

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

DEBORAH STONA

**Avaliação da resistência à fratura de coroas CAD-CAM
sobre pilares sólidos**

Profa. Dra. Ana Maria Spohr

Orientadora

Porto Alegre
2014

DEBORAH STONA

**Avaliação da resistência à fratura de coroas CAD-CAM
sobre pilares sólidos**

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

Linha de Pesquisa: Tecnologias e Técnicas Restauradoras

Orientadora: Profa. Dra. Ana Maria Spohr

Porto Alegre
2014

DEBORAH STONA

**Avaliação da resistência à fratura de coroas CAD-CAM
sobre pilares sólidos**

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

BANCA EXAMINADORA:

Profa. Dra. Ana Maria Spohr – PUCRS

Prof. Dr. Fábio Herrmann Coelho de Souza (UFRGS)

Prof. Dr. Eduardo Gonçalves Mota - PUCRS

“Temos que ser fiéis aos nossos planos. Não existem atalhos”

Michael Jordan

AGRADECIMENTOS

Aos meus queridos pais, **Dirceo e Patrícia**, por serem a base da minha vida, e que me fizeram chegar até aqui. Sempre me incentivando e apoiando na realização dos meus sonhos.

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 namorado, **Luiz Henrique**, 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 sempre é possível. Obrigada por todo amor e carinho.

À minha orientadora, **Profa. Ana Maria Spohr**, pela disponibilidade e dedicação. Obrigada por todos ensinamentos, por me incentivar a questionar, mas principalmente pela amizade.

À **CAPES**, pela bolsa de estudo concedida.

À Pontifícia Universidade Católica do Rio Grande do Sul, na pessoa do diretor da Faculdade de Odontologia, **Prof, Alexandre Bahlis** e vice-diretora **Profa. Angélica Maria Genehr Fritscher**.

Às colegas **Bruna Monteiro** e **Thaisa Bordin**, que se tornaram amigas em tão pouco tempo. Obrigada pelo companheirismo, pelas conversas, desabafos, risadas e principalmente pelo carinho.

Às colegas de mestrado, **Camila, Cauna, Daina, Fernanda, Gabriela, Lisiane e Natália**, por todo companheirismo e amizade durante esses dois anos, que tornaram essa jornada muito mais alegre.

Aos professores **Ary Tietzmann, Eduardo Mota, Julieta Tavares e Maria Martha Campos** pelos ensinamentos e momentos agradáveis.

Às funcionárias da clínica **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 **Cláudia Alves, Claudia Ruga, Carla, Lisiane e Ruchielli**, que acompanharam e me estimularam a seguir nesse caminho.

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

Muito Obrigada!

RESUMO

O objetivo do estudo foi avaliar a resistência à fratura de coroas cerâmicas utilizando o sistema CAD-CAM Cerec sobre pilares sólidos. Sessenta réplicas de implante synocta RN e pilar sólido foram incluídos em resina acrílica autopolimerizável, sendo divididas aleatoriamente (n=20 por grupo). Três tipos de cerâmicas foram utilizadas: Mark II (feldspática), IPS Empress CAD (leucita) e IPS e.max CAD (dissilicato de lítio). As coroas foram confeccionadas através do sistema CAD-CAM utilizando o software Cerec versão 4.1. Após receberam glaze e foram cimentadas com RelyX U200 sob carga de cimentação de 1 Kg. Metade dos corpos de prova de cada cerâmica foi submetida ao teste de resistência à fratura em máquina de ensaio universal EMIC-DL 2000 com velocidade de 1 mm/minuto e, a outra metade, após 1.000.000 de ciclos de fadiga mecânica com carga de 100 N. Segundo ANOVA de duas vias, a interação entre material e ciclagem mecânica foi significativa ($p=0,0001$). De acordo com o teste de Tukey ($\alpha=5\%$) a resistência à fratura, sem ciclagem mecânica e com ciclagem mecânica respectivamente, da cerâmica Mark II (405N/454N) foi estatisticamente menor que as cerâmicas IPS Empress CAD (1169N/1240N) e IPS e.max CAD (1378N/1025N) ($p<0,05$). As cerâmicas IPS Empress CAD e IPS e.max CAD não diferiram estatisticamente entre si ($p>0,05$). Não houve diferença estatística na resistência à fratura sem e com ciclagem mecânica para as cerâmicas Mark II e IPS Empress CAD ($p>0,05$, teste t-student). Para a cerâmica IPS e.max CAD, a resistência à fratura sem ciclagem mecânica foi estatisticamente superior à obtida com ciclagem ($p<0,05$). As cerâmicas IPS Empress CAD e IPS e.max CAD apresentaram maior resistência à fratura quando comparadas com a cerâmica Mark II. A ciclagem mecânica influenciou negativamente apenas a cerâmica IPS e.max CAD.

Palavras-chave: carga de fratura, CAD-CAM, cerâmicas, resistência à fratura, implante

ABSTRACT

The aim of the study was to evaluate the fracture resistance of ceramic crowns using Cerec CAD-CAM system on solid pillars. Sixty replica synocta implant and RN solid abutment were embedded in acrylic resin, being randomly assigned (n=20 per group). Three types of ceramics were used: Mark II (feldspar), IPS Empress CAD (leucite) and IPS e.max CAD (lithium disilicate). The crowns were fabricated by CAD-CAM system using the Cerec software version 4.1. After receiving glaze and were cemented with RelyX U200 cement under load of 1 Kg Half of the specimens of each ceramic was subjected to endurance EMIC DL-2000 test fracture in a universal testing machine with a speed of 1 mm / minute and the other half after 1,000,000 cycles of mechanical stress with a load of 100 N. According to two-way ANOVA, the interaction between the material and mechanical cycling was significant ($p = 0.0001$). According to Tukey test ($\alpha = 5\%$) the fracture toughness without mechanical cycling and mechanical cycling, respectively, of Mark II (405N/454N) was statistically lower than ceramic IPS Empress CAD (1169N/1240N) and IPS e.max CAD (1378N/1025N) ($p < 0.05$). The ceramic IPS Empress CAD and IPS e.max CAD not differ statistically ($p > 0.05$). There was no statistical difference in the resistance to cyclic loading with and without fracture to the Mark II and IPS Empress CAD ($p > 0.05$, Student's t test) ceramics. For ceramic IPS e.max CAD, the fracture resistance without mechanical cycling was statistically superior to that obtained with cycling ($p < 0.05$). The ceramic IPS Empress CAD and IPS e.max CAD showed higher fracture resistance compared to ceramic Mark II. The cyclic loading negatively influenced only IPS e.max CAD.

Key-words: CAD-CAM, ceramics, fracture load, fracture resistance, implant

LISTA DE FIGURAS E TABELA

Figura 1: a) Imagem representativa das dimensões das coroas em cerâmica no Software. b) Coroa cimentada no pilar.....	30
Figura 2: Corpo de prova posicionado na máquina de ensaio universal para o ensaio de resistência à fratura.....	33
Figura 3: Fratura da cerâmica no sentido méso-distal. Face vestibular permaneceu aderida ao pilar.....	36
Figura 4: Fratura da coroa cerâmica em duas partes, vestibular e palatina.....	36
Figura 5: Pilar após a fratura da cerâmica.....	36
Tabela 1: Médias de resistência à fratura (N) e desvios-padrão dos grupos sem e com ciclagem mecânica.....	35

LISTA DE ABREVIATURAS, SIGLAS E SÍMBOLOS

%	Porcentagem
±	Mais ou menos
µm	Micrometro
°	Grau
°C	Grau Celsius
α	Nível de significância
3D	Tridimensional
APF	Flúor fosfato acidulado
ABF	Bifluoreto de amônia
CAD	<i>Computer Assisted Design</i>
CAM	<i>Computer Assisted Machine</i>
et al.	Abreviatura de et allii (e outros)
GPa	Gigapascal
HF	Ácido fluorídrico
Kg	Quilogramas
kN	Quilonewton
MPa	Megapascal
MEV	Microscópio eletrônico de varredura
min	Minutos
mm	Milímetro
mm/minuto	Milímetro por minuto
mm ²	Milímetro quadrado

mW/cm ²	Miliwatt por centímetro quadrado
N	Newton
n	Número de corpos de prova
p	Valor de probabilidade
pH	Potencial de Hidrogênio
PUCRS	Pontifícia Universidade Católica do Rio Grande do Sul
RN	Regular Neck
rpm	Rotações por minuto
Sn	Estanho

SUMÁRIO

1. INTRODUÇÃO.....	14
2. OBJETIVOS.....	17
3. HIPÓTESES.....	17
4. REVISÃO DE LITERATURA.....	18
5. MATERIAIS E MÉTODOS.....	29
5.1 Confeção dos corpos de prova.....	29
5.2 Metodologia de ciclagem mecânica.....	31
5.3 Metodologia de resistência à fratura.....	32
5.4 Análise do tipo de falha.....	33
5.5 Análise estatística.....	33
6. RESULTADOS.....	34
7. DISCUSSÃO.....	37
8. CONCLUSÃO.....	44
9. REFERÊNCIAS BIBLIOGRÁFICAS.....	45
ANEXOS.....	49

1 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 (LEVIN; LAVIV; SCHWARTZ-ARAD, 2006; GROSSMANN; LEVIN, 2007). Como desvantagem pode-se citar o longo tempo de tratamento necessário para a osseointegração e a reabilitação com a prótese (BRÄGGER; KRENANDER; LANG, 2005). 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 (SHADID; SADAQA, 2012).

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 (HEBEL; GAJJAR, 1997). As aparafusadas têm, como principal vantagem, a remoção da peça caso seja necessário e, como desvantagem, aumento do risco de fratura da cerâmica e microfissuras

(HEBEL; GAJJAR, 1997; ZARONE *et al.*, 2007), risco de contaminação de bactérias, problemas estéticos (HEBEL; GAJJAR, 1997) e afrouxamento do parafuso (MAGNE *et al.*, 2011; KIM *et al.*, 2012). As restaurações cimentadas têm 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 (SHADID; SADAQA, 2012).

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 (ATTIA *et al.*, 2006; MIYAZAKI; HOTTA, 2011).

Estudos mostram que as estruturas fabricadas por esses sistemas apresentam resultados, no mínimo, tão bons quanto os obtidos pelos métodos convencionais (BINDL; RICHTER; MÖRMANN, 2005; SHIRAKURA *et al.*, 2009). 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. 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 (BINDL; RICHTER; MÖRMANN, 2005). Traçando um paralelo com os componentes de implantes dentários, os pilares sólidos têm o conceito de tornar o implante e o pilar um corpo só, o que resolveria problemas como o afrouxamento, quebra e espanamento de parafusos que ocorrem com certa frequência em pilares aparafusados (SCHELLER *et al.*, 1998).

Apesar da suposição de comportamento semelhante aos dentes naturais, o questionamento se é possível realizar próteses CAD-CAM sobre pilares sólidos ainda continua sem resposta. A utilização simplificada desta técnica pode favorecer a diminuição do tempo de consulta pelo profissional e satisfazer, no mais elevado grau, a necessidade estética do paciente (ALFARSI; OKUTAN; BICKEL, 2009). Para tal, a possibilidade de utilizar cerâmicas puras neste processo eliminaria o uso de estruturas metálicas na coroa. No entanto, em relação ao material restaurador, continua em aberta a questão de qual material cerâmico teria melhor comportamento mecânico quando cimentado sobre o pilar sólido metálico.

2 OBJETIVOS

O presente estudo avaliou a resistência à fratura de coroas em cerâmica utilizando o sistema CAD-CAM Cerec sobre pilares sólidos nas seguintes variáveis:

- tipo de cerâmica (cerâmica feldspática, cerâmica à base de leucita e cerâmica de dissilicato de lítio para uso em CAD-CAM);
- sem e com ciclagem mecânica.

3 HIPÓTESES

O estudo foi desenvolvido sob duas hipóteses experimentais: a) há diferença na resistência à fratura entre as coroas protéticas confeccionadas com diferentes materiais cerâmicos sobre pilares sólidos; b) a ciclagem mecânica influencia na resistência à fratura.

4 REVISÃO DE LITERATURA

DeLong e Douglas (1983) desenvolveram o sistema inicial de um ambiente bucal artificial. Produzindo um ciclo de força e movimento através de dois servo-hidráulicos, afirmaram que o sistema poderia ser utilizado para base de testes clínicos simulados, avaliando novos materiais e técnicas.

Sakaguchi *et al.* (1986) avaliaram o desgaste de um compósito (P10 – 3M) na região posterior contra uma cúspide em uma boca artificial. De acordo com os autores, o coeficiente de desgaste depende de uma série de fatores, como o atrito inter-oclusal e da energia de superfície do material. A degradação superficial teve início a partir dos 300.000 ciclos. No entanto, enfatizaram que mais estudos são necessários para determinar a degradação em longo prazo.

A percepção oclusal e a força de mordida foi investigada por Kampe *et al.* (1987). A investigação foi feita em indivíduos com a dentição intacta (I) e em indivíduos que tinham pequenas restaurações em dentes posteriores (C). A força de mordida foi testada durante a mordida suave, mordendo como ao mastigar. O apertamento máximo, em média, foi de 532 N no grupo I, e de 516 N no grupo C.

DeLong e Douglas (1991) aprimoraram o sistema de simulação de mastigação em um ambiente artificial, aumentando a taxa de mascar para quatro ciclos por segundo. A correlação encontrada para o desgaste produzido em boca artificial é a de que 250.000 ciclos equivale a um ano em boca humana.

As cerâmicas feldspáticas são menos resistentes devido as suas

características naturais e de processamento. Visando reforçar essa cerâmica, Giordano, Campbell e Pober (1994) testaram um novo produto com base nas trocas iônicas Tuf-Coat, comparando com tratamentos de superfície como acabamento mecânico e glazeamento. O teste de resistência flexural demonstrou que o tratamento Tuk-Coat, assim como o glazeamento e o acabamento mecânico tiveram capacidades semelhantes de aumentar a resistência da cerâmica feldspática.

Tripodakis *et al.* (1995) compararam a força e o modo de falha de pilares personalizados, sendo três *designs* diferentes em InCeram com o sistema convencional CeraOne. A região do parafuso do pilar foi considerada a mais fraca, independente do *design* da peça, porém, quando foi coberta pela cerâmica, melhorou a resistência à fratura.

Hebel e Gajjar (1997) discutiram como a escolha do tipo de retenção nas próteses implantossuportadas pode influenciar na oclusão e estética do paciente. Através de diversos estudos mostraram que as próteses cimentadas apresentam muitas vantagens como, por exemplo, estabilidade, maior resistência física, melhor oclusão e estética por não apresentar o orifício passante. Com isso, as próteses aparafusadas só tem vantagem quando existe pouco espaço oclusal para as peças de cimentação. Outra vantagem é o fato de poderem ser removidas a qualquer momento sem danificar a estrutura da peça. Os autores concluíram que mais estudos devem ser realizados para esclarecer os efeitos sobre o tecido ósseo.

Scheller *et al.* (1998) realizaram um estudo prospectivo multicêntrico de cinco anos em coroas unitárias suportadas por implantes. O estudo

demonstrou que os resultados estáveis em longo prazo podem ser alcançados quando se substitui um único dente com implantes Brånemark e coroas cimentadas sobre pilares CeraOne, com uma taxa de sucesso de 95,9% para os implantes e de 91,1% para as coroas.

O efeito da medição de forças oclusais feito com diferentes padrões e em diferentes ocasiões foi estudado por Tortopidis *et al.* (1998). Três posições do transdutor foram utilizadas entre os dentes anteriores, entre o segundo pré-molar e o primeiro molar de um lado, e entre o segundo pré-molar e o primeiro molar em ambos os lados. As maiores forças foram medidas com o transdutor posterior bilateral (média de 580 N) e, a menor, no transdutor anterior (média de 286 N). Houve pouca diferença de força de mordida entre as três sessões analisadas.

Della Bona e Anusavice (2002) analisaram a topografia das cerâmicas condicionadas com diferentes processos. Utilizaram o ácido fluorídrico (HF) em gel, o flúor fosfato acidulado (APF) e o bifluoreto de amônia (ABF) como condicionadores. Observaram que o mecanismo de corrosão é diferente para os três agentes dependendo das características da cerâmica. Contudo, o HF foi o que produziu o padrão de condicionamento mais proeminente em todas as cerâmicas.

Lohbauer, Petschelt e Greil (2002) avaliaram a longevidade da cerâmica feldspática e um composto de alumina por meio do processo de fadiga. O estudo demonstrou que a alumina teve uma redução menor da resistência após a fadiga devido a um baixo teor da fase vítrea, ao contrário da cerâmica feldspática que teve valores mais baixos de resistência, o que aumentaria a

probabilidade de falhas.

Bragger *et al.* (2005) compararam os aspectos econômicos para a reposição de um elemento dentário pela técnica de ponte fixa sobre dentes vizinhos e coroa unitária sobre implante. Os parâmetros observados foram número de visitas, tempo de cadeira, os custos do tratamento, custos de componentes do implante e de laboratório. No período avaliado, o tratamento com implante teve custo-benefício mais favorável, devendo ser indicado principalmente quando os dentes vizinhos são hígidos e quando há quantidade suficiente de osso.

Bindl *et al.* (2005) investigaram a sobrevivência de coroas monolíticas confeccionadas na técnica CAD-CAM sobre preparos com reduzida macrorretenção, considerando a hipótese de que a adesão compensaria a falta de retenção. Utilizaram molares e pré-molares com preparos clássicos, com retenção reduzida e retenção na câmara pulpar em dentes tratados endodonticamente. A sobrevivência de coroas com preparos clássico e reduzido foi considerada adequada para pré-molares e molares, porém, para dentes com retenção na câmara pulpar, foi aceitável para coroas de molares, mas insuficiente para coroas de pré-molares.

Attia *et al.* (2006) avaliaram o efeito da fadiga e diferentes cimentos em coroas de resina composta (MZ100 Block) e cerâmica pura (Mark II, Vita) confeccionadas no sistema CAM-CAM. Através da análise de variância, os autores constataram que o agente de cimentação teve influência significativa, enquanto que o material restaurador não teve influência.

Bindl, Lüthy e Mörmann (2006) testaram a resistência à fratura de três tipos de cerâmicas (dissilicato de lítio, à base de leucita e feldspática), confeccionando coroas em molares no sistema CAD-CAM e cimentadas com cimento de fosfato de zinco e cimento resinoso. Concluíram que a cimentação adesiva favoreceu as cerâmicas feldspática e à base de leucita, aumentando a sua resistência. Porém, para as coroas em dissilicato de lítio, o resultado não foi tão expressivo, podendo o fosfato de zinco ser utilizado como alternativa de cimentação.

Levin *et al.* (2006) avaliaram as taxas de sucesso de implantes unitários substituindo dentes molares, e observaram uma taxa de falha de apenas 7,4%. De acordo com os autores, é necessário fazer um bom diagnóstico clínico e radiográfico para não comprometer a longevidade do implante, tornando esse um tratamento previsível e com baixas taxas de complicações e insucesso.

De acordo com Grossmann e Levin (2007), as taxas de sucesso e sobrevivência em implantes colocados em sítios que tiveram falha de osseointegração anterior são menores. O sucesso da substituição pode ser aumentado pelo uso de implantes mais largos ou com superfícies melhoradas, porém o profissional e o paciente devem estar cientes destes resultados.

Zarone *et al.* (2007) avaliaram a resistência à fratura de coroas metalocerâmicas unitárias cimentadas e aparafusadas sobre implantes. A análise estatística mostrou não haver diferença estatística entre os dois grupos. Contudo, através da avaliação em microscópio eletrônico de varredura (MEV), o modo de falha em coroas aparafusadas mostraram microfissuras no nível do acesso oclusal do parafuso e fraturas extensas em toda a espessura da

cerâmica. Do contrário, as restaurações cimentadas foram afetadas por menos fraturas marginais da cerâmica.

As propriedades físicas e mecânicas de três cerâmicas (IPS Empress CAD, Mark II e Paradigm C) foram testadas por Charlton, Roberts e Tiba (2008). Observaram que as três cerâmicas têm todas as propriedades significativamente diferentes. O IPS Empress CAD foi a que apresentou os maiores valores de resistência à fratura, módulo flexural e tenacidade à fratura. Os autores enfatizaram que estes resultados têm um valor limitado, uma vez que não testa os efeitos da fadiga, termociclagem e suas características em água. Apenas estudos clínicos de longo prazo podem determinar o real comportamento do material.

Wolf *et al.* (2008) avaliaram a resistência de coroas CAD-CAM em cerâmica com espessura oclusal variada e cimentadas com cimentos adesivos e cimentos não adesivos sobre pilares de titânio e zircônia. Coroas cerâmicas estéticas CAD-CAM sobre implantes tiveram alta resistência com cimentos adesivos em ambos os pilares, titânio e zircônia, em comparação com a cimentação não adesiva. As fraturas foram maiores em titânio nas espessuras de 0,5 mm e 1,5 mm com ambos os cimentos.

Shirakura *et al.* (2009) investigaram a influência da espessura da cerâmica de revestimento na resistência à fratura de restaurações em metalocerâmica e em cerâmica pura. As falhas foram mais significativas nas metalocerâmicas, que também foram afetadas pela espessura da cerâmica de cobertura, havendo mais falha nas cerâmicas com menor espessura. As coroas de cerâmica pura tiveram maior sucesso após a ciclagem.

Alfarsi *et al.* (2009) estudaram a possibilidade de confeccionar coroas sobre implantes utilizando o sistema CAD-CAM sobre pilares de titânio e pilares personalizados em cerâmica feldspática. Este estudo preliminar mostrou que a tecnologia CAD-CAM pode ser utilizada para fabricar pilares cerâmicos personalizados com suas coroas de cerâmica associadas usando blocos de porcelana feldspática pré-sinterizados. Esta técnica torna possível substituir um dente perdido em apenas uma visita, economizando tempo e material.

Guess *et al.* (2010) avaliaram o comportamento à fadiga e a confiabilidade de coroas em dissilicato de lítio (IPS e.max CAD), coroas com base em zircônia (IPS e.max ZirCAD) e cerâmica de cobertura aplicada à mão. O IPS e.max CAD apresentou falhas graves no intervalo de 1.100 a 1.200 N. Já as coroas com base de zircônia apresentaram danos logo após o início da ciclagem, sendo que a carga máxima antes da falha foi de 500N. Os autores concluíram que a técnica CAD-CAM utilizando coroas monolíticas em dissilicato de lítio para dentes e prótese unitária implantossuportada parece muito promissora, além de rentável.

Ritzberger *et al.* (2010) analisaram as propriedades físicas e indicações de dois tipos de cerâmicas vítreas, sendo uma à base de leucita, uma de dissilicato de lítio, e uma de zircônia. A leucita possui alta translucidez, propriedades ópticas e mecânica preferíveis, e são indicadas em *inlays*, *onlays* e coroas. Baseado em uma melhoria dos parâmetros mecânicos, especialmente da força de resistência, o dissilicato de lítio é usado para confeccionar coroas, porém é necessário um procedimento para cristalização de um produto intermediário, o metassilicato de lítio, que é produzido por um

tratamento térmico adicional. Cerâmicas de zircônia mostram elevada tenacidade e resistência.

Segundo Çavusoglu *et al.* (2011), as coroas em cerâmicas vítreas CAD-CAM não possuem resistência à fadiga suficiente para coroas unitárias implantossuportadas em área funcional. Os autores verificaram que o fracasso ocorreu devido à falta de adesão do substrato à estrutura metálica do pilar.

Guess *et al.* (2011) revisaram a performance clínica e laboratorial de cerâmicas puras. Observaram que muitos fabricantes têm concentrado sua atenção para as cerâmicas monolíticas, pois assim removem a camada superficial que é onde mais acontecem as falhas. Aliado a isso, os avanços da tecnologia CAD-CAM tornou os sistemas cerâmicos de alta resistência cada vez mais populares.

Karl e Taylor (2011) compararam o comportamento de pontes fixas de três elementos sobre implantes confeccionados da maneira convencional e através da técnica CAM-CAM utilizando todos os materiais disponíveis para o Sistema Etkon (Straumann CAD/CAM). Foram encontrados valores de deformação significativamente maiores para próteses aparafusadas do que para todas as outras restaurações. Não houve diferenças significativas entre os vários grupos de restaurações CAD-CAM, exceto as restaurações de resina de poliamida que apresentaram níveis de deformação significativamente mais elevados do que as restaurações In Ceram Zircônia. O estudo demonstrou que restaurações CAD-CAM são pelo menos tão boas quanto às superestruturas convencionalmente fabricadas.

Kumar, Kovoov e Oommen (2011) avaliaram a distribuição do estresse ao redor do implante e do dente em uma prótese-fixa implantossuportada por meio de elementos finitos. Os autores observaram que a região que recebe mais estresse é a cervical, tanto do dente como do implante, devido ao módulo de elasticidade do osso cortical ser mais elevado que o do osso esponjoso, sendo mais resistente à deformação e, conseqüentemente, suporta mais carga. Além disso, o uso de uma conexão não-rígida ajuda a reduzir a carga ao longo do dente e do implante.

Magne *et al.* (2011) avaliaram a resistência à fadiga e o modo de falha de facetas cerâmicas e de resina composta sobre pilares personalizados com resina composta em CAD-CAM. Os autores confirmaram a hipótese de que a interface de união pilar-restauração falhou somente após a falha do material restaurador. Além disso, a seleção do material mostrou influência significativa na resistência à fadiga do conjunto. A personalização dos pilares com resina composta teve comportamento semelhante ao de pilares personalizados com zircônia.

Miyazaki e Hotta (2011) analisaram a história e o atual estado do sistema CAD-CAM, assim como a aplicação de coroas vítreas no sistema e aplicação de coroas e pontes em todas as cerâmicas sobre estruturas de zircônia fabricadas pelo CAD-CAM. Os estudos demonstraram uma redução de etapas clínicas, assim como um material livre de porosidades e excelente adaptação. No entanto, os tratamentos adesivos são obrigatórios para a durabilidade. A cerâmica fusionada com estruturas de zircônia CAD-CAM parece ser uma opção favorável na clínica. Porém, o desafio continua para se

padronizar tratamentos de superfície e desenvolver estruturas cerâmicas mais compatíveis.

Shadid e Sadaqa (2012) avaliaram as possibilidades de restauração protética sobre implantes, assim como suas vantagens e desvantagens. No momento de decidir o tipo de prótese a confeccionar, deve-se levar em conta diversos fatores como facilidade de fabricação, custo, estética, acesso, oclusão, retenção, posição do implante, necessidade de provisório, carga imediata, desempenho clínico, entre outros. A revisão demonstrou que se devem conhecer as situações para determinar o melhor tipo para cada caso.

O afrouxamento de parafusos foi testado por Kim *et al.* (2012) utilizando implante Straumann e quatro pilares sólidos de diferentes fabricantes. Os valores de apertamento do parafuso foram medidos logo após o torque e depois da ciclagem. Depois de removido da máquina, foi medida a força de torque para remoção dos pilares. O estudo concluiu que, apesar de diferentes, os pilares são intercambiáveis entre si, porém eles possuem diferentes composições químicas e características físicas, o que pode causar afrouxamento do parafuso ou até a fratura do mesmo ou do implante. Por isso, recomenda-se o uso de um pilar e implante fabricado pela mesma empresa.

Segundo Kassem, Atta e El-Mowafy (2012), coroas em resina composta (Paradigm – MZ100) são mais resistentes à fadiga que coroas em cerâmica (VITABLOCKS Mark II). Todas as coroas em resina composta sobreviveram ao teste de compressão sem fratura, enquanto três das cerâmicas apresentaram fraturas. As coroas em cerâmica cimentadas com cimento resino Panavia

possuíram taxa de infiltração significativamente menor do que os grupos cimentado com RelyX Unicem.

Devido à falta de adesão entre a cerâmica e o titânio, Zhang *et al.* (2012) estudaram o efeito do elemento Sn nesse processo. Os resultados mostram que a porcelana tem sua ligação melhorada por Sn, e pode ser adequado para o uso clínico.

Kang, Chang e Son (2013) compararam a resistência à flexão antes e após o tratamento térmico de duas cerâmicas CAD-CAM em dissilicato de lítio, IPS e.max CAD (Ivoclar Vivadent) e Rosetta SM (Hass). Para ambas as cerâmicas, a resistência à flexão inicial aumentou consideravelmente após o tratamento térmico. O estudo concluiu que ambas as cerâmicas apresentam padrão cristalino e composição molecular semelhante, e não apresentam diferenças significativas na resistência à flexão entre si.

Stawarczyk *et al.* (2013) avaliaram a influência da cimentação na fratura de coroas anteriores feitas no sistema CAD-CAM com blocos de resina (ART), cerâmica reforçada por leucita (LRG), dissilicato de lítio (LIT), zircônia com cerâmica de cobertura (ZRO) e metalocerâmicas (DEG). As coroas foram cimentadas com ionômero de vidro, RelyX Unicem e um grupo não foi cimentado. O estudo demonstrou que a resina, o dissilicato de lítio e a zircônia não sofreram influência pelo tipo de cimento. Já as coroas metalocerâmicas tiveram resistência à fratura maior para as coroas cimentadas em comparação com as não cimentadas. O cimento resinoso teve maior efeito para as coroas de leucita, do que o ionômero de vidro e a não cimentação.

5 MATERIAIS E MÉTODOS

5.1 Confeção dos corpos de prova

Para o presente estudo foram utilizadas 60 análogos do implante synocta RN e pilar sólido RN, de 4 mm de altura (Straumann, Basel, Suíça). O corpo foi incluído em resina acrílica autopolimerizável simulando um implante osteointegrado, pois seu modo de elasticidade é semelhante ao do tecido ósseo (TRIPODAKIS *et al.*, 1995; WOLF *et al.*, 2008). Torque de 35N foi aplicado sobre os pilares. As amostras foram divididas aleatoriamente em seis grupos, cada um com 10 elementos, de acordo com a literatura consultada (SHIRAKURA *et al.*, 2009; ÇAVUŞOĞLU *et al.*, 2011; KARL; TAYLOR, 2011).

As coroas foram confeccionadas através do Sistema CAD-CAM utilizando o Software Cerec (versão 4.1, Sirona Dental Systems GmbH, Bensheim, Alemanha). Um pilar, inserido em um modelo padrão Ivoclar Vivadent para dar mais fidelidade a peça, recebeu *spray* refletivo de dióxido de titânio (VITA, Zahnfabrik, Alemanha) para criar uma superfície opaca necessária para o escaneamento por meio da câmera óptica intra-oral 3D, criando modelo virtual tridimensional. Determinou-se o *design* das coroas através do modo biogênico individual na forma básica de um segundo pré-molar superior direito. A espessura até o sulco principal foi de 1,6 mm, nas faces proximais mais de 2,0 mm, e nas faces vestibular e palatina em torno de 3,0 mm (Figura 1). O espaçador utilizado foi de 50 µm, sem remoção de retenções.

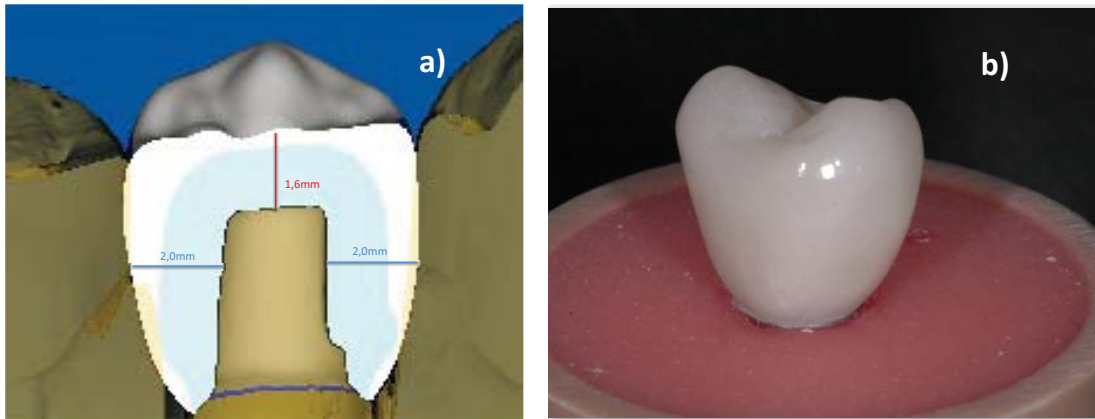


Figura 1: a) Imagem representativa das dimensões das coroas em cerâmica no Software. b) Coroa cimentada no pilar sólido.

Sessenta coroas foram confeccionadas na unidade fresadora, sendo 20 em cerâmica feldspática (CEREC VITABLOCS Mark II, VITA, Zahnfabrik, Alemanha), 20 em cerâmica à base de leucita (IPS Empress CAD, Ivoclar Vivadent, Liechtenstein) e 20 em cerâmica à base de dissilicato de lítio (IPS e.max CAD, Ivoclar Vivadent, Liechtenstein). As coroas fresadas em IPS e.max CAD foram cristalizadas em forno cerâmico (Programat P300, Ivoclar Vivadent AG) por 30 minutos de queima, a uma temperatura final de 850°C no vácuo. Após a remoção do *sprue* e o polimento com pontas de borracha (Diagloss, Edenta, Suíça) com 12000 rpm em baixa rotação, todas as cerâmicas foram glazeadas com glaze paste (IPS e.max Ceram, Ivoclar Vivadent, Liechtenstein), IPS Empress e Mark II a uma temperatura de 790°C e IPS e.max a 770°C.

Na porção interna, as coroas receberam tratamento de superfície conforme as normas de cada fabricante. Todas as coroas foram condicionadas com ácido fluorídrico 10% (Dentsply, Rio de Janeiro, RJ, Brasil). As feldspáticas receberam condicionamento por 2 minutos, as coroas a base de

leucita por 1 minuto e, em dissilicato de lítio, por 20 segundos. Após o condicionamento, todas foram lavadas por 20 segundos e submersas em cuba ultrassônica com água destilada por 5 minutos para remover impurezas. Depois de secas, foi aplicada uma camada de silano (Ceramic Primer, 3M-ESPE, St. Paul, MN, EUA), seguido de leve jato de ar por 5 segundos.

A cimentação foi realizada com cimento resinoso RelyX U200 (3M-ESPE, St. Paul, MN, EUA). Comprimentos iguais da pasta base e catalizadora foram misturados pelo tempo de 15 segundos e aplicado no interior da coroa com o auxílio de uma espátula. A peça foi cimentada sobre o pilar com o auxílio de um dispositivo específico o qual estava padronizada a carga de cimentação de 1 Kg pelo tempo de 3 minutos. Os excessos do cimento foram removidos, seguido da fotoativação com LED (Bluephase, Ivoclar Vivadent, Liechtenstein) por 60 segundos em cada face, com intensidade acima de 1000 mW/cm². A intensidade de energia foi monitorada a cada cinco corpos de prova com auxílio de um radiômetro LED (SDI, Austrália). Os corpos de prova foram armazenados em água destilada a 37° C por 24 horas. Decorrido este período, 10 corpos de prova foram submetidos ao ensaio de resistência à fratura e, os outros 10, receberam ciclagem mecânica seguido do ensaio de resistência à fratura.

5.2 Metodologia de ciclagem mecânica

A ciclagem mecânica foi realizada no equipamento Erios ER-11000 (São Paulo, SP, Brasil). As espécimes ficaram imersas em água destilada a 37° C, sendo aplicada uma carga vertical de 100 N na superfície oclusal das coroas,

na frequência de 1 ciclo/segundo, totalizando 1.000.000 ciclos (KASSEM; ATTA; EL-MOWAFY, 2012).

Ao final da ciclagem mecânica verificou-se a perda ou não da cimentação das coroas através da retenção das mesmas sobre o pilar. Com auxílio de uma lupa com 10 vezes de aumento examinou-se a presença de trincas, lascas e fraturas, sendo designadas as seguintes classificações: a) sucesso (sem alterações); b) falha (fraturas, lascas ou trincas); c) sobrevivência (algum tipo de falha, porém sem interferir na estética e nem no uso da peça) (SHIRAKURA *et al.*, 2009).

5.3 Metodologia de resistência à fratura

O ensaio de resistência à fratura foi realizado na máquina de ensaio universal EMIC DL – 2000 (São José do Pinhais, PR, Brasil). A célula de carga selecionada foi a de 10 kN e velocidade de carregamento de 1 mm/minuto. No braço móvel da máquina de ensaio, onde estava fixada a célula de carga, foi rosqueada uma esfera metálica com 6 mm de diâmetro. 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 os planos inclinados da superfície intercuspídea da face oclusal do corpo de prova (Figura 2). A carga de compressão foi aplicada paralelamente ao longo eixo da coroa até a sua fratura. A força máxima foi registrada em Newtons (N) para cada corpo de prova por meio do programa de computador MT teste 100 acoplado à máquina de ensaio.

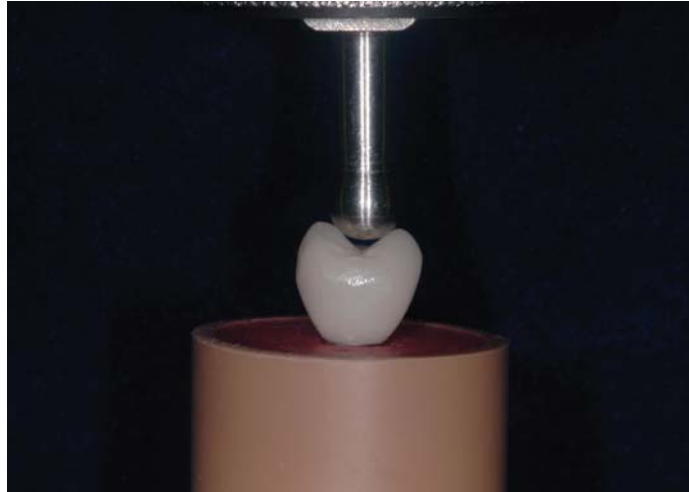


Figura 2: Corpo de prova posicionado na máquina de ensaio universal para o ensaio de resistência à fratura.

5.4 Análise do tipo de falha

Decorrido o ensaio de resistência à fratura, os corpos de prova foram avaliados visualmente para determinar o tipo de falha: perda de cimentação da peça, trincas, lascas ou fraturas na cerâmica.

5.5 Análise Estatística

Os resultados obtidos no ensaio de resistência à fratura foram submetidos ao teste de Kolmogorov-Smirnov, havendo normalidade nos dados. Os dados foram então submetidos à Análise de Variância (ANOVA) de duas vias e ao teste de Tukey para comparar a resistência à fratura entre os três materiais quando submetidos e não submetidos à ciclagem mecânica. Para comparar a resistência à fratura para o mesmo material restaurador, com e sem ciclagem mecânica, foi aplicado o teste t-student não-pareado. O nível de significância foi de 5%.

6 RESULTADOS

De acordo com ANOVA de duas vias, o fator material foi significativo ($p=0,000$), e o fator ciclagem mecânica não foi significativo ($p=0,084$). A interação entre material e ciclagem mecânica foi significativa ($p=0,000$). A Tabela 1 mostra os valores médios de resistência à fratura para os diferentes grupos.

A cerâmica Mark II apresentou média de resistência à fratura estatisticamente menor que as cerâmicas IPS Empress CAD e IPS e.max CAD tanto na avaliação sem ciclagem mecânica como com ciclagem mecânica ($p<0,05$). As cerâmicas IPS Empress CAD e IPS e.max CAD não diferiram estatisticamente entre si ($p>0,05$).

De acordo com o teste t-student, não houve diferença estatística na média de resistência à fratura do grupo sem ciclagem mecânica e do grupo com ciclagem mecânica para as cerâmicas Mark II e IPS Empress CAD ($p>0,05$). Para a cerâmica IPS e.max CAD, a média de resistência à fratura sem ciclagem mecânica foi estatisticamente superior à média obtida com ciclagem mecânica ($p<0,05$).

Tabela 1 – Médias de resistência à fratura (N) e desvios-padrão dos grupos sem e com ciclagem mecânica.

Grupo	Sem ciclagem	Com ciclagem	p valor
	mecânica		
	Média (Desvio-Padrão)	Média (Desvio-Padrão)	
Mark II	405 ^{Aa} (±60)	454 ^{Aa} (±77)	0,1340
IPS Empress CAD	1169 ^{Bb} (±267)	1240 ^{Bb} (±180)	0,4980
IPS e.max CAD	1378 ^{Ba} (±234)	1025 ^{Bb} (±87)	0,0000

*Médias seguidas de mesma letra maiúscula nas colunas não apresentam diferença estatística significativa entre si para o teste de Tukey ao nível de significância de 5%.

* Médias seguidas de mesma letra minúscula nas linhas não apresentam diferença estatística significativa entre si para o teste de t-student ao nível de significância de 5% (valor de p é apresentado).

Nenhum corpo de prova apresentou alterações após a ciclagem mecânica, havendo 100% de sucesso, pois não se observou perda de cimentação pelo afrouxamento das restaurações, nem fraturas, lascas ou trincas na superfície da cerâmica.

Após o ensaio de resistência à fratura, todas as falhas foram coesivas na cerâmica. As mesmas ocorreram no sentido méso-distal das coroas, onde existia o lado achatado (ranhura) do pilar, dividindo a coroa em parte vestibular e lingual (Figuras 3 e 4). Não foram observados quaisquer resquícios de cimento resinoso nos pilares (Figura 5).

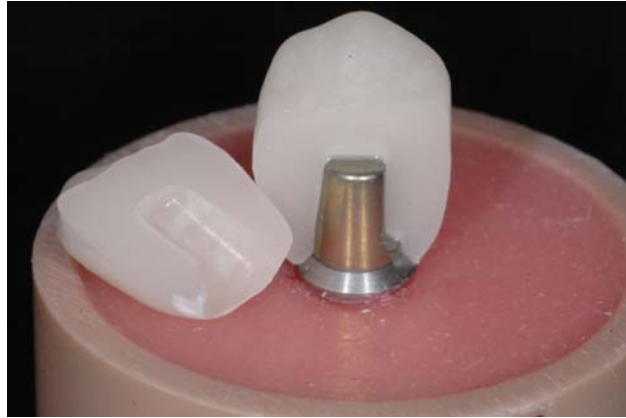


Figura 3: Fratura da cerâmica no sentido méso-distal. Face vestibular permaneceu aderida ao pilar.



Figura 4: Fratura da coroa cerâmica em duas partes, vestibular e palatina.

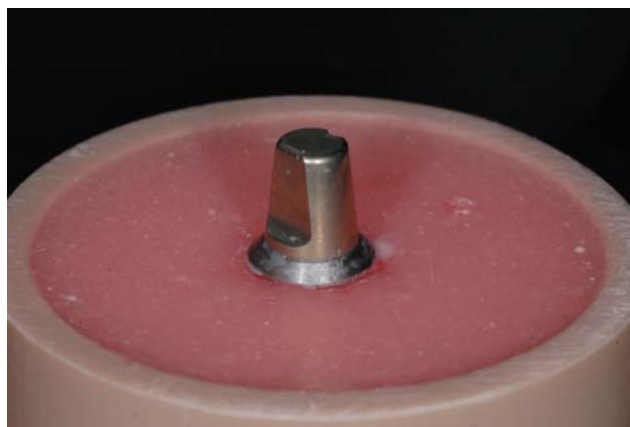


Figura 5: Pilar após a fratura da cerâmica.

7 DISCUSSÃO

As cerâmicas odontológicas foram desenvolvidas para restaurar remanescentes dentários. Com o surgimento dos implantes e a necessidade estética, as cerâmicas acabaram sendo a solução para reabilitação rápida e eficiente. Porém, o módulo de elasticidade do titânio é muito maior que o do tecido dentário (KUMAR; KOVOOR; OOMMEN, 2011) e, quanto mais rígido, maior a tensão necessária para promover uma deformação plástica permanente (DELLA BONA; ANUSAVICE, 2002). Conseqüentemente, os dados de fratura de coroas cerâmicas estéticas sobre dentes podem não se aplicar para coroas sobre pilares de titânio. Além das diferentes propriedades físicas dos pilares, acredita-se que a carga de fratura deste tipo de coroa pode ser afetada pela espessura oclusal da coroa, o material do pilar, o modo de cimentação, o tipo de cimento, e a altura do pilar (WOLF *et al.*, 2008). Por estes motivos, o presente estudo padronizou todas estas variáveis, modificando apenas o material cerâmico.

O estudo avaliou a resistência à fratura de coroas em três diferentes cerâmicas confeccionadas no sistema CAD-CAM e cimentadas sobre pilares sólidos. De acordo com os resultados, a hipótese de que há diferença na resistência à fratura entre as cerâmicas foi aceita, pois as coroas em cerâmica Mark II apresentaram menor resistência à fratura em relação às cerâmicas IPS Empress CAD e IPS e.max CAD. O estudo de Charlton *et al.* (2008) verificou que a cerâmica Mark II apresenta resistência flexural de 94 MPa, módulo de elasticidade de 8,65 GPa e tenacidade à fratura de $1,37 \text{ MPa}\cdot\text{m}^{1/2}$, valores inferiores aos encontrados para a cerâmica IPS Empress CAD que

corresponde à 137 MPa, 16,10 GPa e 2,18 MPa.m^{1/2}, respectivamente. Portanto, explicação para a menor resistência à fratura das coroas em Mark II encontra-se no fato dessa cerâmica ser do tipo feldspática e apresentar menor resistência intrínseca em relação às outras duas cerâmicas que são consideradas cerâmicas reforçadas (GUESS *et al.*, 2011).

A cerâmica IPS Empress CAD é uma cerâmica vítrea reforçada por leucita e apresenta 35 a 45% em volume de cristais com um tamanho médio de 1-5 µm. O IPS e.max CAD também é uma cerâmica vítrea que contém 70% em volume de cristais de dissilicato de lítio (RITZBERGER *et al.*, 2010). Pelo fato desta última apresentar uma resistência intrínseca superior em relação à cerâmica IPS Empress CAD (KANG; CHANG; SON, 2013), a expectativa era de que as coroas confeccionadas em IPS e.max CAD apresentassem maior resistência à fratura. No entanto, os resultados evidenciaram não haver diferença estatística nos valores de resistência à fratura para ambas as cerâmicas reforçadas. Possível explicação para este achado pode estar no fato dos materiais cerâmicos reforçados terem sido avaliados na forma de coroas cimentadas sobre pilares sólidos por meio da técnica da cimentação adesiva, e não somente por meio de corpos de prova em forma de barras ou discos que são submetidos a diferentes ensaios mecânicos (LOHBAUER; PETSCHILT; GREIL, 2002). O estudo de Stawarczyk *et al.* (2013) verificou que as coroas em IPS Empress CAD cimentadas com o cimento resinoso RelyX Unicem sobre *abutments* de metal obtiveram maior resistência à fratura em comparação com a cimentação empregando o cimento de ionômero de vidro. No entanto, para as coroas em IPS e.max CAD, o agente de cimentação não influenciou a resistência à fratura destas restaurações. O estudo de Bindl, Luthy e Mormann

(2006) também demonstrou que a cimentação adesiva contribuiu para equiparar os valores de resistência à fratura da cerâmica de vidro reforçada por leucita (ProCAD, Ivoclar Vivadent) com a cerâmica de vidro de dissilicato de lítio (VP 2297, Ivoclar Vivadent). Portanto, pode-se supor que a cimentação adesiva empregada no presente estudo com o cimento resinoso RelyX U200 contribuiu para o aumento da resistência à fratura das coroas em IPS Empress CAD ao ponto de se aproximar aos valores das coroas em IPS e.max CAD.

A ciclagem mecânica é uma metodologia de envelhecimento *in vitro* que visa submeter os corpos de prova a uma carga cíclica, tentando reproduzir as cargas mastigatórias que são aplicadas sobre as restaurações. No presente estudo, as coroas em cerâmica foram submetidas a 1.000.000 de ciclos com carga de 100 N. Desta forma, simulou-se o uso em funções normais de aproximadamente quatro anos, uma vez que cada 250.000 ciclos equivalem a média de um ano (DELONG; DOUGLAS, 1983; SAKAGUCHI *et al.*, 1986; DELONG; DOUGLAS, 1991). Para as três cerâmicas, a ciclagem mecânica não causou falha de cimentação, fraturas, lascas ou trincas na superfície. A resistência à fratura, antes e após a ciclagem mecânica, não diferiu estatisticamente para as coroas em cerâmica Mark II e IPS Empress CAD, mas apenas para a IPS e.max CAD, sendo aceita a segunda hipótese. Considera-se que o pequeno aumento de resistência à fratura após a fadiga mecânica para a Mark II e IPS Empress CAD tenha sido devido ao acaso, o que corrobora com o fato de que a ciclagem mecânica por 1 milhão de ciclos não afetou a estrutura intrínseca e não causou efeito deletério sobre estas cerâmicas. Para as coroas em IPS e.max CAD houve uma redução de 25% na resistência à fratura após a ciclagem mecânica.

No presente estudo, a ciclagem mecânica foi realizada com as amostras imersas em água. Apesar dos blocos em cerâmica usados para usinagem no processo CAD-CAM conterem menos imperfeições (GUESS *et al.*, 2010), os materiais cerâmicos apresentam falhas e defeitos de superfície, os quais são selados pelo glazeamento, favorecendo ao aumento da resistência do material (GIORDANO; CAMPBELL; POBER, 1994). Estas falhas e defeitos de superfície estão diretamente relacionados aos sítios iniciais que levam às fraturas das cerâmicas quando aplicadas as cargas mastigatórias (CHARLTON; ROBERTS; TIBA, 2008). Portanto, uma das possíveis causas de redução da resistência da cerâmica é a cinética de lenta propagação das falhas ou fendas de superfície da cerâmica que podem ocorrer durante a ciclagem mecânica em água. A propagação lenta de fendas pode ser atribuída à presença da umidade dentro de possíveis sítios de fratura, a qual degrada quimicamente as cerâmicas, sendo fortemente influenciada pela quantidade e composição da fase vítrea da microestrutura da cerâmica. Este fenômeno aparece preferencialmente em vidros à base de silicato, resultando em ruptura das ligações químicas entre o silício e o oxigênio por estresse de corrosão (WIEDERHORN, 1967). Apesar de não haver dados na literatura que justifique a redução da resistência à fratura do IPS e.max CAD após ciclagem mecânica, especula-se que a carga cíclica, associada à umidade, possa ter tido algum efeito sobre as ligações químicas na matriz vítrea do IPS e.max CAD. Esta cerâmica apresenta um processo de confecção diferente das outras. O bloco de IPS e.max CAD é fresado em uma fase intermediária, onde é precipitado o metassilicato de lítio (Li_2SiO_3), que corresponde a 40% em volume de cristais com 0,5 μm . Nessa fase o material apresenta uma cor azulada e muito pouca

durabilidade química. Através de um processo térmico de cristalização a 850°C, o metassilicato de lítio é transformado em um dissilicato de lítio ($\text{Li}_2\text{Si}_2\text{O}_5$), que corresponde a 70% em volume de cristais com tamanho de 3 a 6 μm , o qual confere resistência mecânica e propriedades ópticas de cerâmica vítrea. Todavia, faz-se necessário maior investigação em relação a possíveis causas que justifiquem a redução de resistência desta cerâmica após ciclagem mecânica.

Associado aos valores de resistência à fratura, também é importante analisar os tipos de fratura em cada grupo experimental. Isto porque não somente o resultado do teste de resistência à fratura garante a um material ou técnica ser ideal para restaurar uma estrutura dentária, mas sim que tipo de falha ele irá causar quando uma fratura vier a ocorrer, ou seja, se o prognóstico será favorável ou não. Todas as coroas fraturaram de forma similar, independente do material, havendo falhas coesivas na cerâmica, no sentido médio-distal, dividindo a coroa em parte vestibular e palatina, permanecendo o pilar intacto. Geralmente uma das partes permaneceu aderida ao pilar, semelhante ao trabalho reportado por Bindl *et al.* (2005). Provavelmente este tipo de falha foi favorecida pela esfera de aço de 6 mm de diâmetro utilizada no estudo, a qual se adaptou às vertentes internas das cúspides vestibulares e palatinas das restaurações. Nestas condições, a força de compressão foi aplicada com a esfera de aço sobre a restauração, favorecendo ao deslocamento externo das cúspides vestibular e palatina, com uma resultante de tensão ao nível da parte superior do pilar e, conseqüentemente, favorecendo a propagação de uma linha de fratura no sentido médio-distal. Outro fator que provavelmente favoreceu ao tipo de fratura das coroas em

cerâmicas foi o *design* do pilar. O mesmo apresenta leve conicidade de 6^o, e uma face achatada (ranhura) que serve para estabilizar a peça protética, evitando rotações, além de servir como indicador de posição. Além disso, os ângulos formados são obtusos, fato que aumenta a tensão das cerâmicas puras nessa região e pode ser um sítio propagador de fraturas (SHIRAKURA *et al.*, 2009). Após a fratura, é importante ressaltar que, apesar das coroas estarem perfeitamente adaptadas e não haver falha de cimentação, os pilares ficaram livres de quaisquer resquícios de cimento resinoso. Acredita-se que este achado esteja relacionado ao fato de não ter sido feito nenhum tratamento do pilar sólido com *primers* específicos para metal. Estes *primers* favorecem o aumento da união do cimento resinoso ao pilar metálico e, conseqüentemente, a permanência de cimento resinoso sobre o pilar após o ensaio de resistência à fratura (WOLF *et al.*, 2008) .

Os resultados de resistência à fratura em todas as coroas de cerâmica, independente da aplicação da ciclagem mecânica, foram superiores aos valores da força mastigatória normal que são aplicados em dentes pré-molares superiores, que correspondem aos valores de 100 N a 300 N (DELONG; DOUGLAS, 1983; TORTOPIDIS *et al.*, 1998; KIM *et al.*, 2012), com restrição apenas para pacientes com bruxismo, onde os valores de carga ficam entre 500 N a 800 N (KAMPE *et al.*, 1987). A transferência dos resultados de estudos laboratoriais para a clínica deve ser feita com cautela, uma vez que os estudos *in vitro* não conseguem reproduzir a real situação da cavidade oral. No entanto, de acordo com os resultados obtidos, pode-se sugerir que as coroas em cerâmica Mark II, IPS Empress CAD e IPS e.max CAD, cimentadas sobre pilares sólidos, apresentaram resistência à fratura suficientes para suportar as

forças mastigatórias normais. É importante que o clínico leve em consideração as características do paciente, como idade, presença de hábitos parafuncionais e força mastigatória, além do custo dos blocos cerâmicos, para determinar o tipo de cerâmica a ser utilizada.

Este estudo evidencia que a técnica CAD-CAM é promissora para a confecção de coroas monolíticas diretamente sobre pilares sólidos, podendo restabelecer função e estética em apenas uma consulta. A mesma conclusão não foi obtida em outro estudo (ÇAVUŞOĞLU *et al.*, 2011), em que os autores não aconselharam a utilização da técnica. Possivelmente os diferentes achados estejam relacionados com a metodologia, pois no estudo anterior foi realizada cimentação sobre um pilar cimentável, que contém o orifício para o parafuso, e não um pilar sólido maciço como no presente estudo. Pode-se especular que pilares sólidos transmitam as forças mastigatórias de forma mais homogênea do que um pilar oco. No entanto, fazem-se necessários estudos clínicos longitudinais para realmente confirmar esta premissa.

8 CONCLUSÃO

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

- as cerâmicas IPS Empress CAD e IPS e.max CAD apresentaram melhores resultados de resistência à fratura sobre pilares sólidos em relação a cerâmica Mark II.
- a ciclagem mecânica influenciou negativamente apenas a cerâmica IPS e.max CAD.

9 REFERÊNCIAS BIBLIOGRÁFICAS

ALFARSI, M. A.; OKUTAN, H. M.; BICKEL, M. CAD/CAM to fabricate ceramic implant abutments and crowns: a preliminary in vitro study. **Aust Dent J**, v. 54, n. 1, p. 12-16, 2009.

ATTIA, A.; ABDELAZIZ, K. M.; FREITAG, S.; KERN, M. Fracture load of composite resin and feldspathic all-ceramic CAD/CAM crowns. **J Prosthet Dent**, v. 95, n. 2, p. 117-123, 2006.

BINDL, A.; RICHTER, B.; MÖRMANN, W. H. Survival of ceramic computer-aided design/manufacturing crowns bonded to preparations with reduced macroretention geometry. **Int J Prosthodont**, v. 18, n. 3, p. 219-224, 2005.

BINDL, A.; LÜTHY, H.; MÖRMANN, W. H. Strength and fracture pattern of monolithic CAD/CAM-generated posterior crowns. **Dent Mater**, v. 22, n. 1, p. 29-36, 2006.

BRÄGGER, U.; KRENANDER, P.; LANG, N. P. Economic aspects of single-tooth replacement. **Clin Oral Implants Res**, v. 16, n. 3, p. 335-341, 2005.

ÇAVUŞOĞLU, Y.; SAHIN, E.; GÜRBÜZ, R.; AKÇA, K. Fatigue resistance of 2 different CAD/CAM glass-ceramic materials used for single-tooth implant crowns. **Implant Dent**, v. 20, n. 5, p. 374-378, 2011.

CHARLTON, D. G.; ROBERTS, H. W.; TIBA, A. Measurement of select physical and mechanical properties of 3 machinable ceramic materials. **Quintessence Int**, v. 39, n. 7, p. 573-579, 2008.

DELLA BONA, A.; ANUSAVICE, K. J. Microstructure, composition, and etching topography of dental ceramics. **Int J Prosthodont**, v. 15, n. 2, p. 159-167, 2002.

DELONG, R.; DOUGLAS, W. H. Development of an artificial oral environment for the testing of dental restoratives: bi-axial force and movement control. **J Dent Res**, v. 62, n. 1, p. 32-36, 1983.

DELONG, R.; DOUGLAS, W. H. An artificial oral environment for testing dental materials. **IEEE Trans Biomed Eng**, v. 38, n. 4, p. 339-345, 1991.

GIORDANO, R. A.; CAMPBELL, S.; POBER, R. Flexural strength of feldspathic porcelain treated with ion exchange, overglaze, and polishing. **J Prosthet Dent**, v. 71, n. 5, p. 468-472, 1994.

GROSSMANN, Y.; LEVIN, L. Success and survival of single dental implants placed in sites of previously failed implants. **J Periodontol**, v. 78, n. 9, p. 1670-1674, 2007.

GUESS, P. C.; ZAVANELLI, R. A.; SILVA, N. R.; BONFANTE, E. A.; COELHO, P. G.; THOMPSON, V. P. Monolithic CAD/CAM lithium disilicate versus veneered Y-TZP crowns: comparison of failure modes and reliability after fatigue. **Int J Prosthodont**, v. 23, n. 5, p. 434-442, 2010.

GUESS, P. C.; SCHULTHEIS, S.; BONFANTE, E. A.; COELHO, P. G.; FERENCZ, J. L.; SILVA, N. R. All-ceramic systems: laboratory and clinical performance. **Dent Clin North Am**, v. 55, n. 2, p. 333-352, ix, 2011.

HEBEL, K. S.; GAJJAR, R. C. Cement-retained versus screw-retained implant restorations: achieving optimal occlusion and esthetics in implant dentistry. **J Prosthet Dent**, v. 77, n. 1, p. 28-35, 1997.

KAMPE, T.; HARALDSON, T.; HANNERZ, H.; CARLSSON, G. E. Occlusal perception and bite force in young subjects with and without dental fillings. **Acta Odontol Scand**, v. 45, n. 2, p. 101-107, 1987.

KANG, S. H.; CHANG, J.; SON, H. H. Flexural strength and microstructure of two lithium disilicate glass ceramics for CAD/CAM restoration in the dental clinic. **Restor Dent Endod**, v. 38, n. 3, p. 134-140, 2013.

KARL, M.; TAYLOR, T. D. Effect of material selection on the passivity of fit of implant-supported restorations created with computer-aided design/computer-assisted manufacture. **Int J Oral Maxillofac Implants**, v. 26, n. 4, p. 739-745, 2011.

KASSEM, A. S.; ATTA, O.; EL-MOWAFY, O. Fatigue resistance and microleakage of CAD/CAM ceramic and composite molar crowns. **J Prosthodont**, v. 21, n. 1, p. 28-32, 2012.

KIM, S. K.; KOAK, J. Y.; HEO, S. J.; TAYLOR, T. D.; RYOO, S.; LEE, S. Y. Screw loosening with interchangeable abutments in internally connected implants after cyclic loading. **Int J Oral Maxillofac Implants**, v. 27, n. 1, p. 42-47, 2012.

KUMAR, G. A.; KOVOOR, L. C.; OOMMEN, V. M. Three-dimensional finite element analysis of the stress distribution around the implant and tooth in tooth implant-supported fixed prosthesis designs. **J Dent Implant**, v. 1, n. 2, p. 75-79, 2011.

LEVIN, L.; LAVIV, A.; SCHWARTZ-ARAD, D. Long-term success of implants replacing a single molar. **J Periodontol**, v. 77, n. 9, p. 1528-1532, 2006.

LOHBAUER, U.; PETSCHT, A.; GREIL, P. Lifetime prediction of CAD/CAM dental ceramics. **J Biomed Mater Res**, v. 63, n. 6, p. 780-785, 2002.

MAGNE, P.; ODERICH, E.; BOFF, L. L.; CARDOSO, A. C.; BELSER, U. C. Fatigue resistance and failure mode of CAD/CAM composite resin implant abutments restored with type III composite resin and porcelain veneers. **Clin Oral Implants Res**, v. 22, n. 11, p. 1275-1281, 2011.

MIYAZAKI, T.; HOTTA, Y. CAD/CAM systems available for the fabrication of crown and bridge restorations. **Aust Dent J**, v. 56 Suppl 1, n., p. 97-106, 2011.

RITZBERGER, C.; APEL, E.; HÖLAND, W.; PESCHKE, A.; RHEINBERGER, V. Properties and Clinical Application of Three Types of Dental Glass-Ceramics and Ceramics for CAD-CAM Technologies. **Materials**, v. 3, n. 6, p. 3700-3713, 2010.

SAKAGUCHI, R. L.; DOUGLAS, W. H.; DELONG, R.; PINTADO, M. R. The wear of a posterior composite in an artificial mouth: a clinical correlation. **Dent Mater**, v. 2, n. 6, p. 235-240, 1986.

SHELLER, H.; URGELL, J. P.; KULTJE, C.; KLINEBERG, I.; GOLDBERG, P. V.; STEVENSON-MOORE, P.; ALONSO, J. M.; SCHALLER, M.; CORRIA, R. M.; ENGQUIST, B.; TORESKOG, S.; KASTENBAUM, F.; SMITH, C. R. A 5-year multicenter study on implant-supported single crown restorations. **Int J Oral Maxillofac Implants**, v. 13, n. 2, p. 212-218, 1998.

SHADID, R.; SADAQA, N. A comparison between screw- and cement-retained implant prostheses. A literature review. **J Oral Implantol**, v. 38, n. 3, p. 298-307, 2012.

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**, v. 101, n. 2, p. 119-127, 2009.

STAWARCZYK, B.; BEUER, F.; ENDER, A.; ROOS, M.; EDELHOFF, D.; WIMMER, T. Influence of cementation and cement type on the fracture load testing methodology of anterior crowns made of different materials. **Dent Mater J**, v. 32, n. 6, p. 888-895, 2013.

TORTOPIDIS, D.; LYONS, M. F.; BAXENDALE, R. H.; GILMOUR, W. H. The variability of bite force measurement between sessions, in different positions within the dental arch. **J Oral Rehabil**, v. 25, n. 9, p. 681-686, 1998.

TRIPODAKIS, A. P.; STRUB, J. R.; KAPPERT, H. F.; WITKOWSKI, S. Strength and mode of failure of single implant all-ceramic abutment restorations under static load. **Int J Prosthodont**, v. 8, n. 3, p. 265-272, 1995.

WIEDERHORN, S. M. Influence of Water Vapor on Crack Propagation in Soda-Lime Glass. **J Am Ceram Soc**, v. 50, n. 8, p. 407-414, 1967.

WOLF, D.; BINDL, A.; SCHMIDLIN, P. R.; LÜTHY, H.; MÖRMANN, W. H. Strength of CAD/CAM-generated esthetic ceramic molar implant crowns. **Int J Oral Maxillofac Implants**, v. 23, n. 4, p. 609-617, 2008.

ZARONE, F.; SORRENTINO, R.; TRAINI, T.; DI LORIO, D.; CAPUTI, S. Fracture resistance of implant-supported screw- versus cement-retained porcelain fused to metal single crowns: SEM fractographic analysis. **Dent Mater**, v. 23, n. 3, p. 296-301, 2007.

ZHANG, Q.; GUO, L.; GUO, T.; YANG, J. Influence of Sn on the adhesion between titanium and porcelain. **Mater Lett**, v. 79, n., p. 300-302, 2012.



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

Porto Alegre 26 de junho de 2013

O Projeto de: Dissertação

Protocolado sob nº: 0030/13
Intitulado: Avaliação da resistência à fratura de coroas CAD/CAM sobre pilares sólidos.
Pesquisador Responsável: Profa. Dra. Ana Maria Spohr
Pesquisadores Associados: Deborah Stona
Nível: Dissertação / Mestrado

Foi *aprovado* pela Comissão Científica e de Ética da Faculdade de Odontologia da PUCRS em 26 de junho de 2013.

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