

UNIVERSIDADE DE PASSO FUNDO

Andressa Restani Oliveira

**INFLUÊNCIA DE DIFERENTES PROTOCOLOS DE
USINAGEM DE CAD/CAM NA QUALIDADE
ANATÔMICA E NO COMPORTAMENTO DE FRATURA
DE COROAS DE ZIRCÔNIA TRANSLÚCIDA**

Passo Fundo

2023

Andressa Restani Oliveira

**INFLUÊNCIA DE DIFERENTES PROTOCOLOS DE
USINAGEM DE CAD/CAM NA QUALIDADE
ANATÔMICA E NO COMPORTAMENTO DE FRATURA
DE COROAS DE ZIRCÔNIA TRANSLÚCIDA**

Tese apresentada ao Programa de Pós-Graduação em Odontologia da Faculdade de Odontologia da UPF, para obtenção do título de Doutorado em Odontologia – Área de Concentração em Clínica Odontológica, sob orientação da profa. Dra. Márcia Borba.

Passo Fundo

2023

Folha reservada para
Ata de aprovação da Banca Examinadora

Observação:

Mantenha esta página no seu arquivo, imprimindo-a.
Após, faça a substituição pela Ata de aprovação fornecida pela
Secretaria para manter a correta numeração do seu trabalho.

Folha reservada para
Ficha catalográfica

Observação:

Mantenha esta página no seu arquivo, imprimindo-a.
Após, faça a substituição pela Ficha Catalográfica fornecida pela
Biblioteca Central de Estudantes da UPF para manter a correta
numeração do seu trabalho.

BIOGRAFIA DO AUTOR

Andressa Restani Oliveira

Nascida em 12 de setembro de 1994, natural de Presidente Bernardes/SP. Graduada em Odontologia pela Faculdade de Odontologia de Presidente Prudente da Universidade do Oeste Paulista (UNOESTE) - Presidente Prudente/SP. Mestra em Odontologia - área de concentração: Clínica Odontológica - pela Universidade do Oeste Paulista (UNOESTE) - Presidente Prudente/SP, com período sanduíche na *University of Mississippi Medical Center* – Jackson/MS – EUA. Doutoranda em Odontologia – área de concentração: Clínica Odontológica – na Universidade de Passo Fundo (UPF) – Passo Fundo/RS.

AGRADECIMENTOS

À **Deus**, por simplesmente tudo! Por me permitir chegar até aqui, por ser o meu sustento e minha paz. Por não me abandonar aonde quer que eu vá e me dar de presente pessoas tão especiais ao longo desses anos.

Aos meus pais **Roberlei** e **Marinez**, pelo apoio e incentivo em cada fase da vida e do doutorado. Por todas as renúncias feitas para que este meu sonho se realizasse. Por compreenderem a minha falta e nunca me deixarem faltar amor. Meu porto seguro, meu alicerce profundo.

Ao meu irmão **Leonardo** e a minha irmã do coração **Mariana**, por nossa união e elo que nenhuma distância desfaz. Obrigada pelo apoio e incentivo. Eu amo ter vocês!

Aos meus **avôs e avós**, que suportaram e entenderam a minha distância. Eles continuam sem entender bem o que é que eu tanto estudo, mas sempre estão rezando e torcendo para que tudo dê certo e eu conquiste tudo o que sonho. Vocês são meus xodós!

Ao meu **Antônio**, por toda paciência, calma e espera. Obrigada pelo incentivo e amor. Eu amo somar na vida com você.

À amiga **Katia Weber**, por ter dividido comigo a vida pessoal e acadêmica. Obrigada pelo incentivo e por toda ajuda com essa pesquisa. E agradeço mais ainda pela sua amizade.

To my friend **Kartikeya S. Jodha**, for all your support, encouragement and friendship. "It doesn't matter where we are."

À amiga **Susana Salazar**, que me incentivou desde o princípio a esse doutorado. Obrigada pelas suas doces e sábias palavras de encorajamento. Eu sempre aprendo muito com você.

Às amigas **Adrieli Neves, Jéssica Teixeira, Mariana Castelão, Mariana Pinheiro**. Vocês têm participação especial em todas as fases da minha vida. Obrigada por nossa amizade.

Às amigas **Queli Sonza e Márcia Freitas** e aos amigos **Oscar Pecho e Rodrigo Alessandretti**. Vocês tornaram meus anos em Passo Fundo/RS muito melhores e mais divertidos, e com certeza mais saborosos também. Obrigada pela amizade e por todos os momentos compartilhados.

Às minhas espanholas favoritas **Cristina Espinar** e **Maria Tejada**, pela parceria, boas conversas e risadas. Que grata surpresa foi encontrar vocês pelo caminho. Gracias chicas!

À amiga de doutorado e minha “dupla” **Camila Tagliari**, pela amizade, risadas em meio aos desesperos e muito conhecimento compartilhado ao longo do curso. Você conseguiu tornar a jornada foi mais leve.

Ao ex-técnico do laboratório de pesquisa odontológica e amigo **Darvin Knoop**, que sempre se dedicou a nos ajudar. Obrigada pela amizade e risadas durante esses anos.

À aluna de iniciação científica **Natália Ziglioli**, que acompanhou de perto esse trabalho. Obrigada por sua paciência e comprometimento comigo e com a pesquisa.

Às alunas de iniciação científica **Gabriela Pizzolatto** e **Gabriela Pagotto**, pela dedicação e parceria de laboratório.

À aluna de mestrado **Indiaráí Lavandoski Bringhenti**, pela ajuda com esta pesquisa. Pela parceria, boas risadas e amizade.

Ao nosso **grupo de pesquisa “Team MB”**, por toda parceria e trabalho durante esses anos. Que esse time comprometido evolua sempre mais.

À minha orientadora **Dra. Márcia Borba**, por confiar em mim. Obrigada pelos seus ensinamentos, por sua paciência e por tudo o que me ensinou sobre pesquisa e rotina acadêmica. Você nos incentiva a superar os desafios e ir cada vez mais longe. Agradeço pela pessoa humana, preocupada e comprometida que és. Obrigada pelo carinho e convivência durante esses anos. Tenho muito orgulho de ser sua orientada e sou muito feliz por isso. Você é uma pessoa brilhante!

Às professoras **Dra. Paula Benetti, Dra. Marina Kaizer e Dra. Susana Salazar**, que colocaram seu tempo à disposição para compor minha banca de defesa, agregando conhecimento a este trabalho.

Ao professor **William Haupt**, coordenador do PPG em Projetos e Processos de Fabricação - UPF, que nos auxiliou no *design* dos dispositivos utilizados nesse estudo.

Ao **Núcleo de Tecnologia Mecânica – FEAR UPF**, pela disponibilidade de equipamentos e laboratórios. E aos funcionários

que ali se dedicam e estão sempre dispostos a ajudar, com muito carinho e simpatia.

Ao **Laboratório de Prótese Coral** (Passo Fundo/RS) e **Dentsply Sirona**, que colaboraram com esse trabalho na fase de usinagem das coroas.

À **ISCAN Radiologia Odontológica** (Passo Fundo/RS), pela disponibilidade que nos permitiu adentrar suas instalações e utilizar seu equipamento.

À secretária de pós-graduação **Fabiana Pimentel**, que trabalha com dedicação e amor, nos auxiliando sempre que é preciso.

Aos **professores do PPG Odonto UPF**, pela dedicação conosco. O aprendizado que tivemos com de vocês foi fundamental.

À **Universidade de Passo Fundo - UPF**, que colaborou e propiciou a realização deste doutorado, dispondo de toda sua infraestrutura.

Ao **Edital Fapergs/CAPES 06/2018** – Programa de Internacionalização da Pós-Graduação no RS (n. 19/2551-0000677-2),

À **Coordenação de Aperfeiçoamento de Pessoal de Nível Superior – (Brasil) CAPES**, pelo apoio financeiro que me permitiu a realização deste doutorado.

SUMÁRIO

LISTA DE TABELAS	13
LISTA DE FIGURAS	14
LISTA DE ABREVIATURAS.....	17
RESUMO	19
ABSTRACT	21
INTRODUÇÃO.....	23
PROPOSIÇÃO	29
ARTIGO I.....	31
ARTIGO II	65
CONSIDERAÇÕES FINAIS	96
REFERÊNCIAS	98

LISTA DE TABELAS

Tabela I.1: Grupos experimentais e protocolos estabelecidos para usinagem em CAD/CAM	42
Tabela I.2: Mediana dos escores de integridade marginal e intervalo interquartil (Q1; Q3) para os grupos experimentais.....	49
Tabela I.3: Valores de média (desvio-padrão) da distância total, distância positiva e distância negativa entre a superfície oclusal das coroas produzidas com os diferentes protocolos	51
Tabela II.1: Grupos experimentais e protocolos estabelecidos para usinagem em CAD/CAM	74
Tabela II.2: Carga de fratura característica (L_0) e módulo de Weibull (m), com os respectivos intervalos de confiança de 95% (95% CI) para os grupos experimentais	80

LISTA DE FIGURAS

Figura I.1: a) Disco de zircônia pré sinterizado; b) Coroas usinadas pelos protocolos suave, normal e rápido42

Figura I.2: Réplica do espaço do cimento para avaliar a adaptação em 5 regiões de mensuração: M) marginal; GA) ângulo gengivo-axial; A) axial; AO) ângulo axio-oclusal; O) oclusal45

Figura I.3: Média e desvio-padrão (barra de erro) da espessura de fenda nas diferentes regiões das coroas para os três protocolos de usinagem.....48

Figura I.4: Representação dos escores que foram encontrados nas margens das coroas usinadas50

Figura I.5: Faces oclusais das coroas usinadas com os protocolos suave, normal e rápido.....50

Figura I.6: Mapas de diferenças de cores da avaliação da discrepância dimensional da face oclusal de acordo com cada

comparação: a) N vs. S; b) N vs. R; c) S vs. R. Vermelho indica um erro positivo, azul indica um erro negativo e verde indica boa veracidade.....52

Figura II.1: Coroas usinadas pelos protocolos suave, normal e rápido.....74

Figura II.2: Imagem de MEV das fresas de CAD/CAM antes da usinagem: (a) fresa 0.5 ZrO₂; (b) fresa 1.0 ZrO₂; (c) fresa 2.5 ZrO₂75

Figura II.3: Gráfico de Weibull dos dados de carga de fratura para os grupos experimentais81

Figura II.4: Imagens de MEV da superfície da cerâmica 3Y-TZP usinada com o protocolo suave (a) normal (b) e rápido (c).....82

Figura II.5: Imagens de MEV de uma coroa usinada com o protocolo suave. É possível observar a curva de compressão em a), as ampliações b) e c) mostram com mais detalhes a região de origem da fratura localizada na área oclusal da coroa em contato com o pistão83

Figura II.6: Imagens da superfície de fratura de uma coroa usinada com o protocolo normal. A curva de compressão em a), a região de origem da fratura é apontada com mais detalhamento nas ampliações b) e c), utilizando MEV. A imagem d) corresponde à região de fratura examinada em estereomicroscópio.....84

Figura II.7: Imagens de MEV de uma coroa usinada com o protocolo rápido. Em b) é possível observar a região de aplicação da carga e origem da fratura. *Hackle lines* indicando a direção da fratura podem ser observadas em a), c) e d)85

LISTA DE ABREVIATURAS

μm	Micrometro
Au-Pd	Ouro-paládio
CAD/CAM	<i>Computer-aided design/Computer-aided manufacturing</i>
g	Gramas
G10	Resina epóxi reforçada com fibra de vidro
h	Horas
HF	Ácido fluorídrico
Hz	Hertz
LTD	<i>Low temperature degradation</i>
M-D	Mésio-distal
MEV	Microscópio eletrônico de varredura
min	Minuto
mm	Milímetro
mW/cm^2	Miliwatt por centímetro quadrado
N	Newton
n	Número de corpos-de-prova
nm	Nanômetros
$^{\circ}\text{C}$	Graus celsius
s	Segundos

Y-PSZ	Zircônia parcialmente estabilizada com óxido de ítrio
Y-TZP	Zircônia tetragonal estabilizada com óxido de ítrio

RESUMO¹

O objetivo dessa tese foi avaliar o efeito de diferentes protocolos de usinagem CAD/CAM na adaptação, na integridade marginal e oclusal e no comportamento de fratura de coroas monolíticas de zircônia de segunda geração (3Y-TZP). O estudo foi dividido em dois artigos: o primeiro focado na qualidade e integridade anatômica das coroas e o segundo no comportamento de fratura. Foram usinadas coroas monolíticas de 3Y-TZP, simulando 2º pré-molar superior, utilizando três protocolos na unidade CAM (n = 13) (suave (S), normal (N), rápido (R)). A adaptação foi avaliada com a técnica da réplica e a integridade marginal baseada em uma escala qualitativa. A discrepância dimensional oclusal foi analisada por um *software* de imagem. Dados de adaptação e discrepância oclusal foram analisados com ANOVA e teste de Tukey, e de integridade marginal com Kruskal-Wallis e Student-Newman-Keuls ($\alpha = 0,05$). As coroas foram cimentadas sobre pilar de material análogo a dentina e submetidas ao envelhecimento mecânico. As coroas sobreviventes foram submetidas à compressão e fractografia. Dados de carga de fratura foram analisados com análise de Weibull de dois parâmetros. O grupo S apresentou maior fenda no ângulo axio-oclusal e na oclusal. A integridade marginal foi similar entre os grupos para margem total. Nas regiões mesial e vestibular o grupo R resultou em maiores escores. A anatomia oclusal do protocolo suave foi a mais refinada. Na discrepância dimensional oclusal, a distância média total entre S vs. R foi maior do que entre R vs. N e S vs. N. Todas as coroas sobreviveram ao envelhecimento mecânico. O grupo R apresentou carga de fratura característica estatisticamente superior. O módulo de Weibull do grupo suave foi significativamente superior ao grupo normal e semelhante ao grupo

¹ Andressa Restani Oliveira

rápido. Os protocolos de usinagem CAD/CAM influenciaram a adaptação, discrepância dimensional oclusal e comportamento de fratura das coroas de 3Y-TZP.

Palavras-chave: Cerâmica, Desenho Assistido por Computador, Adaptação Marginal Dentária, Técnicas de Réplica, Fraturas por compressão.

ABSTRACT²

The objective of this thesis was to evaluate the effect of different CAD/CAM machining protocols on the adaptation, marginal and occlusal integrity and fracture behavior of second-generation zirconia monolithic crowns (3Y-TZP). The study was divided into two articles: the first aimed to investigate the quality and anatomical integrity of crowns and the second characterized their fracture behavior. Monolithic 3Y-TZP crowns, simulating the upper 2nd premolar, were CAD/CAM machined using three protocols (n = 13) (soft (S), normal (N), fast (F)). Adaptation was analyzed with the replica technique and marginal integrity based on a qualitative scale. The occlusal dimensional discrepancy was analyzed using a software. Adaptation and occlusal discrepancy data were analyzed using ANOVA and Tukey's test, and marginal integrity using Kruskal-Wallis and Student-Newman-Keuls ($\alpha = 0.05$). The crowns were cemented on a dentin analog abutment and subjected to mechanical aging. Surviving crowns were subjected to compression and fractography. Fracture load data were analyzed with two-parameter Weibull analysis. The group S had a larger gap in the axio-occlusal and occlusal angles. Marginal integrity was similar between groups for total margin. In the mesial and buccal regions, group R resulted in higher scores. The occlusal anatomy of the soft protocol was the most refined. In the occlusal dimensional discrepancy, the mean total distance between S vs. R was greater than between R vs. N and S vs. N. All crowns survived mechanical aging. The R group had a statistically higher characteristic fracture load. The Weibull modulus of group S was significantly higher than the group N and similar to group F. The type of CAD/CAM machining protocols affects the adaptation,

² Influence of different CAD/CAM machining protocols on the anatomical quality and fracture behavior of translucent zirconia crowns.

occlusal dimensional discrepancy and fracture behavior of 3Y-TZP crowns.

Keywords: Ceramics, Computer-Aided Design, Dental Marginal Adaptation, Replica Techniques, Fractures, Compression.

INTRODUÇÃO

A primeira geração de zircônia introduzida na Odontologia, a zircônia tetragonal estabilizada com 3 mol% de ítria (3Y-TZP), apresenta elevadas propriedades mecânicas, mas alto grau de opacidade. Por isso, foi utilizada durante muito tempo apenas como infraestrutura de próteses fixas, necessitando sempre de uma cerâmica vítrea de recobrimento (ex: porcelana feldspática) para melhorar a estética final da restauração (ZHANG; LAWN, 2018). Apesar de bons resultados clínicos, essas estruturas multicamadas aumentam riscos de lascamento, trincas e delaminações das próteses, tornando maior as taxas de insucesso das restaurações cerâmicas de zircônia (CAMPOSILVAN *et al.*, 2018; MONACO *et al.*, 2013). Portanto, a composição e microestrutura da 3Y-TZP de primeira geração foi modificada com o intuito de aprimorar as propriedades ópticas, para que fosse possível a fabricação de restaurações monolíticas que dispensam a cerâmica de recobrimento, diminuindo as chances de lascamento (ZHANG *et al.*, 2016; ZHANG; LAWN, 2018).

Foram utilizadas diferentes estratégias na tentativa de aumentar a translucidez da zircônia. Inicialmente, foi aumentada a densidade da cerâmica, através da sinterização em temperaturas mais altas, e foi reduzindo radicalmente a concentração da alumina. Essas zircônias chamadas de segunda geração (3Y-TZP de segunda geração ou de “translucidez aumentada”) apresentam uma moderada melhora, mas perceptível, na translucidez e mantém as boas propriedades mecânicas da primeira geração, tornando-as adequadas para restaurações monolíticas posteriores (NORDAHL *et al.*, 2015; VICHI *et al.*, 2016; ZHANG; LAWN, 2018). Posteriormente, desenvolveu-se a terceira geração de zircônias, que incluiu a fase cúbica em sua composição para reduzir a opacidade, aumentando a quantidade de ítria para 4 mol% e 5 mol% (4Y-PSZ e 5Y-PSZ). Essa alteração na composição melhorou eficientemente a translucidez do material, no entanto introduziu mudanças nas propriedades mecânicas, comprometendo a resistência e a tenacidade à fratura da cerâmica, já que os grãos cúbicos não sofrem transformação de fase sob tensão (CAMPOSILVAN *et al.*, 2018; ZHANG; LAWN, 2018).

Quando as diferentes gerações de zircônia foram avaliadas, observou-se que a carga de fratura imediata de coroas de zircônias com 3 mol% (3Y-TZP de segunda geração), 4 mol% (4Y-PSZ) e 5 mol% (5Y-PSZ) de ítria na composição foi semelhante. Mas quando envelhecidas (simulando o ambiente oral), a zircônia 5Y-

PSZ apresentou a menor carga de fratura média, confirmando que o aumento do teor de ítria na zircônia pode diminuir as propriedades mecânicas. Ainda assim, essa carga de fratura foi alta, acima das cargas médias de mastigação (ELSAYED *et al.*, 2019).

As restaurações de cerâmicas à base de zircônia são confeccionadas pelo sistema CAD/CAM (*Computer-aided design/Computer-aided manufacturing*), através de blocos cerâmicos produzidos sob condições industriais controladas, o que sugere materiais mais homogêneos e com menos defeitos incorporados em sua estrutura, caracterizando uma vantagem desse sistema (DENRY; KELLY, 2014; JOKSTAD, 2017). Apesar da redução dos defeitos de processamento, a usinagem pelo sistema CAM ainda tem o potencial de introduzir defeitos e trincas na superfície da cerâmica, como resultado do processo de desgaste da cerâmica pelas fresas/pontas diamantadas (ZHANG *et al.*, 2006; ALAO *et al.*, 2017; FRAGA *et al.*, 2017). Quanto mais abrasivas as pontas, maior a quantidade e profundidade dos defeitos, já que grãos maiores aumentam a remoção de material produzindo maiores danos à superfície (CURRAN *et al.*, 2017).

Os danos gerados durante a usinagem ocasionam uma discrepância significativa na resistência à fratura quando comparados corpos-de-prova usinados e corpos-de-prova polidos produzidos em laboratório (REKOW; THOMPSON, 2005; ADDISON *et al.*, 2012; FRAGA *et al.*, 2017). Isso porque as

cerâmicas tem sua resistência à fratura influenciada pela quantidade de defeitos que possuem, estes defeitos podem ser considerados críticos quando localizados em zonas de tensão sendo prejudiciais ao comportamento mecânico das restaurações (FRAGA *et al.*, 2017).

Além dos possíveis defeitos de usinagem, outros fatores influenciam a longevidade das restaurações, como por exemplo a qualidade anatômica, adaptação interna, qualidade e adaptação marginal (COLPANI *et al.*, 2013; SCHRIWER *et al.*, 2017). Todos esses fatores estão relacionados entre si de alguma maneira. Um estudo avaliou qualidade marginal, adaptação interna e carga de fratura de coroas monolíticas de zircônia produzidas em CAD/CAM. Foi observado que há uma correlação entre os defeitos marginais e a carga de fratura, ou seja, quanto maior o número e a severidade de defeitos de margem menor a carga de fratura das coroas. As fraturas se iniciavam sempre na margem cervical das coroas, justamente onde eram encontrados os defeitos marginais. É possível que esses defeitos sejam resultado do processo usinagem das coroas (SCHRIWER *et al.*, 2017).

Má qualidade marginal e má adaptação marginal ocasionam fendas marginais ou desadaptação, que podem resultar em lacunas que expõem o cimento aos fluidos orais, ocasionando micro infiltrações, degradação do agente cimentante, infiltração de bactérias e seus subprodutos, além da impacção de alimentos,

retenção de biofilme, podendo causar lesões cariosas, recessão gengival, reabsorção óssea, doenças periodontais e até inflamação na polpa (COLPANI et al., 2013; SCHRIWER et al., 2017; REKOW et al., 2005).

Coroas cerâmicas com desadaptação interna podem ter menor resistência à fratura portanto a adaptação interna deve ser preservada. A maior espessura da linha de cimento está associada à presença de falhas e fraturas catastróficas. Portanto, o espaço interno deve ser uniforme e homogêneo, possibilitando o completo assentamento da coroa cerâmica, sem afetar a retenção e resistência (COLPANI *et al.*, 2013; SCHRIWER *et al.*, 2017; REKOW *et al.*, 2005).

A qualidade anatômica oclusal também é importante para a longevidade das restaurações usinadas, já que em faces ásperas e rugosas ocorre maior acúmulo de biofilme, além de serem abrasivas e ocasionar maior desgaste dos dentes antagonistas. Uma superfície menos íntegra também pode apresentar defeitos que levam à falha das restaurações durante o uso clínico. Coroas com lisura superficial proporcionam conforto ao paciente, preservando a estética, os aspectos biológicos e estruturais (HEINTZE *et al.*, 2008).

Reduzir etapas de acabamento e ajustes em restaurações usinadas pode prevenir danos e melhorar a qualidade das restaurações, além de economia de tempo. Para isso é fundamental

que a usinagem CAM seja precisa e com qualidade. As novas atualizações dos softwares CAD possibilitam a escolha de diferentes protocolos de usinagem, desde um mais lento até um mais veloz. Todos utilizam as mesmas fresas para usinagem, mas em cada protocolo elas percorrem caminhos diferentes com tempos de contato com a cerâmica diferentes também, produzindo restaurações com mais ou menos detalhamento. Esses diferentes protocolos de usinagem podem afetar as restaurações produzidas, devido as variações entre eles, porém ainda não foi relatado na literatura seus efeitos.

Diante do exposto, é importante avaliar se diferentes protocolos de usinagem CAD/CAM influenciam na qualidade anatômica e comportamento mecânico de uma zircônia policristalina translúcida (3Y-TZP de segunda geração).

PROPOSIÇÃO

Esse trabalho tem como objetivo geral investigar o efeito de diferentes protocolos de usinagem em CAD/CAM (suave, normal e rápido) na qualidade anatômica e comportamento mecânico de coroas monolíticas de zircônia policristalina translúcida de segunda geração (3Y-TZP).

Este trabalho foi organizado em dois artigos: o primeiro referente a análise da adaptação, integridade marginal e oclusal das coroas produzidas com os diferentes protocolos, e o segundo com enfoque no comportamento mecânico dessas coroas submetidas a envelhecimento mecânico e ensaio de carga de fratura. Assim, o trabalho apresenta os seguintes objetivos específicos:

1) Avaliar o efeito de diferentes protocolos de usinagem CAD/CAM (suave, controle e rápido) na adaptação de coroas de 3Y-TZP. Hipótese: Os três protocolos resultam em espessuras semelhantes de fenda marginal e interna nas coroas cerâmicas.

2) Avaliar o efeito de diferentes protocolos de usinagem CAD/CAM (suave, controle e rápido) na integridade marginal de

coroas de 3Y-TZP. Hipótese: Os três protocolos resultam em qualidade marginal semelhante.

3) Avaliar o efeito de diferentes protocolos de usinagem CAD/CAM (suave, controle e rápido) na anatomia oclusal de coroas de 3Y-TZP. Hipótese: Os três protocolos resultam em anatomia oclusal das coroas e discrepância dimensional semelhantes.

4) Avaliar o efeito de diferentes protocolos CAD/CAM (suave, controle e rápido) no comportamento de fratura de coroas monolíticas de 3Y-TZP. Hipótese: Os três protocolos resultam em semelhantes carga de fratura, confiabilidade e modo de falha das coroas após envelhecimento mecânico.

ARTIGO I
ADAPTAÇÃO E INTEGRIDADE ANATÔMICA DE
COROAS MONOLÍTICAS DE ZIRCÔNIA
PRODUZIDAS COM DIFERENTES PROTOCOLOS
DE USINAGEM DE CAD/CAM

Título resumido: Qualidade de coroas de zircônia usinadas por diferentes protocolos de CAD/CAM

Andressa Restani Oliveira^a

Indiará Lavandoski Bringhenti^b

Natália Ulmi Ziglioli^c

Alvaro Della Bona^d

Vitor Trancoso de Britto^e

Gabriela Pizzolatto^f

Marcia Borba^g

^a Doutoranda, Programa de Pós-Graduação em Odontologia (PPGOdonto), Faculdade de Odontologia, Universidade de Passo Fundo (UPF), BR 285, Km 171, São José / Passo Fundo / RS / Brasil. E-mail: andressa_restani@hotmail.com

- ^b Mestranda, Programa de Pós-Graduação em Odontologia (PPGOdonto), Faculdade de Odontologia, Universidade de Passo Fundo (UPF), BR 285, Km 171, São José / Passo Fundo / RS / Brasil. E-mail: indiarai.indi@hotmail.com
- ^c Estudante de Odontologia, Faculdade de Odontologia, Universidade de Passo Fundo (UPF), BR 285, Km 171, São José / Passo Fundo / RS / Brasil. E-mail: 179473@upf.br
- ^d Professor, Programa de Pós-Graduação em Odontologia (PPGOdonto), Faculdade de Odontologia, Universidade de Passo Fundo (UPF), BR 285, Km 171, São José / Passo Fundo / RS / Brasil. E-mail: dbona@upf.br
- ^e Doutorando, Programa de Pós-Graduação em Odontologia (PPGOdonto), Faculdade de Odontologia, Universidade de Passo Fundo (UPF), BR 285, Km 171, São José / Passo Fundo / RS / Brasil. E-mail: vitorbritto715@gmail.com
- ^f Estudante de Odontologia, Faculdade de Odontologia, Universidade de Passo Fundo (UPF), BR 285, Km 171, São José / Passo Fundo / RS / Brasil. E-mail: 174890@upf.br
- ^g Professora, Programa de Pós-Graduação em Odontologia (PPGOdonto), Faculdade de Odontologia, Universidade de Passo Fundo (UPF), BR 285, Km 171, São José / Passo Fundo / RS / Brasil. E-mail: marcia_borb@hotmail.com

Autor Correspondente:

Nome: Márcia Borba

Endereço: Faculdade de Odontologia, Universidade de Passo Fundo, BR 285, Km 171, São José / Passo Fundo / RS / ZIPCODE: 99052-900.

Telefone: +55 54-3316-8395

Email: marciaborba@upf.br; marcia_borb@hotmail.com

Palavras-chave: Cerâmica, CAD-CAM, Adaptação Marginal Dentária, Técnicas de Réplica.

Adaptação e integridade anatômica de coroas monolíticas de zircônia produzidas com diferentes protocolos de usinagem de CAD/CAM

RESUMO

Objetivo: avaliar o efeito da diferentes protocolos de usinagem CAD/CAM na adaptação e na integridade marginal e oclusal de coroas monolíticas de zircônia translúcida de segunda geração (3Y-TZP). **Métodos:** Coroas monolíticas de 3Y-TZP, referente ao 2º pré-molar superior, foram usinadas na unidade CAM utilizando três protocolos (n = 13) (suave (S), normal (N), rápido (R)) e posteriormente sinterizadas. A adaptação foi avaliada com a técnica da réplica, sendo a espessura de fenda mensurada em 5 regiões. Para avaliar a integridade marginal foram obtidas imagens das margens das coroas utilizando estereomicroscópio e a análise seguiu uma escala qualitativa. A avaliação da discrepância dimensional oclusal foi realizada através do escaneamento das coroas e análise em *software* com sobreposição de imagens. Os dados de adaptação e discrepância oclusal foram analisados com ANOVA e teste de Tukey, e os dados de integridade marginal com Kruskal-Wallis e Student-Newman-Keuls ($\alpha = 0,05$). **Resultados:** Não foi encontrada diferença significativa entre os grupos para fendas nas regiões marginal, ângulo gengivo-axial e axial. No ângulo axio-oclusal e na oclusal, o grupo S apresentou maior fenda

que o grupo N. Para a integridade marginal, não houve diferença estatística entre os grupos para margem total. Porém, quando cada região foi analisada separadamente, o grupo R resultou em maiores escores do que os grupos N e S na região mesial e vestibular, indicando defeitos mais severos. O protocolo suave apresentou coroas com anatomia oclusal mais refinada. Na discrepância dimensional oclusal, a distância média total entre R e N foi igual a distância observada entre S e N, mas menor de que a distância entre S e R. **Conclusão:** Os protocolos de usinagem afetaram a adaptação das coroas nas regiões próximas à superfície oclusal. As coroas apresentaram boa integridade marginal para todos os grupos. Os protocolos S e R resultaram em discrepância dimensional oclusal entre eles.

Significância Clínica: Diferentes protocolos de usinagem afetam alguns aspectos da adaptação e qualidade anatômica de coroas de 3Y-TZP, portanto cabe ao dentista e ao técnico de prótese dentária fazerem as corretas indicações para cada protocolo considerando seus benefícios e limitações.

INTRODUÇÃO

Para que a zircônia fosse utilizada como material de coroas monolíticas foi necessário realizar modificações em sua estrutura a fim de obter melhor translucidez, semelhante ao dente natural [1,2].

Sendo assim, para diminuir a opacidade, foi aumentada a densidade da cerâmica, através da sinterização em temperaturas mais altas, diminuindo a porosidade, e também foi reduzida a concentração da alumina usada como um aditivo da sinterização. Essa evolução desenvolveu a zircônia de segunda geração, chamada zircônia tetragonal estabilizada com 3 mol% de óxido de ítrio (3Y-TZP), que apresenta boas propriedades mecânicas e moderada melhora na translucidez, já sendo suficiente para utilização em restaurações monolíticas de pré-molares e molares [2–4].

As cerâmicas 3Y-TZP se apresentam na forma de blocos ou discos pré-sinterizados ou densamente sinterizados para usinagem com o sistema *computer-aided design/computer-aided manufacturing* (CAD/CAM), que faz desenho da restauração e fabricação assistida por computador, realizando o processo de desgaste da cerâmica através de fresas. Os *softwares* CAD permitem a seleção de parâmetros de usinagem, tipo de material restaurador, ajustes anatômicos preliminares, espessura da linha de cimento, tipo de usinagem (macia ou *soft-machining*, para blocos pré-sinterizados; e dura ou *hard-machining*, para blocos já sinterizados), entre outros [5,6]. A precisão e o tempo de fresamento são determinados pelo número de eixos da fresadora, tamanho da fresa e abrasividade, velocidade de usinagem e tipo do material [6]. Com o avanço da tecnologia CAD/CAM, atualmente, é possível optar por diferentes protocolos de usinagem (suave,

normal ou rápido) para fabricação das restaurações, sendo possível escolher desde um protocolo mais rápido até um protocolo mais lento, com maior nível de detalhamento. Esses protocolos utilizam as mesmas fresas, que percorrem diferentes caminhos durante usinagem a depender do protocolo selecionado. Essas variações de tempo e caminhos da fresa podem afetar o resultado da usinagem, no entanto, ainda são escassos os dados na literatura sobre a qualidade das restaurações produzidas com os diferentes protocolos.

O sucesso clínico de restaurações monolíticas depende de diversos fatores, entre eles: adaptação interna, qualidade e adaptação marginal, e qualidade anatômica [7,8]. Diferentes parâmetros de usinagem podem influenciar no ajuste interno das restaurações, apresentando espaços inadequados e margens finas que podem causar fraturas [6]. A adaptação interna é um aspecto importante a ser preservado, já que coroas cerâmicas com desadaptação interna podem ter menor resistência à fratura. Por exemplo, maior espessura de fenda interna na área oclusal de uma coroa pode induzir maior concentração de tensões de tração na superfície interna da restauração, enquanto menores espessuras de fenda axial podem induzir tensões circulares (*hoop stresses*) [9]. Além de que grandes fendas marginais podem expor o cimento aos fluidos orais, ocasionando micro infiltrações e degradação do cimento, o que pode gerar impacção de alimentos e detritos orais,

bem como processos inflamatórios nos tecidos periodontais. A maior espessura da linha de cimento está relacionada com a presença de falhas e fraturas catastróficas, assim sendo, o espaço interno deve ser uniforme e homogêneo, propiciando o assentamento da coroa cerâmica, sem afetar a retenção e resistência [7,8,10].

Outro fator importante para o sucesso de restaurações é a qualidade marginal. Defeitos de margem podem surgir como resultado do processo usinagem das coroas, sendo que tanto o tipo de usinagem quanto o tipo de zircônia influenciam a qualidade da restauração [8]. Defeitos marginais podem se tornar zonas de concentração de tensões quando aplicada alguma carga, como a carga mastigatória, e é provável que originem fraturas. Um estudo observou que quanto maior o número e a severidade de defeitos de margem de coroas de zircônia menor a carga de fratura das mesmas, sendo que as falhas se iniciaram na margem cervical das coroas, justamente onde eram encontrados os defeitos marginais [8]. Além da correlação com o comportamento mecânico, a presença de defeitos de margem pode causar desadaptação marginal resultando em fendas que causam problemas biológicos [7,8,10].

A qualidade oclusal também tem papel fundamental para longevidade de restaurações. Próteses com lisura superficial conferem conforto ao paciente, preservando a estética e aspectos

biológicos. Em faces ásperas e rugosas ocorre maior acúmulo de biofilme, podendo haver trincas, lascamentos ou fraturas catastróficas devido à diminuição da resistência, além de serem abrasivas e ocasionar maior desgaste dos dentes antagonistas [11]. Defeitos na superfície oclusal de restaurações, podem ocasionar contato oclusal prematuro induzindo sobrecarga oclusal sobre outros dentes durante a oclusão e os movimentos excursivos mandibulares. Esse contato oclusal pode ser ajustado, porém o próprio ajuste pode gerar trincas e defeitos, por isso a importância da usinagem fabricar coroas com boa anatomia oclusal. Caso não seja realizado o ajuste do contato, isso pode acarretar estresse no próprio dente, provocando microfissuras, abfrações, recessão gengival, fraturas de cúspide e desgaste na própria restauração [12].

Estudos indicam que detalhes pequenos e profundos de formato côncavo não podem ser fabricados com alta precisão, provavelmente devido à limitação de tamanho e forma da fresa de usinagem [13,14]. Esses tipos de defeitos podem afetar o contato oclusal e requerem maiores ajustes clínicos [14]. Vale ressaltar que reduzir as etapas de acabamento e ajustes em restaurações usinadas pode prevenir danos e melhorar a qualidade das restaurações, além de economia de tempo.

Dessa maneira, o objetivo desse trabalho foi avaliar o efeito de diferentes protocolos de usinagem em CAD/CAM (suave,

normal e rápido) na adaptação, integridade marginal e oclusal de coroas monolíticas de zircônia translúcida de segunda geração (3Y-TZP). As hipóteses testadas são de que os três protocolos resultam em coroas com valores semelhantes de: (1) espessura de fenda marginal e interna; (2) qualidade marginal; (3) anatomia oclusal e discrepância dimensional.

MÉTODOS

Foram confeccionadas coroas monolíticas de zircônia policristalina translúcida 3Y-TZP de segunda geração (VITA YZ HT White, VITA Zahnfabrik, Bad Säckingen, Alemanha) usinadas por três diferentes protocolos de CAD/CAM. As coroas foram avaliadas quanto a adaptação, integridade marginal e oclusal.

Confeção dos Coroas

Bastões de resina epóxi reforçada com fibra de vidro (G10, Jiujiang Xinxing Insulation Material Co., Jiujiang City, China) foram usinados em formato simplificado de preparo dental para coroa total de 2° pré-molar superior [9]. O pilar mestre foi obtido com 6 mm de altura, 8 mm de diâmetro e 12° de convergência oclusal total, com todas as transições entre as paredes axial e oclusal arredondadas, lisas e homogêneas. O término foi em forma de chanfro, que teve um raio de 1,2 mm entre a área cervical e a parede axial [15].

O mesmo pilar mestre foi acoplado em meio a dois dentes para simular um semiarco dentário e duplicado em gesso tipo IV especial, que possui propriedades ópticas que oferecem contraste suficiente para o escaneamento, dispensando a utilização de agentes de contraste. O semiarco dentário foi escaneado com o sistema óptico inEos X5 (Dentsplay Sirona, Bensheim, Alemanha) e as imagens foram importadas ao software inLab CAM 19.0 (Dentsply Sirona, Bensheim, Alemanha) para realizar o desenho padronizado das coroas monolíticas no formato de um segundo pré-molar superior. O espaço definido para linha de cimentação (alívio interno) foi de 80 μm .

As coroas foram usinadas na unidade fresadora CAM do equipamento InLab MC X5 (Dentsplay Sirona, Bensheim, Alemanha) utilizando um disco de zircônia pré-sinterizado (Figura 1a). O sistema CAD/CAM utilizado permite escolher entre diferentes tipos de protocolo de usinagem das coroas. Para o presente estudo foram selecionados os protocolos: (S) suave; (N) normal; (R) rápido (Figura 1b). A diferença entre os protocolos é o tempo de usinagem e a trajetória das fresas. Três fresas com revestimento de diamante para usinagem de zircônia foram utilizadas: Bur 0.5 ZrO, Bur 1.0 ZrO e Bur 2.5 ZrO (Dentsply Sirona, Bensheim, Alemanha), sendo que um novo conjunto de fresas foi utilizado para cada disco de zircônia. Treze coroas foram produzidas com cada protocolo de usinagem de acordo com a

Tabela 1 (n = 13). O tamanho amostral foi calculado utilizando o software G*Power 3.1.9.4 e dados de um estudo piloto, considerando os seguintes parâmetros: $\alpha = 0.05$; poder = 0.80; tamanho do efeito = 0.55, número de grupos = 3.

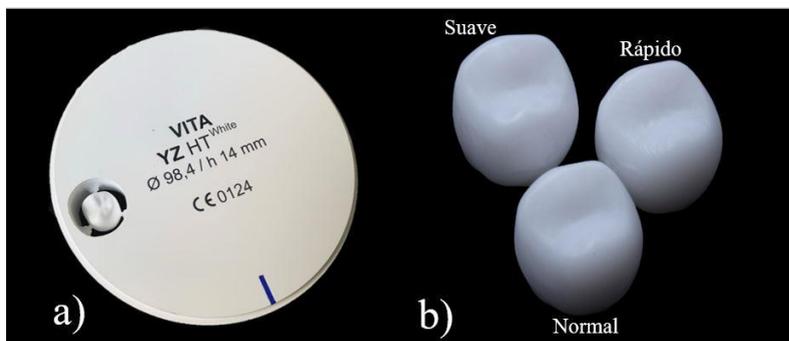


Figura 1.1 – a) Disco de zircônia pré sinterizado; b) Coroas usinadas pelos protocolos suave, normal e rápido.

Tabela 1.1 – Grupos experimentais e protocolos estabelecidos para usinagem em CAD/CAM.

Grupos	Protocolos	Modo	Tempo
S	Suave	Refinado	25 min por coroa
N	Normal	Convencional (padrão)	18 min por coroa
R	Rápido	Rápido	12 min por coroa

Após a usinagem, realizada a seco, as coroas foram destacadas do disco cerâmico cuidadosamente e sinterizadas no

forno inLab Profire (Dentsply Sirona, Bensheim, Alemanha) com ciclo de sinterização de 1450°C, por 80 minutos, conforme o protocolo de sinterização “YZ HT *Speed*” recomendado pelo fabricante da cerâmica.

Avaliação da adaptação

A adaptação interna e marginal das coroas foi avaliada usando a técnica da réplica [7], que utiliza um material de moldagem para simular o cimento. O mesmo pilar mestre e todas as coroas foram limpas em banho ultrassônico com álcool isopropílico por 5 minutos [9,16] e um silicone de adição de viscosidade extra leve (Panasil Initial Contact X-Light, Kettenbach, Huntington Beach, CA, EUA) foi injetado na porção interna das mesmas utilizando pontas misturadoras acopladas a um dispositivo (“pistola”). Cada coroa com o material de moldagem foi assentada sobre o pilar mestre sob pressão digital e ao conjunto foi aplicada uma carga estática de 750 gramas por 5 minutos com o objetivo de padronizar o tempo e a pressão de assentamento durante a presa do silicone. O eixo de inserção foi marcado com caneta permanente (CD Marker, Faber-Castell, São Carlos, Brasil).

Após a remoção da coroa com o material de moldagem, o excesso de silicone além das margens foi removido com o auxílio de uma lâmina de bisturi (Descarpack, São Paulo, SP, Brasil). O

espaço ocupado pelo pilar foi preenchido com silicone de adição de viscosidade leve e cor diferente (Panasil Initial Contact Light, Kettenbach, Huntington Beach, CA, EUA), construindo-se assim um corpo firme de sustentação para o material extra leve [17]. A coroa foi removida e uma camada extra de silicone de adição de viscosidade leve (Panasil Initial Contact Light, Kettenbach, Huntington Beach, CA, EUA) foi adicionada à parte externa do conjunto, a fim de evitar danos à réplica e facilitar sua posterior manipulação.

O conjunto formado pelo silicone extra leve (representando o cimento) e o silicone leve (representando o pilar e a coroa) foi segmentado com lâmina de bisturi nº 11 (Descarpack, São Paulo, SP, Brasil) no sentido méso-distal (M-D), de forma centralizada, obtendo-se duas hemi secções para análise da espessura da película de silicone extra leve.

As hemi secções foram fotografadas ao lado de uma régua de referência com câmera fotográfica (EOS Rebel T5i, Canon, Tóquio, Japão) e lente macro objetiva de 100 mm (EF 100mm/2.8, Canon, Tóquio, Japão). As imagens foram analisadas com uso de um *software* de processamento de imagens (ImageJ Launcher, National Institute for Health, Bethesda, EUA) para mensuração da espessura do silicone extra leve em cinco regiões: M - marginal; GA - ângulo gengivo-axial; A - axial; AO - ângulo axio-oclusal; O - oclusal (Figura 2). Um examinador previamente

treinado realizou todas as mensurações de forma cega. A medição foi realizada por toda extensão da mesma hemi secção (total de 10 mensurações) com auxílio da régua de calibração e calculada a média.

Os dados de adaptação passaram o teste de normalidade de Shapiro-Wilk ($p > 0,05$). Para cada região avaliada, foi realizado ANOVA de um fator e teste de Tukey ($\alpha = 0,05$) para comparar os três grupos experimentais.

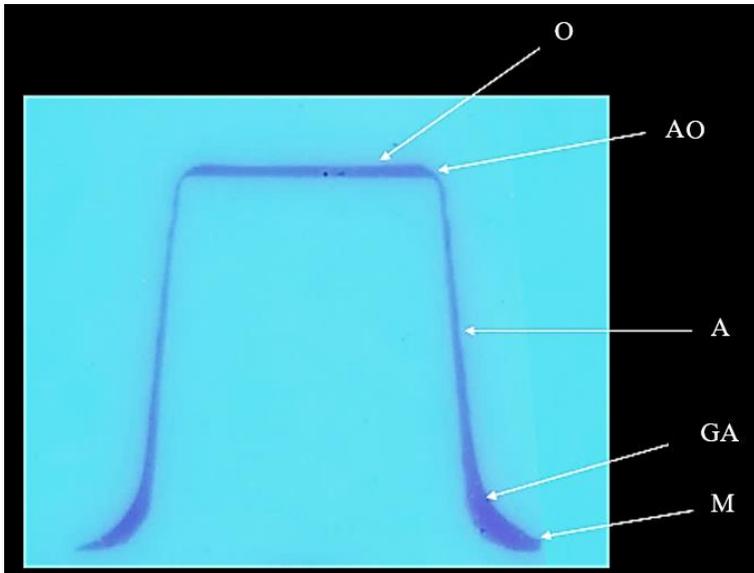


Figura 1.2 – Réplica do espaço do cimento para avaliar a adaptação em 5 regiões de mensuração: M) marginal; GA) ângulo gengivo-axial; A) axial; AO) ângulo axio-oclusal; O) oclusal.

Avaliação da integridade marginal

Com o auxílio de um estereomicroscópio (Zeiss Stemi 2000-C, Carl Zeiss Microscopy GmbH, Göttingen, Alemanha) e uma câmera acoplada (AxioCam ERc 5s, Carl Zeiss Microscopy GmbH, Göttingen, Alemanha) foram feitas imagens das margens (mesial, vestibular, distal e lingual) das coroas para a avaliação qualitativa da integridade marginal. As fotos foram tiradas com lentes objetivas de 1,0 x e 2,0 x de aumento. A avaliação foi feita por dois examinadores previamente treinados de forma cega e seguiu a escala baseada no número e na severidade dos defeitos com escores de 1-5 [8]. Para avaliar a concordância entre os examinadores foi utilizado o teste *Kappa* intra e inter examinadores, alcançando valor maior do que 0,80.

Os escores de integridade marginal foram analisados com Kruskal Wallis e teste de comparação de Student-Newman-Keuls ($\alpha = 0,05$) para cada região separadamente.

Avaliação da anatomia oclusal

Com auxílio de estereomicroscópio e câmera também foram feitas imagens da superfície oclusal das coroas, com aumento de 0,8 x, para uma avaliação qualitativa da anatomia oclusal.

Para avaliação quantitativa, cinco coroas de cada grupo (n = 5) foram selecionadas aleatoriamente (<https://www.randomizer.org>), escaneadas com escâner intraoral

(3Shape Trios 3; 3Shape, Copenhagen, Dinamarca) e os modelos obtidos foram transformados em arquivo do tipo STL. A avaliação de discrepância dimensional da face oclusal foi realizada com o software Geomagic Wrap 2021 (3D system, Rock Hill, SC, EUA). No software, 2 coroas por vez (referência e teste) eram alinhadas, a partir de um registro manual definindo pares de pontos correspondentes em cada coroa e depois sobrepostas [13,14]. A região oclusal era demarcada e a análise quantitativa da distância entre a superfície oclusal da coroa teste e a superfície oclusal da coroa referência foi realizada com os seguintes parâmetros no software: desvio máximo de 2 mm e ângulo crítico de 45.0°.

Uma coroa do grupo normal foi utilizada como referência e os grupos suave e rápido foram comparados com ela (N vs. S, N vs. R). Da mesma forma, posteriormente foram realizadas comparações entre os grupos rápido e suave (S vs. R), utilizando uma coroa do grupo suave como referência.

Foram obtidos os valores (mm) de distância média total, distância média positiva (distância superior à face oclusal teste) e distância média negativa (distância inferior à face oclusal teste). Os dados de discrepância oclusal passaram no teste de Normalidade de Shapiro Wilk ($p > 0,05$) e foram analisados com ANOVA e teste de Tukey ($\alpha = 0,05$).

RESULTADOS

Avaliação da adaptação

Não foi encontrada diferença significativa entre os grupos para a espessura de fenda nas regiões marginal ($p = 0,316$), ângulo gengivo-axial ($p = 0,189$) e axial ($p = 0,821$). No ângulo axio-oclusal ($p = 0,033$) e na região oclusal ($p = 0,002$) houveram diferenças entre os grupos. No ângulo axio-oclusal, a espessura de fenda foi maior para as coroas do grupo S em comparação ao grupo N. Ainda, as coroas dos grupos S e R apresentaram maior espessura de fenda na região oclusal do que o grupo N. Os valores de média e desvio-padrão da espessura de fenda nas diferentes regiões para os três grupos estão apresentados na Figura 3.

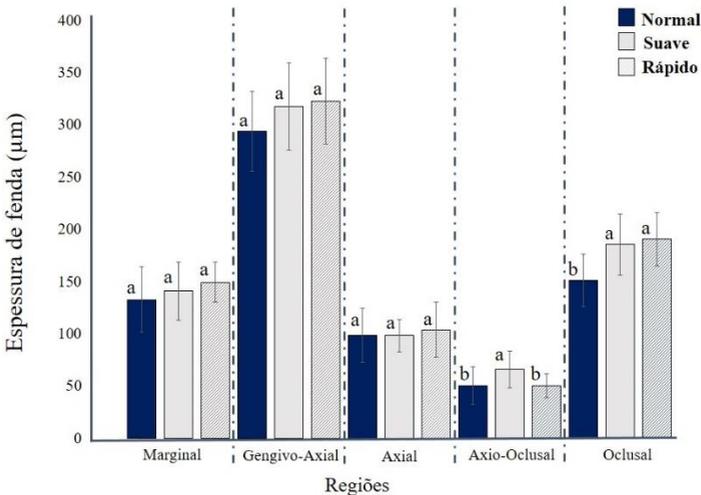


Figura I.3 – Média e desvio-padrão (barra de erro) da espessura de fenda nas diferentes regiões das coroas para os três protocolos de usinagem.

Avaliação da integridade marginal

Os resultados quantitativos para qualidade das margens estão apresentados na Tabela 2. Não existe diferença entre os grupos para o escore total da margem ($p > 0,05$), que foi calculado considerando todas as regiões avaliadas em cada coroa. Quando os escores de cada região foram analisados separadamente, o grupo R resultou em maior escore que os grupos N e S na região mesial ($p < 0,001$) e vestibular ($p = 0,015$). A Figura 4 representa cada um dos escores que foram encontrados nas imagens das margens das coroas.

Tabela 1.2 - Mediana dos escores de integridade marginal e intervalo interquartil (Q1; Q3) para os grupos experimentais

Grupo	Distal	Lingual	Mesial	Vestibular	Margem Total
N	3,0 a (2,0; 3,0)	1,0 a (1,0; 1,0)	2,0 b (2,0; 2,0)	1,0 b (1,0; 1,0)	1,0 a (1,0; 2,0)
S	2,0 a (2,0; 2,0)	1,0 a (1,0; 1,0)	2,0 b (2,0; 2,0)	1,0 b (1,0; 1,0)	2,0 a (1,0; 2,0)
R	3,0 a (2,0; 3,0)	1,0 a (1,0; 1,0)	3,0 a (2,0; 3,0)	1,0 a (1,0; 2,0)	2,0 a (1,0; 3,0)
	0,082	0,846	< 0,001	0,015	0,102

*Valores de mediana seguidos pela mesma letra na mesma coluna são estatisticamente semelhantes.

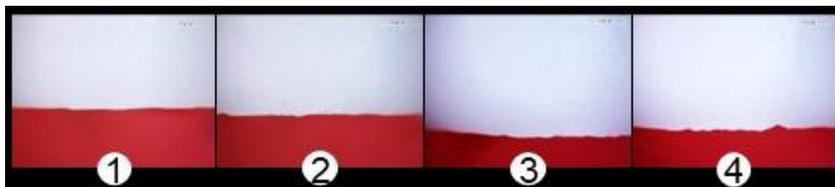


Figura I.4 – Representação dos escores que foram encontrados nas margens das coroas usinadas.

Avaliação da anatomia oclusal

A análise qualitativa das imagens mostra que os diferentes protocolos de usinagem afetaram a anatomia da superfície oclusal das coroas (Figura 5). A coroa usinada com o protocolo suave apresentou maior lisura superficial e detalhes anatômicos quando comparada à coroa usinada com o protocolo rápido, que possuiu uma anatomia menos detalhada e com marcas mais proeminentes das fresas de CAD/CAM.

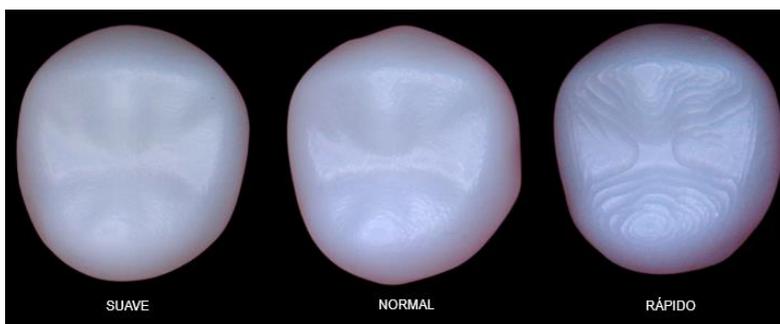


Figura I.5 - Faces oclusais das coroas usinadas com os protocolos suave, normal e rápido.

Na avaliação quantitativa, a distância média negativa e positiva entre a superfície oclusal das coroas usinadas com os diferentes protocolos foi estatisticamente semelhante ($p > 0,05$) (Tabela 3). Já para a distância média total, a distância entre R e N foi igual a distância observada entre S e N, mas menor de que a distância entre S e R ($p < 0,05$). A Figura 6 mostra os mapas de diferenças de cores obtidos em cada comparação (N vs. R; N vs. S; S vs. R).

Tabela I.3 - Valores de média (desvio-padrão) da distância total, distância positiva e distância negativa entre a superfície oclusal das coroas produzidas com os diferentes protocolos.

	Discrepância Oclusal (mm)		
	Total	Positiva	Negativa
S vs. N	-0,56 (0,01) ab	0,067 (0,025) a	-0,815 (0,059) a
R vs. N	-0,54 (0,03) a	0,074 (0,042) a	-0,879 (0,168) a
S vs. R	-0,57 (0,02) b	0,072 (0,028) a	-0,762 (0,071) a

*Médias acompanhadas de letras iguais na mesma coluna são estatisticamente semelhantes ($p > 0,05$).

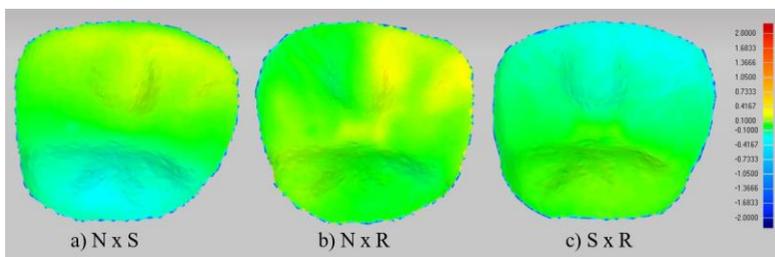


Figura 1.6 - Mapas de diferenças de cores da avaliação da discrepância dimensional da face oclusal de acordo com cada comparação: a) N vs. S; b) N vs. R; c) S vs. R. Vermelho indica um erro positivo, azul indica um erro negativo e verde indica boa veracidade.

DISCUSSÃO

O sistema CAD/CAM é utilizado na Odontologia como uma alternativa para melhor aproveitamento de tempo, melhor previsibilidade de resultados e com isso maior conforto e melhor atendimento ao paciente [5,6]. Com a constante evolução dessa tecnologia, novas atualizações dos *softwares* estão disponíveis para produzir restaurações com mais qualidade, sendo possível a escolha de vários parâmetros para a usinagem na unidade CAM. Porém, dados na literatura sobre o efeito de diferentes protocolos de usinagem na qualidade das restaurações ainda são escassos. Por isso, este estudo se propôs a avaliar como os diferentes protocolos de usinagem em CAD/CAM pode influenciar a adaptação, integridade marginal e oclusal de coroas monolíticas de zircônia translúcida de segunda geração (3Y-TZP).

A primeira hipótese desse estudo foi rejeitada, já que o protocolo suave resultou em maior espessura de fenda interna no ângulo axio-oclusal e na região oclusal do que o protocolo normal, e não houve diferença significativa entre os três protocolos para a espessura de fenda na região marginal, ângulo gengivo-axial e região axial. Acredita-se que esses resultados estão relacionados apenas aos protocolos de usinagem (suave, normal e rápido), já que somente isso diferencia os grupos testados, sendo que foi utilizado a mesma cerâmica e um único pilar mestre para escaneamento e processamento CAD. Os protocolos utilizados têm uma grande variação no tempo de usinagem, sendo que: suave usou 25 min para confecção de uma coroa; normal demorou 18 min; e rápido usinou em 12 min. Com isso, o resultado de maior espessura de fenda interna nas regiões próximas à superfície oclusal para o protocolo suave pode-se apoiar na circunstância desse protocolo ter maior tempo de contato entre as fresas e a cerâmica culminando em maior desgaste. Além de que, considerando o desgaste sendo feito pela superfície interna da coroa, essas regiões são mais profundas e por isso as fresas tem maior dificuldade em alcançá-las e necessitam de maior tempo de contato com a cerâmica para garantir melhor detalhamento. Além disso, a maior espessura de fenda na região oclusal das coroas usinadas pode ser relacionada ao diâmetro das fresas que levam à remoção indesejada de material [7,15], o que também poderia explicar a maior espessura de fenda encontrada na

oclusal das coroas usinadas pelo protocolo rápido em relação ao normal. Estudos anteriores avaliaram infraestruturas [7] e coroas [18] produzidas em CAD/CAM, utilizando a mesma técnica da réplica, e encontraram maiores espessuras de fenda em regiões próximas à oclusal, com valores próximos ao do presente estudo.

Ainda não está definida qual a melhor metodologia para avaliar a precisão da fenda interna e marginal de restaurações protéticas [19,20]. A técnica da réplica de silicone é o modo não destrutivo mais amplamente utilizado para analisar as áreas marginais e internas com análise microscópica [19]. Esse método não requer equipamentos mais complexos, como a metodologia que utiliza micro tomografia computadorizada [15,21], e também pode ser realizado para avaliar a adaptação das próteses diretamente na cavidade oral [22,23].

Os diferentes protocolos de usinagem não apresentaram diferença estatística para adaptação marginal. Ainda não há um consenso quanto à espessura ideal da fenda marginal de uma coroa dentária, embora medidas entre 50 a 120 μm foram consideradas clinicamente aceitáveis [20,23–25]. Estudos anteriores relataram uma discrepância marginal de restaurações de zircônia fresadas de até 127 μm [7,15,22,24–28]. McLean e Von Fraunhofer (1971) [23] concluíram que uma fenda marginal menor que 120 μm era clinicamente aceitável após um exame clínico de mais de 1.000 coroas em 5 anos. Uma revisão sistemática baseada em 54 artigos,

verificou fendas marginais de coroas cerâmicas variando entre 7,6 µm e 206,3 µm [19]. Os valores de fenda marginal encontrados no presente estudo estão de acordo com os encontrados na literatura. As variações de resultados entre os estudos citados podem ser atribuídas a muitas variáveis, como design de coroas e pilares com definições variadas, tipos de escaneamento, tecnologia de fresamento, contração após a sinterização final da restauração, métodos de avaliação direta e indireta, quantidade medições por corpo-de-prova, tamanho da amostra, entre outras [19,25].

A má qualidade da margem das coroas pode resultar em uma adaptação inadequada com invasão de espaço biológico ou término supragengival em excesso, o que ocasiona diversos problemas que afetam a saúde dos tecidos periodontais, provocam processos inflamatórios, retenção de biofilme, lesões cáries, recessão gengival, reabsorção óssea [8]. Por isso, é essencial que a usinagem produza restaurações com boa integridade marginal. No presente estudo, quando todas as regiões das margens das coroas foram avaliadas em conjunto (margem total), não houve diferença entre os grupos, aceitando a segunda hipótese do estudo. Esses resultados sugerem que, independentemente do protocolo de usinagem escolhido, as margens das coroas possuem um padrão de qualidade semelhante.

Utilizando a mesma escala de classificação de defeitos de margem, um estudo observou que coroas com término cervical em

chanfro obteve poucos defeitos e margens mais lisas, comparado a outros tipos de términos [14]. Assim como copings usinados com término em chanfro foram classificados em média de escore de 2,5, ou seja, um valor intermediário de defeitos de margem [29]. No presente estudo foi utilizado o mesmo tipo de término cervical, obtendo uma boa qualidade marginal para todos os protocolos.

Por outro lado, avaliando as regiões separadamente, as regiões mesial e vestibular das coroas produzidas pelo protocolo rápido apresentaram defeitos de margem um pouco mais agressivos do que os demais protocolos. Isso pode ser correlacionado com o fato de o protocolo rápido realizar uma usinagem mais veloz, então as fresas passam mais rapidamente pela cerâmica podendo provocar mais lascamentos de margem localizados. Ainda, no design CAD da coroa foi projetado um pequeno triângulo na cervical da face mesial, com o intuito de diferenciar mesial e distal, o que pode estar relacionado com os defeitos nessa região, já que a fresa deveria realizar uma usinagem mais detalhada nesta margem. É relevante destacar que as coroas não foram ajustadas manualmente pós usinagem e/ou antes que as inspeções das margens fossem realizadas. A identificação de defeitos de margem nas coroas, independente do protocolo de usinagem utilizado, é um achado considerável para a integridade estrutural das mesmas. Visto que existe correlação entre os defeitos marginais e a resistência à fratura, se considerando que mais e

maiores defeitos culminam em menor carga de fratura, e as fraturas geralmente se originam na mesma localização desses defeitos [8]. E também esses defeitos podem gerar desadaptação marginal, acarretando em uma série de problemas biológicos [7,8,10]

É importante ressaltar que, no geral, as coroas do presente estudo apresentaram um bom refinamento marginal para os três protocolos de usinagem. O que pode ser explicado porque a cerâmica foi usinada em estágio pré-sinterizado (*soft-machining*), considerada uma usinagem menos agressiva. E o material, quando pré-sinterizado, necessita posterior tratamento térmico, o que resulta em densificação do material acompanhado pela contração de sinterização [5,30], podendo ter um efeito redutor nos defeitos microscópicos causados durante a usinagem [29]. Além da 3Y-TZP de segunda geração pós sinterização apresentar altos valores de tenacidade à fratura, resultando em maior resistência ao lascamento das margens [1–4].

A terceira hipótese foi parcialmente aceita, pois o protocolo suave produz coroas com anatomia oclusal mais refinada do que o protocolo rápido, mas por outro lado, a discrepância dimensional entre as coroas produzidas pelo protocolo suave e normal é similar a discrepância entre as coroas do protocolo rápido e normal. Qualitativamente, os diferentes protocolos de usinagem podem modificar as características da superfície oclusal das coroas, sendo possível perceber, visualmente, que a topografia de superfície

produzida pelo protocolo rápido apresenta marcações mais proeminentes da trajetória das fresas, enquanto o protocolo suave proporcionou maior brilho superficial e detalhes anatômicos. O protocolo normal se mostrou aceitável, com anatomia bem definida e sem grandes marcações da trajetória das fresas. Apesar da estética não favorável, pode-se pensar na utilização do protocolo rápido para usinagem de infraestruturas, com posterior recobrimento de cerâmica vítrea, já que essas não necessitam detalhamento anatômico.

Para avaliar a precisão da usinagem, estudos [13,14] compararam dados de restaurações monolíticas escaneadas com dados de projetos CAD e modos de fabricação diferentes. No presente estudo, se comparou o mesmo modo de fabricação (CAM), porém com protocolos diferentes (suave, normal e rápido). Por isso, optou-se por relacionar dados de escaneamento das coroas já usinadas, comparando todos os protocolos utilizados no estudo (S vs. N, R vs. N, S vs. R). As coroas produzidas pelo protocolo suave foram discrepantes dimensionalmente das coroas produzidas pelo protocolo rápido. Essa diferença foi encontrada na mensuração total, portanto não é possível identificar se foi erro positivo ou negativo. Para avaliar discrepância dimensional de restaurações monolíticas de zircônia, Li *et al.* (2020) [13] utilizaram a mesma metodologia descrita no presente estudo, e observaram que o modo de fabricação (aditivo ou subtrativo) não

afetou a face oclusal das coroas com fossas e sulcos rasos, mostrando apenas um pequeno erro positivo em alguns sulcos, porém a usinagem CAM apresentou grande erro positivo em fossas e sulcos profundos. Em outro estudo [14], avaliaram a discrepância anatômica de coroas com diferentes términos cervicais (chanfro, ombro arredondando e ponta de faca). Nesse caso os diferentes términos afetaram a precisão das coroas, sendo o ponta de faca com maiores diferenças quando comparado o escaneamento da coroa pronta ao design CAD. A usinagem CAM provocou um grande erro positivo em fossas e sulcos das coroas. As discrepâncias apresentadas nos estudos são explicadas através da limitação imposta pelo tamanho e forma da fresa de usinagem [13, 14].

No presente estudo, quando medida a discrepância dimensional oclusal, a distância média total entre R e N foi igual a distância observada entre S e N. Isso pode ser explicado porque as distâncias devem ser muito pequenas e software não as detecta. Nota-se então que as principais diferenças na face oclusal das coroas se referem mais as texturas de superfície.

CONCLUSÃO

Os diferentes protocolos de usinagem em CAD/CAM (suave, normal e rápido) influenciaram a adaptação, integridade marginal e oclusal de coroas monolíticas de zircônia policristalina translúcida de segunda geração (3Y-TZP).

A adaptação marginal e interna das coroas produzidas com os diferentes protocolos foi similar, havendo apenas algumas diferenças nas regiões próximas à superfície oclusal, dentro dos limites clinicamente aceitáveis. No geral, as coroas apresentaram um bom refinamento marginal para os três protocolos. A anatomia oclusal das coroas produzidas pelo protocolo suave foi mais refinada e polida do que o protocolo rápido, enquanto a discrepância dimensional entre o protocolo suave e normal foi similar à discrepância entre as coroas dos protocolos rápido e normal.

AGRADECIMENTOS

Os autores agradecem a bolsa de doutorado PROSUC/CAPES Modalidade II e a bolsa de iniciação científica PIBIC/CNPq, ao Edital Fapergs/CAPES 06/2018 – Programa de Internacionalização da Pós-Graduação no RS (n. 19/2551-0000677-2), ao Laboratório de Prótese Coral (Passo Fundo, RS) e a Dentsply Sirona Brasil.

REFERÊNCIAS

[1] F. Zhang, M. Inokoshi, M. Batuk, J. Hadermann, I. Naert, B. van Meerbeek, J. Vleugels, Strength, toughness and aging stability of highly-translucent Y-TZP ceramics for dental restorations, *Dental Materials*. 32 (2016) e327–e337. <https://doi.org/10.1016/j.dental.2016.09.025>.

- [2] Y. Zhang, B.R. Lawn, Novel Zirconia Materials in Dentistry, *J Dent Res.* 97 (2018) 140–147. <https://doi.org/10.1177/0022034517737483>.
- [3] N. Nordahl, P. Vult von Steyern, C. Larsson, Fracture strength of ceramic monolithic crown systems of different thickness, *J Oral Sci.* 57 (2015) 255–261. <https://doi.org/10.2334/josnurd.57.255>.
- [4] H. Tong, C.B. Tanaka, M.R. Kaizer, Y. Zhang, Characterization of three commercial Y-TZP ceramics produced for their high-translucency, high-strength and high-surface area, *Ceram Int.* 42 (2016) 1077–1085. <https://doi.org/10.1016/j.physbeh.2017.03.040>.
- [5] S. Fraga, M. Amaral, M.A. Bottino, L.F. Valandro, C.J. Kleverlaan, L.G. May, Impact of machining on the flexural fatigue strength of glass and polycrystalline CAD/CAM ceramics, *Dental Materials.* 33 (2017) 1286–1297. <https://doi.org/10.1016/j.dental.2017.07.019>.
- [6] M.B. Blatz, J. Conejo, The Current State of Chairside Digital Dentistry and Materials, *Dent Clin North Am.* 63 (2019) 175–197. <https://doi.org/10.1016/j.cden.2018.11.002>.
- [7] J.T. Colpani, M. Borba, Á. della Bona, Evaluation of marginal and internal fit of ceramic crown copings, *Dental Materials.* 29 (2013) 174–180. <https://doi.org/10.1016/j.dental.2012.10.012>.
- [8] C. Schriwer, A. Skjold, N.R. Gjerdet, M. Øilo, Monolithic zirconia dental crowns. Internal fit, margin quality, fracture mode and load at fracture, *Dental Materials.* 33 (2017) 1012–1020. <https://doi.org/10.1016/j.dental.2017.06.009>.
- [9] P.H. Corazza, S.A. Feitosa, A.L.S. Borges, A. Della Bona, Influence of convergence angle of tooth preparation on the fracture

resistance of Y-TZP-based all-ceramic restorations, *Dent Mater.* 29 (2013) 339–347. <https://doi.org/10.1016/j.dental.2012.12.007>.

[10] D. Rekow, V.P. Thompson, Near-surface damage - A persistent problem in crowns obtained by computer-aided design and manufacturing, *Proc Inst Mech Eng H.* 219 (2005) 233–243. <https://doi.org/10.1243/095441105X9363>.

[11] S.D. Heintze, A. Cavalleri, M. Forjanic, G. Zellweger, V. Rousson, Wear of ceramic and antagonist - A systematic evaluation of influencing factors in vitro, *Dental Materials.* 24 (2008) 433–449. <https://doi.org/10.1016/j.dental.2007.06.016>.

[12] R.A. Solow, Clinical protocol for occlusal adjustment: Rationale and application, *Cranio: The Journal of Craniomandibular & Sleep Practice.* 36 (2018) 195–206. <https://doi.org/10.1080/08869634.2017.1312199>.

[13] R. Li, H. Chen, Y. Wang, Y. Zhou, Z. Shen, Y. Sun, Three-dimensional trueness and margin quality of monolithic zirconia restorations fabricated by additive 3D gel deposition, *J Prosthodont Res.* 64 (2020) 478–484. <https://doi.org/10.1016/j.jpor.2020.01.002>.

[14] R. Li, H. Chen, Y. Wang, Y. Sun, Performance of stereolithography and milling in fabricating monolithic zirconia crowns with different finish line designs, *J Mech Behav Biomed Mater.* 115 (2021). <https://doi.org/10.1016/j.jmbbm.2020.104255>.

[15] R. Ottoni, S.M.S. Marocho, J.A. Griggs, M. Borba, CAD/CAM versus 3D-printing/pressed lithium disilicate monolithic crowns: Adaptation and fatigue behavior, *J Dent.* 123 (2022). <https://doi.org/10.1016/j.jdent.2022.104181>.

[16] P.H. Corazza, H.L. de Castro, S.A. Feitosa, E.T. Kimpara, A. Della Bona, Influence of CAD-CAM diamond bur deterioration on

surface roughness and maximum failure load of Y-TZP-based restorations, *Am J Dent.* 28 (2015) 95–99.

[17] S. Karakaya, A. Sengun, F. Ozer, Evaluation of internal adaptation in ceramic and composite resin inlays by silicon replica technique, *J Oral Rehabil.* 32 (2005) 448–453. <https://doi.org/10.1111/j.1365-2842.2005.01443.x>.

[18] R. Ottoni, J.A. Griggs, P.H. Corazza, M. Borba, Optimization of lithium disilicate glass-ceramic crowns: finish line, scanning and processing methods, *Int J Prosthodont.* (2022). <https://doi.org/10.11607/ijp.7598>.

[19] M. Contrepolis, A. Soenen, M. Bartala, O. Laviolle, Marginal adaptation of ceramic crowns: A systematic review, *Journal of Prosthetic Dentistry.* 110 (2013) 447-454.e10. <https://doi.org/10.1016/j.prosdent.2013.08.003>.

[20] L.H. Lofstrom, M.M. Barakat, Scanning electron microscopic evaluation of clinically cemented cast gold restorations, *J Prosthet Dent.* 61 (1989) 664–669. [https://doi.org/10.1016/s0022-3913\(89\)80038-1](https://doi.org/10.1016/s0022-3913(89)80038-1).

[21] M. Borba, W.G. Miranda Jr, P.F. Cesar, J.A. Griggs, A. Della Bona, Evaluation of the adaptation of zirconia-based fixed partial dentures using micro-CT technology, *Braz Oral Res.* 27 (2013) 396–402. <https://doi.org/10.1590/S1806-83242013000500003>.

[22] K.W. Boening, B.H. Wolf, A.E. Schmidt, K. Kästne, M.H. Walter, Clinical fit of Procera AllCeram crowns, *J Prosthet Dent.* 84 (2000) 419–424. <https://doi.org/10.1067/mp.2000.109125>.

[23] J.W. McLean, J.A. von Fraunhofer, The estimation of the cement film thickness by an in vivo technique, *Br Dent J.* 131 (1971) 107–111. <https://doi.org/10.1038/sj.bdj.4803306>.

[24] Ö. Karataşlı, P. Kursoğlu, N. Çapa, E. Kazazoğlu, Comparison of the marginal fit of different coping materials and designs produced by computer aided manufacturing systems, *Dent Mater J.* 30 (2011) 97–102. <https://doi.org/10.4012/dmj.2010-063>.

[25] K.B. May, M.M. Russell, M.E. Razzoog, B.R. Lang, Precision of fit: The Procera AllCeram crown, *J Prosthet Dent.* 80 (1998) 394–404. [https://doi.org/10.1016/s0022-3913\(98\)70002-2](https://doi.org/10.1016/s0022-3913(98)70002-2).

[26] M. Revilla-León, M.M. Methani, D. Morton, A. Zandinejad, Internal and marginal discrepancies associated with stereolithography (SLA) additively manufactured zirconia crowns, *J Prosthet Dent.* 124 (2020) 730–737. <https://doi.org/10.1016/j.prosdent.2019.09.018>.

[27] I.G. de Almeida, D.B. Antunes, N.X. Braun, A. Restani, F.G. Straioto, G.A. Galhano, CAD/CAM system influence marginal fit of different ceramic types?, *Indian Journal of Dental Research.* 30 (2019) 127–129. https://doi.org/10.4103/ijdr.IJDR_77_18.

[28] F. Beuer, H. Aggstaller, D. Edelhoff, W. Gernet, J. Sorensen, Marginal and internal fits of fixed dental prostheses zirconia retainers, *Dental Materials.* 25 (2009) 94–102. <https://doi.org/10.1016/j.dental.2008.04.018>.

[29] A. Skjold, C. Schriwer, M. Øilo, Effect of margin design on fracture load of zirconia crowns, *Eur J Oral Sci.* 127 (2019) 89–96. <https://doi.org/10.1111/eos.12593>.

[30] P. Curran, M. Cattani-Lorente, H.W. Anselm Wiskott, S. Durual, S.S. Scherrer, Grinding damage assessment for CAD-CAM restorative materials, *Dental Materials.* 33 (2017) 294–308. <https://doi.org/10.1016/j.dental.2016.12.004>.

ARTIGO II

**COMPORTAMENTO DE FRATURA DE COROAS
MONOLÍTICAS DE ZIRCÔNIA PRODUZIDAS COM
DIFERENTES PROTOCOLOS DE USINAGEM DE
CAD/CAM**

Título resumido: Efeito do protocolo de CAD/CAM na falha de coroas de zircônia

Andressa Restani Oliveira^a

Natália Ulmi Ziglioli^b

Marcia Borba^c

^a Doutoranda, Programa de Pós-Graduação em Odontologia (PPGOdonto), Faculdade de Odontologia, Universidade de Passo Fundo (UPF), BR 285, Km 171, São José / Passo Fundo / RS / Brasil. E-mail: andressa_restani@hotmail.com

^b Estudante de Odontologia, Faculdade de Odontologia, Universidade de Passo Fundo (UPF), BR 285, Km 171, São José / Passo Fundo / RS / Brasil. E-mail: 179473@upf.br

° Professora, Programa de Pós-Graduação em Odontologia (PPGOdonto), Faculdade de Odontologia, Universidade de Passo Fundo (UPF), BR 285, Km 171, São José / Passo Fundo / RS / Brasil. E-mail: marcia_borb@hotmail.com

Autor Correspondente:

Nome: Márcia Borba

Endereço: Faculdade de Odontologia, Universidade de Passo Fundo, BR 285, Km 171, São José / Passo Fundo / RS / CEP: 99052-900.

Telefone: +55 54-3316-8395

Email: marciaborba@upf.br; marcia_borb@hotmail.com

Palavras-chave: Cerâmicas, CAD-CAM, Fadiga, Fraturas por compressão, Resistência à fratura.

Comportamento de fratura de coroas monolíticas de zircônia produzidas com diferentes protocolos de usinagem CAD/CAM

RESUMO

Objetivo: Avaliar o efeito da usinagem com diferentes protocolos de CAD/CAM no comportamento de fratura de coroas monolíticas de zircônia policristalina translúcida de segunda geração (3Y-TZP). **Métodos:** Coroas monolíticas foram projetadas no *software* CAD a partir do modelo digital de um preparo de 2° pré-molar superior. As coroas de 3Y-TZP foram usinadas na unidade CAM utilizando três protocolos (n = 13) (suave (S), normal (N), rápido (R)) e foram, posteriormente, sinterizadas. As coroas foram cimentadas com cimento resinoso sobre pilar de material análogo a dentina, fabricado em formato simplificado de preparo dental. As coroas foram submetidas ao envelhecimento mecânico em máquina de ciclagem pneumática, por $1,5 \times 10^6$ ciclos, com carga de 200 N, frequência de 2 Hz, em água a 37°C. As coroas sobreviventes foram testadas em compressão até a fratura em uma máquina de ensaios universal, com velocidade de 0,5 mm/min. A superfície de fratura foi analisada em estereomicroscópio utilizando fractografia. Os dados de carga de fratura foram analisados com análise de Weibull de dois parâmetros. **Resultados:** Todas as coroas sobreviveram ao

envelhecimento mecânico. No teste de compressão o grupo R apresentou carga de fratura característica estatisticamente superior aos grupos N e S. O módulo de Weibull do grupo S foi significativamente superior ao grupo N, mas semelhante ao grupo R. **Conclusão:** O comportamento de fratura das coroas de 3Y-TZP foi influenciado pelo protocolo de usinagem CAD/CAM. O protocolo rápido produziu coroas com maior carga de fratura, enquanto o protocolo suave produziu coroas com maior confiabilidade.

Significância Clínica: Diferentes protocolos de usinagem fabricam coroas de 3Y-TZP de segunda geração suficientemente capazes de resistir a cargas além da mastigação humana. O protocolo suave é capaz de produzir coroas com alta confiabilidade estrutural.

INTRODUÇÃO

Restaurações monolíticas de zircônia são fabricadas a partir do desgaste de blocos ou discos cerâmicos pelo sistema de desenho e manufatura assistidos com computador (CAD/CAM) [1-3]. No *software* CAD é feito o desenho das restaurações, e pode-se definir parâmetros como o tipo de protocolo de usinagem, tipo de material restaurador e a espessura da linha de cimento [3,4]. Na fase CAM, a qualidade da usinagem pode ser determinada por alguns fatores,

como: número de eixos da fresadora, tamanho e abrasividade da fresa, velocidade de usinagem, propriedades do material restaurador, tipo de usinagem (macia ou *soft-machining*, para blocos pré-sinterizados; e dura ou *hard-machining*, para blocos já sinterizados) [4]. A fim de aumentar e melhorar seus benefícios, o sistema CAD/CAM mantém-se sob constante desenvolvimento. Por muito tempo, o protocolo de usinagem para cada material restaurador foi pré-definido, sem possibilidade de alteração. Porém, as versões mais modernas do *software* CAD permitem a seleção de diferentes protocolos de usinagem. No geral, os diferentes protocolos utilizam as mesmas fresas, mas percorrem caminhos diferentes durante a usinagem. É possível optar entre protocolos mais rápidos ou mais lentos, que oferecem maior nível de detalhamento às restaurações. Essas variações de velocidade, tempo e percursos da fresa podem influenciar no resultado da usinagem, no entanto ainda são escassos os dados na literatura que relatam o efeito dos diferentes protocolos sobre o comportamento de fratura das restaurações usinadas.

Os blocos cerâmicos utilizados na usinagem são fabricados sob condições industriais controladas, resultando em um material mais homogêneo com menor quantidade de defeitos introduzidos na sua estrutura [5,6]. Entretanto, a literatura mostra que, apesar da redução dos defeitos de processamento, o processo de usinagem CAM tem o potencial de introduzir defeitos e até trincas na

superfície da cerâmica [1–3]. Esses defeitos, sob tensão, podem levar à fratura do material, isto é, quando é aplicada uma carga, como a mastigatória, ocorre um lento crescimento da trinca até que o estresse na extremidade atinja um valor crítico que leva à sua propagação instável, resultando na fratura repentina da cerâmica. Os defeitos podem ser micro trincas devido a usinagem, mas também poros ou aglomerado de partículas provenientes do processamento dos blocos cerâmicos [7,8].

Novas zircônias translúcidas com gradiente de composição e microestrutura apresentam mais microtrincas se comparadas às zircônias monolíticas de composição única, quando analisadas em microscópio eletrônica de varredura pós envelhecimento termomecânico. Parece existir uma correlação inversa da quantidade de microtrincas com a carga de fratura. Avaliando carga de fratura de coroas de zircônia, após envelhecimento termomecânico e termociclagem, observou-se que a zircônia 3Y-TZP de segunda geração apresentou a maior carga de fratura, estatisticamente superior à 4Y-PSZ e às zircônias multi-composição 5Y-PSZ/3Y-TZP e 5Y-PSZ/4Y-PSZ [9]. Em testes de resistência à flexão, a zircônia de 2ª geração foi semelhante à de 1ª geração, porém com uma translucidez aumentada [10].

Ensaio clínicos randomizados são o padrão ouro para investigar o comportamento mecânico e biológico dos materiais restauradores. No entanto, esses métodos tem altos custos, são

complexos e levam muito tempo. Para se conduzir e publicar um acompanhamento clínico de 5 anos demora, em média, 10 anos. Durante esse tempo o material testado já pode estar desatualizado. Uma forma de superar essas desvantagens, são os métodos *in-vitro* com envelhecimento artificial, utilizados para prever o comportamento mecânico do material antes de serem aplicados clinicamente. O envelhecimento consegue acelerar o processo de falha e fornecer informações relativamente precisas sobre as taxas de sobrevivência de materiais cerâmicos [11].

Entre os métodos *in-vitro* para investigar o comportamento mecânico dos materiais, destacam-se os ensaios de fadiga e compressão de próteses cerâmicas. A fadiga é definida na literatura como a degradação de uma estrutura sob efeito de estresse mecânico, químico ou biológico, ou uma combinação deles [12]. Esse ensaio consegue simular a condição mais próxima possível do que ocorre em ambiente oral. Para isso, os corpos-de-prova do material testado são submetidos a cargas cíclicas de baixas tensões durante um longo período de tempo, em ambiente úmido, ocasionando crescimento lento e subcrítico de trincas, até que atinja valor crítico e frature o material [13,14]. Já no ensaio de compressão, uma carga compressiva é aplicada progressivamente sobre o corpo-de-prova utilizando uma máquina de ensaios universal e a carga de fratura é registrada [15].

O objetivo desse trabalho foi avaliar o efeito de diferentes protocolos de usinagem CAD/CAM (suave, normal e rápido) no comportamento de fratura de coroas monolíticas de zircônia policristalina translúcida de segunda geração (3Y-TZP), testando a hipótese de que o tipo de protocolo de usinagem não influencia a carga de fratura, confiabilidade e modo de falha das coroas após envelhecimento mecânico.

MÉTODOS

Foram confeccionadas coroas monolíticas de zircônia policristalina translúcida 3Y-TZP de segunda geração usinadas por três diferentes protocolos de CAD/CAM: (S) suave, (N) normal, (R) rápido. As coroas foram submetidas a um envelhecimento mecânico e testadas até a fratura em carga compressiva.

Confeção das Coroas

Foram produzidos pilares simulando um preparo dental simplificado para coroa total de 2º pré-molar superior [15], com altura de 6 mm, diâmetro de 8 mm e convergência oclusal total de 12º, com todas as transições entre as paredes axial e oclusal arredondadas, lisas e homogêneas. O término cervical em forma de chanfro teve um raio de 1,2 mm entre a área cervical e a parede axial [16]. Todos os pilares foram feitos em resina epóxi reforçada

com fibra de vidro (G10, Jiujiang Xinxing Insulation Material Co., Jiujiang City, China).

Para simular um semiarco dentário, um pilar mestre foi posicionado em meio a dois dentes e duplicado em gesso tipo IV especial. O modelo foi escaneado pelo sistema óptico inEos X5 (Dentsply Sirona, Bensheim, Alemanha) e as imagens foram importadas ao *software* inLab CAM 19.0 (Dentsply Sirona, Bensheim, Alemanha). No *software* foi elaborado o desenho padronizado das coroas monolíticas no formato de um segundo pré-molar superior, com um espaço definido para linha de cimentação (alívio interno) de 80 µm.

Os desenhos foram transferidos para fresadora InLab MC X5 (Dentsply Sirona, Bensheim, Alemanha), onde foram usinadas as coroas a partir de um disco de zircônia pré-sinterizado (VITA YZ HT White, VITA Zahnfabrik, Bad Säckingen, Alemanha). Os protocolos de usinagem escolhidos foram: (S) suave; (N) normal; (R) rápido (Figura II.1). Três fresas com revestimento de diamante para usinagem de zircônia foram utilizadas: Bur 0.5 ZrO, Bur 1.0 ZrO e Bur 2.5 ZrO (Dentsply Sirona, Bensheim, Alemanha), como mostra Figura II.2. Um novo conjunto de fresas foi utilizado para cada disco de zircônia, sendo um total de 2 discos. A usinagem foi realizada a seco, sem irrigação. Treze coroas foram produzidas com cada protocolo de usinagem para os ensaios mecânicos, de acordo com a Tabela II.1 (n = 13).

Também foi produzido para cada protocolo de usinagem, um corpo-de-prova na forma de disco (12 mm de diâmetro e 1,2 mm de espessura) da 3Y-TZP para análise da topografia de superfície em microscópio eletrônico de varredura (MEV) de baixo vácuo (VEGA3, Tescan Co. Ltd., Brno, Czech Republic).

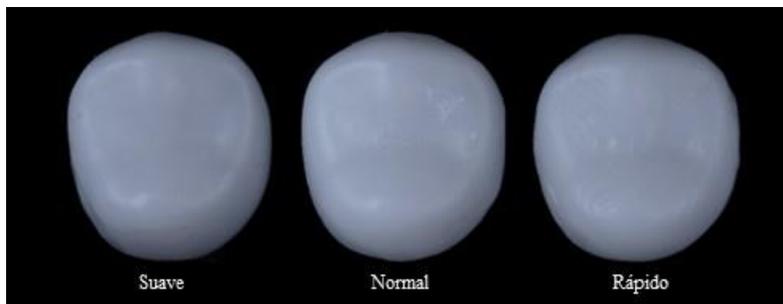


Figura II.1 - Coroas usinadas pelos protocolos suave, normal e rápido.

Tabela II.1 - Grupos experimentais e protocolos estabelecidos para usinagem em CAD/CAM.

Grupos	Protocolos	Modo	Tempo
S	Suave	Refinado	25 min por coroa
N	Normal	Convencional (padrão)	18 min por coroa
R	Rápido	Rápido	12 min por coroa

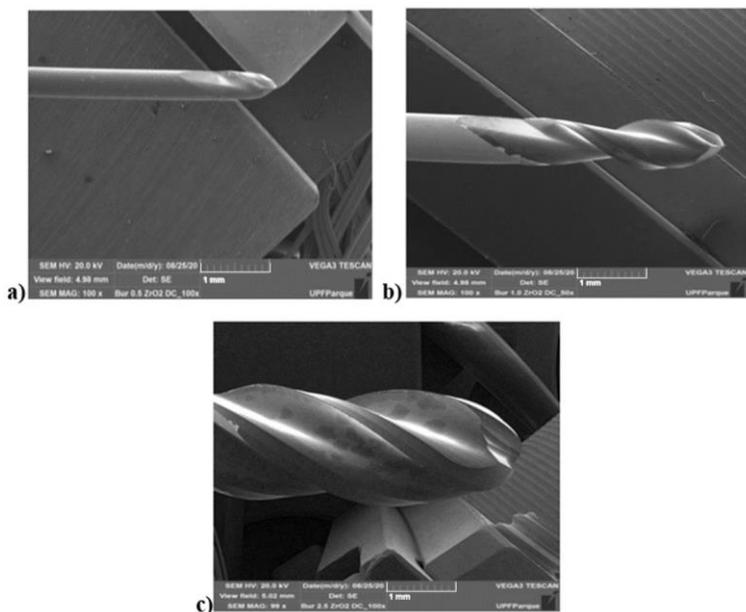


Figura II.2 – Imagem com aumento de 100 x de MEV das fresas de CAD/CAM antes da usinagem: (a) fresa 0.5 ZrO₂; (b) fresa 1.0 ZrO₂; (c) fresa 2.5 ZrO₂.

Após a usinagem, as coroas foram destacadas do disco cerâmico cuidadosamente e sinterizadas no forno inLab Profire (Dentsply Sirona, Bensheim, Alemanha) com o protocolo de sinterização rápida, conforme indicado pelo fabricante da cerâmica. O mesmo processo foi realizado para os corpos-de-prova em forma de discos.

Ainda, para determinação da espessura da face oclusal, as coroas foram medidas no sulco central da oclusal com um especímetro Iwanson (Golgran, São Caetano do Sul, Brasil).

Cimentação

Previamente à cimentação, os pilares de G10 foram embutidos em resina acrílica autopolimerizável (Jet Acrílico, Artigos Odontológicos Clássico Ltda., Campo Limpo Paulista, Brasil) em porta-amostras cilíndricos, paralelamente ao longo eixo do dente e 1 mm abaixo da margem da coroa. As coroas e pilares foram limpos em banho ultrassônico com álcool isopropílico por 5 minutos [15,17]. Todos os pilares de G10 foram condicionados utilizando ácido hidrófluorídrico (HF) a 10% por 60 s (Condac Porcelana, FGM, Joinville, Brasil), lavados e secos com jato água/ar por 30 s cada e foi aplicado o agente de união silano (Prosil, FGM, Joinville, Brasil), deixado evaporar por 60 s para volatilização dos solventes [15,18]. Um adesivo (ED Primer A + B, Kuraray, Tokyo, Japão) foi aplicado com microbrush (Kg Sorensen, Barueri, Brasil) na superfície do G10 previamente a cimentação. As coroas de zircônia não receberam nenhum tratamento na superfície de cimentação, para minimizar interferências no processo.

As duas pastas do cimento (Panavia F, Kuraray, Tokyo, Japão) foram espatuladas e a mistura aplicada no interior das

coroas [15]. As coroas foram assentadas sobre os pilares e o conjunto levado a um dispositivo de aplicação de carga e mantido sob um peso de 750 gramas durante 5 min, para permitir o escoamento e padronização da espessura de cimento em todos os CPs [15]. O excesso de cimento do término cervical foi removido com aplicador microbrush (FGM, Joinville, Brasil) e a fotopolimerização realizada por 20 s em cada face da coroa a uma intensidade de luz de 1200mW/cm^2 (Radian-cal, SDI Brasil Ind. e Com. Ltda, São Paulo, Brasil). A fotoativação foi finalizada aplicando luz por 20 s, após a remoção do peso, na superfície oclusal. As coroas foram armazenadas em água destilada a 37°C por no mínimo 48 horas e no máximo 3 semanas, antes dos ensaios mecânicos.

Ensaio mecânico

As coroas foram submetidas a um envelhecimento mecânico em uma máquina de ciclagem mecânica pneumática (Biopid, Biocycle, São Carlos, São Paulo, Brasil), com frequência de 2 Hz, durante $1,5 \times 10^6$ ciclos, em água destilada a 37°C .

Foram desenvolvidos dispositivos que mantiveram as coroas em uma inclinação de 30° durante o ensaio. Uma carga cíclica de 200 N foi aplicada à cúspide lingual, por se tratar de uma coroa de 2° pré-molar superior, com um pistão esférico de aço inoxidável (6 mm de diâmetro). Após o envelhecimento, as coroas foram

inspecionadas com transiluminação (luz led) e utilizando um estereomicroscópio para identificar a presença de fraturas ou trincas.

As coroas que sobreviveram ao envelhecimento mecânico foram testadas até a fratura com carga compressiva em uma máquina de ensaio universal (EMIC 23-10, Instron, São José dos Pinhais, PR, Brasil). O ensaio foi realizado em água. A carga foi aplicada com um pistão esférico de aço inoxidável (6 mm de diâmetro) na direção do longo eixo da coroa, com uma velocidade de 0,5 mm/min, utilizando uma célula de carga de 10.000 N. Foi interposta uma película de poliéster entre o pistão e a cerâmica para melhor distribuição das tensões nas regiões de contato.

Fractografia

Inicialmente, a superfície de fratura de todas as coroas testadas em compressão foi analisada com base em princípios da fractografia, utilizando um estereomicroscópio (Zeiss Stemi 2000-C, Carl Zeiss Microscopy GmbH, Göttingen, Alemanha).

Ainda, foram selecionadas de forma aleatória duas coroas por grupo para análise detalhada da superfície de fratura em MEV. As coroas foram limpas em cuba ultrassônica (Cristófoli Equipamentos de Biossegurança, Campo Mourão, Brasil) utilizando a seguinte sequência: mistura de detergente e água por 15 minutos, água por 15 minutos, acetona por 15 minutos.

As coroas foram secas, posicionadas em porta-amostras, e recobertas com uma camada de 5 nanômetros de liga ouro-paládio (Au-Pd) (Metalizador Quoron Q150r ES, Quorum Technologies Ltd, Laughton, Inglaterra). Após esse processo, foram levadas ao MEV (VEGA3, Tescan Co. Ltd., Brno, Czech Republic) para análise detalhada da superfície de fratura.

Análise Estatística

Os dados de carga de fratura (N) após envelhecimento mecânico foram analisados com análise de Weibull de dois parâmetros (L_0 – carga de fratura característica; m – módulo de Weibull). Os intervalos de confiança de 95% para os parâmetros de Weibull foram calculados pelo método da Razão da Verossimilhança. A análise estatística foi realizada com um *software* de confiabilidade (Weibull++, Reliasoft).

RESULTADOS

Todas as coroas sobreviveram ao envelhecimento mecânico e foram testadas em carga compressiva. A análise de Weibull dos dados de carga de fratura das coroas estão apresentados na Tabela II.2 e Figura II.3. O grupo rápido apresentou carga de fratura característica estatisticamente superior aos grupos normal e suave, já que os intervalos de confiança de 95% não se sobrepõem. O

módulo de Weibull do grupo suave foi significativamente superior ao grupo normal e semelhante ao grupo rápido.

Foi realizada análise do poder para os dados de carga de fratura utilizando o software G*Power 3.1.9.4 e obteve-se o valor de 0.99.

Tabela II.2 - Carga de fratura característica (L_0) e módulo de Weibull (m), com os respectivos intervalos de confiança de 95% (95% CI) para os grupos experimentais.

Grupos	L_0^*	$L_0 - 95\% \text{ CI}$	m^*	$m - 95\% \text{ CI}$
Normal	3706 b	3337; 4091	6,1 b	3,8; 8,7
Suave	3943 b	3790; 4091	16,3 a	10,1; 24,1
Rápido	4540 a	4194; 4889	8,1 ab	5,1; 11,7

*Valores seguidos por letras iguais na mesma coluna são estatisticamente semelhantes.

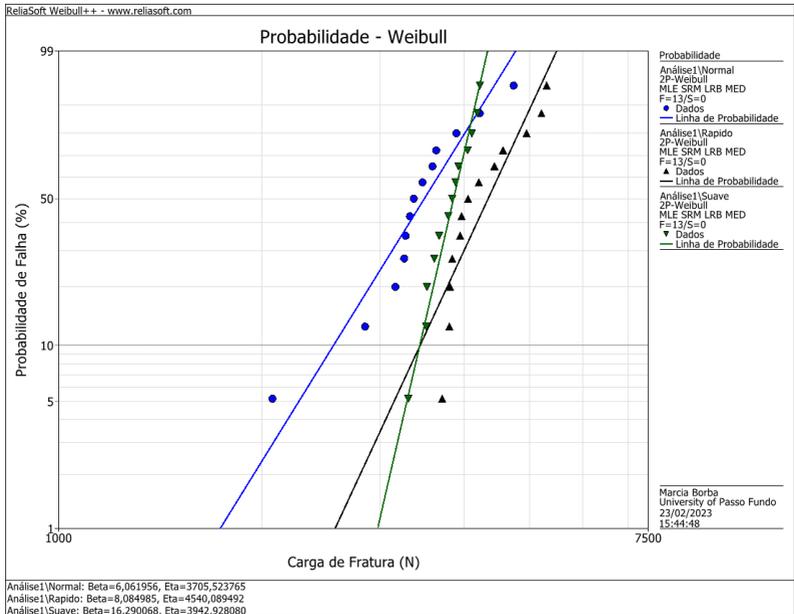


Figura II.3 - Gráfico de Weibull dos dados de carga de fratura para os grupos experimentais.

Na Figura II.4 estão apresentadas imagens da superfície da 3Y-TZP usinada com os três protocolos. O protocolo suave (Figura II.4a) fabricou superfícies com mais marcas da fresa fina e de menor passo da fresa, resultando em maior detalhamento. Os protocolos normal e rápido (Figura II.4b e II.4c) apresentaram marcações mais distantes indicando passo maior das fresas. Para os protocolos normal e rápido as características de superfície foram muito semelhantes, de acordo com as imagens de MEV. Essas imagens mostram que as fresas percorrem diferentes percursos durante a usinagem, conforme o protocolo selecionado.

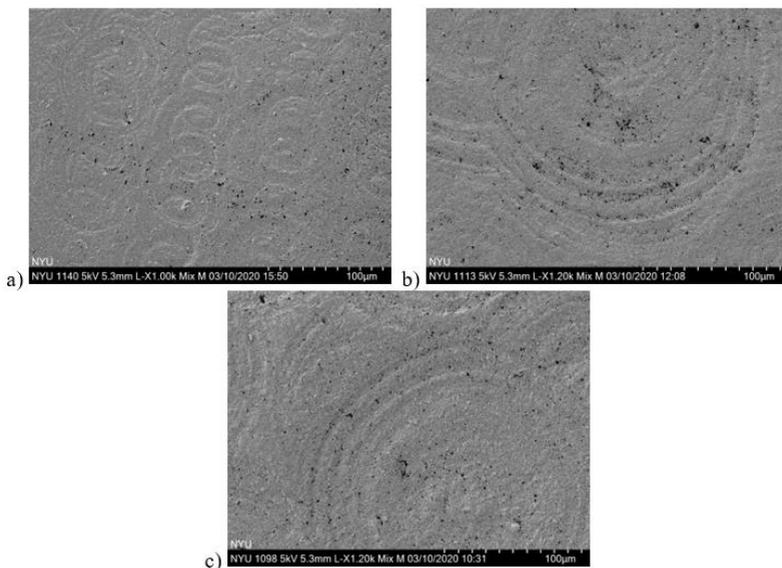


Figura II.4 - Imagens de MEV da superfície da cerâmica dos discos de 3Y-TZP usinada com o protocolo suave (a) normal (b) e rápido (c).

Através da análise em estereomicroscópio e MEV foi possível observar características que auxiliam na determinação da origem da fratura (Figuras II.5, II.6 e II.7). No geral, a origem de fratura foi semelhante para todos os grupos, localizada na região oclusal, na superfície onde foi aplicada a carga compressiva. A principal diferença entre os grupos experimentais foi a espessura na região oclusal e o número de fragmentos após o teste de carga de fratura. As coroas produzidas com o protocolo rápido apresentaram maior espessura oclusal (0.77 mm) e maior número de fragmentos (53% falharam em 3 fragmentos) do que as

produzidas pelo protocolo normal (0.55 mm; 27% falharam em 3 fragmentos) e suave (0.60 mm; 13% falharam em 3 fragmentos).

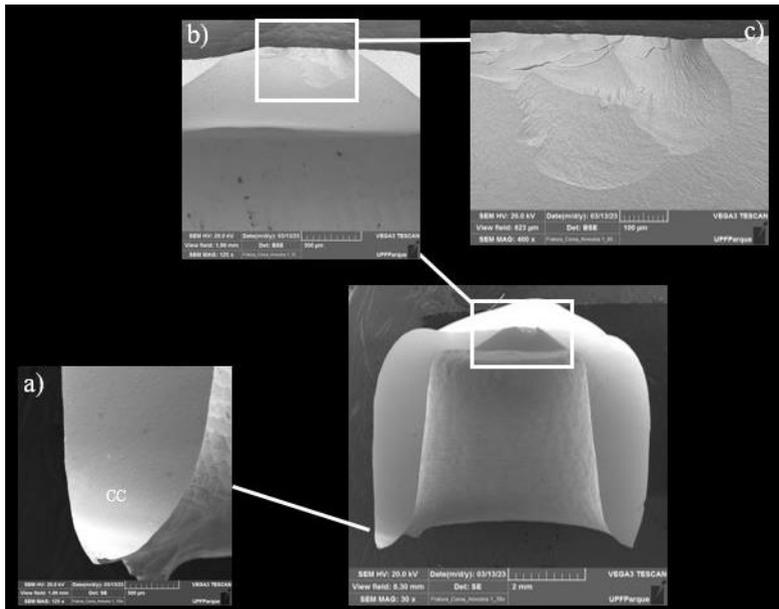


Figura II.5 - Imagens de MEV de uma coroa usinada com o protocolo suave. É possível observar a curva de compressão em a), as ampliações b) e c) mostram com mais detalhes a região de origem da fratura localizada na área oclusal da coroa em contato com o pistão.

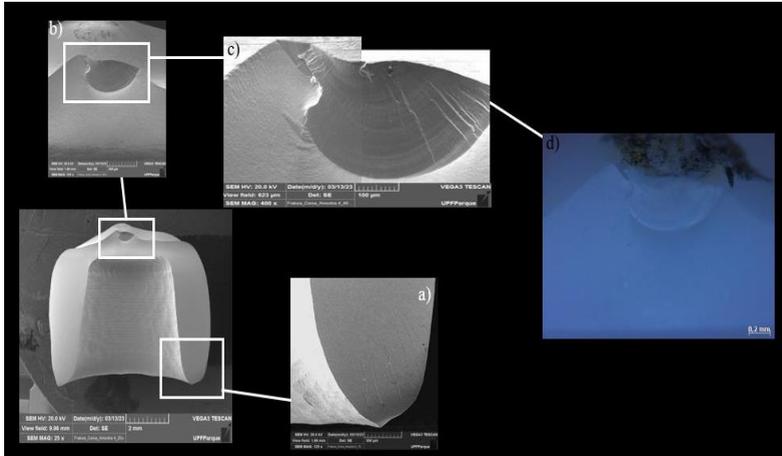


Figura II.6 - Imagens da superfície de fratura de uma coroa usinada com o protocolo normal. A curva de compressão em a), a região de origem da fratura é apontada com mais detalhamento nas ampliações b) e c), utilizando MEV. A imagem d) corresponde à região de fratura examinada em estereomicroscópio.

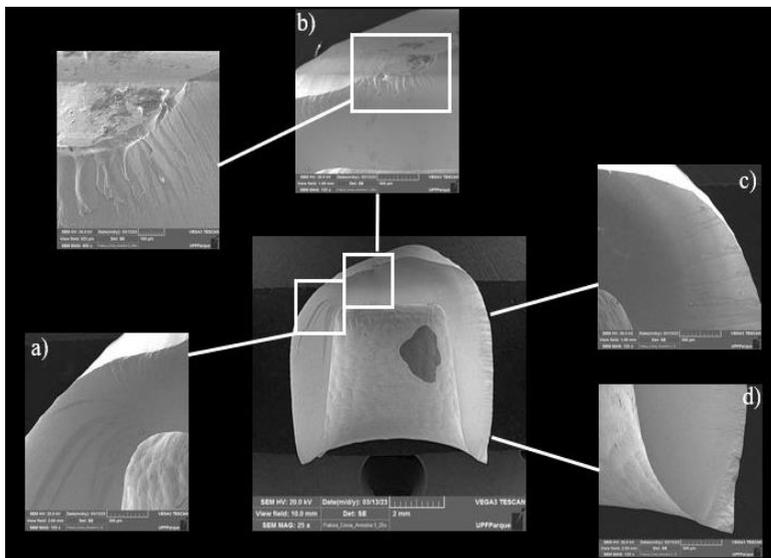


Figura II.7 - Imagens de MEV de uma coroa usinada com o protocolo rápido. Em b) é possível observar a região de aplicação da carga e origem da fratura. Hackle lines indicando a direção da fratura podem ser observadas em a), c) e d).

DISCUSSÃO

O aprimoramento da tecnologia CAD/CAM possibilita a produção de restaurações com melhor rendimento de tempo e qualidade. Para isso, *softwares* e equipamentos mais atualizados oferecem a opção de escolha de diferentes protocolos de usinagem CAM (suave, normal e rápido). No entanto, ainda não se sabe como esses protocolos afetam as propriedades mecânicas das restaurações usinadas. Por isso, o presente estudo propôs-se a caracterizar o efeito de diferentes protocolos de usinagem de

CAD/CAM no comportamento de fratura de coroas monolíticas de zircônia policristalina translúcida de segunda geração (3Y-TZP).

A hipótese de que o tipo de protocolo de usinagem não afeta a carga de fratura, confiabilidade e modo de falha das coroas após envelhecimento mecânico foi rejeitada, pois os protocolos se comportaram diferentemente quanto a essas três variáveis. O protocolo rápido resultou em coroas com maior carga de fratura e maior número de fragmentos após o ensaio mecânico. As cargas mais altas podem estar relacionadas com o fato de que a usinagem dessas coroas acontece de maneira mais rápida, então as fresas desgastam menos o material do que os demais protocolos, resultando em uma espessura maior de cerâmica. A face oclusal das coroas usinadas pelo grupo rápido não é tão detalhada e refinada, o que também resulta em maior espessura na região oclusal, como observado em análise de estereomicroscópio. Valores mais altos de carga de fratura estão relacionados a um maior número de fragmentos [19], já que uma quantidade maior de energia está envolvida no processo de falha dessas coroas. A literatura sugere que a espessura ideal da 3Y-TZP para uso monolítico deve se manter entre 0,5 e 1,0 mm [10].

No presente estudo, todas as coroas sobreviveram ao envelhecimento mecânico em carga alta (200 N), em ambiente que simulava as condições orais. Portanto, sugere-se que todos os protocolos de usinagem produzem restaurações de 3Y-TZP com

bom prognóstico, capaz de ter alta sobrevivência em boca. Por outro lado, as extrapolações clínicas devem considerar que a metodologia aplicada no presente estudo não foi capaz de induzir falha por fadiga, o que é uma limitação. As elevadas propriedades mecânicas da zircônia 3Y-TZP favorecem sua sobrevivência em fadiga [20], sendo necessário o uso de cargas mais altas e protocolos mais longos para detectar falhas.

O envelhecimento mecânico foi feito de acordo com parâmetros que simulassem a realidade clínica. Não há um consenso na literatura sobre a quantidade de força, frequência ou número de ciclos que podem representar com precisão a mastigação. Estudos de fadiga cíclica frequentemente relatam aplicações de carga máxima de 100 a 200 N, que estão na faixa baixa de dados relatados para forças máximas de mordida na região posterior. A força de mordida em humanos varia entre 100 e 700 N, porém durante a mastigação o limite é de 270 N. A frequência de 2 Hz é a mais comum na literatura, considerando que o valor está dentro da faixa de frequência mastigatória que varia entre 1 e 3 Hz [21–23]. No presente estudo o envelhecimento mecânico foi realizado durante $1,5 \times 10^6$ ciclos, o que corresponde a, aproximadamente, 1 ano e meio de uso clínico. Essa estimativa é feita considerando 3 episódios de mastigação ao dia, com duração de 15 minutos cada, resultando em 2.700 ciclos de mastigação por dia [21,23–25].

Na literatura, quando o comportamento mecânico de coroas pós envelhecimento foi avaliado, a carga de fratura residual para 3Y-TZP de segunda geração variou entre 438 N a 3.487 N. Não houve diferença na carga de fratura entre as coroas monolíticas de 3Y-TZP de baixa e alta translucidez (1ª e 2ª geração) [26]. Nessa investigação, coroas de várias espessuras foram testadas (0,3 mm, 0,5 mm, 0,7 mm, 1,0 mm e 1,5 mm), o que justificaria a diferença entre os valores obtidos. Para coroas monolíticas de diferentes gerações de zircônia (3Y-TZP de segunda geração, 4Y-PSZ e 5Y-PSZ) a carga de fratura imediata foi similar entre elas. Mas quando envelhecidas (simulando o ambiente oral), a zircônia 3Y-TZP apresentou a maior carga de fratura média [27].

O grupo suave apresentou o maior valor de módulo de Weibull, o que significa menor variabilidade de dados de carga de fratura e maior previsibilidade, sendo um protocolo mais confiável. O protocolo suave produziu superfícies mais homogêneas, como observado nas imagens de MEV, levando a uma distribuição de defeitos semelhante entre coroas do mesmo grupo, o que diminuiu a dispersão dos dados. Considerando que a carga de fratura das coroas dos grupos suave e normal foram similares, a maior previsibilidade é um aspecto que favorece a indicação do protocolo de usinagem em CAD/CAM suave. Por outro lado, apesar do protocolo rápido produzir coroas que suportaram maior carga de fratura, o acabamento superficial desse grupo parece não ser

adequado para uso monolítico, sendo indicada uma etapa adicional de acabamento e polimento, aplicação de glaze ou até recobrimento com cerâmica vítrea.

CONCLUSÃO

Os diferentes protocolos de usinagem afetaram o comportamento de fratura das coroas de 3Y-TZP. As coroas produzidas pelo grupo rápido apresentaram maior espessura oclusal e maior carga de fratura. As coroas produzidas pelos protocolos normal e suave tem carga de fratura similar, mas o grupo suave apresentou melhor previsibilidade. Todos os protocolos produziram coroas capazes de resistir ao envelhecimento mecânico com cargas superiores à mastigação.

AGRADECIMENTOS

Agradecimentos a bolsa de doutorado PROSUC/CAPES Modalidade II e a bolsa de iniciação científica PIBIC/CNPq, ao Edital Fapergs/CAPES 06/2018 – Programa de Internacionalização da Pós-Graduação no RS (n. 19/2551-0000677-2), ao Laboratório de Prótese Coral (Passo Fundo, RS) e a Dentsply Sirona Brasil.

REFERÊNCIAS

[1] Y. Zhang, B.R. Lawn, K.A. Malament, P. van Thompson, E.D. Rekow, Damage accumulation and fatigue life of particle-abraded ceramics, *Int J Prosthodont.* 19 (2006) 442–448.

[2] A.R. Alao, R. Stoll, X.F. Song, T. Miyazaki, Y. Hotta, Y. Shibata, L. Yin, Surface quality of yttria-stabilized tetragonal zirconia polycrystal in CAD/CAM milling, sintering, polishing and sandblasting processes, *J Mech Behav Biomed Mater.* 65 (2017) 102–116. <https://doi.org/10.1016/j.jmbbm.2016.08.021>.

[3] S. Fraga, M. Amaral, M.A. Bottino, L.F. Valandro, C.J. Kleverlaan, L.G. May, Impact of machining on the flexural fatigue strength of glass and polycrystalline CAD/CAM ceramics, *Dental Materials.* 33 (2017) 1286–1297. <https://doi.org/10.1016/j.dental.2017.07.019>.

[4] M.B. Blatz, J. Conejo, The Current State of Chairside Digital Dentistry and Materials, *Dent Clin North Am.* 63 (2019) 175–197. <https://doi.org/10.1016/j.cden.2018.11.002>.

[5] I. Denry, J.R. Kelly, Emerging ceramic-based materials for dentistry, *J Dent Res.* 93 (2014) 1235–1242. <https://doi.org/10.1177/0022034514553627>.

[6] A. Jokstad, Computer-assisted technologies used in oral rehabilitation and the clinical documentation of alleged advantages - a systematic review, *J Oral Rehabil.* 44 (2017) 261–90. <https://doi.org/10.1111/ijlh.12426>.

[7] S.S. Scherrer, U. Lohbauer, A. Della Bona, A. Vichi, M.J. Tholey, J.R. Kelly, R. van Noort, P.F. Cesar, ADM guidance—Ceramics: guidance to the use of fractography in failure analysis of brittle materials, *Dent Mater.* 33 (2017) 599–620. <https://doi.org/10.1016/j.dental.2017.03.004>.

[8] J.R. Kelly, R. Giordano, R. Pober, M.J. Cima, Fracture surface analysis of dental ceramics: clinically failed restorations, *Int J Prosthodont.* 3 (1990) 430–440.

[9] Z. Badr, L. Culp, I. Duqum, C.H. Lim, Y. Zhang, T. A. Sulaiman, Survivability and fracture resistance of monolithic and multi-yttria-layered zirconia crowns as a function of yttria content: A mastication simulation study, *Journal of Esthetic and Restorative Dentistry.* 34 (2022) 633–640. <https://doi.org/10.1111/jerd.12907>.

- [10] A. Vichi, M. Sedda, R.F. Fonzar, M. Carrabba, M. Ferrari, Comparison of contrast ratio, translucency parameter, and flexural strength of traditional and “augmented translucency” zirconia for CEREC CAD/CAM system, *Journal of Esthetic and Restorative Dentistry*. 28 (2016) S32–S39. <https://doi.org/10.1111/jerd.12172>.
- [11] T.E. Donovan, I.A. Alraheem, T.A. Sulaiman, An evidence-based evaluation of contemporary dental ceramics, *Dent Update*. 45 (2018) 541–546. <https://doi.org/10.12968/denu.2018.45.6.541>.
- [12] J.R. Kelly, P.F. Cesar, S.S. Scherrer, A. Della Bona, R. van Noort, M. Tholey, A. Vichi, U. Lohbauer, ADM guidance-ceramics: Fatigue principles and testing, *Dental Materials*. 33 (2017) 1192–1204. <https://doi.org/10.1016/j.dental.2017.09.006>.
- [13] G. Baran, K. Boberick, J. McCool, Fatigue of restorative materials, *Critical Reviews in Oral Biology e Medicine*. 12 (2001) 350–360.
- [14] T. Takano, A. Tasaka, M. Yoshinari, K. Sakurai, Fatigue strength of Ce-TZP/Al₂O₃ nanocomposite with different surfaces, *J Dent Res*. 91 (2012) 800–804. <https://doi.org/10.1177/0022034512452277>.

[15] P.H. Corazza, S.A. Feitosa, A.L.S. Borges, A. Della Bona, Influence of convergence angle of tooth preparation on the fracture resistance of Y-TZP-based all-ceramic restorations, *Dent Mater.* 29 (2013) 339–347. <https://doi.org/10.1016/j.dental.2012.12.007>.

[16] R. Ottoni, S.M.S. Marocho, J.A. Griggs, M. Borba, CAD/CAM versus 3D-printing/pressed lithium disilicate monolithic crowns: Adaptation and fatigue behavior, *J Dent.* 123 (2022). <https://doi.org/10.1016/j.jdent.2022.104181>.

[17] P.H. Corazza, H.L. de Castro, S.A. Feitosa, E.T. Kimpara, A. Della Bona, Influence of CAD-CAM diamond bur deterioration on surface roughness and maximum failure load of Y-TZP-based restorations, *Am J Dent.* 28 (2015) 95–99.

[18] K.R. Weber, P. Benetti, A. Della Bona, P.H. Corazza, J.A. Medeiros, E. Lodi, M. Borba, How does the piston material affect the in vitro mechanical behavior of dental ceramics?, *Journal of Prosthetic Dentistry.* 120 (2018) 747–754. <https://doi.org/10.1016/j.prosdent.2018.01.025>.

[19] E. Jerman, N. Lümke, M. Eichberger, R. Hampe, B. Stawarczyk, Impact of varying step-stress protocols on the fatigue

behavior of 3Y-TZP, 4Y-TZP and 5Y-TZP ceramic, *Dental Materials*. 37 (2021) 1073–1082.
<https://doi.org/10.1016/j.dental.2021.03.013>.

[20] Y. Zhang, B.R. Lawn, Novel Zirconia Materials in Dentistry, *J Dent Res*. 97 (2018) 140–147.
<https://doi.org/10.1177/0022034517737483>.

[21] H.W. Wiskott, J.I. Nicholls, U.C. Belser, Stress fatigue: basic principles and prosthodontic implications, *Int J Prosthodont*. 8 (1995) 105–116.

[22] J.R. Kelly, Clinically relevant approach to failure testing of all-ceramic restorations, *J Prosthet Dent*. 81 (1999) 652–661.

[23] U. Lohbauer, N. Krämer, A. Petschelt, R. Frankenberger, Correlation of in vitro fatigue data and in vivo clinical performance of a glassceramic material, *Dental Materials*. 24 (2008) 39–44.
<https://doi.org/10.1016/j.dental.2007.01.011>.

[24] P.P. Binon, M.J. McHugh, The effect of eliminating implant/abutment rotational misfit on screw joint stability, *The International Journal of Prosthodontic*. 9 (1996) 511–519.

[25] S. Winkler, K. Ring, J.D. Ring, K.G. Boberick, Implant screw mechanics and the settling effect: an overview, *Journal of Oral Implantology*. 29 (2003) 242–245.

[26] N. Nordahl, P. Vult von Steyern, C. Larsson, Fracture strength of ceramic monolithic crown systems of different thickness, *J Oral Sci*. 57 (2015) 255–261. <https://doi.org/10.2334/josnusd.57.255>.

[27] A. Elsayed, G. Meyer, S. Wille, M. Kern, Influence of the yttrium content on the fracture strength of monolithic zirconia crowns after artificial aging, *Quintessence Int*. 50 (2019) 344–348. <https://doi.org/10.3290/j.qi.a42097>.

CONSIDERAÇÕES FINAIS

Os diferentes protocolos de usinagem em CAD/CAM (suave, normal e rápido) afetaram a adaptação, integridade marginal e oclusal e o comportamento de fratura de coroas monolíticas de zircônia policristalina translúcida de segunda geração (3Y-TZP).

Cada protocolo tem seus benefícios e suas desvantagens. O protocolo suave fabricou coroas com anatomia oclusal mais refinada e polida e apresentou melhor previsibilidade das cargas de fratura. Apesar do maior tamanho de fenda interna nas áreas próximas à superfície oclusal, esses valores estão dentro do aceitável clinicamente e não afetaram o comportamento mecânico das coroas. O protocolo normal resultou em coroas com carga de fratura similar ao suave e apresentou anatomia oclusal aceitável e sem grandes marcações da trajetória das fresas. O protocolo rápido produziu coroas resistentes a maiores níveis de carga até a fratura, mas com anatomia oclusal deficiente com marcações mais proeminentes da trajetória das fresas.

No geral, as coroas produzidas pelos três protocolos foram capazes de resistir a cargas da mastigação humana, apresentaram

boa integridade marginal e adaptação. Porém, a qualidade anatômica do protocolo rápido pode não ser adequada para a produção de coroas monolíticas. Portanto, compete ao dentista e ao técnico de prótese dentária definirem o protocolo do acordo com suas corretas indicações considerando suas vantagens e limitações.

REFERÊNCIAS

ADDISON, O.; CAO, X.; SUNNAR, P.; FLEMING, G.J.P. Machining variability impacts on the strength of a ‘chair-side’ CAD-CAM ceramic. *Dental Materials*, v. 28, p. 880–7, 2012.

ALAO, A-R.; STOLL, R.; SONG, X-F.; MIYAZAKI, T.; HOTTA, Y.; SHIBATA, Y.; YIN, L. Surface quality of yttria-stabilized tetragonal zirconia polycrystal in CAD/CAM milling, sintering, polishing and sandblasting processes. *Journal of The Mechanical Behavior of Biomedical Materials*, v. 65, p. 102–16, 2017.

CAMPOSILVAN, E.; LEONE, R.; GREMILLARD, L.; SORRENTINO, R.; ZARONE, F.; FERRARI, M.; CHEVALIER, J. Aging resistance, mechanical properties and translucency of different yttria-stabilized zircônia ceramics for monolithic dental crown applications. *Dental Materials*, v. 34, n. 6, p. 879-890, 2018.

CURRAN, P.; CATTANI-LORENTE, M.; WISKOTT, H.W.A.; DURUAL, S.; SCHERRER, S.S. Grinding damage assessment for CAD-CAM restorative materials. *Dental Materials*, v. 33, n. 3, p. 294–308, 2017.

COLPANI, J.T.; DELLA BONA, A. Evaluation of marginal and internal fit of ceramic crown copings. *Dental Materials*, v. 29, p. 174–180, 2013.

DENRY, I.; KELLY, J.R. Emerging ceramic-based materials for dentistry. *Journal of Dental Research*, v. 93, n. 12, p. 1235–42, 2014.

ELSAYED, A.; MEYER, G.; WILLE, S.; KERN, M. Influence of the yttrium content on the fracture strength of monolithic zirconia crowns after artificial aging. *Quintessence International*, v. 50, n. 5, p. 344-348, 2019.

FRAGA, S.; AMARAL, M.; BOTTINO, M.A.; VALANDRO, L.F.; KLEVLANN, C.J.; MAY, L.G. Impact of machining on the flexural fatigue strength of glass and polycrystalline CAD/CAM ceramics. *Dental Materials*, v. 33, p. 1286-1297, 2017.

HEINTZE, S.D.; CAVALLERI, A.; FORJANIC, M.; ZELLWEGER, G.; ROUSSON, V. Wear of ceramic and antagonist - A systematic evaluation of influencing factors in vitro. *Dental Materials*, v. 24, p. 433-449, 2008.

JOKSTAD, A. Computer-assisted technologies used in oral rehabilitation and the clinical documentation of alleged advantages - a systematic review. *Journal of Oral Rehabilitation*, v. 44, n. 4, p. 261-90, 2017.

MONACO, C.; CALDARI, M.; SCOTTI, R.; AIOP CLINICAL RESEARCH GROUP. Clinical evaluation of 1,132 zirconia-based single crowns: a retrospective cohort study from the AIOP clinical research group. *Int J Prosthodont*, v. 26, n. 5, p. 435-442, 2013.

NORDAHL, N.; STEYERN, P.V.V.; LARSSON, C. Fracture strength of ceramic monolithic crown systems of different thickness. *Journal of Oral Science*, v. 57, n. 3, p. 255-261, 2015.

REKOW, D.; THOMPSON, V.P. Near-surface damage—a persistent problem in crowns obtained by computer-aided *design* and manufacturing. *Proceedings of the Institution of Mechanical Engineers, Part H: Journal of Engineering in Medicine*, v. 219, p. 233-43, 2005.

REKOW, D.; THOMPSON, V.P. Near-surface damage - A persistent problem in crowns obtained by computer-aided design and manufacturing. *Proc Inst Mech Eng H*, v. 219, p. 233–243, 2005.

SCHRIWER, C.; SKJOLD, A.; GJERDET, N.R.; ØILO, M. Monolithic zirconia dental crowns. Internal fit, margin quality, fracture mode and load at fracture. *Dental Materials*, v. 33, p. 1012–1020, 2017.

VICHI, A.; SEDDA, M.; FONZAR, R.F.; CARRABBA, M.; FERRARI, M. Comparison of contrast ratio, translucency parameter, and flexural strength of traditional and “augmented translucency” zirconia for CEREC CAD/CAM system. *Journal of Esthetic and Restorative Dentistry*, v. 28, p. S32-9, 2016.

ZHANG, F.; INOKOSHI, M.; BATUK, M.; HADERMANN, J.; NAERT, I.; MEERBEEK, B.V.; VLEUGELS, J. Strength, toughness and aging stability of highly-translucent Y-TZP ceramics for dental restorations. *Dental Materials*, v.32, n.12, p.327-e337, 2016.

ZHANG, Y.; LAWN, B.R. Novel Zirconia Materials in Dentistry. *Journal of Dental Research*, v. 97, n. 2, p. 140-147, 2018.

ZHANG, Y.; LAWN, B.R.; MALAMENT, K.A.; VAN THOMPSON, P.; REKOW, E.D. Damage accumulation and fatigue life of particle-abraded ceramics. *International Journal of Prosthodontics*, v. 19, n. 5, p. 442–8, 2006.