

UNIVERSIDADE DE PASSO FUNDO

Indiarai Lavandoski Bringhenti

**INFLUÊNCIA DE DIFERENTES
PROTOCOLOS DE USINAGEM EM
CAD/CAM NA ADAPTAÇÃO E NA
ANATOMIA DE COROAS DE ZIRCÔNIA
TRANSLÚCIDA**

Passo Fundo

2023

Indiarai Lavandoski Bringhenti

**INFLUÊNCIA DE DIFERENTES
PROTOCOLOS DE USINAGEM EM
CAD/CAM NA ADAPTAÇÃO E NA
ANATOMIA DE COROAS DE ZIRCÔNIA
TRANSLÚCIDA**

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

Passo Fundo

2023

A Comissão Examinadora, abaixo assinada, aprova a Dissertação.

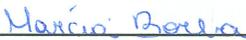
“Influência de diferentes protocolos de usinagem em CAD/CAM na
adaptação e na anatomia de coroas de zircônia translúcida”

Elaborada por

Indiarai Lavandoski Bringhenti

Como requisito parcial para a obtenção do grau de Mestre em Odontologia
– Área de Concentração em Clínica Odontológica

Aprovado em 16/03/2023, pela Comissão Examinadora:



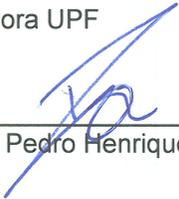
Profa. Dra. Márcia Borba

Orientadora UPF

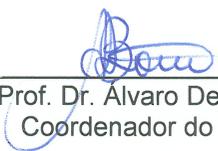


Prof. Dr. Atais Bacchi

Faculdade Paulo Picanço



Prof. Dr. Pedro Henrique Corazza
UPF



Prof. Dr. Alvaro Della Bona
Coordenador do PPG Odonto

CIP – Catalogação na Publicação

B858i Bringhenti, Indiarai Lavandoski
Influência de diferentes protocolos de usinagem em
CAD/CAM na adaptação e na anatomia de coroas de zircônia
translúcida [recurso eletrônico] / Indiarai Lavandoski
Bringhenti. – 2023.
5 MB ; PDF.

Orientadora: Profa. Dra. Márcia Borba.
Dissertação (Mestrado em Odontologia) – Universidade
de Passo Fundo, 2023.

1. Material cerâmico. 2. Coroas (Odontologia). 3. Sistemas
CAD/CAM. 4. Zircônia. I. Borba, Márcia, orientadora.
II. Título.

CDU: 616.314-27

Catalogação: Bibliotecária Jucelei Rodrigues Domingues - CRB 10/1569

BIOGRAFIA DO AUTOR

Indiarai Lavandoski Bringhenti, nasceu em 14 de novembro de 1996, na cidade de Sarandi, Rio Grande do Sul. Filha de Janete Lavandoski e Altair Bringhenti.

Formou-se cirurgiã-dentista pela Faculdade de Odontologia, Universidade de Passo Fundo, no dia 19 de janeiro de 2019. Durante a graduação foi aluna de iniciação científica com bolsa CNPq no ano de 2017 e bolsa Pibic/UPF no ano de 2018. Voluntária nos projetos de extensão da Faculdade: na APAE- Passo Fundo realizando atendimentos dos alunos com deficiência na instituição e também no projeto de atenção a saúde bucal do idoso no instituto de longa permanência para idosos São José.

Iniciou sua pós-graduação em maio de 2019 na especialização em prótese dentária e reabilitação oral na instituição Atitus, em Passo Fundo, vindo a finalizar no mês de outubro de 2021. Em março de 2021, ingressou na turma de mestrado no Programa de Pós-graduação em Odontologia do Curso de Odontologia da Universidade de Passo Fundo. Desde sua formação, em 2019, atua como clínico geral e como protesista em consultório particular.

AGRADECIMENTOS

A Deus, a minha infinita gratidão! Sem ele nada seria possível.

A minha família, meu pai Altair, minha mãe Janete e minha irmã Isadora. Eles que me incentivam e me apoiam em todas as minhas decisões. Gratidão pelo amor incondicional! Foram meu suporte emocional e financeiro para as etapas da vida! A toda a minha grande família, meus avós, meus tios, minhas tias e meus primos, por todo o apoio e ajuda!

Ao meu marido, Junior! Por todo o incentivo e paciência durante esse tempo. Com o seu apoio incondicional a jornada foi mais tranquila.

A minha orientadora, Prof. Dra. Márcia Borba, pelo seu profissionalismo e humanismo na hora de ensinar. Por toda a paciência e disponibilidade, minha eterna gratidão!

A minha colega de grupo de pesquisa que virou amiga, Andressa Restani de Oliveira, por toda a ajuda durante essa fase, todos os ensinamentos, conversas e risadas. Ajudou a tornar a caminhada mais leve! Agradecimento especial também à Gabriela e à Nathalia pela ajuda na fase de confecção dos corpos de prova e nos testes!

Agradecimento à Fapergs/CAPES edital 06/2018- Programa de Internacionalização da Pós-graduação no Rio Grande do Sul. (n. 19/2551-0000677-2).

Ao laboratório de Prótese Coral (Passo Fundo, RS) e a Dentsply Sirona pelo apoio à pesquisa.

Ao Programa de pós-graduação em Odontologia e a todo o Curso de Odontologia, professores, funcionários e colegas, gratidão por terem sido casa durante os 5 anos de graduação e os 2 de mestrado. Todos ficaram marcados e tem um lugar especial na minha vida!

Por fim, mas não menos importante, aos meus pacientes! Peças importantes nessa jornada, confiam o que há de mais importante à mim, seu sorriso!

Muito obrigada!

SUMÁRIO

BIOGRAFIA DO AUTOR	5
AGRADECIMENTOS.....	6
SUMÁRIO	9
LISTA DE TABELAS	10
LISTA DE FIGURAS	11
LISTA DE ABREVIATURAS	12
RESUMO	14
ABSTRACT	16
INTRODUÇÃO	18
2. REVISÃO DE LITERATURA	21
2.1 Cerâmicas	23
2.2 Cerâmicas policristalinas de zircônia	24
2.3 CAD/CAM	32
2.4 Adaptação das coroas cerâmicas	35
3. PROPOSIÇÃO.....	40
4. MATERIAIS E MÉTODOS.....	42
4.1 Confeção dos pilares.....	42
4.2 Confeção das coroas	43
4.3 Avaliação da adaptação marginal e interna	46
4.4 Avaliação da integridade marginal	49
4.5 Avaliação da anatomia oclusal	50
5. RESULTADOS	51
5.1 Adaptação marginal e interna	51
5.2 Integridade marginal	53
5.3 Anatomia oclusal	55
6. DISCUSSÃO	58
7. CONCLUSÕES	65

REFERÊNCIAS	67
APÊNDICES	71
ARTIGO A SER SUBMETIDO.....	65

LISTA DE TABELAS

Tabela 1 – Grupos experimentais e protocolos estabelecidos em CAD/CAM	46
Tabela 2 - Protocolo de sinterização.....	47
Tabela 3 – Valores de mediana (μm) e intervalo interquartil (IQ) da espessura de fenda nas diferentes regiões para os grupos avaliados.....	54
Tabela 4 – Tabela 4: Mediana dos escores de integridade marginal e intervalo interquartil (Q1; Q3) para os grupos experimentais.....	56

LISTA DE FIGURAS

Figura 1 – Modelo em gesso especial da simulação de semiarco dentário para escaneamento (Ottoni et al., 2021).....	45
Figura 2 – Desenho gerado pelo software das coroas com anatomia simplificada de segundo pré-molar superior (Ottoni et al., 2021)	46
Figura 3 – (A) injeção de silicone extra fluido na porção interna nas coroas); (B) assentamento da coroa sobre o pilar; (C) aplicação de carga estática de 750 g por 5 min.....	48
Figura 4– (A) Inserção de silicone de adição leve para ocupar o espaço do pilar; (B) corte da réplica.....	49
Figura 5 – Corte do molde no sentido M-D. As regiões de referência para mensuração da adaptação marginal e interna usando a técnica da réplica estão apontadas e numeradas conforme imagem.1) marginal; 2) ângulo gengivo-axial; 3) axial; 4) ângulo axiooclusal; 5) oclusal.....	51
Figura 6 – Representação da escala de Schriwer et al., 2017, para avaliação qualitativa dos defeitos da margem da restauração.....	52
Figura 7 – Margens de todas as regiões de uma coroa usinada em protocolo rápido.....	57
Figura 8 – imagens das margens das coroas representando os escores 1, 2, 3 e 4.....	58
Figura 9 – Superfície oclusal de coroas produzidas com os protocolos (A) rápido; (B) normal; (C) suave.....	60

LISTA DE ABREVIATURAS

CAD/CAM	<i>Computer-aided design/Computer-aided manufacturing</i>
MEV	Microscopia eletrônica de varredura
mm	Milímetro
μm	Micrômetro
min	Minutos
h	Horas
s	Segundos
N	Newton
n	Número de corpos-de-prova por grupo
CPs	Corpos-de-prova
Y-TZP	Zircônia tetragonal estabilizada com óxido de ítrio
Y-PSZ	Zircônia parcialmente estabilizada com óxido de ítrio
Y- FSZ	Zircônia totalmente estabilizada com óxido de ítrio
°C	Graus celsius
PPF	Prótese parcial fixa
LED	Diodo emissor de luz
GPa	Gigapascal
LTD	<i>Low temperature degradation</i>
Micro-CT	Micro tomografia computadorizada
G10	Resina epóxi reforçada com fibra de vidro
S	Suave

N

Normal

R

Rápido

RESUMO

Objetivo: avaliar a adaptação, a integridade marginal e a anatomia oclusal de coroas monolíticas de zircônia 3Y-TZP usinadas em diferentes protocolos de CAD/CAM. Métodos: modelo de segundo pré-molar foi escaneado e feito o desenho da coroa, 39 coroas foram usinadas utilizando diferentes protocolos (n=13): suave, normal e rápida. Para avaliar a adaptação interna e marginal, foi utilizada a técnica da réplica, que foi seccionada no sentido méso-distal e a espessura de fenda foi medida nas regiões. Para avaliação da integridade marginal, foram feitas imagens das margens da coroa. Para essa avaliação foi seguido uma escala de severidade com escores de 1 a 5. Os dados de ambas as análises foram analisados com Kruskal Wallis e Student-Newman-Keuls ($\alpha = 0,05$). Para anatomia oclusal foi feito uma análise qualitativa das imagens obtidas no estereomicroscópio. Resultados: Para a adaptação, não foi encontrada diferença entre os grupos nas regiões marginal, ângulo gengivo-axial e axial. No ângulo axio-oclusal e oclusal o grupo suave apresentou maior espessura de fenda que o grupo normal. Na integridade marginal não houve diferença entre os grupos para margem total. Analisando cada região separadamente, o grupo rápido teve maiores escores do que o grupo normal e suave na mesial e vestibular. Para a análise qualitativa da anatomia oclusal, o grupo suave apresentou coroas com anatomia oclusal mais refinada. Conclusão: O tipo de usinagem afetou a adaptação das coroas nas regiões próximas à superfície oclusal. Os protocolos resultaram em coroas com um bom refinamento marginal, mas com qualidade diferente da anatomia oclusal.

Palavras-chave: CAD/CAM; Cerâmicas; Adaptação marginal dentária.

ABSTRACT¹

Objective: to evaluate the adaptation, marginal quality and occlusal anatomy of 3Y-TZP crowns milled using different CAD/CAM protocols. Methods: model of a maxillary second premolar was scanned and the design of the crown was made. 39 crowns were milled using different machining protocols (n=13): soft, normal and fast. To evaluate de internal and marginal adaptation, the replica technique was used, which was sectioned in mesial-distal direction and the gap thickness was measured in regions. To evaluate the marginal integrity, images of the crown margins were taken using a stereomicroscope. For this evaluation, a scale with scores 1 to 5 was followed. Data were analyzed with Kruskal Wallis and Student-Newman-Keuls ($\alpha=0.05$). For occlusal anatomy, a qualitative analysis of the images obtained using a stereomicroscope was performed. Results: For adaptation, no difference was found between the groups in the marginal, gengivoaxial angle and axial regions. For the axio-occlusal angle and acclusal region, the soft group had a greater gap thickness than the normal group. For marginal integrity, there was not difference between groups for total margin. When different areas were analyzing separately, the fast group had higher scores than the normal and smooth groups in the mesial and buccal areas. For the qualitative analysis of occlusal anatomy, the soft group had crowns with more refined anatomy. Conclusion: The type of milling protocol affected the adaptation of crowns in regions near to the occlusal surface. Overall, the three protocols resulted in crowns with good marginal integrity, but with different quality of occlusal anatomy.

Key words: CAD/CAM; Ceramics; Dental marginal adaptation.

¹ Influence of different CAD/CAM machining protocols on the adaptation and anatomy of translucent zirconia crowns.

1. INTRODUÇÃO

Próteses cerâmicas são restaurações estéticas e biocompatíveis produzidas com diversos materiais e sistemas, seja de forma mecanizada, utilizando a tecnologia CAD/CAM (*computer aided design/computer aided manufacturing*), ou manual, pelo técnico de laboratório. Restaurações cerâmicas precisam de resultados estéticos e funcionais e a longevidade das mesmas é de suma importância para o sucesso do tratamento (CONRAD *et al.*, 2007)).

A adaptação marginal é um fator primordial para a longevidade a longo prazo e o sucesso clínico das próteses fixas. Restaurações com fendas e irregularidades podem levar à exposição do cimento aos fluidos orais, resultando em micro infiltração marginal e degradação do agente cimentante. Sendo assim, as discrepâncias marginais aumentam a infiltração de bactérias e seus subprodutos, além da impacção de alimentos e detritos orais, podendo levar a cáries, doenças periodontais e inflamação da polpa (sensibilidade pós-operatória). A adaptação interna é um aspecto importante pois uma desadaptação pode comprometer a resistência à fratura das coroas cerâmicas e levar a falhas clínicas (COLPANI *et al.*, 2013; REKOW & THOMPSON, 2005; SCHRIWER *et al.*, 2017).

Tanto complicações mecânicas como biológicas podem tornar necessária a substituição de uma restauração cerâmica. Uma boa

adaptação e integridade de margens e anatomia pode reduzir as falhas e, conseqüentemente, a substituição das restaurações. Cada vez que é necessária fazer a substituição, existem riscos para o dente, como complicações endodônticas. O aumento da longevidade das restaurações reduz o custo, o tempo e o risco, tanto para os pacientes como para os profissionais, proporcionando satisfação e bem-estar ao paciente (SCHRIWER *et al.*, 2017).

O aumento da demanda de pacientes que procuram por restaurações altamente estéticas fez com que houvesse o desenvolvimento de restaurações totalmente cerâmicas com características mecânicas aprimoradas, garantindo uma longevidade adequada. Dentre as cerâmicas odontológicas disponíveis para confecção de próteses fixas destaca-se a cerâmica policristalina de zircônia, que utiliza a tecnologia CAD/CAM (RICCITIELLO *et al.*, 2018). A zircônia tetragonal estabilizada com 3% mol de óxido de ítria (3Y-TZP) é uma cerâmica com elevadas propriedades mecânicas e alto grau de opacidade, por isso foi utilizada durante muito tempo apenas como infraestrutura de coroas dentais, necessitando sempre de uma cerâmica de cobertura para melhorar a estética (ZHANG, YU & LAWN, 2019). No entanto, esse recobrimento com uma cerâmica mais estética aumenta os riscos de lascamento, trincas e delaminações das próteses fixas quando comparadas com restaurações monolíticas (CAMPOSILVAN *et al.*, 2018; TONG *et al.*, 2016).

Para melhorar a translucidez da zircônia foi aumentada a densidade da cerâmica, através de sinterizações em altas temperaturas, diminuindo a porosidade, e foi reduzido o conteúdo do aditivo de sinterização alumina, dando origem as zircônias de segunda geração.

Essas zircônias ainda são representadas pela 3Y-TZP, porém, apresentaram uma moderada melhora na translucidez sem redução de propriedades mecânicas, sendo possível seu uso de forma monolítica em dentes posteriores (NORDAHL *et al.*, 2015; TONG *et al.*, 2016; ZHANG, YU & LAWN, 2019).

O sistema CAD/CAM está em constante evolução tecnológica. Escâneres mais precisos e novas atualizações dos *softwares* estão disponíveis para produzir restaurações com maior qualidade (MÖRMANN, 2006). Além disso, mais recentemente foram introduzidos novos protocolos de usinagem pela unidade CAM. O protocolo suave tem a perspectiva de fornecer restaurações mais detalhadas, enquanto o protocolo rápido tem como objetivo otimizar a produção. Porém, ainda não há estudos quanto a relação custo-benefício desses novos protocolos. Existem dúvidas sobre a qualidade de adaptação, margens e anatomia dessas diferentes estratégias de usinagem das restaurações.

2. REVISÃO DE LITERATURA

2.1 Cerâmicas

A cerâmica odontológica é conhecida por ser um biomaterial de aparência semelhante ao dente natural. Algumas das qualidades das cerâmicas são: adequadas propriedades ópticas, excelente estética, durabilidade química e alta dureza. Além disso, algumas cerâmicas apresentam valores de módulo de elasticidade, dureza, densidade, condutividade térmica e coeficiente de expansão térmica muito semelhantes ao esmalte dentário. Essas qualidades possibilitaram o rápido desenvolvimento deste material no contexto científico com o objetivo de satisfazer a crescente exigência estética imposta pela sociedade (KELLY *et al.*, 1996).

As cerâmicas odontológicas, amplamente usadas atualmente, podem ser classificadas de diversas formas. Segundo Kelly (2008), pode-se classificá-las em:

- Vítreas (vidro amorfo): são as que apresentam mais teor de vidro e as que melhor se igualam as propriedades ópticas do esmalte e da dentina. Exemplo: porcelanas feldspáticas.
- Parcialmente cristalinas (vidro com partículas de cristais): adição de partículas de cristais na composição para melhorar as propriedades

mecânicas, como resistência à fratura, coeficiente de expansão térmica e contração. Exemplo: vitro-cerâmicas de dissilicato de lítio.

- Cristalinas ou policristalinas (cerâmica sem conteúdo vítreo): por não conterem vidro em sua composição, apenas cristais, são cerâmicas mais resistente e mais opacas. Exemplo: cerâmicas policristalinas de zircônia.

2.2 Cerâmicas policristalinas de zircônia

As inovações científicas e o desenvolvimento de novos materiais e técnicas permitiram a ampliação do uso de próteses totalmente cerâmicas. Entre os materiais disponíveis, a zircônia policristalina destaca-se por suas ótimas propriedades mecânicas, que são resultado de sua composição e microestrutura (CONRAD *et al.*, 2007; SPEAR & HOLLOWAY, 2008).

Em pressão ambiente, a zircônia pode assumir três formas cristalográficas, dependendo da temperatura: fase monocíclica, da temperatura ambiente até 1170°C; fase tetragonal de 1170°C até 2370°C; e fase cúbica de 2370°C até o ponto de fusão. Quando ocorre o resfriamento da temperatura e a cerâmica passa da fase tetragonal para a fase monocíclica acarreta um aumento volumétrico (em torno de 3-5%) podendo gerar trincas e até falhas catastróficas. Para tentar diminuir esse efeito, foram incorporadas pequenas quantidades de outros óxidos metálicos na composição da cerâmica para que a zircônia se estabilize na fase tetragonal em temperatura ambiente. A fase tetragonal apresenta ótima resistência e boa tenacidade à fratura, decorrente do mecanismo de tenacificação por transformação de fase. Neste fenômeno, ocorre a mudança de fase tetragonal para monocíclica quando o material é

submetido a tensões externas, o que leva à um aumento volumétrico do cristal de zircônia, resultando em tensões de compressão que limitam a propagação das trincas e proporciona maior resistência à danos (DENRY, ISABELLE & KELLY, 2008).

As cerâmicas policristalinas à base de zircônia podem ser classificadas em três tipos de acordo com a sua microestrutura: FSZ (*fully stabilized zirconia*), PSZ (*partially stabilized zirconia*) e TZP (*tetragonal zirconia polycrystals*). Na FSZ, a zircônia se encontra em sua forma cúbica, sendo geralmente obtida adicionando-se grandes quantidades de estabilizadores (mais de 8 mol% de óxido de ítrio). A PSZ é constituída de partículas nanométricas nas formas monoclinica ou tetragonal que são precipitadas na matriz de zircônia cúbica. Esses materiais são geralmente obtidos por meio de adição de óxido de cálcio ou magnésio. A TZP é o tipo de cerâmica à base de zircônia mais utilizado para aplicação odontológica e é constituída predominantemente pela fase tetragonal, embora possa conter pequenas quantidades de fase cúbica secundária, e geralmente é estabilizada com óxido de ítrio (3%-6% de peso), dando origem à Y-TZP (zircônia tetragonal estabilizada com ítria) (CHEVALIER *et al.*, 2009).

A primeira geração de zircônia policristalina foi representada pela zircônia tetragonal estabilizada com 3 mol% de ítria (3Y-TZP). A 3Y-TZP possui propriedades mecânicas elevadas e é considerada um material promissor para a fabricação de coroas unitárias e próteses parciais fixas totalmente cerâmicas (ZHANG, FEI *et al.*, 2016). A 3Y-TZP continha 0,25% de peso em alumina (Al_2O_3) como aditivo para sinterização e tem resistência flexural superior a 1 GPa. Porém, a 3Y-TZP apresenta limitações referente às propriedades ópticas devido ao

fato de seus grãos serem birrefringentes e espalharem a luz em seu interior, tornando a cerâmica opaca. Por esse motivo, esse material foi inicialmente indicado para uso como infraestrutura, sendo necessário recobrimento com cerâmicas vítreas para alcançar a cor e a translucidez da estrutura dental. No entanto, essas próteses multicamadas são mais fáceis de sofrerem lascamento e delaminação fazendo com que a taxa de falha seja maior (NORDAHL *et al.*, 2015; ZHANG, YU & LAWN, 2019).

Para tentar aumentar a translucidez da zircônia foram utilizadas várias técnicas com o intuito de possibilitar o seu uso em restaurações monolíticas, já que estas não necessitam de camada de recobrimento, diminuindo as chances de lascamento. No início foi aumentada a densidade da cerâmica, através da sinterização em temperaturas elevadas, reduzindo drasticamente a concentração de alumina e diminuindo a porosidade. Essas são as zircônias de segunda geração que apresentam uma moderada melhora na translucidez, já sendo possível utilizá-las para restaurações posteriores monolíticas, porém, ainda apresentavam uma estética inadequada para uso monolítico em área anterior ou em espessuras maiores (NORDAHL *et al.*, 2015; TONG *et al.*, 2016; ZHANG, FEI *et al.*, 2016; ZHANG, YU & LAWN, 2019).

Com a expectativa de melhorar as propriedades estéticas da zircônia, foi desenvolvida a terceira geração. Esta incluiu a fase cúbica na composição do material para reduzir a opacidade. Essa fase tem o objetivo de melhorar as propriedades ópticas da cerâmica, como os grãos são isotrópicos, tem índice de refração constante e o feixe de luz não sofre espalhamento. Para obter maior conteúdo cúbico, foi aumentada a quantidade de ítria em sua composição para 4 mol% e 5 mol% (4Y-PSZ

e 5Y-PSZ, respectivamente). Essa alteração na composição melhorou a translucidez do material, no entanto, também introduziu mudanças nas propriedades mecânicas, reduzindo a resistência e a tenacidade à fratura (CAMPOSILVAN *et al.*, 2018; TONG *et al.*, 2016; ZHANG, YU & LAWN, 2019). Muitos estudos tem investigado o comportamento mecânico das diferentes gerações de zircônia e os resultados são controversos.

Nordhal *et al.* (2015) avaliaram a carga de fratura de coroas monolíticas de zircônia tetragonal estabilizada com ítria de alta translucidez (2º geração) e baixa translucidez (1º geração) e de coroas de vitro-cerâmica de dissilicato de lítio. Todas as coroas foram submetidas a envelhecimento térmico e mecânico. Após, foram submetidas ao carregamento até a fratura. Obteve-se como resultado que a carga de fratura das coroas de ambas as zircônias foi similar e significativamente maior quando comparado com as coroas de dissilicato de lítio.

Na pesquisa de Zhang *et al.* (2016) foram analisadas cinco zircônias de diferentes gerações, com diferentes conteúdos de ítria e alumina. A alumina é favorável ao protocolo de sinterização então sua eliminação não é indicada. É preciso a densificação total da alumina para se chegar a uma cerâmica mais translúcida e isso já é obtido quando se reduz a alumina para menos de 0,25% do peso, o que impede a formação de partículas que dispersam a luz. Neste estudo também pode-se observar que a redução da alumina altera a estabilidade à degradação em baixas temperaturas, a 3Y-TZP com 0,05% de peso de alumina degradou mais rapidamente do que a que possuía 0,25% de peso. Um teor mais alto de ítria (5 mol%) resultou em cerca de 50% da fase cúbica de zircônia, produzindo uma cerâmica mais translúcidas e mais resistentes à

degradação em baixas temperaturas, porém a tenacidade à fratura e a resistência à fratura foram afetadas negativamente.

A degradação em baixas temperaturas (LTD – *low temperature degradation*) é um fenômeno de transformação espontânea da fase tetragonal para a fase monoclínica, que acontece na superfície da zircônia exposta ao ambiente úmido. A transformação espontânea de fase é acompanhada pelo surgimento de micro e macro trincas na superfície do material e pode induzir a uma degradação progressiva das suas propriedades mecânicas. Essa degradação se torna pior porque as restaurações de zircônia entram em contato direto com a saliva e com a carga mastigatória (CAMPOSILVAN *et al.*, 2018; ZHANG, FEI *et al.*, 2016).

Camposilvan *et al.* (2018) analisaram a microestrutura, as propriedades ópticas e mecânicas e a susceptibilidade a LTD de quatro cerâmicas odontológicas (dessas, uma era 3Y-TZP padrão e outras três com diferentes graus de translucidez contendo 3%, 5,5%, > 6% de ítria). A zircônia que continha 5,5 mol%, sendo altamente translúcida, não sofreu degradação hidrotérmica, mesmo após 54 horas de envelhecimento artificial, afirmando que esses materiais são altamente resistentes ao envelhecimento em condições *in vitro* e sem aplicação de carga. A dureza foi semelhante em todas as cerâmicas testadas. A cerâmica 3Y-TZP exibiu valores de resistência acima de 1000 MPa, enquanto as cerâmicas mais translúcidas apresentaram valores bem menores, em torno de 450 MPa. A tenacidade foi semelhante entre a 3Y-TZP e uma cerâmica 3Y-TZP com translucidez aprimorada e foi significativamente inferior nos grupos de zircônias de média e alta translucidez (5,5% e 6% mol de ítria). Foi concluído que a fase cúbica

em materiais altamente translúcidos produz um aumento da translucidez e a ausência completa de LTD. Entretanto, a falta de tenacificação por transformação de fase para a zircônia cúbica gera uma queda nas propriedades mecânicas em relação às outras cerâmicas estudadas.

Mao *et al.* (2018) estudaram os efeitos da infiltração com vidro, jateamento e polimento na resistência à flexão da 5Y-PSZ. Nesse estudo foram utilizados corpos-de-prova em forma de barra que foram fabricados e divididos em: polimento com discos de diamante, jateamento com óxido de alumínio, infiltração de vidro e apenas sinterizado (controle). Os corpos-de-prova foram submetidos a teste de flexão em quatro pontos e medidas de translucidez. Obtiveram como resultado que a translucidez não foi afetada pela infiltração de vidro e a resistência da 5Y-PSZ infiltrada com vidro foi 70% maior que a não infiltrada e 25% maior do que a polida. Concluíram que a infiltração de vidro na 5Y-PSZ pode efetivamente aumentar a sua resistência, mantendo uma elevada translucidez, sendo assim, a 5Y-PSZ infiltrada com vidro recentemente desenvolvida pode ser considerada útil para restaurações dentárias estéticas sendo resistentes a danos.

No experimento de Elsayed *et al.* (2019) foi avaliada a carga de fratura de coroas posteriores de zircônia dividida em três grupos, de acordo com a quantidade de ítria na composição: 3 mol% (3Y-TZP), 4 mol% (4Y-PSZ) e 5 mol% (5Y-PSZ). Metade das coroas de cada grupo foram envelhecidas (simulação de mastigação com termociclagem simultânea) e após, todas as coroas foram testadas até a fratura em máquina de ensaio universal. Para as coroas sem envelhecimento, as três zircônias exibiram carga de fratura estatisticamente similares. Após o envelhecimento, a zircônia 3Y-TZP apresentou a carga de fratura média

mais alta, confirmando que o aumento no teor de ítria na zircônia pode reduzir as propriedades mecânicas. Na zircônia 5Y-PSZ, metade ou mais dos seus grãos estão em fase cúbica, conseqüentemente ocorre pequena quantidade de tenacificação por transformação resultando em propriedades mecânicas reduzidas, mas sua resistência à fratura ainda é superior às forças oclusais fisiológicas, que em humanos varia entre 100 e 700 N, porém, durante a mastigação é de 270 N.

As cerâmicas 3Y-TZP com teor reduzido de alumina têm sua translucidez melhorada e são usadas em restaurações monolíticas. O fluxo de trabalho pode ser ainda mais simplificado com uma sinterização mais rápida. Cotič *et al.* (2021) desenvolveram uma pesquisa com objetivo de avaliar como essas abordagens afetam o envelhecimento quando o material é exposto ao ambiente oral. Para isso, 43 discos foram fabricados a partir de pó de 3Y-TZP com 0,05% de alumina e sinterizados com ciclos convencionais ou rápidos, sua superfície foi polida e os discos foram incorporados em próteses totais de 16 voluntários e usados continuamente por até 48 meses. As alterações de composição de fase nas superfícies dos discos foram monitoradas a cada 6 meses por difração de raio X, MEV e microscopia de força atômica. A quantidade de fase monoclinica nas superfícies polidas aumentou linearmente, a transformação de fase observada para a sinterização rápida foi 1,6 vezes mais rápida em comparação com a sinterização convencional. Após 4 anos, a extensão da degradação ainda não constituía motivo de preocupação clínica, mas era mais visível em materiais preparados com sinterização rápida.

No estudo de Borba *et al.* (2021) foi avaliada a sensibilidade ao dano de uma zircônia translúcida (5Y-PSZ) em relação a zircônia de

segunda geração (3Y-PSZ) após a simulação de movimentos mastigatórios com diferentes cargas. Para o estudo foram utilizados discos de 5Y-PSZ e de 3Y-PSZ que foram cimentados adesivamente a um substrato similar à dentina e divididos em grupos de acordo com a carga usada no teste de simulação de mastigação (50 N ou 200 N) e número de ciclos. Após a simulação, os discos foram removidos do substrato e testados com a superfície danificada em tração no ensaio de flexão biaxial para avaliar sua tolerância ao dano. Obtiveram como resultado que ambas as cerâmicas sofreram degradação significativa após a simulação de movimentos mastigatórios. Para a 5Y-PSZ, a degradação da resistência foi maior e ocorreu em um número menor de ciclos quando comparada com a 3Y-PSZ. Trincas surgiram nas superfícies da 3Y-PSZ e 5Y-PSZ sob uma carga de 200 N após 50 e 10 ciclos, respectivamente. O aumento do número de ciclos teve apenas efeitos moderados na resistência de ambas as cerâmicas, apesar de aumentar os danos superficiais, ou seja, uma carga oclusal de 50 N pode degradar a resistência das cerâmicas tanto quanto uma carga de 200 N. No entanto, a 3Y-PSZ, material com maior resistência flexural e tenacidade à fratura, exibiu uma melhor resistência a danos por contato deslizante. Obtiveram como resultado que as falhas superficiais produzidas durante a simulação da mastigação podem degradar significativamente a resistência da zircônia, mesmo após a um pequeno número de ciclos e a utilização de uma carga baixa.

2.3 CAD/CAM

Os sistemas *computer aided-design (CAD)* e *computer aided-manufacturing (CAM)*, foram inicialmente desenvolvidos pela defesa da Força Aérea dos Estados Unidos para uso na fabricação de aeronaves e automóveis. Apenas três décadas depois, essa tecnologia foi implantada na odontologia, quando François Duret desenvolveu um dispositivo que incluía uma impressão óptica do dente a ser confeccionado em uma fresadora. A primeira restauração foi feita em 1983 e o sistema foi demonstrado no Congresso Internacional da Associação Dental Francesa em 1985. Werner Mormann é conhecido como o primeiro desenvolvedor do sistema comercial CAD/CAM: CEREC (Dentsply Sirona) (BLATZ & CONEJO, 2019).

O sistema CAD/CAM é composto por três partes principais: uma unidade de aquisição de dados (*scanner*), um software para o desenho das restaurações e definição dos parâmetros de usinagem (CAD) e uma fresadora computadorizada que fabrica a restauração a partir de um bloco/disco do material escolhido (CAM). A captação das imagens do preparo pode ser feita diretamente em boca, por meio do escaneamento intra-oral, ou de forma indireta, através do escaneamento extra-oral de um modelo de gesso gerado a partir de uma moldagem convencional. Dentre os benefícios do CAD/CAM pode-se citar: visualização em tempo real, fácil reprodutibilidade, captura seletiva das áreas relevantes, não há necessidade de limpar e desinfetar os moldes, opções de análise do preparo sem desgaste do modelo, comunicação rápida, uso de recortador virtual, acompanhamento virtual e representação real das cores. Dentre as desvantagens do CAD/CAM pode-se citar: a necessidade de um aprendizado prévio para utilização e o elevado custo (ZIMMERMANN *et al.*, 2015).

Há uma grande variedade de cerâmicas disponíveis para processamento por CAD/CAM que tem diferentes composições e microestruturas, resultando em materiais com diferentes propriedades mecânicas e ópticas. Os blocos cerâmicos para processamento são produzidos sob condições controladas o que favorece a produção de materiais com menos defeitos incorporados em sua estrutura (DENRY, I. & KELLY, 2014). Os blocos podem ser de diferentes tipos de cerâmica e, conseqüentemente, de diferentes formas de usinagem. Para blocos usinados em estágio pré-sinterizado é realizado a usinagem macia. Esse tipo de bloco precisa passar por tratamento térmico após a usinagem para concluir a sinterização. Já os blocos totalmente sinterizados sofrem uma usinagem dura, que consome mais tempo comparada à macia (FRAGA *et al.*, 2017).

O processo de usinagem pelo sistema CAD/CAM tem o potencial de introduzir defeitos e trincas na superfície de cerâmica. Esses defeitos são resultado do processo de desgaste da cerâmica pelas pontas diamantadas e fresas utilizadas na confecção das peças. Quanto mais abrasivos os instrumentos de corte, maior a profundidade e quantidade de defeitos (CURRAN *et al.*, 2017; FRAGA *et al.*, 2017). Corazza *et al.* (2015) avaliaram a influência da deterioração da ponta diamantada usada no processo de usinagem sobre a rugosidade superficial e a resistência à fadiga de uma cerâmica à base de zircônia 3Y-TZP (1ª geração). Foram utilizados 2 conjuntos de pontas, 1 para cada grupo (n=30) e foi observado que a carga de fratura das coroas não foi afetada pela ordem de usinagem. Porém, houve diferença estatística na análise da rugosidade em ambos os grupos. Pode-se concluir que a usinagem de várias restaurações cerâmicas utilizando o mesmo conjunto de pontas

diamantadas pode diminuir a capacidade de corte das mesmas influenciando nas características da superfície da cerâmica. O processo de usinagem gera energia térmica, resultando no aumento de temperatura na região de contato entre as duas superfícies. A irrigação colabora com o resfriamento e o controle da temperatura, as trocas térmicas ocorrem e podem influenciar no acúmulo de tensão residual. O contato entre a ponta diamantada e a cerâmica aumenta a deformação plástica e aumenta o acúmulo de tensão residual. Os danos gerados durante a usinagem ocasionam uma discrepância significativa quando comparada a resistência à fratura de corpos-de-prova usinados com corpos-de-prova polidos produzidos em laboratório (REKOW & THOMPSON, 2005).

Existe uma constante evolução da tecnologia CAD/CAM na Odontologia. Atualmente, equipamentos mais modernos permitem a escolha do protocolo de usinagem das restaurações. Sendo possível escolher desde um protocolo mais rápido até um protocolo mais lento, com maior refinamento das restaurações. Entretanto, ainda não existem dados na literatura sobre a qualidade das restaurações cerâmicas produzidas com os diferentes protocolos.

2.4 Adaptação das coroas cerâmicas

A adaptação interna e marginal é um fator muito importante para a longevidade a longo prazo de coroas cerâmicas. Quando essas restaurações apresentam uma desadaptação marginal, ou fenda, pode ocorrer micro-infiltração marginal e dissolução do agente cimentante. As discrepâncias marginais aumentam a infiltração de bactérias e seus subprodutos, podendo resultar em cáries, doenças periodontais e

inflamação na polpa. A adaptação interna é um aspecto a ser considerado, uma vez que, quando há desadaptação interna, com um espaço de cimento maior que 70 μm , pode comprometer a resistência à fratura das coroas cerâmicas. O aumento da espessura do cimento além de comprometer a resistência também está relacionado com a presença de falhas. O espaço interno deve ser uniforme e não comprometer o assentamento da coroa cerâmica (COLPANI *et al.*, 2013; REKOW & THOMPSON, 2005; SCHRIWER *et al.*, 2017).

Borba *et al.* (2011) realizaram um estudo cujo objetivo foi avaliar a adaptação marginal e interna de pontes parciais fixas (PPF) de cerâmica de três elementos utilizando micro-CT. Dez infraestruturas de PPFs foram produzidas em CAD/CAM de 3Y-TZP (YZ) e cerâmica de alumina reforçada por zircônia e infiltrada com vidro (IZ). Todas as infraestruturas foram recobertas utilizando a porcelana recomendada. Cada PPF foi encaixada no modelo original e digitalizada utilizando micro-CT, e os arquivos foram processados em softwares. O grupo IZ apresentou média de fenda significativamente superior do que YZ (em torno de 8 a 32%) nas regiões marginal, chanfro e oclusal. Na axial, o tamanho de fenda obtido para YZ foi 15% maior do que o obtido no IZ, essa diferença foi considerada estatisticamente significativa. Não foi encontrada diferença estatística nos valores médios de fenda no ângulo axio-oclusal para as duas cerâmicas. Foi observado em ambas as cerâmicas que as regiões oclusal e ângulo áxio-oclusal apresentaram valores de fenda significativamente maiores em comparação às demais regiões. Para a discrepância marginal, o valor obtido para IZ foi 8% maior do que a de YZ e essa diferença foi estatisticamente significativa. Concluíram que os sistemas cerâmicos apresentaram diferentes níveis de

adaptação marginal e interna. YZ apresentou valores de fenda menores do que IZ para a maioria dos locais de medição. Apesar das diferenças, ambas as cerâmicas apresentaram adaptação aceitável nas áreas marginais e interna.

Colpani *et al.* (2013) realizaram um estudo cujo objetivo foi avaliar a adaptação marginal e interna das infraestruturas de coroas produzidas pela tecnologia CAD/CAM e pelo técnico em prótese. Foram confeccionadas infraestruturas de: 3Y-TZP, utilizando CAD/CAM; cerâmica de alumina reforçada com zircônia e infiltrada por vidro, com a tecnologia CAD/CAM e a técnica slip-cast; metal, pelo processo convencional de fundição. A adaptação marginal e interna das infraestruturas foi avaliada com duas técnicas, as técnicas da réplica e do peso. A infraestrutura metálica apresentou a melhor adaptação independente da técnica de avaliação. As infraestruturas produzidas por CAD/CAM apresentaram valores de fenda maiores na oclusal do que nas demais regiões avaliadas. Já as infraestruturas produzidas pelos técnicos em prótese dentária apresentaram valores de fenda semelhantes em todas as regiões avaliadas. Concluíram que há diferentes níveis de adaptação para os diferentes grupos experimentais e para os diferentes métodos utilizados, no entanto, todas as infraestruturas testadas se mostraram clinicamente aceitáveis. Não houve correlação entre os valores de fenda obtidos com as duas técnicas.

Schriwer *et al.* (2017) avaliaram o efeito do método de fabricação e composição do material na carga de fratura, modo de fratura, adaptação interna e margens de coroas monolíticas de zircônia. 60 coroas de pré-molares foram fabricadas com seis zircônias diferentes, sendo 4 de usinagem macia e 2 de usinagem dura. A adaptação interna

foi avaliada pelo método da réplica e as margens foram avaliadas por microscopia seguindo uma escala ordinal. As coroas foram cimentadas e uma carga compressiva foi aplicada até a fratura. Como resultado, houveram diferenças estatisticamente significativas entre os grupos em relação às margens da coroa, adaptação interna e carga de fratura. Houve correlação significativa entre a qualidade da margem e a carga de fratura. Quanto mais defeitos na margem, menor foi a carga de fratura das cerâmicas. As cerâmicas que passaram por usinagem dura tiveram menos defeitos de margem e maior carga de fratura. Concluíram que o método de produção e a composição do material influencia na qualidade de margem, na adaptação interna e na carga de fratura das coroas monolíticas.

No estudo de Riccitiello *et al.* (2018), 45 pré-molares superiores humanos hígidos foram preparados para coroas unitárias por meio de preparo padronizado. As coroas foram fabricadas por CAD/CAM e pela técnica de prensagem a quente, divididas em um grupo de zircônia em CAD/CAM, um grupo de dissilicato de lítio em CAD/CAM e um grupo de dissilicato de lítio em prensagem a quente. Todas as coroas foram cimentadas com cimento resinoso convencional. O escaneamento por micro-CT foi usado para mensurar as fendas marginais e internas. Como resultado, as coroas de dissilicato de lítio prensadas com calor foram significativamente menos precisas nas margens das próteses, porém, tiveram melhor desempenho na superfície oclusal. As coroas de zircônia produzidas por CAD/CAM apresentaram melhor adaptação marginal.

No estudo *in vivo* de Paul *et al.* (2020), o objetivo foi comparar o tamanho das fendas marginais e internas de coroas monolíticas de zircônia fabricadas pela técnica CAD/CAM e de coroas metalocerâmicas

fabricadas pela técnica convencional. Para isso, 10 pacientes que precisavam de uma única restauração foram selecionados, divididos em coroas de zircônia e coroas metalocerâmicas. As fendas foram mensuradas com a técnica da réplica. Como resultado foram obtidos valores de média de fenda marginal de 77,42 µm para coroas monolíticas de zircônia e 95,86 µm para metalocerâmicas. Para fenda interna os valores de média foram de 87,24 µm para o grupo zircônia e de 132,91 µm para o grupo metalocerâmica. Diferenças significativas foram observadas em ambos os grupos para fendas marginais e internas. As coroas de zircônia fabricadas em CAD/CAM demonstraram uma melhor precisão de adaptação quando comparadas às coroas metalocerâmicas fabricadas por tecnologia convencional.

Özal e Ulusoy (2021) desenvolveram um estudo com o objetivo de comparar a adaptação marginal e interna de PPF de zircônia monolítica de três elementos que foram desenhadas usando os dados objetivos com a ajuda de escanners intraorais e laboratoriais. Para isso, canino superior esquerdo e segundo pré-molar superior esquerdo foram preparados, esses preparos foram escaneados com 4 diferentes escâners intraorais e dois escâners de laboratório que foram o grupo controle. Também foi feita uma moldagem convencional de dois passos. O design foi feito virtualmente por apenas um pesquisador, as PPF de zircônia monolítica foram feitas a partir de blocos de zircônia. Os valores de discrepância marginal e interno foram medidos usando o método da réplica. Os resultados mostraram discrepâncias marginais e internas menores com os escâneres intraorais do que com os escâneres de laboratório.

Otoni *et al.* (2022) realizaram um estudo com o objetivo de investigar a combinação ideal de fatores para atingir os melhores valores de adaptação e carga de fratura de coroas monolíticas de vitro-cerâmica de dissilicato de lítio. Para isso, três fatores foram investigados, tipo de término (chanfro ou ombro arredondado); método de digitalização (scanner intraoral ou extraoral) e método de processamento da cerâmica (CAD/CAM e técnica da injeção combinada com impressão 3D). Como resultado, não houve diferença significativa no método de digitalização e nem no tipo de término para a adaptação nas diferentes regiões da coroa. Quanto ao método de processamento, coroas produzidas pelo CAD/CAM apresentaram maior espessura de fenda na região oclusal e marginal e menor fenda na área axial. Não houve efeito dos fatores investigados na carga de fratura. Concluindo que, a combinação ideal é a preparação do término em chanfro, digitalização extraoral e a técnica de injeção combinada com a impressão 3D.

3. PROPOSIÇÃO

Avaliar o efeito de diferentes protocolos de usinagem em CAD/CAM na adaptação, integridade marginal e anatomia oclusal das restaurações monolíticas de zircônia policristalina translúcida (3Y-TZP).

Objetivos específicos:

1. Avaliar o efeito de diferentes protocolos de usinagem (suave, normal e rápido) na adaptação marginal e interna de coroas de 3Y-TZP.

Hipótese 1: O protocolo suave produz fendas marginais e internas menores nas coroas.

2. Avaliar o efeito de diferentes protocolos de usinagem (suave, normal e rápido) na integridade das margens das coroas de 3Y-TZP.

Hipótese 2: O protocolo suave produz margens mais homogêneas e com menor frequência de lascamento.

3. Avaliar qualitativamente o efeito de diferentes protocolos de usinagem (suave, normal e rápido) na anatomia oclusal das coroas de 3Y-TZP.

Hipótese 3: O protocolo suave produz anatomia mais detalhada das coroas de 3Y-TZP.

4. MATERIAIS E MÉTODOS

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

4.1 Confeção dos pilares

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. 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 (OTTONI *et al.*, 2022).

4.2 Confeção das coroas

Um pilar mestre foi acoplado em meio a dois dentes para simular um semiarco dentário e duplicado em gesso tipo IV especial (Figura 1), 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 (Cerec - Sirona Dental Systems, Bensheim, Alemanha).



Figura 1: Modelo em gesso especial da simulação de semiarco dentário para escaneamento (OTTONI et al., 2022).

As imagens foram importadas ao software CAD para realizar o desenho padronizado das coroas no formato de um segundo pré-molar superior (Figura 2). Para a confecção das coroas foi utilizado bloco de zircônia pré-sinterizado (Vita YZ HT White, VITA Zahnfabrik, Bad Sackingen). O espaço definido para linha de cimentação (alívio interno) foi de 80 μm .

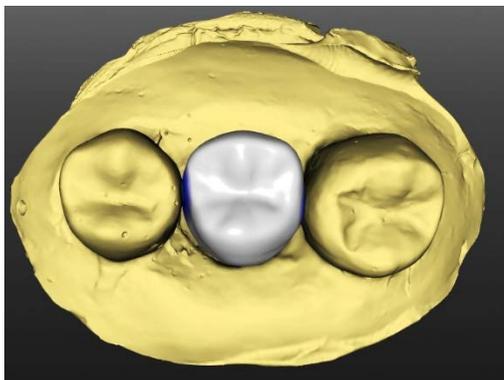


Figura 2: Desenho gerado pelo software das coroas com anatomia simplificada de segundo pré-molar superior (OTTONI et al., 2022).

A coroa foi usinada na unidade CAM do equipamento InLab MC X5 (Sirona Dental Systems, Bensheim, Alemanha). Foram utilizados três diferentes protocolos de usinagem (Tabela 1) (n=13): suave, normal e rápido. O protocolo suave é mais refinado e demorado, o protocolo normal é considerado convencional com tempo intermediário de usinagem, já o protocolo rápido consome menos tempo. Para todos os protocolos, foi cronometrado o tempo de usinagem de cada coroa.

Dois blocos de zircônia pré-sinterizado foram utilizados para confeccionar todas as coroas utilizando fresas novas. Cada bloco foi dividido em três regiões, onde foram produzidas 6 a 7 coroas com cada um dos três protocolos.

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

GRUPOS	PROTOCOLO DE USINAGEM	MODO DE USINAGEM	TEMPO DE USINAGEM
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, as 39 coroas dos grupos S, N e R foram cuidadosamente destacadas do disco cerâmico e depois foram sinterizadas no forno (inLab Profire, Sirona Dental Systems, Bensheim, Alemanha) com o protocolo de sinterização rápido indicado pelo fabricante da cerâmica (Tabela 2).

Tabela 2: Protocolo de sinterização.

TEMPERATURA INICIAL	TEMPERATURA DE QUEIMA	TEMPO DE QUEIMA
0°C	1.600°C	2 horas

4.3 Avaliação da adaptação marginal e interna

A adaptação interna e marginal das coroas foi avaliada usando a técnica da réplica. Para essa técnica, foi utilizado um cimento análogo, ou seja, um material de moldagem para simular o cimento.

O pilar mestre e as coroas foram limpas com álcool 99% e um silicone de adição super fluido (Panasil Initial Contact X-light, Ultradent, Kettenbach, Huntington Beach, CA, EUA) foi injetado na porção interna das mesmas (Figura 3A), utilizando pontas misturadoras acopladas a um dispositivo (“pistola”) para aplicação do material. Cada coroa com o material de moldagem foi assentada sobre o pilar sob pressão digital (Figura 3B) 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 (Figura 3C). O eixo de inserção foi marcado com caneta permanente (CD Marker, Faber-Castell, São Carlos, Brasil).

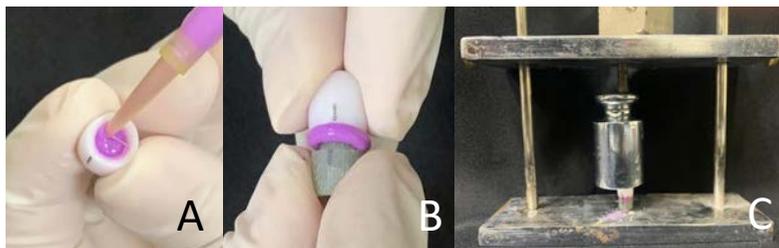


Figura 3: (A) injeção de silicone extra fluido na porção interna nas coroas); (B) assentamento da coroa sobre o pilar; (C) aplicação de carga estática de 750 g por 5 min.

Após a remoção da coroa, o material de moldagem simulando o cimento veio junto com a coroa, caso ele ficasse fixado ao pilar, era

removido cuidadosamente com o auxílio de uma espátula de resina e reposicionado dentro da coroa novamente. O excesso de silicone além das margens foi removido com o auxílio de uma lâmina de bisturi. O espaço ocupado pelo pilar foi preenchido com silicone de adição de viscosidade leve (Panasil Initial Contact Light, Ultradent, Kettenbach, Huntington Beach, CA, EUA), construindo-se assim um corpo firme de sustentação para o material super fluido (KARAKAYA & SENGUN, 2005) (Figura 4A).

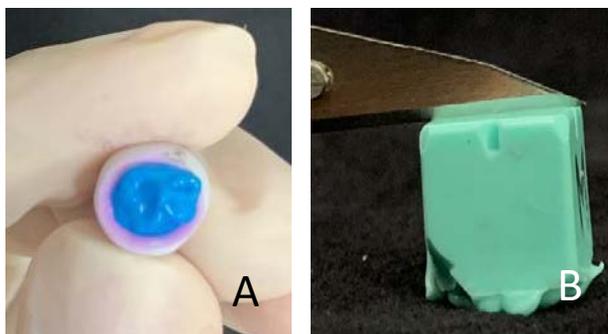


Figura 4: (A) Inserção de silicone de adição leve para ocupar o espaço do pilar; (B) corte da réplica.

A réplica em silicone foi removida da coroa e inserida com uma camada extra de silicone (Panasil Initial Contact Light, Ultradent, Kettenbach, Huntington Beach, CA) em um compartimento de dimensões quadradas para facilitar sua manipulação e a secção da estrutura. O conjunto formado pelo silicone super fluido (representando o cimento) e o silicone leve (representando o troqué) foi segmentado com lâmina de bisturi número 11 (Descarpack, São Paulo, SP, Brasil) no sentido méso-distal (M-D), de forma centralizada, obteve-se duas fatias

para análise de espessura da película de silicone super fluido (Figura 4B).

As fatias foram fotografadas com auxílio de uma câmera fotográfica (EOS Rebel T5i, Canon, Tóquio, Japão) e lente macro objetiva de 100 mm (EF 100mm/2.8, Canon, Tóquio, Japão). As fatias foram fotografadas juntamente com uma régua para definição da escala de medida. 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 super fluido em cinco regiões: 1) marginal; 2) ângulo gengivo-axial; 3) axial; 4) ângulo axiooclusal; 5) oclusal (Figura 5).

A medição foi realizada dos dois lados da mesma fatia (total de 10 mensurações) e realizada a média. Os dados de adaptação não passaram o teste de normalidade de Shapiro-Wilk ($p > 0,05$) e foram analisados com Kruskal-Wallis e teste de comparação de Student-Newman-Keuls ($\alpha = 0,05$).

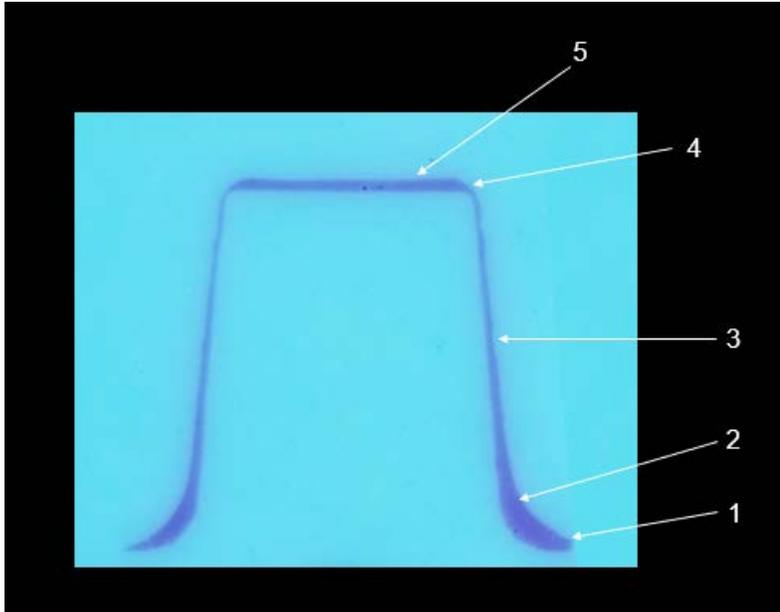


Figura 5: Corte do molde no sentido M-D. As regiões de referência para mensuração da adaptação marginal e interna usando a técnica da réplica estão apontadas e numeradas conforme imagem. 1) marginal; 2) ângulo gengivo-axial; 3) axial; 4) ângulo axiooclusal; 5) oclusal.

4.4 Avaliação da integridade marginal

Com o auxílio de um esteromicroscópio (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 das coroas para a avaliação qualitativa da integridade marginal nas regiões mesial, distal, vestibular e palatina. As fotos foram tiradas com aumento de 1,0x e 2,0x com a coroa posicionada com seu longo eixo paralelo a uma superfície horizontal. A avaliação foi feita por dois operadores previamente

treinados de forma duplo-cego e seguiu a escala desenvolvida por Schriwer *et al.* (2017) (Figura 6), que é baseada no número e na severidade dos defeitos com escores de 1-5. Para avaliar a concordância entre os operadores 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 ($\alpha=0,05$).

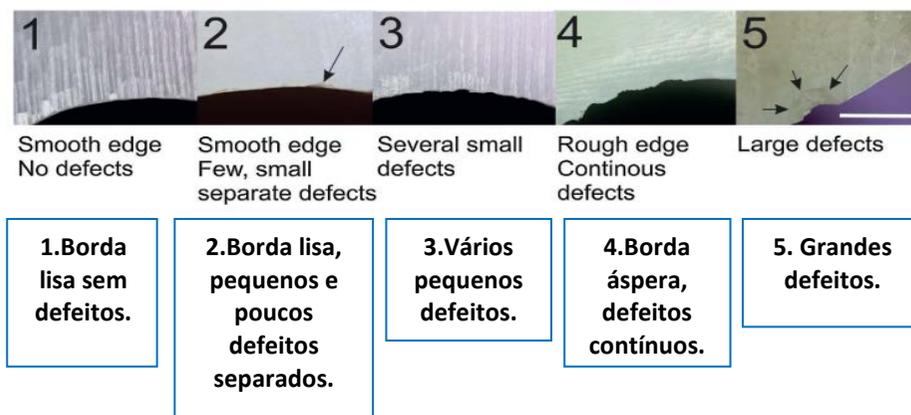


Figura 6: Representação da escala de Schriwer et al., 2017, para avaliação qualitativa dos defeitos da margem da restauração.

4.5 Avaliação da anatomia oclusal

Com o auxílio de um esteromicroscópio (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 da superfície oclusal das

coroas para a avaliação qualitativa da anatomia oclusal dos três grupos.
As fotos foram tiradas com aumento de 0,8x.

5. RESULTADOS

5.1 Adaptação marginal e interna

As medianas e intervalo interquartil da espessura de fenda nas diferentes regiões para os três grupos estão apresentados na Tabela 3.

Tabela 3. Valores de mediana (μm) e intervalo interquartil (IQ) da espessura de fenda nas diferentes regiões para os grupos avaliados.

Regiões (μm)						
	Marginal	Ângulo GA	Axial	Ângulo AO	Oclusal	p
GN	139 aC (111; 162)	302 aA (264; 324)	95 aD (71; 121)	41 bE (39; 62)	156 bB (141; 166)	<0,001
GS	145 aC (123; 161)	327 aA (301; 359)	92 aD (87; 115)	71 aE (51; 81)	176 aB (169; 215)	<0,001
GR	157 aC (140; 165)	331 aA (294; 366)	97 aD (88; 117)	48 bE (43; 61)	189 aB (172; 204)	<0,001
p	0,302	0,103	0,809	0,020	0,001	

*Medianas seguidas por letras minúsculas iguais na mesma coluna são estatisticamente semelhantes ($p>0,05$).

*Medianas seguidas por letras maiúsculas iguais na mesma linha são estatisticamente semelhantes ($p>0,05$).

Não foi encontrada diferença significativa entre os grupos para a espessura de fenda nas regiões marginal, ângulo gengivo-axial e axial ($p>0,05$). No ângulo axio-oclusal e na oclusal, as coroas usinadas pelo protocolo S apresentaram maior espessura de fenda que o grupo N.

Quando as espessuras de fenda nas diferentes regiões foram comparadas para um mesmo grupo experimental, observou-se diferença estatística entre todas as regiões para os três protocolos de usinagem ($p<0,001$). A região do ângulo gengivo-axial apresentou a maior mediana enquanto a região do ângulo axio-oclusal apresentou a menor.

5.2 Integridade marginal

Os resultados quantitativos para qualidade das margens estão apresentados na Tabela 4. 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 ($p<0,001$).

Quando cada grupo foi analisado separadamente, a região distal e mesial apresentaram maiores escores do que as regiões vestibular e lingual, indicando uma integridade de margem inferior nas faces proximais das coroas. A Figura 7 apresenta uma imagem representativa de todas as faces avaliadas em uma coroa do grupo R. A Figura 8 representa cada um dos escores que foram encontrados nas fotos das margens das coroas usinadas.

Tabela 4: Mediana dos escores de integridade marginal e intervalo interquartil (Q1; Q3) para os grupos experimentais

	Regiões				P	Margem total
	Distal	Lingual	Mesial	Vestibular		
GN	3,0 (2,0;3,0)Aa	1,0 (1,0;1,0)Ac	2,0 (2,0;2,0)Bb	1,0 (1,0;1,0)Ac	<0,001	1,0 (1,0;2,0)A
GS	2,0 (2,0;2,0)Aa	1,0 (1,0;1,0)Ab	2,0 (2,0;2,0)Ba	1,0 (1,0;1,0)Ab		<0,001
GR	3,0 (2,0;3,0)Aa	1,0 (1,0;1,0)Ab	3,0 (2,0; 3,0)Aa	1,0 (1,0;2,0)Ab	<0,001	2,0 (1,0;3,0)A
p	0,082	0,846	<0,001	0,015		0,102

*Valores de média seguidos pela mesma letra minúscula na mesma linha são estatisticamente semelhantes.

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

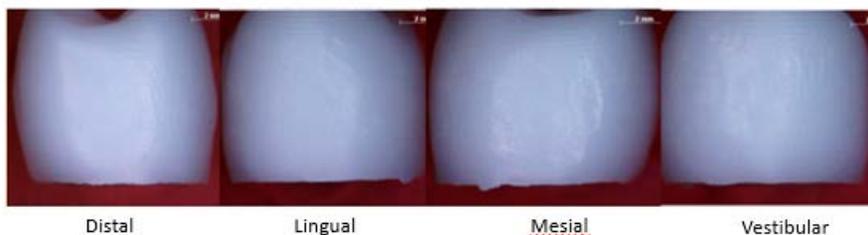


Figura 7: Margens de todas as regiões de uma coroa usinada em protocolo rápido.

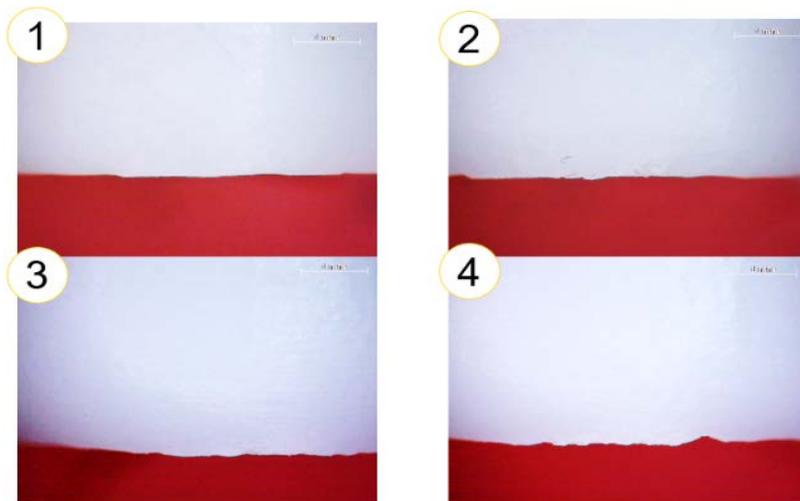


Figura 8: imagens das margens das coroas representando os escores 1, 2, 3 e 4.

5.3 Anatomia oclusal

A qualidade da anatomia oclusal foi avaliada através das imagens obtidas no estereomicroscópio. É possível identificar a diferença no refinamento e detalhamento das coroas usinadas com os diferentes protocolos. O protocolo rápido apresenta uma oclusal mais rugosa, com sulcos proeminentes produzidos pelas fresas de CAD/CAM e pouco detalhamento anatômico (Figura 9A). O protocolo normal apresenta uma anatomia clinicamente aceitável (Figura 9B), enquanto o protocolo suave mostra uma anatomia mais refinada e uma superfície mais lisa e brilhante (Figura 9C).

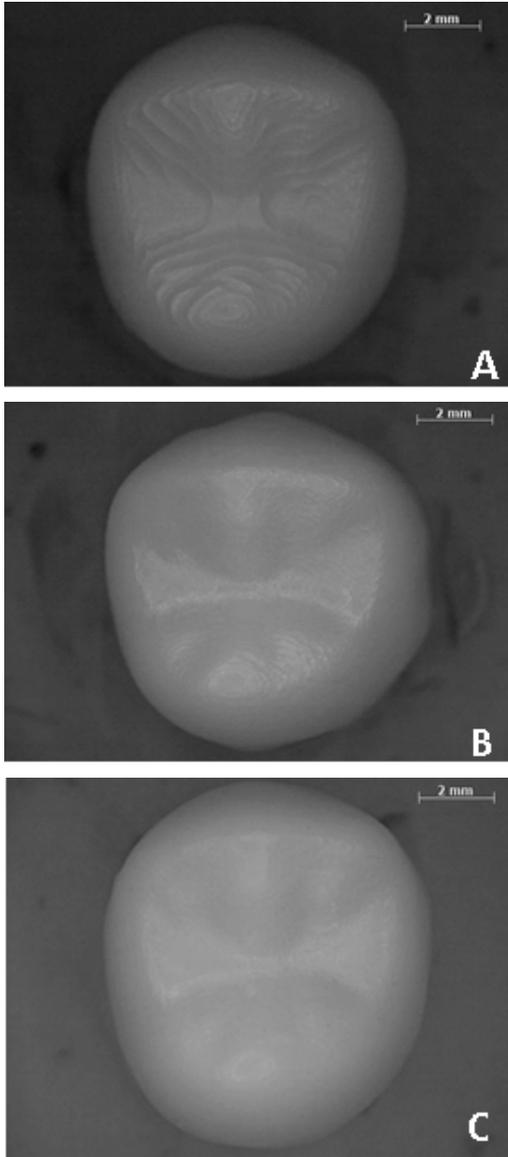


Figura 9: Superfície oclusal de coroas produzidas com os protocolos (A) rápido; (B) normal; (C) suave.

6. DISCUSSÃO

Uma boa adaptação interna e marginal, integridade das margens e qualidade oclusal são aspectos de suma importância para a longevidade de coroas cerâmicas. Quando há uma desadaptação na margem pode ocorrer micro-infiltração e dissolução do agente cimentante (COLPANI *et al.*, 2013). Quando a desadaptação é interna ou existem muitos defeitos de margens, pode haver um comprometimento do comportamento mecânico. Ainda, o espaço interno deve ser uniforme para não dificultar o assentamento da coroa cerâmica (REKOW & THOMPSON, 2005; SCHRIWER *et al.*, 2017). Sendo assim, esse estudo propôs-se a investigar como diferentes protocolos de usinagem em CAD/CAM poderiam afetar a adaptação e qualidade anatômica de coroas monolíticas de 3Y-TZP.

A primeira hipótese do estudo, de que o protocolo de usinagem em CAD/CAM suave produz fendas marginais e internas menores nas coroas, foi rejeitada. Não houve diferença significativa entre as coroas usinadas com os três protocolos de CAD/CAM para a espessura de fenda nas regiões marginal, ângulo gengivo-axial e axial. Por outro lado, o grupo suave apresentou maior espessura de fenda no ângulo áxio-oclusal e oclusal do que o grupo normal.

Em todos os grupos do presente estudo foi utilizada a mesma cerâmica, 3Y-TZP de segunda geração, e as mesmas etapas de

escaneamento e processamento CAD. A única diferença foi o tipo de protocolo utilizado na usinagem pela unidade CAM. Portanto, os resultados encontrados são relacionados apenas aos protocolos utilizados, sendo os protocolos suave, rápido e normal. A principal diferença entre os protocolos é o tempo de usinagem de cada coroa, resultando em desgaste pelas fresas por mais ou menos tempo. Para o protocolo rápido, demorou apenas 12 min para a confecção de uma coroa, já para o protocolo normal demorou 18 min e no protocolo suave foi de 25 min. Para justificar o fato de terem sido encontrados maiores tamanhos de fenda no grupo suave pode-se correlacionar com o maior tempo das fresas desgastando a cerâmica.

Foram encontradas diferenças na espessura de fenda entre as regiões mensuradas em um mesmo grupo experimental. A região do ângulo gengivo-axial apresentou maior fenda, seguida pelas regiões oclusal, marginal, axial e ângulo axio-oclusal. Esse padrão de distribuição do espaço do cimento foi semelhante para os três protocolos de usinagem.

No estudo de Borba *et al.* (2011) foi observado em ambas as cerâmicas que as regiões oclusal e ângulo áxio-oclusal apresentaram valores de fenda significativamente maiores em comparação às demais regiões. Para Colpani *et al.* (2013), as infraestruturas produzidas por CAD/CAM apresentaram valores de fenda maiores na oclusal do que nas demais regiões avaliadas. Para Ottoni *et al.* (2022), as coroas produzidas pelo CAD/CAM obtiveram maior espessura de fenda na região oclusal e marginal e menor fenda na área axial. Portanto, a maioria dos estudos relatam maior espessura de fenda na região oclusal, sendo esta a segunda região mais espessa nas coroas de 3Y-TZP do presente estudo.

Diferente dos estudos citados, a região com maior fenda nas coroas avaliadas foi o ângulo gengivo-axial. Isso pode estar correlacionado com o tipo de modelo escaneado, uma vez que no presente estudo foram escaneados de forma extraoral e o preparo estava entre dois dentes hígidos, simulando o meio oral. Já no estudo de Borba *et al.* (2011) o escaneamento foi para ponte fixa e no estudo de Colpani *et al.* (2013) foi escaneado apenas o preparo, em ambos os casos não existiam dentes adjacentes. Dessa forma, o escaneamento em algumas regiões pode ser um pouco prejudicado pela dificuldade de copiar os elementos necessários como o término em chanfro e pela dificuldade do escâner conseguir passar em regiões menores ou com dentes próximos.

No estudo *in vivo* de Paul *et al.* (2020), foram confeccionadas coroas unitárias monolíticas de zircônia e os valores de fenda foram mensurados com a técnica da réplica, apresentando média de fenda marginal de 77,42 μm e para fendas internas média de 87,24 μm . No presente estudo, as médias para os grupos na região marginal variaram entre 139 μm e 157 μm , sendo maiores do que os valores obtidos na clínica. Para as fendas internas, os valores da região axial variaram entre 92 μm e 97 μm , não apresentando muita variação em comparação ao estudo *in vivo*. Esses resultados também podem ser explicados pelo fato de que foi escolhido um espaço de fenda de 80 μm no programa CAD para produzir as coroas, buscando evitar a necessidade de ajustes internos para um adequado assentamento sobre o pilar. A recomendação mínima para o tamanho de fenda marginal clinicamente aceitável varia de 100 μm a 150 μm (Colpani *et al.* 2013).

O protocolo suave produziu margens das coroas com padrão de integridade similar aos demais protocolos, quando todas as regiões

avaliadas (mesial, distal, vestibular, lingual) foram consideradas, rejeitando a segunda hipótese do estudo. Por outro lado, quando cada região foi avaliada separadamente, observou-se uma qualidade de margem inferior na região mesial para as coroas usinadas com o protocolo rápido, enquanto os protocolos suave e normal foram similares.

As coroas do presente estudo foram usinadas em estágio pré-sinterizado (*soft-machining*), considerado um protocolo menos agressivo e com menor probabilidade de lascamentos. Coroas usinadas em estágio pré-sinterizado passam por tratamento térmico para concluir a sinterização, que resulta em densificação do material acompanhado pela contração de sinterização (CURRAN *et al.*, 2017; FRAGA *et al.*, 2017). Isso poderia explicar a ausência de defeitos severos nas margens das coroas. Além disso, a 3Y-TZP de segunda geração estudada apresenta altos valores de tenacidade à fratura, o que também pode resultar em maior resistência ao lascamento das margens (NORDAHL *et al.*, 2015; TONG *et al.*, 2016; ZHANG, FEI *et al.*, 2016; ZHANG, YU & LAWN, 2019).

No presente estudo, houve mais lascamento na região mesial no grupo rápido (GR), o que pode ser explicado pela sequência de fresagem e caminho das fresas nas diferentes regiões da coroa, bem como a velocidade que essas fresas passam. No estudo, para poder ser diferenciado qual era a mesial e qual era a distal, foi feito um pequeno triângulo na cervical no lado mesial, isso também pode estar correlacionado, uma vez que, a broca deveria realizar uma fresagem mais detalhada nesta face da coroa.

Um estudo mostrou correlação significativa entre a qualidade da margem e a carga de fratura de coroas de zircônia. Quanto mais defeitos na margem, menor foi a carga de fratura das cerâmicas (SCHRIWER *et al.*, 2017). Portanto, a identificação de defeitos pequenos nas coroas, independentemente do tipo de protocolo de usinagem utilizado, é um achado positivo para a integridade estrutural das mesmas.

Quando a integridade marginal das diferentes regiões foi comparada para um mesmo protocolo, observou-se que as faces proximais apresentam qualidade inferior em comparação as faces lingual e vestibular. Esse resultado pode ser explicado pela forma de escaneamento utilizada no trabalho. Com o intuito de fazer um escaneamento o mais próximo possível do que seria na boca do paciente, o preparo foi alocado entre outros dois dentes, o que pode ter afetado a qualidade do escaneamento das margens do preparo nas proximais.

A terceira hipótese do estudo, de que o protocolo de usinagem em CAD/CAM suave produz anatomia oclusal mais refinada, foi aceita. A análise qualitativa da oclusal das coroas de 3Y-TZP mostraram que o protocolo rápido apresentou a oclusal com vários defeitos e é possível observar as linhas por onde as fresas passaram durante a usinagem. O protocolo normal se mostrou aceitável pois a anatomia está bem definida e não fica tão evidente a demarcação da trajetória das fresas. Já o protocolo suave, apresenta uma excelente anatomia oclusal, com alta lisura e brilho, e com uma excelente definição da anatomia oclusal.

É importante compreender as vantagens e limitações dos tratamentos para garantir longevidade clínica e satisfação dos pacientes. Coroas usinadas no protocolo suave apresentaram uma fenda maior apenas nos ângulos áxio-oclusal e oclusal. A espessura da fenda na

região marginal e a integridade das margens, que são aspectos críticos para o sucesso clínico, foram semelhantes entre os diferentes protocolos de usinagem. Já em relação à anatomia oclusal, o protocolo suave apresentou anatomia mais refinada. Assim, todos os protocolos parecem adequados à aplicação clínica, mas deve-se considerar as características de cada um para garantir a melhor indicação clínica. O protocolo rápido pode ser indicado para casos de próteses monolíticas com menor demanda estética ou infraestruturas que serão recobertas com outra cerâmica e não requerem detalhamento oclusal. O protocolo suave é indicado para próteses monolíticas que requerem maior detalhamento anatômico e lisura superficial, facilitando o acabamento e polimento final proporcionado pelo técnico em prótese no laboratório. Enquanto, o protocolo normal parecer suprir todas as demandas clínicas, de maior ou menor necessidade estética.

Quanto as limitações do estudo, pode-se citar a ausência de uma avaliação quantitativa da anatomia oclusal, que poderia aumentar a validade científica das conclusões. Além disso, todas as coroas foram produzidas de forma padronizada, com base em um único pilar, processo de escaneamento e desenho CAD. Clinicamente, esses procedimentos são individualizados de acordo com o caso clínico, o que leva a uma maior variabilidade de resultados. Diferentes tecnologias CAD/CAM estão disponíveis para produzir restaurações, o que também influencia na qualidade das mesmas. Por isso, a interpretação dos resultados deve levar em conta que apenas um tipo de CAD/CAM foi avaliado no presente estudo.

7. CONCLUSÕES

Pode-se concluir que o tipo de protocolo de usinagem em CAD/CAM afetou a adaptação de coroas monolíticas de 3Y-TZP nas regiões próximas à superfície oclusal. O protocolo suave resultou em coroas com maior fenda na região axio-oclusal e oclusal.

Os diferentes protocolos de usinagem afetaram a qualidade marginal das coroas, sendo que o protocolo rápido produziu coroas com integridade marginal inferior na região mesial. Porém, no geral, as coroas produzidas com os três protocolos apresentaram um bom refinamento das margens.

Quanto a anatomia oclusal, pode-se concluir que a anatomia produzida pelo protocolo suave é mais refinada quando comparada com o protocolo rápido. Porém, quando comparados os protocolo suave e normal as coroas apresentaram qualidade semelhante.

REFERÊNCIAS

BLATZ, M.B.; CONEJO, J. The Current State of Chairside Digital Dentistry and Materials. *Dent. Clin. North Am.*, v. 63, n. 2, p. 175–197, 2019.

BORBA, M.; OKAMOTO, T.K.; ZOU, M.; KAIZER, M.R.; ZHANG, Y. Damage sensitivity of dental zirconias to simulated occlusal contact. *Dent. Mater.*, v. 37, n. 1, p. 158–167, 2021.

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

CHEVALIER, J. e; GREMILLARD, L.; VIRKAR, A. V.; CLARKE, D.R. The tetragonal-monoclinic transformation in zirconia: Lessons learned and future trends. *J. Am. Ceram. Soc.*, v. 92, n. 9, p. 1901–1920, 2009.

COLPANI, J.T.; BORBA, M.; DELLA BONA, Á. Evaluation of marginal and internal fit of ceramic crown copings. *Dent. Mater.*, v. 29, n. 2, p. 174–180, 2013.

CONRAD, H.J.; SEONG, W.J.; PESUN, I.J. Current ceramic materials and systems with clinical recommendations: A systematic review. *J. Prosthet. Dent.*, v. 98, n. 5, p. 389–404, 2007.

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

DENRY, I.; KELLY, J.R. Emerging ceramic-based materials for dentistry. *J. Dent. Res.*, v. 93, n. 12, p. 1235–1242, 2014.

DENRY, Isabelle; KELLY, J.R. State of the art of zirconia for dental applications. *Dent. Mater.*, v. 24, n. 3, p. 299–307, 2008.

FRAGA, S.; AMARAL, M.; BOTTINO, M.A.; VALANDRO, L.F.; KLEVERLAAN, C.J.; MAY, L.G. Impact of machining on the flexural fatigue strength of glass and polycrystalline CAD/CAM ceramics. *Dent. Mater.*, v. 33, n. 11, p. 1286–1297, 2017.

KARAKAYA, S.; SENGUN, A. Evaluation of internal adaptation in ceramic and composite. p. 448–453, 2005.

KELLY, J.R.; NISHIMURA, I.; CAMPBELL, S.D. Ceramics in dentistry: Historical roots and current perspectives. *J. Prosthet. Dent.*, v. 75, n. 1, p. 18–32, 1996.

MÖRMANN, W.H. The evolution of the CEREC system. *J. Am. Dent.*

Assoc., v. 137, n. 9 SUPPL., 2006.

NORDAHL, N.; VULT VON STEYERN, P.; LARSSON, C. Fracture strength of ceramic monolithic crown systems of different thickness. *J. Oral Sci.*, 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. *Proc. Inst. Mech. Eng. Part H J. Eng. Med.*, v. 219, n. 4, p. 233–243, 2005.

RICCITIELLO, F.; AMATO, M.; LEONE, R.; SPAGNUOLO, G.; SORRENTINO, R. In vitro Evaluation of the Marginal Fit and Internal Adaptation of Zirconia and Lithium Disilicate Single Crowns: Micro-CT Comparison Between Different Manufacturing Procedures. *Open Dent. J.*, v. 12, n. 1, p. 160–172, 2018.

SCHRIWER, C.; SKJOLD, A.; GJERDET, N.R.; ØILO, M. Monolithic zirconia dental crowns. Internal fit, margin quality, fracture mode and load at fracture. *Dent. Mater.*, v. 33, n. 9, p. 1012–1020, 2017.

SPEAR, F.; HOLLOWAY, J. Which all-ceramic system is optimal for anterior esthetics? *J. Am. Dent. Assoc.*, v. 139, n. 9 SUPPL., p. S19–S24, 2008.

TONG, H.; TANAKA, C.B.; KAIZER, M.R.; ZHANG, Y. Characterization of three commercial Y-TZP ceramics produced for their

High-Translucency, High-Strength and High-Surface Area. *Ceram. Int.*, v. 42, n. 1, p. 1077–1085, 2016.

ZHANG, F.; INOKOSHI, M.; BATUK, M.; HADERMANN, J.; NAERT, I.; VAN MEERBEEK, B.; VLEUGELS, J. Strength, toughness and aging stability of highly-translucent Y-TZP ceramics for dental restorations. *Dent. Mater.*, v. 32, n. 12, p. e327–e337, 2016.

ZHANG, Y.; LAWN, B.R. Evaluating dental zirconia. *Dent. Mater.*, v. 35, n. 1, p. 15–23, 2019.

ZIMMERMANN, M.; MEHL, A.; MÖRMANN, W.H.; REICH, S. Intraoral scanning systems - a current overview. *Int. J. Comput. Dent.*, v. 18, n. 2, p. 101–10129, 2015.

ARTIGO SUBMETIDO NA REVISTA JOURNAL OF DENTISTRY

Title: Adaptation and anatomical integrity of monolithic zirconia crowns produced by different CAD/CAM machining protocols

Abstract

Objective: to evaluate the effect of different CAD/CAM machining protocols on the internal adaptation, marginal integrity, and occlusal discrepancy of monolithic zirconia crowns (second generation, 3Y-PSZ). **Methods:** Thirty-nine 3Y-PSZ monolithic crowns (upper 2nd premolar) were designed with a CAD software and milled in the CAM unit using three machining protocols (n = 13): smooth (S), normal (N), and fast (F). Crowns were sintered and the adaptation was evaluated using the replica

technique. For marginal integrity, images were obtained using a stereomicroscope and analyzed with a qualitative scale. The assessment of occlusal dimensional discrepancy was performed by scanning the crowns and analyzing them with an image processing software. The adaptation and occlusal discrepancy data were statistically analyzed with ANOVA and Tukey's test, and marginal integrity data with Kruskal-Wallis and Student-Newman-Keuls ($\alpha = 0.05$).

Results: Gap thickness in the marginal, gingival-axial angle and axial regions were similar among groups. In the axio-occlusal angle and occlusal region, group N presented the smallest gap. For marginal integrity, group F resulted in higher scores than groups N and S in the mesial and buccal regions, indicating more severe defects. F protocol produced crowns with less refined occlusal anatomy. Yet, in the occlusal dimensional discrepancy, when crowns produced with S and F protocols were compared with N, the total

mean discrepancy was similar. **Conclusion:** The CAD/CAM machining protocol affected the adaptation and anatomical integrity of monolithic zirconia crowns. Yet, all protocols resulted in crowns with clinically acceptable adaptation and marginal integrity.

Clinical Significance

Although both adaptation and anatomical integrity of monolithic zirconia crowns were influenced by the CAD/CAM machining protocol, gap thickness was within the clinically acceptable values and low frequency of severe defects were observed at the margins. Smooth and normal protocols resulted in more refined occlusal anatomy than the fast protocol.

Key-words: Zirconia, adaptation, dental prosthesis, CAD/CAM

Introduction

Modifications were made to the composition and microstructure of zirconia polycrystals aiming for a more translucent material to produce monolithic dental restorations [1-3]. Second-generation 3 mol% yttria partially stabilized zirconia (3Y-PSZ) was developed by sintering at higher temperatures, to increase the material's density, and by reducing the concentration of the alumina additive. These modifications lead to an improvement in translucency when compared to first-generation zirconia, while preserving its great mechanical properties [1-7].

Zirconia restorations can be produced with the computer-aided design/computer-aided manufacturing (CAD/CAM) technology, which involves image acquisition (i.e. extra or intra-oral scanning), restoration design, and manufacturing using subtractive (machining) or additive

(3D-printing) methods [8-12]. In the past years, CAD software capabilities were restricted to defining the restoration anatomy and cement layer thickness, adjusting the occlusion, and choosing the type of restorative material [9]. Yet, more recently, a new tool was added to the CAD software, in which the operator can choose from different machining protocols. A faster machining protocol could produce a zirconia monolithic crown in only 12 minutes, while a slower protocol could create smoother and more refined anatomical surfaces.

Although this new tool allowed the dentist and laboratory technician to tailor the machining process according to the treatment demand, different machining parameters could produce distinct surface characteristics [13-17]. Several factors can affect the accuracy as well as the time required to produce a restoration, including the number of axes of the CAM unit, the size and abrasiveness

of the cutting tools (i.e. burs); the machining speed, pressure, and path; and the restorative material [12-18]. Therefore, even if the CAD/CAM system, cutting tool, and restorative material are standardized, variations in the machining parameters are expected to affect the quality of the final restoration and should be investigated.

Adaptation and marginal integrity are important aspects for the clinical success of prosthetic restorations [19-23]. The adaptation between the abutment and the ceramic crown in the occlusal and axial areas can affect the structure mechanical behavior [24, 25]. Greater gap thickness in the occlusal area was associated to greater concentration of tensile stresses in the intaglio surface of ceramic crowns [24], while smaller gap thickness in the axial walls may induce hoop stresses [25]. In addition, large marginal gaps result in greater exposure of the cementation agents to oral fluids, leading to materials' degradation and micro-

infiltration at the interface. Lack of marginal integrity can also favor food impaction and biofilm formation [19, 20]. This combination of factors could lead to endodontic and periodontal biological complications.

Variables related to CAD/CAM machining can affect the adaptation and marginal integrity of ceramic crowns, as previously reported by the literature [12, 14, 16, 17]. Margin defects can be introduced by the milling process and become zones of high stress concentration when the crown is subjected to loading in the oral environment. A study reported that zirconia crowns with greater quantity and severity of margin defects had lower fracture load, with failures starting at the cervical margin of the crowns, precisely where the marginal defects were found [17].

Occlusal quality also plays a fundamental role in the longevity of restorations. Smooth and refined occlusal surfaces provide comfort to the patient, aesthetics, and

reduced wear capacity [26-28]. Studies indicated that the size and shape of the milling burs could limit the production of restorations with small and deep concave-shaped details as the ones observed in the occlusal surfaces [16, 29]. Rough surfaces may cause premature occlusal contact and require extensive adjustment and polishing protocols. Especially for zirconia ceramics, adjustments with diamond burs are not recommended as it can generate surface and sub-surface damage and micro-cracks [4, 30]. Moreover, polishing can be very challenging due to the great hardness and fracture toughness of 3Y-PSZ [2, 27, 28].

Therefore, considering the lack of information regarding the quality of dental prosthesis produced with these novel CAD/CAM machining protocols, the objective of this study was to evaluate the effect of the machining protocol (smooth, normal, and fast) on the internal adaptation, marginal integrity, and occlusal discrepancy of

monolithic zirconia crowns (second generation, 3Y-PSZ). The hypotheses tested are that the machining protocol affects the (1) internal adaptation (gap thickness), (2) marginal integrity, (3) quality and dimensional discrepancy of the occlusal surface of the zirconia crowns.

Materials and Methods

Monolithic second-generation 3 mol% yttria partially stabilized zirconia (3Y-PSZ; VITA YZ HT White, VITA Zahnfabrik, Bad Säckingen, Germany) crowns, representing a maxillary second premolar, were manufactured using three different CAD/CAM machining protocols. The crowns were evaluated for internal adaptation, marginal integrity, occlusal quality, and occlusal dimensional discrepancy.

a) Specimen Preparation

Dentin-analog (glass-fiber reinforced epoxy resin, G10, Jiujiang Xinxing Insulation Material Co., Jiujiang City, China) rods were milled to simulate a simplified preparation for a maxillary premolar crown. The abutment preparation was 8 mm in diameter, 6 mm in height, had a total occlusal convergence angle of 12°, and all transitions between the axial and occlusal walls were smooth, rounded and homogeneous. The preparation had a chamfer finish line and a radius of 1.2 mm between the cervical area and axial wall [10, 11, 25].

The abutment was inserted in a master model with adjacent teeth to simulate the clinical condition and was duplicated in a special type IV plaster. The plaster model was scanned using an extraoral scanner (InEos X5, Dentsplay Sirona, Bensheim, Germany) [11]. The digital model was used to design the maxillary second premolar monolithic crowns using the inLab CAM 19.0 software

(Dentsply Sirona, Bensheim, Germany), with an 80 μm cement space.

Thirty-nine crowns were milled from pre-sintered zirconia discs (Figure 1a), using the InLab MC X5 equipment (Dentsply Sirona, Bensheim, Germany) with three different machining protocols (n = 13): (S) smooth, (N) normal, and (F) fast (Figure 1b). The difference between the protocols is the speed and time required to produce the crowns, and the burs milling path (Table 1). The same diamond-coated burs were used for all protocols: Bur 0.5 ZrO, Bur 1.0 ZrO, and Bur 2.5 ZrO (Dentsply Sirona, Bensheim, Germany). Two pre-sintered zirconia discs were used to produce all crowns (total of 20 crowns per disc, with 6 to 7 crowns of each protocol per disc), and a new set of burs was used for each disc. The sample size was calculated using the G*Power 3.1.9.4 software and the adaptation data

from a pilot study, considering the following parameters: $\alpha = 0.05$; power = 0.80; effect size = 0.55, number of groups = 3.

After dry machining, crowns were carefully detached from the ceramic disc and sintered in the inLab Profire furnace (Dentsply Sirona, Bensheim, Germany). The sintering cycle was performed at 1450° C for 80 minutes, according to the YZ HT Speed protocol recommended by the manufacturer.

b) Adaptation Analysis

The internal adaptation of all crowns were evaluated using the replica technique [11, 31]. Abutments and crowns were initially cleaned with isopropyl alcohol for 5 minutes. An extra light viscosity addition silicon impression material (Panasil Initial Contact X-Light, Kettenbach, Huntington Beach, CA, USA) was inserted into the inner surface of the crown, which was placed over the respective abutment under

digital pressure. Then, a static load of 750 g was applied to the occlusal surface of the crown for 5 minutes, to standardize the time and pressure during the polymerization of the impression material. The insertion axis was marked with a permanent marker pen.

After removing the crown from the abutment, with the impression material simulating the cement layer, the excess of material was removed from the margins with a surgical blade. The space occupied by the abutment was filled with a light viscosity impression material of a different color (Panasil Initial Contact Light, Kettenbach, Huntington Beach, CA, USA), to obtain a consistent structure that could be removed from the interior of the crowns. An extra layer of impression material (Panasil Initial Contact Light, Kettenbach, Huntington Beach, CA, USA) was also added to the external surface of the replica to avoid damaging it during the cutting process.

The final replica (Figure 1c) constituted by an extra light silicone (representing the cement layer) and light silicone (representing the abutment and crown) was cut with a surgical blade, in the mesio-distal (M-D) direction, into two equal parts (hemi-sections), to analyze the thickness of the extra light silicone layer.

Images were obtained from the hemi sections with a camera (EOS Rebel T5i, Canon, Tokyo, Japan) using a reference ruler and were evaluated with an image processing software (ImageJ Launcher, National Institutes for Health, Bethesda, USA). The cement gap thickness (extra light silicone thickness) was measured in five predefined regions [11, 31, 32]: M) marginal; GA) gingival-axial angle; A) axial; AO) axio-occlusal angle; O) occlusal (Figure 1c). One trained and calibrated operator performed all the measurements. Measurements were performed in both sides (mesio and distal) of the hemi-section and the average value

of each region for each crown was used in the statistical analysis.

Gap thickness data passed the Shapiro-Wilk normality test ($p > 0.05$). For each region evaluated, one-way ANOVA and Tukey's test ($\alpha = 0.05$) were used to compare the gap thickness between the three experimental groups.

c) Marginal Integrity Analysis

Each crown was examined in a light stereomicroscope (Zeiss Stemi 2000-C, Carl Zeiss Microscopy GmbH, Göttingen, Germany) equipped with a camera (AxioCam ERc 5s, Carl Zeiss Microscopy GmbH, Göttingen, Germany). Crowns were placed in the horizontal position and images of the margins (mesial, buccal, distal and lingual regions) were obtained at 10× and 20× magnification. Images were analyzed by two previously trained blind examiners. The number and severity of the

margin defects were graded according to a severity scale with scores from 1 to 5 [17]. The intra and inter-examiner agreement was greater than 0.80 (Cohen's Kappa).

Marginal integrity scores were analyzed, for each region separately, with Kruskal-Wallis and Student-Newman-Keuls tests ($\alpha = 0.05$).

d) Occlusal Anatomy Analysis

Images of the crowns occlusal surface were obtained using a light stereomicroscope (Zeiss Stemi 2000-C, Carl Zeiss Microscopy GmbH, Göttingen, Germany) equipped with a camera (AxioCam ERc 5s, Carl Zeiss Microscopy GmbH, Göttingen, Germany), at 8× magnification, for qualitative assessment.

To investigate the occlusal dimensional discrepancy between the different protocols, crowns were scanned with an intraoral scanner (3Shape Trios 3; 3Shape, Copenhagen,

Denmark) and the digital models were converted into STL files [16, 29]. Files were processed using Geomagic Wrap 2021 software (3D system, Rock Hill, SC, USA). A pair of crowns, reference and test, were aligned, and the occlusal area was set as the region of interest for the analysis. A crown from group N was used as a reference and compared with crowns from groups S and F (N vs. S, N vs. F). Subsequently, comparisons were made between groups S and F (S vs. F), using a crown from group S as reference.

The values (mm) of total mean distance, positive mean distance (distance above the reference occlusal surface) and negative mean distance (distance below the reference occlusal surface) were obtained. The occlusal discrepancy data passed the Shapiro Wilk normality test ($p > 0.05$) and were analyzed with ANOVA and Tukey's test ($\alpha = 0.05$).

Results

a) Adaptation Analysis

Figure 2 shows the mean values and standard deviation of the gap thickness (in μm) in the different measurement regions for the three experimental groups. There were no significant differences between groups for gap thickness in the marginal ($p=0.316$), gingival-axial angle ($p = 0.189$) and axial ($p = 0.821$) regions. In the axio-occlusal angle ($p = 0.033$) and in the occlusal region ($p = 0.002$) there were statistical differences between the groups. The S protocol resulted in greater gap thickness in the axio-occlusal angle and occlusal regions than the N protocol. The protocol F showed similar gap thickness to N in the axio-occlusal angle, but it was greater in the occlusal region.

b) Marginal Integrity Analysis

Representative images of the margin integrity scores identified for the experimental groups are presented in

Figure 3. It was possible to identify scores ranging from 1 to 4. Score 5, which indicates a rough edge with several large defects was not observed, and the frequency of score 4 was low. There was no difference between the groups for the total margin score ($p > 0.05$), which was calculated considering all marginal regions evaluated in each crown (Table 2). Yet, when the scores for each region were analyzed separately, group F resulted in higher scores than groups N and S in the mesial ($p < 0.001$) and buccal ($p = 0.015$) marginal regions.

c) Occlusal Anatomy Analysis

Qualitative analysis indicated that the type of machining protocol affected the occlusal characteristics of the monolithic crowns (Figure 4). Crowns machined with the normal (N) and smooth (S) protocols showed good occlusal quality. Group S had a smoother surface and more

refined anatomical details, especially when compared to group F. The occlusal anatomy of crowns machined with the fast (F) protocol was rougher and presented prominent marks generated by the CAD/CAM burs milling path.

In the quantitative analysis, there were no differences for the negative and positive occlusal mean distance between groups ($p > 0.05$) (Table 3, Figure 5). For the total mean discrepancy, the distance between the occlusal surface of crowns from groups F and N (reference) was similar to the distance observed between groups S and N. Crowns produced with the F protocol had a greater total mean distance in comparison to group S than group N ($p < 0.05$).

Discussion

The CAD/CAM technology is in constant evolution, providing more efficient processes for the design and production of dental prosthesis, according to the patients' clinical needs [8, 9]. The development of open systems, that allow the dentist and the laboratory technician to choose among different machining protocols to produce the restorations, is an important improvement in the technology [9], but requires further investigation. Therefore, this study focused on characterizing the adaptation and anatomical quality of monolithic zirconia crowns produced with these novel machining protocols.

Crowns machined with the conventional protocol (group N) had smaller gaps in the axio-occlusal angle and occlusal region, accepting the first study hypothesis. The fact that the smooth protocol is longer, meaning that the burs will spend more time machining and refining the restoration surfaces, could explain a greater gap thickness in the inner

occlusal regions of the crowns as more material is being removed. Moreover, machining the internal occlusal area of dental crowns can be very challenging due to limitations of the shape and diameter of the burs, which could also explain a greater gap at the occlusal surface for the fast protocol in comparison to the normal one. Previous studies that investigated the adaptation of ceramic restorations produced with the CAD/CAM technology also reported greater gaps at the occlusal area due to limitations of the machining process [10-12, 31, 32].

Nevertheless, the adaptation in the marginal, gingival-axial angle, and axial regions of the zirconia crowns was similar among the machining protocols. There is still no consensus in the literature regarding the ideal thickness for the marginal gap, although values between 100 and 150 μm have been considered clinically acceptable [21-23, 31, 32]. The marginal and internal gap values found in the present

study are in the same range as those reported in the literature [21, 22], and are within the values recommended for clinical application. Minor differences among the studies' findings can be attributed to several factors, including the type of prosthesis and abutment design, cement space thickness, scanning process, CAM machining unit, restorative material, and methodology used to evaluate the prosthesis adaptation [10, 11, 14, 17, 21, 22, 29, 31, 32].

Moreover, the total margin integrity was similar among groups and a low frequency of severe defects were identified. These findings suggest that the machining protocols were carefully designed as to guarantee a good marginal quality, regardless of the time required to produce the restorations. Yet, it is important to highlight that zirconia CAD/CAM discs were machined in a soft pre-sintered stage. Defects and micro-cracks introduced during the machining process could be minimized by the final sintering cycle due

to the increase in the material's density and sintering shrinkage [13]. In addition, the high-toughness and high-strength second-generation 3Y-PSZ investigated in the present study has great edge chipping resistance [2-4, 6, 7]. An investigation also reported that the chamfered finish line preparation, as the one used in the present study, could result in crowns with smoother margins and fewer defects than other preparations [16].

Yet, when the different regions of the margin were analyzed separately, the mesial and buccal regions of the crowns produced by the fast protocol presented greater scores than the other protocols, meaning that more severe margin defects were identified. Therefore, the second study hypothesis was accepted. Fast machining has limitations when reproducing more refined angles and shapes, as also observed for the occlusal surface of the crowns. It is important to highlight that the crowns were not subjected to

any type of adjustment or surface treatment before the analyses aiming to isolate the effect of the machining protocol on their anatomical integrity. Clinically, pre- and post-sintering finishing and polishing protocols could be performed by the laboratory technician and/or dentist in order to improve the dental prosthesis surface quality [8, 27].

Qualitatively, it was possible to identify distinct occlusal surface characteristics for crowns produced with the different machining protocols, accepting the third study hypothesis. Smooth and normal protocols produced crowns with good occlusal quality and only small differences were perceived, mostly related to a greater surface finish for smooth protocol. On the contrary, anatomical and surface characteristics produced by the fast protocol were less refined. In this case, major adjustments and finishing protocols would be required to produce a clinically

acceptable monolithic prosthesis [28]. Nevertheless, considering that crowns showed adaptation and marginal integrity comparable to normal and smooth protocols, and limitations were mostly restricted to the occlusal area, the fast protocol could be recommended to produce zirconia infrastructures for porcelain/glass-ceramic veneering. Moreover, when the normal protocol was used as a reference, the dimensional discrepancy between the occlusal surface of crowns produced by the smooth and fast protocol was similar, which is a positive finding. This analysis aimed to investigate the accuracy of the novel machining protocols, using a previously published methodology [16, 29]. Yet, the analytical tools and software showed limitations, and small dimensional differences may not be detected, such as the differences in the occlusal surface topography observed between the crowns. Extrapolation of the study findings

should also consider that only one type of CAD/CAM equipment and ceramic material was investigated.

Conclusion

The type of CAD/CAM machining protocol affected the internal adaptation, marginal integrity, and occlusal quality of monolithic zirconia crowns. Crowns produced using the normal machining protocol had smaller gaps in the occlusal region, and similar marginal and occlusal integrity than crowns produced with the smooth protocol. The fast machining protocol resulted in crowns with reduced marginal integrity in the mesial and buccal regions and in lower occlusal quality in comparison to the other protocols. Nevertheless, adaptation values were within the recommended thresholds for clinical application and low frequency and severity of margin defects were observed for the experimental groups.

Acknowledgements

This work was supported by FAPERGS and CAPES Brazilian agencies (grant number 19/2551-0000677-2), and CNPq (grant #302587/2017-9).

The authors thank CAPES for the PhD students' scholarship and CNPq for the undergraduate student' scholarship. The authors acknowledge the support of Coral Dental Prosthesis Laboratory (Passo Fundo, RS, Brazil) and Dentsply Sirona Brazil.

References

- [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, *Dent Mater* 32(12) (2016) e327-e337.
- [2] Y. Zhang, B.R. Lawn, Novel Zirconia Materials in Dentistry, *J Dent Res* 97(2) (2018) 140-147.
- [3] Y. Zhang, B.R. Lawn, Evaluating dental zirconia, *Dent Mater* 35(1) (2019) 15-23.

- [4] M. Borba, T.K. Okamoto, M. Zou, M.R. Kaizer, Y. Zhang, Damage sensitivity of dental zirconias to simulated occlusal contact, *Dent Mater* (2020).
- [5] G. Pizzolatto, M. Borba, Optical properties of new zirconia-based dental ceramics: literature review, *Ceramica* 67 (2021) 338-343.
- [6] S.B.N. Brandeburski, A. Della Bona, Quantitative and qualitative analyses of ceramic chipping, *J Mech Behav Biomed Mater* 110 (2020) 103928.
- [7] C. Taufer, A. Della Bona, Edge chipping resistance of ceramics bonded to a dentine analogue, *J Mech Behav Biomed Mater* 90 (2019) 587-590.
- [8] M.B. Blatz, J. Conejo, The Current State of Chairside Digital Dentistry and Materials, *Dent Clin North Am* 63(2) (2019) 175-197.
- [9] E.D. Rekow, Digital dentistry: The new state of the art - Is it disruptive or destructive?, *Dent Mater* 36(1) (2020) 9-24.
- [10] 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) 104181.
- [11] 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* 36(5) (2023) 651.

- [12] B. Camargo, E. Willems, W. Jacobs, K. Van Landuyt, M. Peumans, F. Zhang, J. Vleugels, B. Van Meerbeek, 3D printing and milling accuracy influence full-contour zirconia crown adaptation, *Dent Mater* 38(12) (2022) 1963-1976.
- [13] S. Fraga, M. Amaral, M.A. Bottino, L.F. Valandro, C.J. Kleverlaan, L.G. May, Impact of machining on the flexural strength of glass and polycrystalline CAD/CAM ceramics, *Dent Mater* 33(11) (2017) 1286-1297.
- [14] J.H. Kim, H. Lee, S.A. Son, S.J. Hong, J.K. Park, Evaluation of the intaglio surface trueness and fit of zirconia crowns fabricated using different machining strategies with a chairside CAD/CAM system, *Int J Comput Dent* 0(0) (2023) 0.
- [15] D.L. Romanyk, Y.T. Martinez, S. Veldhuis, N. Rae, Y. Guo, S. Sirovica, G.J.P. Fleming, O. Addison, Strength-limiting damage in lithium silicate glass-ceramics associated with CAD-CAM, *Dent Mater* 35(1) (2019) 98-104.
- [16] 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) 104255.
- [17] C. Schriwer, A. Skjold, N.R. Gjerdet, M. Oilo, Monolithic zirconia dental crowns. Internal fit, margin quality, fracture mode and load at fracture, *Dent Mater* 33(9) (2017) 1012-1020.
- [18] 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(2) (2015) 95-9.

[19] E.F. Cagidiaco, N. Discepoli, C. Goracci, F. Carboncini, P. Vigolo, M. Ferrari, Randomized Clinical Trial on Single Zirconia Crowns with Feather-Edge vs Chamfer Finish Lines: Four-Year Results, *Int J Periodontics Restorative Dent* 39(6) (2019) 817-826.

[20] G. Paniz, J. Nart, L. Gobbato, F. Mazzocco, E. Stellini, G. De Simone, E. Bressan, Clinical Periodontal Response to Anterior All-Ceramic Crowns with Either Chamfer or Feather-edge Subgingival Tooth Preparations: Six-Month Results and Patient Perception, *Int J Periodontics Restorative Dent* 37(1) (2017) 61-68.

[21] N. Paul, K.N. Raghavendra Swamy, M.R. Dhakshaini, S. Sowmya, M.B. Ravi, Marginal and internal fit evaluation of conventional metal-ceramic versus zirconia CAD/CAM crowns, *J Clin Exp Dent* 12(1) (2020) e31-e37.

[22] M. Contrepolis, A. Soenen, M. Bartala, O. Laviolle, Marginal adaptation of ceramic crowns: a systematic review, *J Prosthet Dent* 110(6) (2013) 447-454 e10.

[23] J.W. McLean, F. Von, The estimation of cement film thickness by an in vivo technique. , *Br Dent J* 131 (1971) 107-111.

[24] L.G. May, J.R. Kelly, M.A. Bottino, T. Hill, Effects of cement thickness and bonding on the failure loads of CAD/CAM ceramic crowns: multi-physics FEA modeling and monotonic testing, *Dent Mater* 28(8) (2012) e99-109.

- [25] P.H. Corazza, S.A. Feitosa, A.L. 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(3) (2013) 339-47.
- [26] S.D. Heintze, F.X. Reichl, R. Hickel, Wear of dental materials: Clinical significance and laboratory wear simulation methods -A review, *Dent Mater J* 38(3) (2019) 343-353.
- [27] M.R. Kaizer, S. Bano, M. Borba, V. Garg, M.B.F. dos Santos, Y. Zhang, Wear behavior of graded glass/zirconia crowns and their antagonists, *JDR* 98(4) (2019) 437-442.
- [28] M. Borba, P. Benetti, G.P. Furini, K.R. Weber, T.M. Silva, Factors Affecting the Wear Behavior of Monolithic Zirconia and the Antagonists: Literature Review, *Current Dentistry* 2 (2020) 4-11.
- [29] 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(4) (2020) 478-484.
- [30] I.L. Denry, J.A. Holloway, Microstructural and crystallographic surface changes after grinding zirconia-based dental ceramics, *J Biomed Mater Res B Appl Biomater* 76(2) (2006) 440-8.
- [31] J.T. Colpani, M. Borba, A. Della Bona, Evaluation of marginal and internal fit of ceramic crown copings, *Dent Mater* 29(2) (2013) 174-80.

[32] M. Borba, P.F. Cesar, J.A. Griggs, A. Della Bona, Adaptation of all-ceramic fixed partial dentures, *Dent Mater* 27(11) (2011) 1119-26.

Tables

Table 1. Experimental groups and description of the CAD/CAM machining protocols.

Groups	Protocols	Mode	Time
S	Smooth	Refined	25 min per crown
N	Normal	Conventional	18 min per crown
F	Fast	Fast	12 min per crown

Table 2. Median marginal integrity scores and interquartile range (Q1; Q3) for the experimental groups.

Group	Distal	Lingual	Mesial	Buccal	Total Margin
N	3 a	1 a	2 b	1 b	1 a
	(2; 3)	(1; 1)	(2; 2)	(1; 1)	(1; 2)
S	2 a	1 a	2 b	1 b	2 a
	(2; 2)	(1; 1)	(2; 2)	(1; 1)	(1; 2)
F	3 a	1 a	3 a	1 a	2 a
	(2; 3)	(1; 1)	(2; 3)	(1; 2)	(1; 3)
p-value	0.082	0.846	< 0.001	0.015	0.102

*Median values followed by the same letter in the same column are statistically similar ($p > 0.05$).

Table 3. Mean values (standard deviation) of the total, positive and negative distance between the occlusal surface of the crowns machined with different protocols.

Occlusal Discrepancy (mm)			
	Total	Positive	Negative
N vs. S	-0.56 (0.01) ab	0.067 (0.025) a	-0.815 (0.059) a
N vs. F	-0.54 (0.03) a	0.074 (0.042) a	-0.879 (0.168) a
S vs. F	-0.57 (0.02) b	0.072 (0.028) a	-0.762 (0.071) a
p-value	0.046	0.940	0.285

*Mean values followed by the same letter in the same column are statistically similar ($p > 0.05$).

Figure Legends

Figure 1. a) Crown milled from a pre-sintered zirconia disc; b) Sintered monolithic zirconia crowns produced by the smooth, normal and fast machining protocols; c) Replica of the cement gap to evaluate adaptation in 5 measurement regions: M) marginal; GA) gingival-axial angle; A) axial; AO) axio-occlusal angle; O) occlusal.

Figure 2. Mean and standard deviation (error bar) values of the gap thickness (in μm) in the different measurement regions for the three experimental groups. For the same measurement region, similar letters indicate statistically similar values ($p>0.05$).

Figure 3. Representative images of the margin integrity scores observed for the experimental groups: score 1 – smooth edge, no defects; score 2 – smooth edge, few, small

separate defects; score 3 – several small defects; score 4 – rough edge, few large defects.

Figure 4. Representative images of the occlusal surfaces of monolithic zirconia crowns machined with the smooth, normal and fast protocols.

Figure 5. Color maps of the dimensional discrepancy of the occlusal surface according to each comparison: a) N vs. S; b) N vs. F; c) S vs. F. Red indicates a positive error, blue indicates a negative error and green indicates good accuracy.

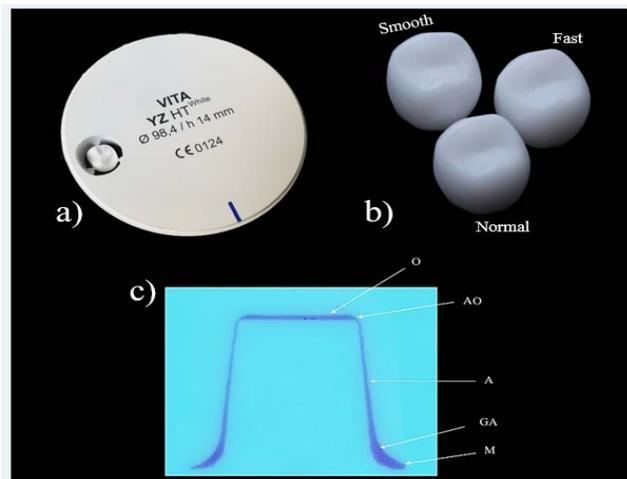


Figure 1.

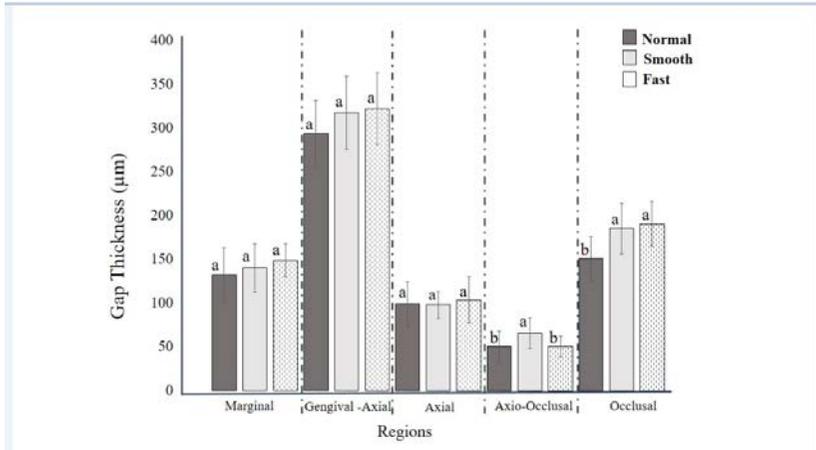


Figure 2

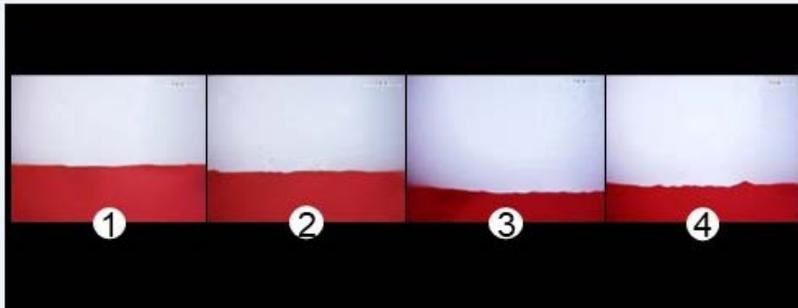


Figure 3.



Figure 4.

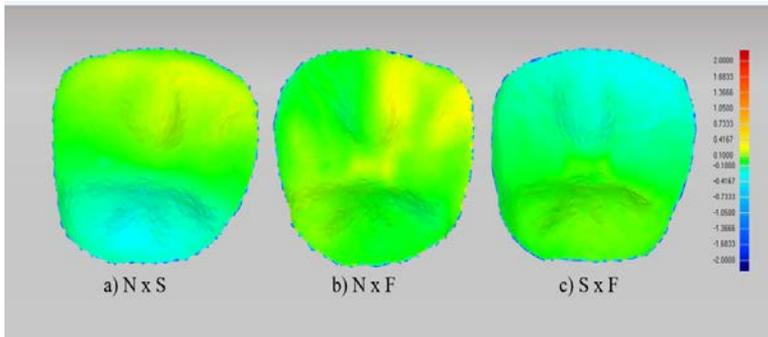


Figure 5.