

MINISTERIO DA EDUCAÇÃO

UNIVERSIDADE FEDERAL DO RIO GRANDE DO SUL

Escola de Engenharia

Programa de Pós-Graduação em Engenharia de Minas, Metalúrgica e Materiais

PPGE3M

Design, Materiais e Saúde Humana:

Estudo da Digitalização 3D e Posterior Usinagem de Próteses Dentárias de Zircônia estabilizada com Ítria.

Gustavo Freitas

Tese para obtenção do título de Doutor em Engenharia

Porto Alegre

2018

MINISTERIO DA EDUCAÇÃO

UNIVERSIDADE FEDERAL DO RIO GRANDE DO SUL

Escola de Engenharia

Programa de Pós-Graduação em Engenharia de Minas, Metalúrgica e Materiais

PPGE3M

Design, Materiais e Saúde Humana:

Estudo da Digitalização 3D e Posterior Usinagem de Próteses Dentárias de Zircônia estabilizada com Ítria.

Gustavo Freitas

Proposta de tese apresentada ao programa de Pós-Graduação em Engenharia de Minas, Metalúrgica e Materiais (PPGEM), como parte dos requisitos para a obtenção do título de Doutor em Engenharia.

Área de Concentração: Ciência e Tecnologia dos Materiais

Porto Alegre

2018

Esta Tese foi julgada aprovada para obtenção do título do Doutor em Engenharia, área de concentração Ciência e Tecnologia do Materiais, e aprovada em sua forma final, pelo Orientador e pela Banca Examinadora do Curso de Pós-Graduação.

BANCA EXAMINADORA:

Prof. Dr. Fabio Pinto da Silva

Prof. Dr. Luiz Alberto dos Santos

Prof. Dr. Luis Henrique Alves Candido

ORIENTAÇÃO:

Prof. Dr. Wilson Kindlein Junior

Departamento de Engenharia de Materiais – DEMAT/UFRGS

AGRADECIMENTOS

Agradeço a Deus, que me conduz e protege nesta vida.

As pessoas que mais amo, esposa Adriana e meu filho Davi, meus pais João e Gertrudes pelo amor e educação, aos meus irmãos André e Rafael pelo companheirismo.

Ao meu amigo e orientador Prof. Dr. Wilson Kindlein Jr. pela atenção e ajuda neste trabalho.

Aos meus sócios Edson e Jefferson pela amizade e apoio no desenvolvimento deste trabalho.

Aos colegas Fabio, Cândido e Ivan do Laboratório de Design e Seleção de Materiais pela ajuda e desenvolvimento dos ensaios aplicados neste trabalho.

Ao amigo e empresário Elton Helvig pela sua contribuição técnica na área odontológica.

Aos amigos e familiares pelo incentivo.

A todos que direta e indiretamente contribuíram para a realização deste trabalho.

RESUMO

A odontologia restauradora representa um papel central no restabelecimento do equilíbrio funcional e estético da boca. Em função de um grande crescimento do mercado de reabilitação odontológica no Brasil, motivado principalmente pela falta de informação e higiene bucal no passado, o uso de próteses dentárias vem se tornando uma solução cada vez mais recomendada.

Os inúmeros avanços da odontologia restauradora moderna, desde os procedimentos conservadores e minimamente invasivos até as mais sofisticadas reabilitações cerâmicas sobre dentes ou implantes, podem trazer soluções para praticamente qualquer necessidade clínica, em qualquer situação.

Neste contexto, as próteses de Zircônia estabilizada com Ítria, produzidas utilizando sistemas CAD/CAM, vêm sendo cada dia mais utilizadas devido à qualidade da matéria-prima, estética final da prótese (metal-free), precisão de adaptação em boca e alto grau de automação do processo. O estudo proposto é a investigação de todas as etapas do processo, avaliação da influência da tecnologia e dos parâmetros utilizados em cada etapa, bem como seu grau de complexidade e interatividade com o operador.

A metodologia aplicada partiu da análise das tecnologias embarcadas nos equipamentos de digitalização tridimensional utilizados nesse mercado, avaliando sua precisão e técnica de uso. Foram avaliados os métodos de Digitalização por Triangulação a Laser, Digitalização a Laser por Holografia Conoscópica e Projeção de Moiré, também conhecida por Luz Estruturada. Analisou-se a matéria prima Zircônia quanto as características principais desejadas. Após, foram realizados ensaios de usinagem de próteses em Zircônia, determinando estratégias de fresamento e parâmetros de corte para este material. Foi realizado ensaio de sinterização e, por fim, um estudo de caso utilizando os parâmetros estudados e estabelecidos em cada etapa, até a adaptação final da prótese em boca.

Os resultados permitiram o entendimento da influência de cada etapa do processo no resultado final da prótese, bem como os cuidados que devem ser observados em cada passo para evitar erros que serão potencializados nas etapas seguintes. As variações geométricas encontradas no processo de digitalização do modelo estão dentro dos

limites aceitáveis para aplicação odontológica, inferior a 50µm. Verificou-se também que as características físico-químicas do material Zircônia seguem as recomendações estabelecidas em normas. O fresamento das amostras demonstrou a interdependência entre os parâmetros de corte do material Zircônia e a sua estratégia de usinagem, resultando em parâmetros que, inclusive, são superiores aos sugeridos pelos fabricantes das ferramentas utilizadas, como o aumento da velocidade de avanço de corte para 1600mm/min, em rotações acima de 20.000 RPM.

Os softwares utilizados se comprovaram eficientes e de fácil manuseio, porém sem possibilidade de alteração nos parâmetros de usinagem e nas técnicas de criação 3D do modelo CAD da prótese, seguindo pré-parâmetros estabelecidos pelos fabricantes das máquinas de fresamento e digitalização.

Ainda foi possível validar o processo realizado em cada etapa, resultando em uma prótese esteticamente e funcionalmente correta. Espera-se que o trabalho realizado possa orientar os usuários desta tecnologia, bem como ser referência para novos interessados em utilizar e aprimorar o uso de sistemas CAD/CAM na fabricação de prótese dentária, especialmente de Zircônia estabilizada com Ítria.

ABSTRACT

A odontologia restauradora representa um papel central no restabelecimento do equilíbrio funcional e estético da boca. Em função de um grande crescimento do mercado de reabilitação odontológica no Brasil, motivado principalmente pela falta de informação e higiene bucal no passado, o uso de próteses dentárias vem se tornando uma solução cada vez mais recomendada.

Os inúmeros avanços da odontologia restauradora moderna, desde os procedimentos conservadores e minimamente invasivos até as mais sofisticadas reabilitações cerâmicas sobre dentes ou implantes, podem trazer soluções para praticamente qualquer necessidade clínica, em qualquer situação.

Neste contexto, as próteses de Zircônia estabilizada com Ítria, produzidas utilizando sistemas CAD/CAM, vêm sendo cada dia mais utilizadas devido à qualidade da matéria-prima, estética final da prótese (metal-free), precisão de adaptação em boca e alto grau de automação do processo. O estudo proposto é a investigação de todas as etapas do processo, avaliação da influência da tecnologia e dos parâmetros utilizados em cada etapa, bem como seu grau de complexidade e interatividade com o operador.

A metodologia aplicada partiu da análise das tecnologias embarcadas nos equipamentos de digitalização tridimensional utilizados nesse mercado, avaliando sua precisão e técnica de uso. Foram avaliados os métodos de Digitalização por Triangulação a Laser, Digitalização a Laser por Holografia Conoscópica e Projeção de Moiré, também conhecida por Luz Estruturada. Analisou-se a matéria prima Zircônia quanto as características principais desejadas. Após, foram realizados ensaios de usinagem de próteses em Zircônia, determinando estratégias de fresamento e parâmetros de corte para este material. Foi realizado ensaio de sinterização e, por fim, um estudo de caso utilizando os parâmetros estudados e estabelecidos em cada etapa, até a adaptação final da prótese em boca.

Os resultados permitiram o entendimento da influência de cada etapa do processo no resultado final da prótese, bem como os cuidados que devem ser observados em cada passo para evitar erros que serão potencializados nas etapas seguintes. As variações geométricas encontradas no processo de digitalização do modelo estão dentro dos

limites aceitáveis para aplicação odontológica, inferior a 50µm. Verificou-se também que as características físico-químicas do material Zircônia seguem as recomendações estabelecidas em normas. O fresamento das amostras demonstrou a interdependência entre os parâmetros de corte do material Zircônia e a sua estratégia de usinagem, resultando em parâmetros que, inclusive, são superiores aos sugeridos pelos fabricantes das ferramentas utilizadas, como o aumento da velocidade de avanço de corte para 1600mm/min, em rotações acima de 20.000 RPM.

Os softwares utilizados se comprovaram eficientes e de fácil manuseio, porém sem possibilidade de alteração nos parâmetros de usinagem e nas técnicas de criação 3D do modelo CAD da prótese, seguindo pré-parâmetros estabelecidos pelos fabricantes das máquinas de fresamento e digitalização.

Ainda foi possível validar o processo realizado em cada etapa, resultando em uma prótese esteticamente e funcionalmente correta. Espera-se que o trabalho realizado possa orientar os usuários desta tecnologia, bem como ser referência para novos interessados em utilizar e aprimorar o uso de sistemas CAD/CAM na fabricação de prótese dentária, especialmente de Zircônia estabilizada com Ítria.

LISTA DE FIGURAS

Figura 1 - Tipos de próteses removíveis [1]	21
Figura 2 - Tipos de próteses Fixas [1]	21
Figura 3 - Região selecionada do diagrama de fases para o sistema Zircônia-ítria (STEVENS, R [11]).....	26
Figura 4 - (a) Forma da região transformada na extremidade de uma trinca estacionária. Entre $\theta = \pm 60^\circ$, a transformação reduz a resistência. Isso é compensado pelo aumento na resistência através da transformação na região entre $\theta = 60$ e 300° . (b) A transformação ativada de metade da altura h, depois da trinca ter se movido para a frente com uma distância δa (SOUZA,C.F, 2007)	27
Figura 5 - Transformação induzida por tensão de partículas de ZrO ₂ no campo de tensão elástica da trinca (SOUZA,C.F, 2007)	28
Figura 6 - Transformação martensítica que ocorre na (tetragonal para monoclinica a 900-1100°C) com sua expansão de volume de 3-5%, desenvolvendo microtrincas ao redor das partículas de. (a) A propagação da trinca dentro da partícula é desviada e torna-se bifurcada, (b) aumentando a resistência à fratura do material (CORREA, M.C, 2004)	29
Figura 7 - Retenção da fase tetragonal. Tamanho crítico de grão por conteúdo de Ítria na Zircônia tetragonal (PICONI, C., MACCAURO,G.,1999)	30
Figura 8 - Tenacidade à fratura x conteúdo de ítria (PICONI, C., MACCAURO,G.,1999)	31
Figura 9 - Sensor laser Conoscópico marca OPTIMET (OPTIMET Inc.)	32
Figura 10 - Digitalizador 3Shape (3Shape Inc).....	33
Figura 11 - Digitalizador por Luz Estruturada, fabricante Imetric (Imetric Inc.).....	34
Figura 12 - Gráfico de velocidade de corte versus temperatura de corte – Teoria de Salomon [33]	36
Figura 13 - Parâmetros no Processo de Fresamento (Sandvik, 2007).....	39
Figura 14 - a) sentido de corte concordante e b) sentido de corte discordante (Sandvik, 2007)	41
Figura 15 - Amostra confeccionada em torno CNC	47

Figura 16 - Dental Scanner Modelo D810, fabricante 3DShape.....	51
Figura 17 - Demonstração do sistema de medição (3DShape Inc.)	51
Figura 18 - Dental Scanner Conoscan DS 6000, fabricante Optimet	52
Figura 19 - Diagrama de funcionamento do conjunto de espelhos (OPTIMET Inc)	53
Figura 20 - Exemplos de digitalização (OPTIMET, Inc.).....	53
Figura 21 - Dental Scanner modelo IScan D101 – Inmetric (SeaCam)	54
Figura 22 - Apresentação gráfica da amostra digitalizada (SeaCam)	54
Figura 23 - Secção transversal da amostra padrão com indicação das medidas de comparação.....	56
Figura 24 - Exemplo de trabalho usando o software Exocad	57
Figura 25 - Amostra escolhida para o trabalho.....	58
Figura 26 - Máquina de usinagem DM5 – Tecnodrill.....	59
Figura 27 - Blocos de Zircônia, fornecedor UpCera [37]	60
Figura 28 - Exemplos de estratégias de corte, sendo (a) tipo Raster e (b) tipo 3D Offset (Sandvik, 2007)	60
Figura 29 - Ferramentas Zirkonzahn, de Ø3mm e Ø1mm respectivamente	63
Figura 30 - Micrômetro digital milesimal Digimes	65
Figura 31 -Difratograma de raios-X da amostra sinterizada.....	68
Figura 32 - Análise tridimensional das amostras (mm)	70
Figura 33 - Imagem em MEV do canto da amostra padrão.....	71
Figura 34 - Preparo em gesso X modelo CAD	71
Figura 35 - Software Exocad - módulo de ajuste de linha de preparo.....	72
Figura 36 - Ajuste dos espaçamentos para cimentação.....	73
Figura 37 - (A) Etapa de ajuste da malha 3D e (B) modelo 3D acabado	73
Figura 38 - Visualização geométrica da altura de crista	74
Figura 39 - Estratégia de usinagem 3D Offset	75
Figura 40 - Estratégia de usinagem tipo Raster	75
Figura 41 - (A) Vista superior linha de bordo e (B) secção transversal do coping.....	77
Figura 42 - Danos causados na região das bordas no processo de acabamento.....	78
Figura 43 - Quebra total da amostra	79
Figura 44 - Região de adaptação das bordas do preparo	81

Figura 45 - Modelo em gesso do paciente, já com o 1º molar troquelado.....	82
Figura 46 - Processo de escaneamento do elemento 16, utilizando equipamento de escaneamento DS6000(A) e visualização da sua interface com o resultado virtual (B).	82
Figura 47 - Modelamento CAD do coping sobre o preparo virtual, iniciando pela delimitação da linha de borda (A), informando os parâmetros de construção do modelo (B) e finalizando com o coping já criado (C), executado usando software EXOCAD	83
Figura 48 - Preparação da usinagem através de software de CAM WorkNC	83
Figura 49 - Máquina DM5 fresando Zircônia	83
Figura 50 - Coping acabado e adaptado ao modelo, já com aplicação de cerâmica	84

LISTA DE GRÁFICOS

Gráfico 1 - Curva de sinterização da Zircônia	64
---	----

LISTA DE TABELAS

Tabela 1 - Alguns Sistemas CAD-CAM disponíveis em Odontologia, fabricantes e Web	23
Tabela 2 - Relação das amostras utilizadas para aferição e validação das técnicas avaliadas	48
Tabela 3 - Programação para ensaios de usinagem	61
Tabela 4 - Tabela de avanços para os ensaios de fresamento com ferramentas de desbaste e acabamento, Ø3mm e Ø1mm, respectivamente	62
Tabela 5 - Especificação técnica das ferramentas utilizadas – Fornecedor Zirkozahn	63
Tabela 6 - Identificação dos elementos químicos encontrados por EDS nos pontos (A), (B) e (C) do corpo-de-prova verde	67
Tabela 7 -Valores das medições de dureza Vickers, em GPa	68
Tabela 8 - Resultado comparativo das amostras digitalizadas.....	69
Tabela 9 - Resultados da comparação das medidas de altura, diâmetro e angulo em relação ao modelo CAD (Padrão)	70
Tabela 10 - Defeitos apresentados nas amostras fresadas	76
Tabela 11 - Nº de não conformidades X Velocidade de Avanço (Vf)	78
Tabela 12 - Relação dimensional antes e depois da sinterização da amostra	80
Tabela 13 - Quadro comparativo entre Processo x Variáveis	85

LISTA DE ABREVIações

3D	Tridimensional
ABNT	Associação Brasileira de Normas Técnicas
Ae	Avanço Lateral
Ap	Profundidade de Corte
ASTM	American Society for Testing and Materials
CAD	Design Assistido por computador (do inglês, Computer-Aided Design)
CAE	Engenharia Assistida por Computador (do inglês, Computer-Aided Engineering)
CAM	Manufatura Assistida por Computador (do inglês, Computer-Aided Manufacturing)
CCD	Dispositivo de Carga Acoplado (do inglês, Charge Coupled Device)
CNC	Comando Numérico Computadorizado
HSC	High Speed Cutting
HSM	High Speed Milling
IGES	Initial Graphics Exchange Specification
KGF	Kilograma-força
LdSM	Laboratório de Design e Seleção de Materiais
NURBS	Non-Uniform Rational Bézier Spline
OMS	Organização Mundial da Saúde
RPM	Rotações Por Minuto
STL	Arquivo para estereolitografia (do inglês, STereoLithography)
TPD	Técnico de Prótese Dentária
TZP	Zircônia Tetragonal Policristalina
UFRGS	Universidade Federal do Rio Grande do Sul
Vc	Velocidade de corte
Y-TZP	Zircônia Tetragona Policristalina com Ytria

SUMÁRIO

1 INTRODUÇÃO	16
1.1 OBJETIVOS	18
1.2 OBJETIVOS ESPECÍFICOS	18
2 REVISÃO BIBLIOGRÁFICA	20
2.1 PRÓTESE DENTÁRIA	20
2.1.1 Tipos de Próteses	20
2.1.2 Tecnologia CAD/CAM na Prótese Dentária	22
2.2 SELEÇÃO DE MATERIAIS	23
2.2.1 Zircônia como Biomaterial Odontológico	23
2.2.2 Mecanismo de Tenacificação da Zircônia	25
2.3 DIGITALIZAÇÃO TRIDIMENSIONAL	31
2.3.1 Digitalização a Laser por Holografia Conoscópica	32
2.3.2 Digitalização a Laser por Triangulação	33
2.3.3 Digitalização por Luz Estruturada	34
2.3.4 Modelamento Computacional (CAD/CAM)	34
2.4 USINAGEM CNC DE ALTA VELOCIDADE	35
2.4.1 Parâmetros de Usinagem	39
2.4.2 Usinagem de materiais Cerâmicos	41
2.5 SINTERIZAÇÃO	42
3 MATERIAIS E MÉTODOS	46
3.1 ZIRCÔNIA TETRAGONAL PARCIALMENTE ESTABILIZADA COM YTRIA	46
3.1.1 Preparação das amostras	47
3.1.2 Caracterização da Zircônia Tetragonal Parcialmente Estabilizada com Ytria	48
3.2 DIGITALIZAÇÃO TRIDIMENSIONAL	50
3.2.1 Digitalização a Laser por Triangulação	51
3.2.2 Digitalização a Laser por Holografia Conoscópica	52
3.2.3 Digitalização por Luz Branca	54
3.2.4 Análise comparativa entre as técnicas estudadas	55
3.2.5 Modelagem CAD	57

3.3 USINAGEM CNC EM ALTA VELOCIDADE	58
3.3.1 Programação de Usinagem – CAM	59
3.3.2 Ensaios de Usinabilidade	61
3.4 SINTERIZAÇÃO	63
4 RESULTADOS E DISCUSSÃO	66
4.1 CARACTERIZAÇÃO DA ZIRCÔNIA TETRAGONAL ESTABILIZADA POR YTRIA.	66
4.2 DIGITALIZAÇÃO TRIDIMENSIONAL.....	69
4.3 USINAGEM CNC	74
4.4 SINTERIZAÇÃO	80
4.5 AVALIAÇÃO DA METODOLOGIA	81
5 CONCLUSÕES	86
5.1 SUGESTÕES PARA TRABALHOS FUTUROS	88
REFERENCIAS.....	90
ANEXO 1.....	95
ANEXO 2.....	96

1 INTRODUÇÃO

Mais de 40 milhões de brasileiros já perderam todos os dentes. A informação é da mais nova pesquisa sobre saúde bucal realizada pelo Ministério da Saúde (março de 2010). O estudo aponta ainda que 58% dos brasileiros não usam diariamente a escova de dentes e um terço da população nunca fez tratamento dentário. A incidência de casos de doenças periodontais e perda de dentição é muito maior em pessoas acima dos 65 anos. Mas a situação também é grave, e muito, entre os jovens: 40% dos brasileiros entre 15 e 19 anos já perderam pelo menos um dente, e o principal motivo – 93% dos casos – é a cárie.

A solução para esse grave problema é a educação para a saúde bucal, mas é necessário, também, focar o problema com opções de reparações dentárias, aperfeiçoamento da eficiência mastigatória, aprimoramento da fonética e pela melhora da aparência. Muitos desses objetivos requererem a reposição ou alteração da estrutura dentária existente, há séculos o principal desafio da odontologia tem sido o desenvolvimento e a seleção de materiais biocompatíveis e duráveis para restaurações dentárias capazes de suportar as condições adversas da cavidade oral.

No passado, as restaurações totalmente metálicas e as de recobrimento plástico (metalo-plásticas) foram, paulatinamente, dando lugar à prótese convencional (metalo-cerâmica), no que se refere a coroas e próteses parciais fixas. Isso se deve basicamente ao amplo espectro de aplicações clínicas, aos processos protéticos convencionais, bem como à eficácia comprovada a longo prazo.

No trabalho clínico prático, contudo, esses tipos de próteses também apresentam carências ou pontos fracos típicos, atribuídos a: problemas estéticos e perioprotéticos como borda metálica visível, restauração com efeito estético limitado pela desfavorável condução de luz, retração da gengiva e fatores causadores das patologias do periodonto. Além desses fatores, podem ser citadas a corrosão e intolerância aos metais, seleções equivocadas de ligas, a qualidade insuficiente das ligas, os defeitos de manipulação protética e de soldaduras, além da má higiene bucal.

Nas últimas duas décadas, têm-se observado uma grande mudança na valorização subjetiva dos pacientes em relação a essas carências potenciais. Isso se

deve fundamentalmente as maiores exigências estéticas e de compatibilidade impostas aos materiais utilizados. As carências descritas nas próteses metálicas e metalocerâmicas poderiam ser reparadas com as restaurações livres de metal, fabricadas exclusivamente com materiais cerâmicos, obtendo-se melhoria do ponto de vista estético e alta biocompatibilidade. Por este motivo, novas tecnologias dentais têm experimentado um contínuo desenvolvimento.

No caso de aplicações odontológicas, a solução que vem se mostrando mais promissora e vem sendo usada pelos fabricantes e fornecedores de materiais do mercado é a Zircônia parcialmente estabilizada com Oxido de ítrio (Y_2O_3), caracterizada por microestruturas de granulação fina conhecidas como Zircônia Tetragonal Policristalina (TZP).

Atualmente, a Zircônia parcialmente estabilizada com ítria tem se tornado disponível para a odontologia através da técnica CAD/CAM (*computer aided design/computer aided manufacturing*). Cerâmicas de Y-TZP são usadas, entre outras aplicações, para confecção de subestruturas para próteses fixas com excelente desempenho, além de elevada resistência mecânica, especialmente quando comparadas às outras cerâmicas. Uma vez que Y-TZP tem propriedades mecânicas atrativas, sobressai o interesse na fabricação de próteses livres de metal para repor ausência de dentes.

O processo de fabricação de uma prótese de Zircônia deve ser totalmente automatizado, pois a precisão do encaixe entre a prótese e a base preparada pelo dentista na boca do paciente deve ser perfeita. Qualquer tipo de distorção geométrica poderá causar um esforço excessivo sobre a prótese, que por ser de material cerâmico não terá capacidade de suportar e fatalmente causará a sua fratura. O processo mais indicado para a manufatura da prótese de Zircônia é a Digitalização do modelo preparado pelo dentista em boca (*troquel*¹), após a utilização de sistemas de CAD/CAM para a reconstrução digital da peça e posterior programação de usinagem, bem como a

¹ Troquel: Recorte individualizado, em gesso, de dimensões fiéis ao preparo protético realizado na boca do paciente; confeccionado a partir do modelo de reprodução que foi obtido através de moldagens de precisão. Os troqueis destinam-se a facilitar os detalhes de adaptação da prótese em relação ao próprio dente, dentes adjacentes e antagonistas

utilização de máquinas com controle numérico computadorizado (CNC) para a sua confecção.

Nesse sentido, o problema a ser resolvido é a realização de estudos para a obtenção e criação de uma metodologia de digitalização do *troquel*, modelamento computacional tridimensional das próteses, programação, estratégias de corte e ferramental para o fresamento e posterior usinagem em máquina CNC da cerâmica pré-sinterizada. Para isso, deve-se considerar que o trabalho será realizado utilizando blocos de cerâmica pré-sinterizada, usinando restaurações no bloco de cerâmica verde de Zircônia, que depois serão sinterizadas e contraídas à dimensão e dureza final desejada.

1.1 OBJETIVOS

Determinar a influência dos parâmetros da digitalização a laser, usinagem com tecnologia CNC e posterior sinterização, no resultado final de uma prótese dentária de Zircônia estabilizada com Itria.

1.2 OBJETIVOS ESPECÍFICOS

- Avaliar os três principais princípios de digitalização disponíveis no mercado odontológico, comparando os resultados em relação a precisão necessária para aplicação odontológica.
- Verificar as vantagens e limitações dos softwares de modelamento computacional CAD odontológicos, avaliando seus recursos de criação e modelagem tridimensional, bem como sua complexidade de uso.
- Verificar as vantagens e limitações dos softwares de programação de usinagem CAM odontológicos, avaliando seus recursos de programação de processos de fresamento, utilização de ferramentas, estratégias de usinagem, parâmetros de corte e demais recursos para obtenção de uma boa peça fresada, bem como sua complexidade de uso.

- Estudar o processo de fresamento de próteses de Zircônia, a influência dos parâmetros de corte na execução do fresamento e determinar os parâmetros mais adequados.
- Estabelecer as condições de sinterização de acordo com as características desejadas para a prótese.
- Avaliar a metodologia desenvolvida com um estudo de caso, com o acompanhamento e avaliação de profissionais da área odontológica.

2 REVISÃO BIBLIOGRÁFICA

Neste Capítulo são revisados alguns conceitos importantes para o desenvolvimento do trabalho, referentes à Prótese Odontológica, Zircônia como Biomaterial, Digitalização a Laser, Usinagem CNC e Sinterização.

2.1 PRÓTESE DENTÁRIA

2.1.1 Tipos de Próteses

A prótese dentária (ou prótese dental) é a etapa artística da odontologia restauradora, ciência que lida com a reposição de tecidos bucais e dentes perdidos, visando restaurar e manter a forma, função, aparência e saúde bucal. Aplicados à odontologia, são utilizados indistintamente os termos prostodontia e prótese dentária. O termo "prótese dentária" também é utilizado para se referir ao artefato que se propõe a substituir a função original dos dentes perdidos ou ausentes. O seu principal objetivo é a reabilitação bucal, em todas as suas funções: estética, fonética e mastigação.

Do ponto de vista de confecção e uso, as próteses podem ser divididas em duas tipologias principais: as Removíveis e as Fixas.

Conforme Assaoka [1], as próteses removíveis se subdividem em Totais ou Parciais, como mostra a figura 1. A prótese removível total, mais conhecida como dentadura, é aquela que substitui todos os dentes de uma arcada e costuma ser feita em acrílico.

Para manter-se na boca, apoia-se nos tecidos moles e na estrutura óssea. Além disso, a língua, os músculos faciais e, no caso da arcada superior, o vácuo entre o céu da boca e a parte interna da prótese, ajudam na sua fixação.

Já as próteses removíveis parciais, também conhecidas por PPR, são próteses que substituem um ou mais dentes. Podem ser feitas toda em acrílico ou ter uma parte metálica, o esqueleto.

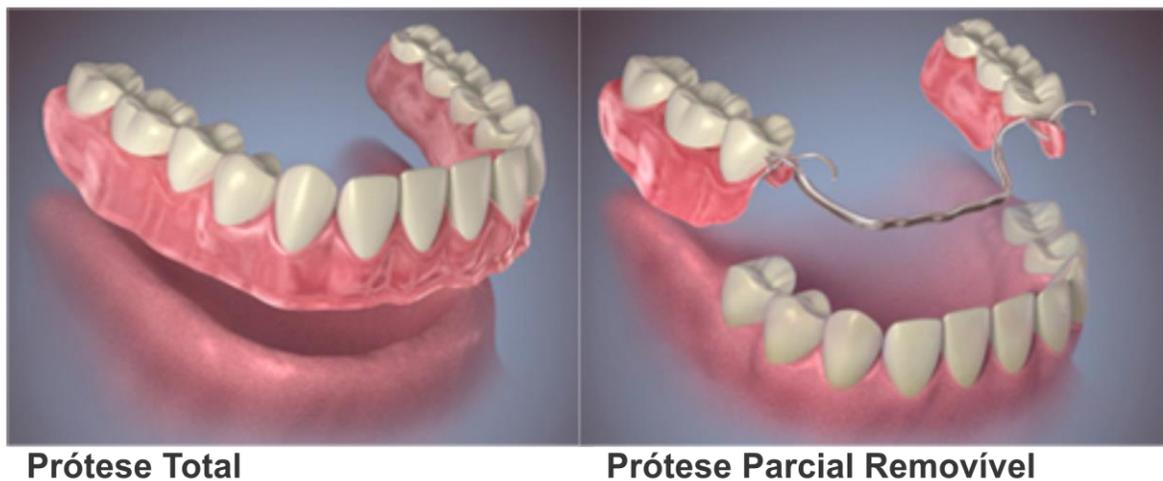


Figura 1 - Tipos de próteses removíveis [1]

As próteses fixas, por sua vez, são subdivididas em cimentadas (coladas) ou parafusadas sobre implante (Figura 2). Normalmente são confeccionadas em materiais com maior durabilidade, preferencialmente com cobertura cerâmica, podendo ter sua base (*coping*) em metal, chamadas de metalo-cerâmicas, ou com base em Zircônia, alumina, leucita ou dissilicato de lítio, conhecidas por metal-free.

Em ambos os casos, as próteses fixas podem ser tanto coroas unitárias quanto pontes fixas de até 12 elementos (dentes).



Figura 2 - Tipos de próteses Fixas [1]

Como objeto deste estudo, optou-se por uma coroa fixa cimentada em Zircônia, pois representa a maioria das aplicações envolvendo uso de Zircônia como matéria-prima, além do fato de que as próteses com mais elementos, podem ser consideradas como a união de várias coroas unitárias, ou seja, os parâmetros avaliados e criados para uma coroa podem ser automaticamente utilizados para os demais trabalhos

envolvendo Zircônia, inclusive para próteses sobre implante, que possuem uma geometria de encaixe bem definida.

2.1.2 Tecnologia CAD/CAM na Prótese Dentária

O termo CAD-CAM, na Odontologia, designa o desenho de uma estrutura protética num computador (*Computer Aided Design*), seguido da sua confecção por uma máquina de fresagem (*Computer Aided Manufacturing*). Trata-se de uma tecnologia muito utilizada em várias indústrias e que deve a sua introdução na Odontologia – no final da década de 70 e início da década de 80 do século passado – a Bruce Altschuler, nos EUA, François Duret, na França, e Werner Mormann e Marco Brandestini na Suíça. Os objetivos principais dessa tecnologia eram, então, a automatização de um processo manual de modo a obter material de elevada qualidade, padronizar processos de fabricação e reduzir os custos de produção [2-5].

A tecnologia CAD-CAM tem sido utilizada na Odontologia principalmente na produção de restaurações de prótese fixa, como, por exemplo, coroas, pontes e facetas. Várias empresas têm desenvolvido sistemas CAD-CAM de alta tecnologia (Tabela 1), que se baseiam em três componentes fundamentais: sistema de leitura da preparação dentária (*scanning*), software de desenho da restauração protética (*CAD*) e sistema de fresagem da estrutura protética (*CAM* ou *milling*) [3,7].

Atualmente, há dois tipos de sistema CAD-CAM, segundo a disponibilidade de ceder os arquivos CAD: sistemas CAD-CAM abertos ou CAD-CAM fechados. A vantagem de um sistema aberto é a possibilidade de poder escolher o sistema CAM mais adequado aos propósitos, pois é possível transmitir o arquivo CAD para outro computador. Os sistemas CAD-CAM fechados oferecem todo o sistema de produção.

Tabela 1 - Alguns Sistemas CAD-CAM disponíveis em Odontologia, fabricantes e Web

Sistema	Empresa	Website
CEREC 3D	Sirona Dental System GmbH, Alemanha	www.sirona.com
Everest	Kavo Dental GmbH, Alemanha	www.kavo-everest.com
Ceramill	Amann Girrbach, Austria	www.amanngirrbach.com
Zirkonzahn	Zirkonzahn, Italia	www.zirkonzahn.com
Imes	Imes Icore GmbH, Alemanha	www.imesicore.com
BR3D	Tecnodril, Brasil	www.tecnodril.com

2.2 SELEÇÃO DE MATERIAIS

2.2.1 Zircônia como Biomaterial Odontológico

As cerâmicas são materiais inorgânicos, não metálicos. Consistem de elementos metálicos e não-metálicos que apresentam ligações covalentes e/ou iônicas [6].

Biocerâmicas são cerâmicas especiais usadas na Medicina e Odontologia para a substituição ou reconstrução de partes afetadas ou destruídas do sistema esquelético. Podem ser classificadas em reabsorvíveis (fosfato tri-cálcio), bioativas (biovidros, biovitro-cerâmicas e hidroxiapatita) e bioinertes (carbono, alumina sinterizada e Zircônia estabilizada com ítria) [7].

As biocerâmicas inertes são usadas principalmente na substituição de ossos, próteses de quadril e implantes dentários. As mais utilizadas em implantes cirúrgicos são a alumina e a Zircônia. Estas cerâmicas atendem a essa demanda em função de suas propriedades mecânicas e de corrosão, pureza química e biocompatibilidade. Elas apresentam pequena ou nenhuma alteração química durante longo tempo de exposição ao ambiente fisiológico. Mesmo nos casos em que estas biocerâmicas apresentam degradação química ou mecânica com o tempo, a concentração de produtos de degradação em tecidos adjacentes é facilmente controlada por mecanismos reguladores naturais do corpo humano. A resposta dos tecidos envolve a formação de uma membrana fibrosa muito fina, micrométrica, ao redor do material do implante [8].

O potencial dos cerâmicos como biomateriais está na compatibilidade com o ambiente fisiológico. Biocerâmicas são compatíveis porque são compostas de íons comumente encontrados no ambiente fisiológico (ex: cálcio, potássio, magnésio e sódio) e de íons que apresentam baixa toxicidade aos tecidos do corpo (ex: zircônio, titânio, etc).

Materiais bioinertes, mais frequentemente usados, são os cerâmicos à base de alumina sinterizada (α - Al_2O_3 , corundum), que pode exibir resistência à flexão em torno de 380 MPa ou superior. Atualmente há novos materiais interessantes para essa aplicação, entre eles, a Zircônia.

Dentre as principais vantagens dos materiais com Zircônia estão seus elevados valores de resistência mecânica e tenacidade à fratura, os quais são obtidos devido a transformação de fase da Zircônia de tetragonal para fase monoclinica. Todavia, a resistência mecânica de um material depende fortemente da seleção dos pós iniciais e da microestrutura final do corpo, a qual é resultado do processamento.

Os pós utilizados para preparação de biocerâmicas (ex: implantes) devem ser caracterizados por um pequeno tamanho de partícula inicial, uma estreita distribuição de tamanho de partícula, forma de partícula isométrica e elevada pureza química, especialmente a ausência de sódio, ferro e silício.

Ossos e dentes, tecidos duros do corpo humano, apresentam um componente inorgânico, que é um análogo sintético dos tecidos calcificados dos vertebrados [9]. Este componente inorgânico consiste de hidroxiapatita ($Ca_{10}(PO_4)_6(OH)_2$, HA). Na maioria dos casos, eles também apresentam um componente orgânico, frequentemente o colágeno. Esmalte, a camada mais externa do dente, é o material mais duro do corpo humano e consiste de aproximadamente 92% de hidroxiapatita.

Os dentes em função são submetidos a um dos mais inóspitos ambientes do corpo humano. Eles estão sujeitos a grandes variações de temperatura, variando do frio do gelo (0°C) até cafés e sopas quentes. O pH varia na faixa de 0,5 a 8. Somado a isso, as tensões associadas à mastigação são cíclicas e podem variar de 20 a 100 MPa. Além de se manter estáveis neste ambiente e aptos a suportar as cargas de mastigação, os materiais dentários precisam satisfazer outro critério, que é a estética.

Qualquer material dentário que seja utilizado em regiões de maior solicitação estética deve ter cor e translucidez mais próximo possível do dente natural [10].

2.2.2 Mecanismo de Tenacificação da Zircônia

A Zircônia pura apresenta três fases alotrópicas: monoclinica, tetragonal e cúbica. A fase monoclinica é estável até 1170°C, a partir da qual se transforma em tetragonal, que é estável até 2370°C e, a partir dessa temperatura, a fase estável é a cúbica, que existe até 2680°C, seu ponto de fusão [11].

O domínio de estabilidade de cada fase alotrópica da Zircônia depende do tipo e quantidade de componentes estabilizadores da partícula fase da Zircônia, como CaO , MgO , Y_2O_3 , ou Ce_2O_3 . Essas fases são metaestáveis à temperatura ambiente devido a presença desses dopantes. Se pequenas adições forem realizadas, por exemplo, de 3-5% em peso, uma Zircônia parcialmente estabilizada é produzida. Nesse caso, a fase tetragonal da Zircônia é metaestável. No entanto, sob tensão pode se transformar em monoclinica com um associado aumento de volume de 3% [11]. Garvie et al. [13] foram os primeiros a mostrar como usar o potencial da Zircônia com o intuito de aumentar a resistência mecânica e dureza das cerâmicas, mediante transformação tetragonal-monoclinica das partículas tetragonais metaestáveis finamente dispersas, quando a constrição exercida nelas pela matriz cúbica fosse aliviada, com o avanço da propagação de uma trinca. O aumento de volume e o cisalhamento promovido pela transformação martensítica tendem a contrapor a abertura da trinca e, por esta razão, agem para aumentar a resistência da cerâmica à propagação da trinca. Esse aumento na resistência ocorre porque a energia associada à propagação da trinca se dissipa na transformação tetragonal-monoclinica com a expansão do volume. A Figura 3 ilustra o diagrama de fases $\text{ZrO}_2 - \text{Y}_2\text{O}_3$ na região da temperatura de sinterização.

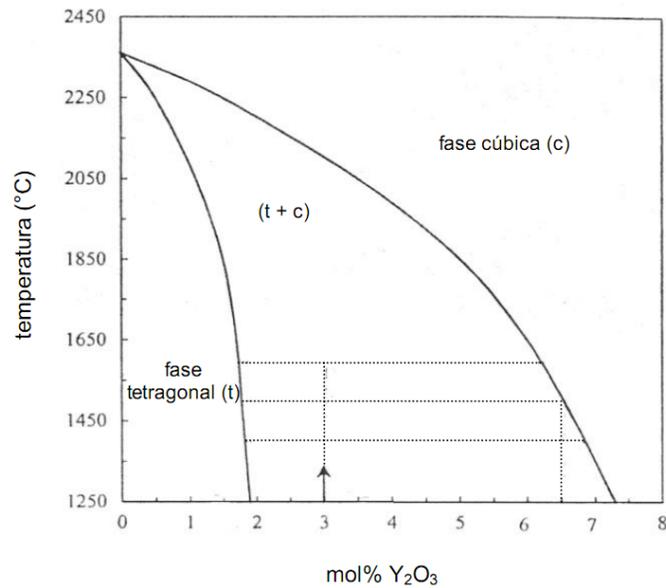


Figura 3 - Região selecionada do diagrama de fases para o sistema Zircônia-ítria (STEVENS, R [11])

Trabalhos experimentais antigos relatavam que cerâmicas de 3Y-TZP eram constituídas por 100% de fase monoclinica. Hoje em dia, é comum pensar que a 3Y-TZP é completamente tetragonal depois da sinterização, o que quer dizer que todos os grãos devem se transformar, depois de envelhecidos, a uma estrutura monoclinica, depois do envelhecimento a longo prazo [14]. Porém, uma observação criteriosa no diagrama de fases da $Y_2O_3 - ZrO_2$ (Figura 1) [15] mostra que a 3Y-TZP na temperatura de sinterização (normalmente de 1400°C a 1550°C) deve apresentar duas fases: cúbica e tetragonal. Isso foi experimentalmente demonstrado por Ruiz e Readey [16] e, mais recentemente, por Matsui et. al. [17], mostrando que 3Y-TZP aquecidas numa temperatura de 1450-1600°C (como exemplo, as temperaturas usadas para o processamento da maior parte das Zircônias) exibiam uma microestrutura com duas fases, cúbica e tetragonal.

O mecanismo de tenacificação por transformação é o resultado direto da transformação de fase ocorrida na ponta da trinca. Existem algumas exigências essenciais para que a tenacificação por transformação seja efetiva. Primeiramente, exige-se uma fase metaestável, cuja transformação para um estado mais estável possa ser induzida por um campo de tensões gerado na ponta da trinca. Depois, a transformação tem que ser virtualmente instantânea e não deve depender do tempo. Terceiro, deve ser associado com uma mudança na forma e/ou volume. Esse último

aspecto permite que essa transformação seja induzida por tensão. Fornece também a origem da tenacidade, porque o trabalho feito pela interação da tensão causada na ponta da trinca e o deslocamento da transformação que é deixada para trás, dissipa parcela da energia que estaria normalmente disponível para a propagação da trinca [18].

A essência da tenacificação por transformação é ilustrada na Figura 4:

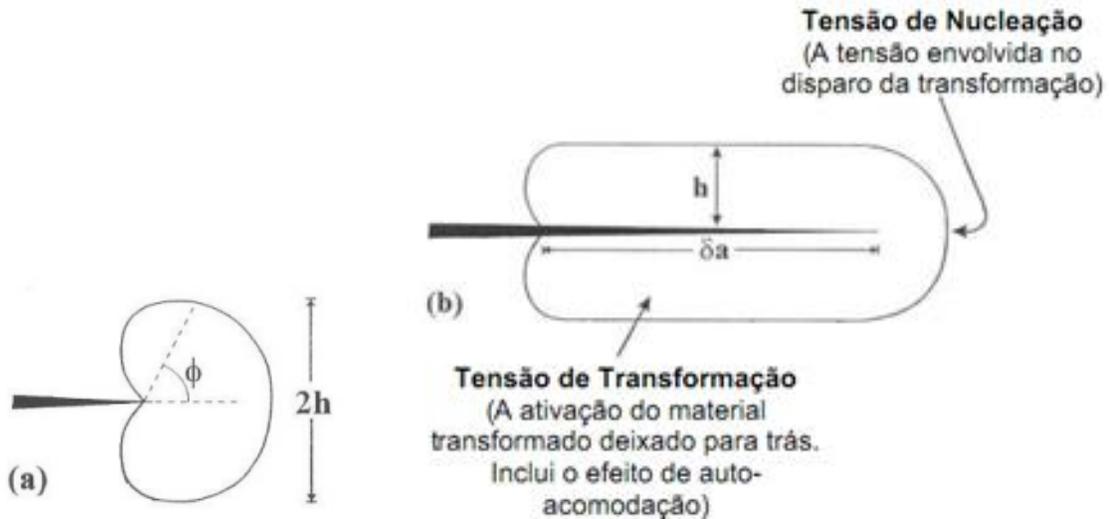


Figura 4 - (a) Forma da região transformada na extremidade de uma trinca estacionária. Entre $\phi = \pm 60^\circ$, a transformação reduz a resistência. Isso é compensado pelo aumento na resistência através da transformação na região entre $\phi = 60^\circ$ e 300° . (b) A transformação ativada de metade da altura h , depois da trinca ter se movido para a frente com uma distância δa (SOUZA, C.F., 2007)

Sob uma força aplicada, a transformação induzida por tensão acontece na extremidade da trinca e produz uma zona de transformação de altura $2h$. Na maioria dos modelos mecânicos de tenacificação por transformação, essa zona inicial na extremidade da trinca estacionada [Figura 2 (a)] não tem efeito real na tenacificação do material. Por outro lado, se a trinca cresce, uma ativação do material transformado é deixado para trás [Figura 2 (b)]. É esse deslocamento remanescente do material transformado que leva a um aumento da tenacidade. Nota-se que o deslocamento responsável pelo disparo da transformação tetragonal-monoclínica é o que determina a altura $2h$ da zona transformada. No entanto, se o cristal induzido por tensão estiver rigidamente constrito na matriz, irá inevitavelmente gerar uma tensão interna associada à transformação martensítica, a qual influencia a região tensionada [18].

Essa variação dimensional tende a remover a energia da trinca, podendo, inclusive, interromper a sua propagação na linha de fratura. Esse mecanismo é denominado “tenacificação por transformação” (Figura 5). A mudança de volume também cria uma força compressiva em volta da partícula, que produz uma inibição adicional para o crescimento da trinca. A habilidade de barrar a propagação de trincas na estrutura da Zircônia mimetiza o efeito presente nos dentes naturais, em que as trincas são bloqueadas na interface esmalte-dentina [14].

A adição de dopantes à Zircônia (Y_2O_3 ou Ce_2O_3) viabilizou a estabilização da fase tetragonal metaestável à temperatura ambiente, dando origem a uma nova classe de material cerâmico de maior tenacidade à fratura, oriunda desse mecanismo de tenacificação por transformação. Esse aumento de tenacidade é acompanhado do aumento de volume da célula unitária da Zircônia (3-5%), a qual tende a promover uma tensão compressiva no interior da peça, tal qual tenderá a se contrapor à abertura e propagação da trinca. Além desse mecanismo, o aumento de volume da célula unitária da Zircônia poderá ser suficiente para exceder o limite elástico do material e, em consequência, dar origem a microtrincas.

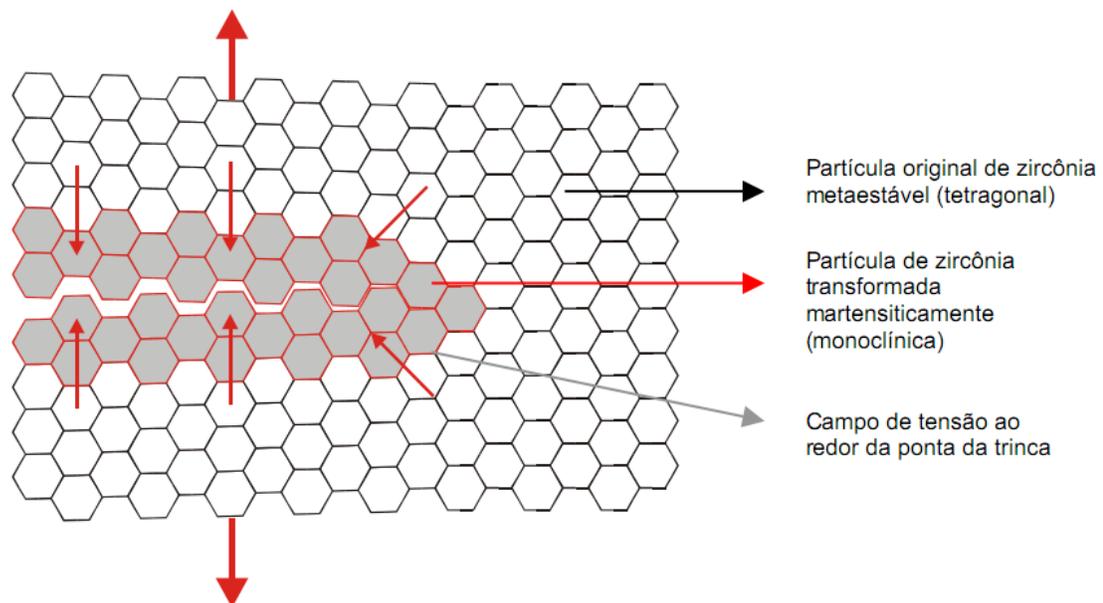


Figura 5 - Transformação induzida por tensão de partículas de ZrO_2 no campo de tensão elástica da trinca (SOUZA,C.F, 2007)

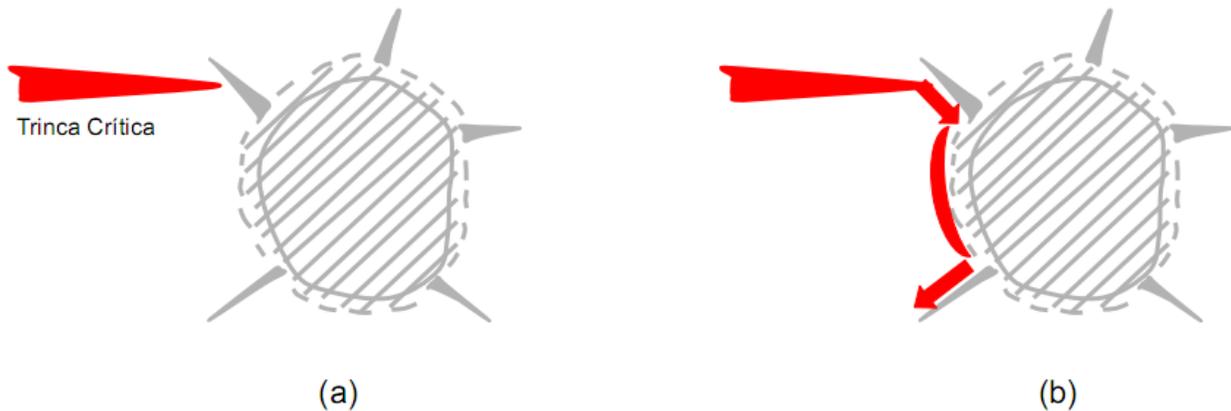


Figura 6 - Transformação martensítica que ocorre na (tetragonal para monoclinica a 900-1100°C) com sua expansão de volume de 3-5%, desenvolvendo microtrincas ao redor das partículas de. (a) A propagação da trinca dentro da partícula é desviada e torna-se bifurcada, (b) aumentando a resistência à fratura do material (CORREA, M.C, 2004)

Além disso, a tenacificação por transformação não é o único mecanismo que atua nas cerâmicas à base de Zircônia. Tenacificação por microtrincas e deflexão da trinca podem também contribuir, em grau diferente, para a tenacificação da cerâmica [20].

No resfriamento do ZrO_2 de 1200°C à temperatura ambiente, a transformação tetragonal-monoclinica deve ocorrer. Porém, se a ZrO_2 for de granulometria muito fina, ou uma pressão compressiva for exercida nela pela matriz, a partícula de Zircônia pode se manter metaestável à temperatura ambiente [21]. A transformação tetragonal-monoclinica ocorre por um processo sem difusão, próximo a velocidades sônicas, similar à formação de martensita em aços temperáveis. Essa transformação também é dependente do tamanho dos grãos. No caso de partículas muito finas, a temperatura de transformação é mais baixa, por isso, essa transformação pode também ser induzida por uma tensão aplicada externamente, como exemplo, em tratamentos mecânicos superficiais como usinagem ou jateamento. Nesse caso, o aumento de volume devido à transformação tetragonal-monoclinica eleva a tenacidade à fratura do material (Figura 6). Este fenômeno ocorre devido às grandes tensões trativas que são geradas ao redor de uma trinca, principalmente na ponta da mesma, promovendo um relaxamento da contração elástica imposta pelas partículas de Zircônia.

A fração da fase tetragonal retida à temperatura ambiente é dependente do tamanho de grãos, do conteúdo de ítria, e do grau de constrição exercida nelas pela

matriz. E as propriedades mecânicas de cerâmicas de TZP (Figuras 7 e 8) dependem diretamente de tais fatores [22].

Grãos maiores que 1 micrômetro possuem uma taxa alta de transformação espontânea, os menores que 1 micrômetro possuem uma baixa taxa de transformação tetragonal-monoclínica, já nos grãos com menos de 0.2 micrômetros, a transformação não é possível.

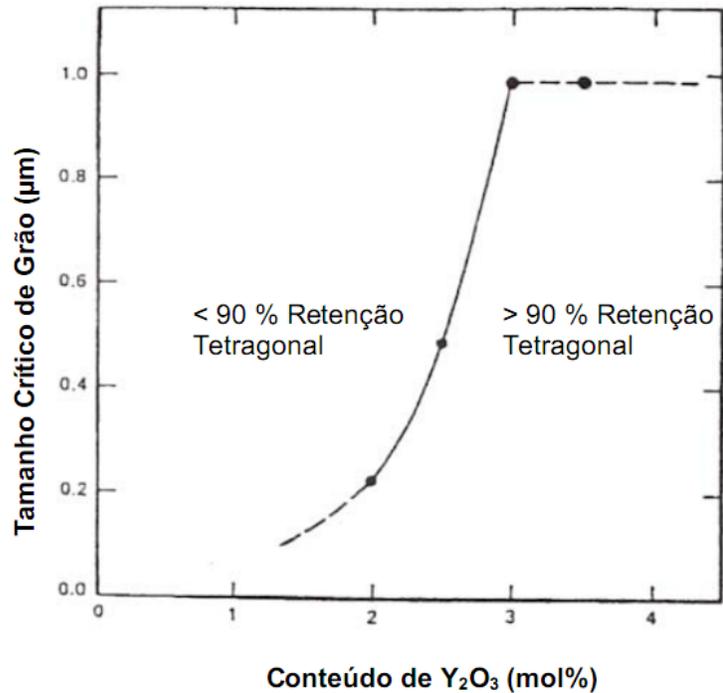


Figura 7 - Retenção da fase tetragonal. Tamanho crítico de grão por conteúdo de Ítria na Zircônia tetragonal (PICONI, C., MACCAURO, G., 1999)

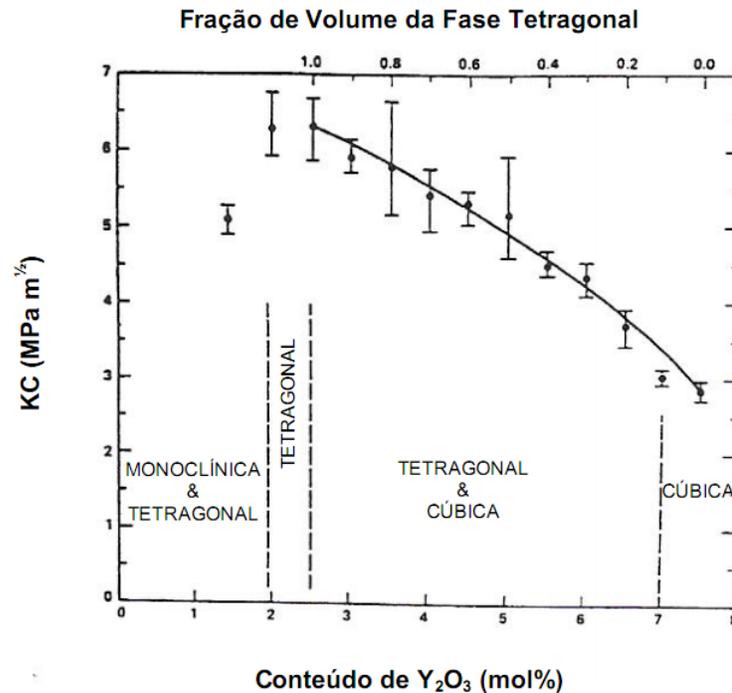


Figura 8 - Tenacidade à fratura x conteúdo de ítria (PICONI, C., MACCAURO, G., 1999)

2.3 DIGITALIZAÇÃO TRIDIMENSIONAL

Os dados fornecidos pela digitalização 3D são sempre um conjunto de coordenadas de pontos. As coordenadas podem ser simplesmente $[x,y,z]$, $[x,y,z,c]$ para os digitalizadores capazes de capturar outros parâmetros do ponto, como cor ou temperatura, ou ainda $[x,y,z, i,j,k]$ para digitalizações que incluam a inclinação da sonda manual utilizada. A organização dos pontos, a incerteza das coordenadas e a velocidade de leitura dependem da tecnologia empregada no digitalizador. Também dependem do equipamento: o volume, a forma, o material, a cor e o acabamento superficial dos modelos físicos que podem ser usados.

As várias tecnologias comercialmente disponíveis para digitalização tridimensional podem ser classificadas, de maneira geral, em duas categorias principais: Digitalização com contato físico com a forma, e digitalização sem contato físico.

Para o uso no mercado odontológico, a melhor opção é a utilização do escaneamento sem contato, pois os materiais e formas a serem digitalizados, como os

modelos em gesso ou em silicone, não são adequados ao uso de apalpadores mecânicos, devido a fragilidade ou elasticidade das peças, gerando resultados de baixa qualidade e precisão.

Sendo assim, o presente trabalho utiliza o princípio da digitalização sem contato e estudou os três princípios óticos embarcados nos principais scanners do mercado, sendo eles o Laser por Holografia Conoscópica, Laser por Triangulação e Projeção de Moiré.

2.3.1 Digitalização a Laser por Holografia Conoscópica

O Laser pontual emite um feixe de laser que é refletido por um divisor de feixe e incide sobre a peça que está sendo medida. A luz dispersada retorna da peça através do divisor de feixe e do cristal birrefringente e é detectada então pela câmera do CCD do sensor, conforme Figura 9.

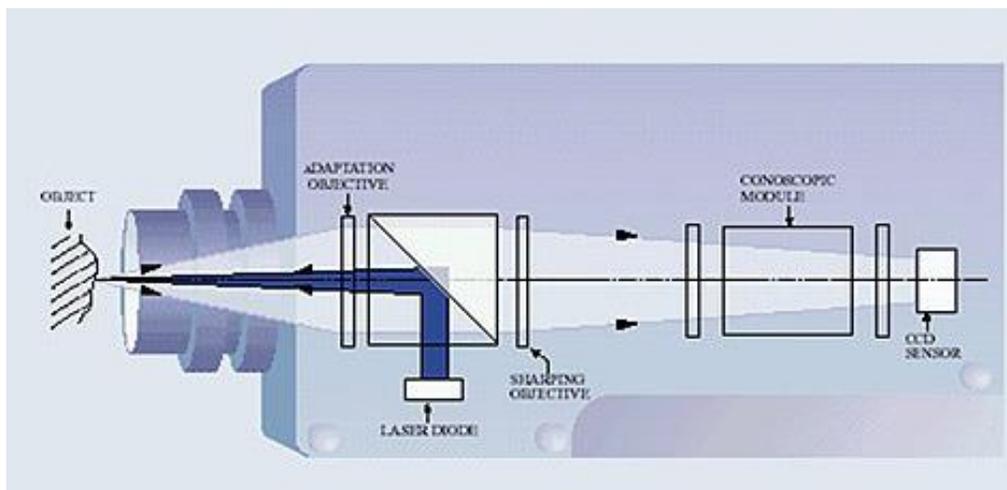


Figura 9 - Sensor laser Conoscópico marca OPTIMET (OPTIMET Inc.)

O CCD é um tipo de sensor formado por um conjunto de capacitores sensíveis à luz. O cristal birrefringente modifica diferentemente a velocidade de cada raio de luz de acordo com seu ângulo, criando um padrão de franjas com alto contraste no detector CCD. Uma vez que o ângulo do raio de luz é função da distância entre um plano de referência e o ponto de laser projetado no objeto, esta distância pode ser determinada pela análise das características do padrão criado. A relação entre o sinal no detector CCD e a distância dos objetos é determinada por um processo preciso de calibração

realizado para cada lente objetiva utilizada (Optimet, 2016). As características óticas deste sistema o tornam de grande precisão.

2.3.2 Digitalização a Laser por Triangulação

A digitalização é realizada de forma automática, sem tocar o modelo físico. Baseia-se no princípio de que se uma luz atinge uma superfície numa determinada direção, e pode ser “vista” de outra direção, então a localização do ponto pode ser inferida.

A resolução depende da distância mensurável entre pontos distintos de luz que, por sua vez, depende da área de luz. Quanto menor o ponto, maior a resolução. A incerteza das coordenadas não depende somente da resolução, mas também do sistema ótico, da precisão das partes mecânicas e da cor e textura da superfície do modelo [23,24]. Este sistema é apontado na Figura 10.



Figura 10 - Digitalizador 3Shape (3Shape Inc)

2.3.3 Digitalização por Luz Estruturada

Esta tecnologia se baseia na captação de uma imagem por uma câmera digital CCD através de uma malha com reticulado muito pequeno. A partir da medição das franjas que resultam do batimento das linhas da malha e sua sombra na superfície da forma, é feito o cálculo das alturas dos pontos correspondentes no modelo [25]. A geometria completa de uma forma pode ser obtida através da associação dos pontos de várias imagens, de diferentes pontos de vista [26]. Um sistema que utiliza essa tecnologia é demonstrado na Figura 11.

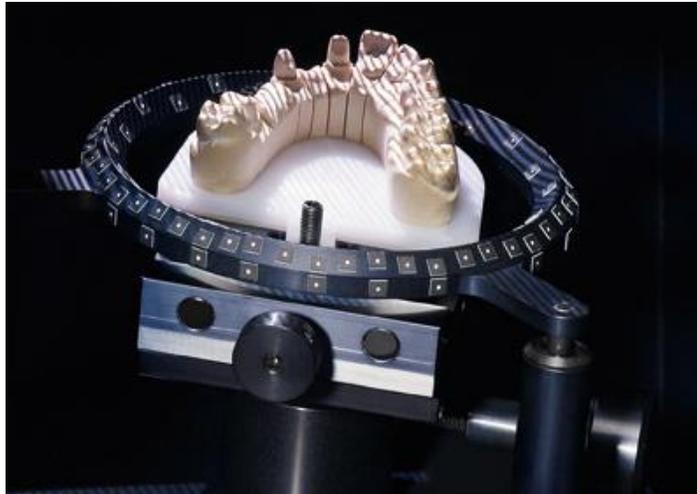


Figura 11 - Digitalizador por Luz Estruturada, fabricante Imetric (Imetric Inc.)

2.3.4 Modelamento Computacional (CAD/CAM)

Até a década de 70, as cavidades com geometrias tridimensionais eram produzidas por fresamento de cópia. O advento dos sistemas CAD/CAM, aliado as maquina-ferramentas de três eixos, com movimentos simultâneos e controladas numericamente (CNC), trouxeram grandes evoluções para a área de moldes. Não mais era preciso dispor do modelo do produto para fabricar a cavidade; podia-se, então fabricar moldes com as mais variadas geometrias. Os limites para criatividade passaram a ser mais amplos, assim como o número e variáveis do processo. A partir deste momento, começaram os estudos para tentar descrever o processo e aperfeiçoar os sistemas.

Ahrens [26] cita a classificação dos sistemas CAM quanto à geração de programas em CAM 2½ D e 3D, respectivamente, para usinagem de modelos 2D em 2½ eixos e para usinagem de modelos 3D em 3, 4 ou 5 eixos.

Nos sistemas CAD/CAM, pode-se trabalhar com a representação geométrica em *wireframe*, superfícies, sólidos e malhas de triângulos, as quais foram descritas por Cavalheiro [28]. A malha de triângulo é um formato de arquivo confiável e que armazena apenas características (*features*) essenciais para a representação do modelo geométrico. Assim, alguns sistemas CAM, como o PowerMILL [29], adotam-na como forma de representar seus modelos, pois simplifica a geração de trajetórias e reduz seu tempo de cálculo, apesar de dificultar a manipulação e edição da geometria e exigir mais espaço para armazenamento do arquivo. Entretanto, deve-se atentar para o tamanho dos triângulos, pois estes determinarão a precisão de forma da cavidade [30].

Ainda com relação ao modelo, mais especificamente quanto à integração dos recursos de modelamento, os sistemas CAD/CAM podem ser: totalmente integrados, CAM integrado a um CAD independente e CAM dedicado [28]. Os sistemas CAM dedicados necessitam importar modelos geométricos, sobre os quais as trajetórias serão criadas. Para tanto, utilizam-se interfaces neutras como IGES, STEP e STL.

2.4 USINAGEM CNC DE ALTA VELOCIDADE

Nos últimos 15 anos, a usinagem a altas velocidades limitava-se à fabricação de protótipos ou estudos desenvolvidos em centros de pesquisa. Basicamente, isso se devia à carência de ferramentas, à dificuldade da obtenção de máquinas-ferramentas com alto desempenho de eixos e árvores com qualidade confiável e custo competitivo. O termo *High Speed Machining* – Usinagem com Altas Velocidades de Corte (HSM ou HSC – *High Speed Cutting*) comumente se refere ao fresamento de topo com altas velocidades rotacionais e de avanço. É utilizado, por exemplo, na indústria aeroespacial para a abertura de bolsões em seções de alumínio, gerando altas taxas de remoção de material. Outro campo que tem se tornado cada vez mais comum à aplicação da HSM é o da fabricação de moldes e matrizes, e também com atribuições técnicas na usinagem de faceamento 2D, principalmente na indústria automobilística. Há algumas décadas, a

HSM tem sido aplicada em uma ampla gama de materiais metálicos e não-metálicos, incluindo a produção de peças com necessidades específicas de superfície e usinagem de materiais com dureza igual ou superior a 50 Hrc [31,32].

A definição do termo “Usinagem a altíssimas velocidades de corte”, originalmente proposta por Dr. Carl J. Salomon, sobre a qual obteve patente em 1931, assume que “a uma determinada velocidade de corte (5-10 vezes mais elevada que na usinagem convencional), a temperatura de remoção de cavacos começará a diminuir...” da qual se conclui: “haver uma chance para melhorar a produtividade na usinagem com ferramentas convencionais a altas velocidades...” [31,33].

A patente foi obtida após uma série de experimentos entre os anos de 1924 e 1931, sendo baseada em curvas de velocidade de corte associados com a temperatura de corte gerada (Figura 12). Estes experimentos foram realizados com metais não-ferrosos tais como alumínio, cobre e bronze.

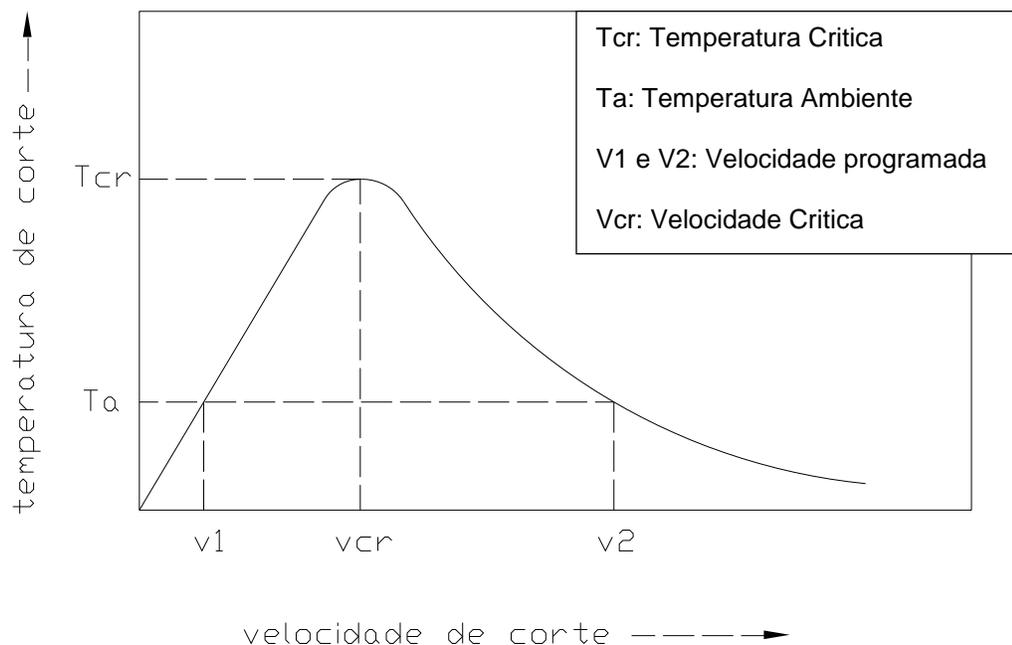


Figura 12 - Gráfico de velocidade de corte versus temperatura de corte – Teoria de Salomon [33]

Segundo Salomon, citado em [33], a temperatura de corte alcança um valor máximo para uma dada velocidade de corte, mas reduz seu valor assim que a velocidade continua sendo elevada. Como a velocidade de corte era elevada de 0 para v_1 numa condição normal, a temperatura eleva-se numa relação direta até que o valor máximo T_{cr} era alcançado. A velocidade de corte para T_{cr} é comumente denominada

de velocidade de corte crítica v_{cr} . Se a velocidade de corte era novamente elevada, era previsto que a temperatura de corte reduziria. Próximo ao valor de v_{cr} , Salomon sugeriu que existia um regime de trabalho instável em que as ferramentas de corte não seriam capazes de suportar o processo severo de forças e temperaturas [33].

A forma da curva foi idealizada para ser dependente do material base a ser cortado. Para tanto, a teoria de Salomon propõe que quando a velocidade de corte for suficientemente elevada até v_2 , a temperatura resultante para este valor (ver gráfico da Figura 11) se reduz para aquela da temperatura de corte normal para v_1 e, desta maneira, os materiais e ferramentas de corte uma vez mais permitiriam procedimentos práticos de corte. A mesma temperatura de corte T_a , encontrada na faixa de velocidade normal v_1 , poderia ser reproduzida na faixa de alta velocidade v_2 [33].

As pesquisas atuais, no entanto, não têm sido capazes de verificar essa teoria em toda sua extensão. O que tem se verificado é que há uma diminuição relativa da temperatura no gume da ferramenta que se inicia em determinadas velocidades de corte e varia para diferentes materiais. A diminuição é pequena para aços e ferros fundidos e maior para alumínio e outros metais não-ferrosos. Portanto, a definição de HSM ainda deve se basear também em outros fatores [34].

Os estudos conduzidos por Salomon são agora, principalmente, de interesse histórico, desde que pesquisadores desenvolveram e estão desenvolvendo dados mais definitivos a partir de técnicas sofisticadas. VAUGHN, citado em [33], realizou a primeira investigação sistemática de HSM nos Estados Unidos, para a *Lockheed Aircraft Corporation*, em 1958. O mesmo estudou uma série de variáveis envolvidas na usinagem convencional que adquirem maior importância sob o ponto de vista da usinagem a altas velocidades, tais como tamanho e tipo de máquina, potência disponível, ferramenta de corte utilizada, material a ser usinado, velocidade, avanço e profundidade de corte.

Em 1970, uma série de estudos foi iniciada. Estes estudos foram contratados pela U.S. Navy com a Lockheed Missiles & Space Company, com o objetivo de determinar a possibilidade de usar a HSM em um modo de produção, inicialmente com ligas de alumínio e posteriormente com níquel – alumínio – bronze. A equipe de pesquisadores demonstrou que era economicamente viável a introdução da HSM num

ambiente de produção, o que conduziu a um aumento de porte global do interesse neste processo. Já no final de 1970 e próximo a 1980, uma série de contratos foi estipulada entre *U.S. Air Force* e a *General Electric Company* com o objetivo de fornecer uma base de dados para a usinagem de ligas de alumínio, ligas de titânio, superligas a base de níquel e aços [33].

De acordo com Field [36], não existe uma resposta definitiva sobre o que é mito e o que é verdade na definição e uso de HSM. Em cada aplicação HSM, os usuários deveriam testar a ferramenta para determinar as melhores condições para cada operação em particular (as melhores velocidades e avanços para cada ferramenta), não ficando restritos a especificações dos fornecedores.

Por outro lado, Sandvik [34] afirma que parece haver um consenso com relação as seguintes afirmações:

- HSM não é simplesmente alta velocidade de corte. Deve ser vista como um processo em que todas as operações são realizadas com métodos e equipamentos de produção muito específicos;
- HSM não é necessariamente usinagem com altíssima rotação da árvore. Muitas aplicações HSM são realizadas com rotação de eixo-árvore moderadas e fresas de grande tamanho;
- HSM é realizada no acabamento de aços endurecidos com velocidades de corte e avanço geralmente 4 a 6 vezes maiores que as usadas na usinagem convencional;
- HSM é usinagem para alta produtividade que permite desbaste e acabamento de peças pequenas e acabamento fino em peças de todos os tamanhos;
- HSM crescerá em importância, quanto maior a necessidade de obter peças próximas do formato final por usinagem.

Novas definições e diferentes pontos de vista tenderão a surgir no campo da HSM, como é o caso de Horn [35], que afirma que o termo *High Speed Machining* foi e continua sendo uma expressão popular a partir de 1990, particularmente em relação a partes produzidas por centros de usinagem. HSM tende a ser limitada ao fresamento de partes esculturais típicas da indústria de moldes e matrizes e aeroespacial, não se referindo a outras operações comumente encontradas em fábricas de moldes como

furação e retificação. Devido a tal, “Usinagem de Alta Performance” (*HPM-High Performance Machining*) seria um termo mais apropriado porque abrange todos os tipos de operações de usinagem. A usinagem de alta performance é alcançada quando a melhor tecnologia e melhor custo efetivo são colocadas em uso no chão-da-fábrica, levando em consideração o potencial da máquina-ferramenta (toda a máquina, características mecânicas e de controle), o ferramental, sistemas de fixação, processamento e estratégias de usinagem.

2.4.1 Parâmetros de Usinagem

Os parâmetros de usinagem para fresamento podem ser divididos em dois aspectos, parâmetros geométricos e de velocidade de fresamento, como segue [34,35]:

Parâmetros Geométricos: Os parâmetros geométricos envolvem; a) profundidade de corte no sentido axial da ferramenta (a_p), b) profundidade de corte no sentido radial da ferramenta (a_e) e c) é o avanço por aresta, que influencia na espessura do cavaco, como ilustra a Figura 13.

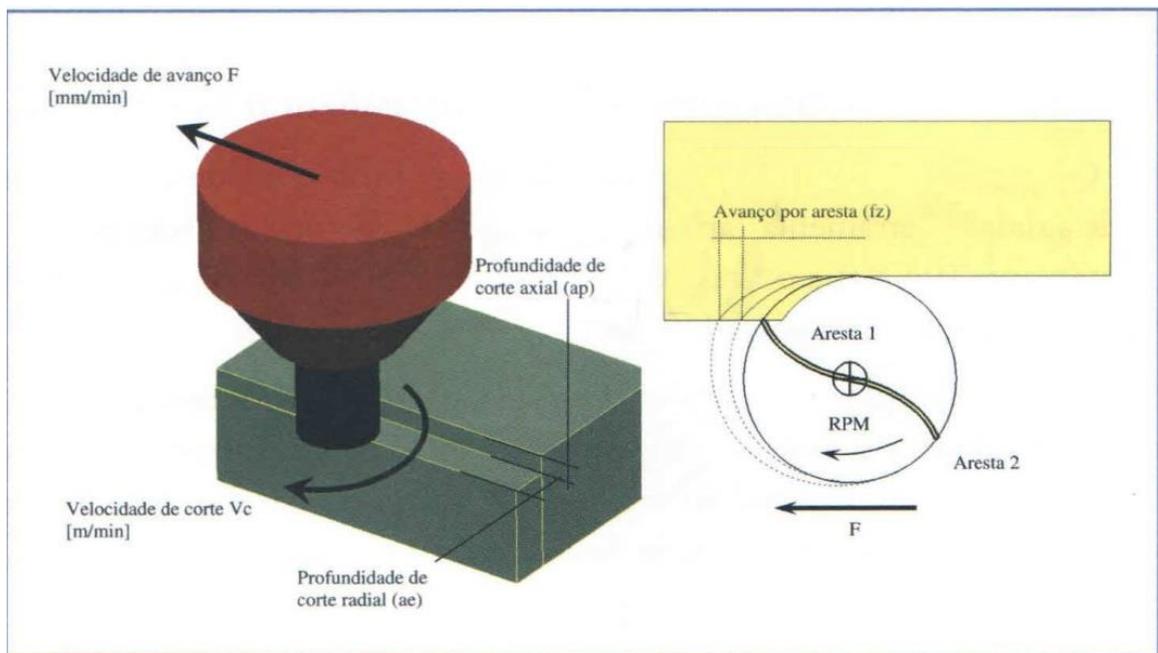


Figura 13 - Parâmetros no Processo de Fresamento (Sandvik, 2007)

Parâmetros de Velocidade: Os parâmetros relacionados a velocidade são;

- a) Velocidade de corte (V_c): É a velocidade periférica da ferramenta de corte e está relacionada com o diâmetro da ferramenta (D) e a rotação programada (n), conforme equação 1:

$$V_c = \frac{\pi \times D \times n}{1000} [m/min] \quad (EQ. 1)$$

Na usinagem convencional, existe uma faixa adequada para velocidade de corte. Elevadas velocidades podem aquecer a ferramenta e reduzir a sua vida útil. Baixas velocidades podem danificar a ferramenta ao realizar o corte. Faixas de velocidade também são fornecidas pelos fabricantes das ferramentas, considerando o material a ser usinado. Em se tratando de usinagem *High Speed Machining* (HSM), as velocidades de corte orientadas pelos fabricantes são mais elevadas, gerando rotações maiores e avanços de corte mais elevados. No entanto, a profundidade de corte (a_p) e o avanço lateral da ferramenta (a_e), são menores, para evitar o aquecimento da ferramenta, mas a taxa de remoção, considerando todos os parâmetros, costuma ser maior na técnica HSM do que na usinagem convencional.

- b) Velocidade de avanço (F) (*feed rate*): Esta é a velocidade de deslocamento da ferramenta em relação a matéria-prima e está relacionada com o número de arestas da ferramenta de corte (n_a), o avanço por aresta (f_z) e a rotação da ferramenta (n), conforme Equação 2.

$$F = F_z \times n_a \times n [mm/min] \quad (EQ.2)$$

A Figura 13 ilustra os parâmetros: velocidade de corte (V_c), velocidade de avanço (F), avanço por aresta (f_z), passo radial (AP) e passo axial (a_e).

Portanto, para identificar os parâmetros de velocidade de fresamento de corte, o usuário deve se ater ao seguinte procedimento:

- Identificar o diâmetro e o número de arestas da ferramenta de corte a ser utilizada;
- Identificar a velocidade de corte adequada para o processo, considerando o material a ser usinado;
- Calcular a rotação da ferramenta (n) (Equação 1);
- Definir o avanço por aresta (F_z);

- Calcular a velocidade de avanço (F) (Equação 2).

O fresamento ainda pode ser classificado segundo o sentido de remoção do material, conforme o sentido de movimentação entre a ferramenta e a peça:

Sentido de corte Concordante: a maior espessura do cavaco encontra-se no início do corte (Figura 14 a).

Sentido de corte Discordante: a maior espessura do cavaco encontra-se no final do corte (Figura 14 b).

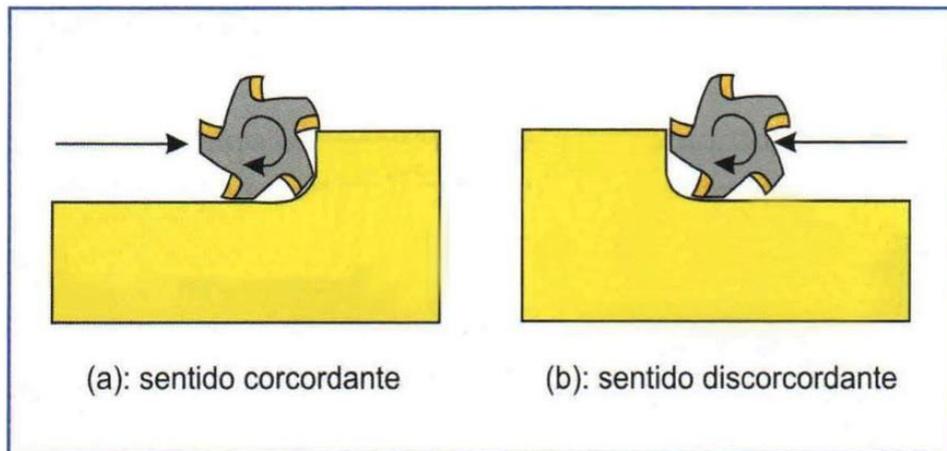


Figura 14 - a) sentido de corte concordante e b) sentido de corte discordante (Sandvik, 2007)

A opção pelo sentido de corte é feita pelo programador da usinagem, considerando o material a ser usinado, a ferramenta de corte e até mesmo as condições de manutenção da máquina-ferramenta, podendo evitar vibrações do sistema.

Sintetizando, para a programação de uma operação de fresamento, o usuário deverá definir: a) a rotação da ferramenta, b) a velocidade de avanço, c) a profundidade de corte radial, d) a profundidade de corte axial, e) o sentido de corte.

2.4.2 Usinagem de materiais Cerâmicos

O processo de usinagem, que utiliza como ferramenta um material mais duro que o da peça, é a operação mais comum entre os processos de fabricação existentes. Baseado no princípio da dureza relativa, o surgimento de novos materiais e ligas estruturais com excelentes propriedades de resistência mecânica e elevada dureza,

contribui para o aparecimento de novos materiais de ferramentas mais resistentes para as operações de usinagem.

Por outro lado, a usinagem de materiais frágeis e/ou operações de cortes interrompidos (como o caso do fresamento, por exemplo) requerem materiais de ferramentas com suficiente tenacidade para suportarem os choques e os impactos inerentes a tais processos.

Como dureza e tenacidade são duas propriedades frequentemente opostas (normalmente alta dureza significa baixa tenacidade e vice-versa), o balanço destas propriedades nos materiais de ferramenta de corte se tornou um desafio para os fabricantes. Mais uma vez, a dedicação em estudos e investimentos na pesquisa mostram-se eficientes, pois hoje se pode encontrar no mercado grande número de ferramentas com invejáveis características simultâneas de tenacidade e dureza. A conciliação dessas propriedades foi conseguida com a produção de ferramentas com diferentes composições químicas, grãos finos e total controle dos processos de fabricação e tratamento térmico, o que lhes confere um grau de pureza e qualidade excepcionais.

A ferramenta de corte ideal deve ter as seguintes características [34,35]:

- Ter tenacidade para resistir a choques e quebras;
- Ser quimicamente inerte com o material a ser usinado e resistir em altas temperaturas ao desgaste por oxidação e difusão (caracterização);
- Ter boa resistência a choques térmicos.

A característica da ferramenta escolhida influenciará diretamente em sua vida útil, na escolha da máquina, tempos de fabricação, custo do operador, entre outros fatores (HEISEL, 2007).

2.5 SINTERIZAÇÃO

Pode-se descrever a sinterização como um processo complexo no qual, pós cristalinos ou não, compactados, são tratados termicamente em uma temperatura abaixo de sua temperatura de fusão, envolvendo uma mudança na microestrutura

desse material, por meio de um ou mais mecanismos de transporte, que podem ser concorrentes ou consecutivos, para se obter um único sólido coerente [17-20].

As reações que ocorrem na sinterização no estado sólido são termicamente ativadas e algumas dessas reações ocorrem espontaneamente quando uma temperatura particular é atingida; outras reações ocorrem lentamente em um amplo intervalo de temperatura e somente entre as partículas em contato. Nesse caso, não só a temperatura, mas também o tamanho de partícula e a área de contato entre elas são muito importantes.

Em geral, as reações no estado sólido envolvem três processos subsequentes: o transporte de substâncias potencialmente reativas (íons) para as superfícies de contato dos componentes em reação, a própria reação entre os componentes em contato e o transporte dos produtos das reações para fora dos lugares onde ocorre a reação, ou seja, as reações dependem da taxa de transporte dos reagentes e produtos das reações. Por esse motivo, em geral, a difusão é o único processo que determina as reações e suas velocidades.

Assumindo que durante as reações químicas no estado sólido os íons se difundem pelo cristal, seu movimento está conectado com o movimento das vacâncias, que são substituídas pelos íons móveis. Os saltos dos íons de uma posição da rede para a próxima é dependente de uma certa quantidade de energia que é requerida para que a barreira de energia seja vencida, a energia de ativação. Quando a temperatura aumenta o número de íons (vacâncias) que podem vencer a barreira, aumenta exponencialmente facilitando as reações no estado sólido. A temperatura é, sem dúvida, o principal parâmetro que controla o curso dessas reações, mas a altura da barreira de energia, ou seja, a magnitude da energia de ativação, é também afetada pela pureza, estequiometria e estrutura do material; valência dos íons que se difundem e suas dimensões, etc. O fluxo dos componentes reativos pode ser afetado, pela área de superfície específica, tamanho do cristal, homogeneidade do sistema, densidade, etc. [21].

Na produção de cerâmicas à base de Zircônia, o processo de sinterização mais importante é, sem dúvida, a sinterização no estado sólido [18, 22]. Este método é preferível na produção de cerâmicas com boas propriedades mecânicas, elétricas ou

ótica. Nesse processo de sinterização, todos os constituintes do pó compactado permanecem sólidos durante todo o processo de sinterização. A densificação máxima do material é atingida basicamente pela mudança na forma dos grãos constituintes.

O parâmetro mais importante da sinterização é a redução da energia livre de superfície do sistema, ou seja, a tendência do sistema de atingir o estado de menor energia livre. Esta é acompanhada por uma redução nas áreas das superfícies e interfaces dos pós compactados, sendo que essa redução se consegue pela combinação de dois processos.

Basicamente, o que ocorre é a conversão de muitas partículas pequenas em partículas maiores em menor número, ou seja, crescimento de grão e a substituição das interfaces gás-sólido por interfaces sólido-sólido de menor energia, ou seja, densificação.

O estudo da sinterização é simplificado, assumindo que o processo ocorre em estágios. Dessa forma, a sinterização é, geralmente, dividida em três estágios: inicial, intermediário e final. Não existe uma diferenciação clara entre os três estágios de sinterização e alguns autores chegam a omitir o estágio intermediário. Vários modelos têm sido propostos e refinados com a finalidade de determinar o mecanismo, ou os mecanismos, responsáveis pela sinterização. Esses esforços têm atingido vários graus de sucesso [18].

Apesar do fato de que a grande diferença entre os coeficientes de difusão do zircônio e do oxigênio sugerem a difusão na rede como mecanismo de sinterização nos materiais à base de Zircônia, alguns autores têm sugerido mecanismos diferentes deste, como por exemplo, difusão por contorno de grão [22]. A Zircônia tem recebido relativamente pouca atenção em termos de estudos de sua cinética de sinterização; raramente se encontram trabalhos onde os modelos de sinterização são aplicados aos materiais à base de Zircônia ou modelos são propostos para a sinterização desses materiais, sendo a ênfase dada no estudo da otimização dos processos de sinterização.

O crescimento de grão ocorre em todos os estágios de sinterização. O modelo mais simples de crescimento de grão leva em consideração o movimento dos contornos de grão, que é inversamente proporcional ao tamanho médio de grão. Dessa forma, a

segregação de impurezas nos contornos de grão pode reduzir a energia livre do sistema e, conseqüentemente, diminuir a taxa de crescimento do grão [23, 24].

3 MATERIAIS E MÉTODOS

Este estudo partiu da crescente demanda por tratamentos dentários, principalmente os que envolvem próteses dentárias, e a sua crescente automação no processo de produção das próteses através de sistemas CAD/CAM. Dessa forma, foi desenvolvido um estudo do processo atual e proposto parâmetros e condições para execução de próteses em Zircônia, desde a digitalização do modelo até a sinterização final da peça. Por fim, foi realizado um processo completo com os parâmetros estudados até a finalização do trabalho, incluindo a aplicação da cerâmica.

A metodologia empregada consiste na análise dos três principais processos de digitalização do mercado, resultando na escolha do mais preciso e adequado a aplicação; na avaliação dos softwares de CAD/CAM odontológicos disponíveis no mercado; na análise da matéria-prima Zircônia empregada no processo; na influência dos parâmetros de usinagem em máquina CNC da Zircônia pré-sinterizada, sua posterior queima e análise dimensional da peça final. Por fim, a validação, através de um estudo de caso de uma prótese unitária.

3.1 ZIRCÔNIA TETRAGONAL PARCIALMENTE ESTABILIZADA COM YTRIA

Para o presente trabalho, foi utilizada matéria-prima de Zircônia Estabilizada com Ytria em forma cilíndrica de um disco de diâmetro 98mm e 16mm de altura para os ensaios de fresamento, e um cilindro de diâmetro 16mm e comprimento 16mm para os ensaios de sinterização. Por se tratar de um material biomédico e ser aplicado em boca, o controle da sua composição química e demais características bioquímicas e físicas são muito rigorosos, obedecendo padrões internacionais de qualidade e controle. O fornecedor do produto para este trabalho é a UpCera [37], de origem japonesa.

3.1.1 Preparação das amostras

A escolha da geometria das amostras foi baseada em dois aspectos. O primeiro corresponde ao objetivo de permitir a comprovação geométrica das amostras e a influência do processo avaliado em sua geometria final, permitindo uma comparação precisa e confiável. O segundo aspecto considerou estudos da literatura especializada, comparando a geometria dos dentes após preparo para colocação das próteses, bem como os pinos (*Abutment*) de implantes, no caso de prótese sobre implantes.

Para este trabalho, foram elaboradas três amostras com geometrias diferentes, sendo uma para avaliação e comprovação dos processos de digitalização estudados, uma para validação do processo total, de forma funcional, e a última para avaliar o processo de sinterização da Zircônia.

A primeira amostra, com geometria conhecida, foi confeccionada em máquina CNC e, posteriormente, aferida em uma máquina de medição por coordenadas Mitutoyo, realizada pela empresa DIMELAB – Laboratório de Metrologia, com número de registro Nº 0283/15, confeccionada em Aço Inox 304.

A amostra (A) possui sua geometria simulando um preparo odontológico, com geometrias frequentes neste tipo de trabalho, como cilindro, plano inclinado, planos paralelos e cantos agudos (Figura 15).

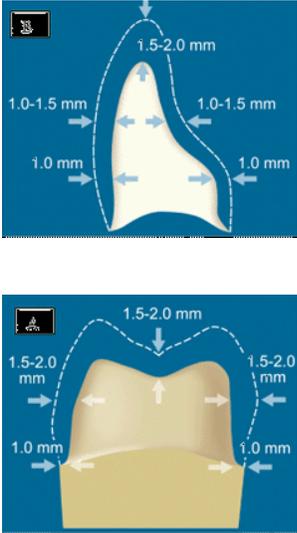


Figura 15 - Amostra confeccionada em torno CNC

A amostra (B), já na forma de um preparo odontológico n° 14, com uma geometria representando a medida entre os dentes anteriores e posteriores, confeccionada por um Técnico em Prótese Dentária (TPD), foi utilizada como modelo de estudo para digitalização, usinagem e posterior sinterização, conforme Tabela 2.

A amostra (C) é uma peça padrão cilíndrica, já fornecida em um diâmetro e comprimento conhecidos de 16mm de diâmetro e 16mm de comprimento, utilizada para aferição geométrica do processo de sinterização da Zircônia e realização de ensaio de dureza Vickers, conforme Tabela 2.

Tabela 2 - Relação das amostras utilizadas para aferição e validação das técnicas avaliadas

Exemplos	Amostras
 <p data-bbox="272 1415 802 1451">Exemplos de preparos para próteses.</p>	 <p data-bbox="867 1062 1442 1098">Amostra (B) confeccionada por um TPD.</p>  <p data-bbox="940 1415 1369 1451">Material: Gesso Odontológico.</p>
<p data-bbox="297 1507 781 1543">C) Peça padrão para sinterização;</p> <p data-bbox="297 1598 781 1633">Amostra de Zircônia Ø16 x 16mm;</p> <p data-bbox="354 1688 724 1724">Fator de Contração: 1.262</p>	 <p data-bbox="1179 1703 1333 1738">Amostra C</p>

3.1.2 Caracterização da Zircônia Tetragonal Parcialmente Estabilizada com Ytria

As amostras foram caracterizadas quanto à sua composição química por microscopia eletrônica de varredura com EDS, distribuição de fases cristalinas em amostras sinterizadas, através de difração por Raios-X e ensaios mecânicos para determinar a dureza, observando a norma internacional ISO 13356 (*Implants for surgery Ceramic materials based on yttria-stabilized tetragonal zirconia (Y-TZP)*) [38].

Composição química

A identificação de elementos químicos por espectroscopia de energia dispersiva (*Energy Dispersive Spectrometry* - EDS) foi realizada utilizando o detector EDS acoplado ao Microscópio Eletrônico de Varredura (MEV, TM3000 HITACHI), localizado no Laboratório de Design e Seleção de Materiais – LdSM – UFRGS, realizado em três pontos da amostra.

Distribuição de Fases Cristalinas

As fases presentes nas amostras sinterizadas foram identificadas por Difração de Raios-X, utilizando radiação Cu-K α com varredura entre 20° e 80°, com passo de 0,05° e velocidade de 3 segundos / ponto de contagem, locado no Instituto Militar de Engenharia, Seção de Engenharia Mecânica e Materiais - RJ. Os picos foram identificados através de comparação com microfichas do arquivo JCPDS [39].

Dureza

A dureza superficial das cerâmicas foi determinada pelo uso da técnica de microdureza Vickers, seguindo a norma ASTM--C-1327-03 [40]. Nesta técnica, a determinação da dureza está baseada no tamanho da impressão causada na superfície do material pela carga aplicada no penetrador de diamante. Este penetrador tem formato piramidal, com seção quadrada.

A microdureza do material é calculada pela equação:

$$H_v = \frac{2P \operatorname{sen}\Theta / 2}{a^2} \quad (\text{EQ.3})$$

onde:

H_v = dureza Vickers (GPa)

P = carga aplicada pelo penetrador (kgf)

Θ = ângulo de inclinação do penetrador

a = comprimento médio da diagonal da impressão (cm)

Para a análise da dureza, as amostras foram submetidas a um processo de polimento de suas superfícies planas, até a pasta de diamante 1000. A carga aplicada nas superfícies das cerâmicas foi de 300 gf durante 10 segundos. As marcas de penetração foram feitas utilizando um microdurômetro *Digital Microhardness Tester FM (Future Tech)*, pertencente ao Laboratório de Ensaaios Metalográficos da Embraer.

3.2 DIGITALIZAÇÃO TRIDIMENSIONAL

Foram avaliados os métodos de Digitalização a Laser por Holografia Conoscópica, Digitalização a Laser por Triangulação e Projeção de Moire (Luz Estruturada). Inicialmente foi digitalizado o elemento padrão da Amostra A.

Em todas as tecnologias avaliadas, o equipamento realiza a digitalização em varias etapas, algumas inclinando a peça (DS6000 e 3Shape), outras projetando escalas de franjas de luz (Inmetric), sendo que o resultado de todos é um arquivo triangularizado, já filtrado (decimalizado), de acordo com os algoritmos matemáticos de cada equipamento. Portanto, a quantidade de triângulos e sua resolução é o produto final de um processo de escaneamento, alinhamento de nuvens de pontos, triangularização, filtragem ou refinamento e criação da malha triangularizada final da peça.

Cada equipamento realizou a digitalização da amostra, gerando um total de 3 arquivos distintos, que foram posteriormente avaliados sob diversos aspectos descritos a seguir. Após esta análise, o equipamento que possui a melhor avaliação dos seus resultados, foi utilizado para a digitalização da amostra B, representando um preparo protético, onde foi realizado todo o processo de CAD/CAM, fresamento, sinterização, aplicação de cerâmica.

Os equipamentos e procedimentos são apresentados a seguir.

3.2.1 Digitalização a Laser por Triangulação

Para avaliar esta tecnologia, foi utilizado o equipamento D810 (Figura16) da marca 3Shape, que utiliza tecnologia de triangulação a laser (Figura17) para realizar a medição. O equipamento D810 realiza o escaneamento em cinco partes e junta as nuvens de pontos formando um único modelo, em triângulos (STL).



Figura 16 - Dental Scanner Modelo D810, fabricante 3DShape

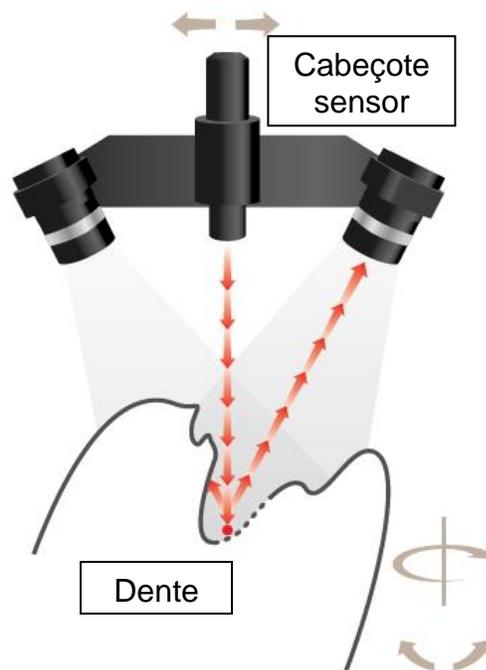


Figura 17 - Demonstração do sistema de medição (3DShape Inc.)

Conforme o fabricante, o equipamento possui uma precisão de medição de 20 microns e duas câmeras de CCD de 1.3Mbpixel.

Este equipamento agrega todos os movimentos na peça, ou seja, a amostra se move nos eixos X e Y, além de rotacionar no seu próprio eixo, para facilitar a digitalização em várias posições. A digitalização gerada por este equipamento foi nomeada de técnica A.

3.2.2 Digitalização a Laser por Holografia Conoscópica

Para avaliar esta tecnologia foi utilizado um equipamento modelo DS 6000, marca Optimet (Figura18), instalado nas dependências da empresa Usidental – Novo Hamburgo – RS.

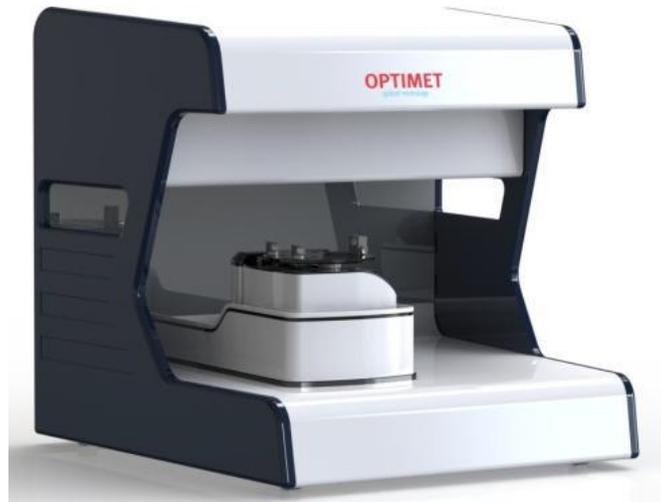


Figura 18 - Dental Scanner Conoscan DS 6000, fabricante Optimet

O equipamento utiliza cabeçote emissor de laser pontual, que oscila a uma frequência formando uma linha de medição, baseada na tecnologia conoscópica. Além disso, o equipamento possui um conjunto de espelhos, acionados eletronicamente, que variam o ângulo de medição do equipamento, a fim de permitir uma medição de 240 graus sem alterar a posição da amostra, como mostra a Figura 19.

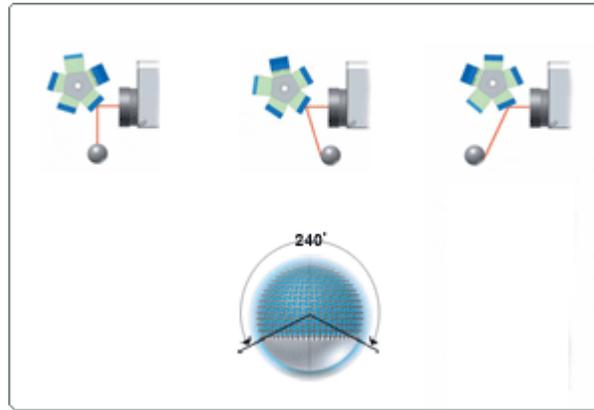


Figura 19 - Diagrama de funcionamento do conjunto de espelhos (OPTIMET Inc)

A precisão de medição deste equipamento, conforme o fabricante, é de 15 microns. A digitalização das peças neste equipamento é executada em 5 etapas, sendo uma digitalização de topo, ou seja, paralela à base, e 4 digitalizações com o laser formando um ângulo de 25° com a base, conforme Figura 19, sendo duas no plano YZ e duas no plano XZ, contemplando assim os quatro lados da amostra e o topo, conforme verificado na Figura 20, com as digitalizações em diferentes cores.

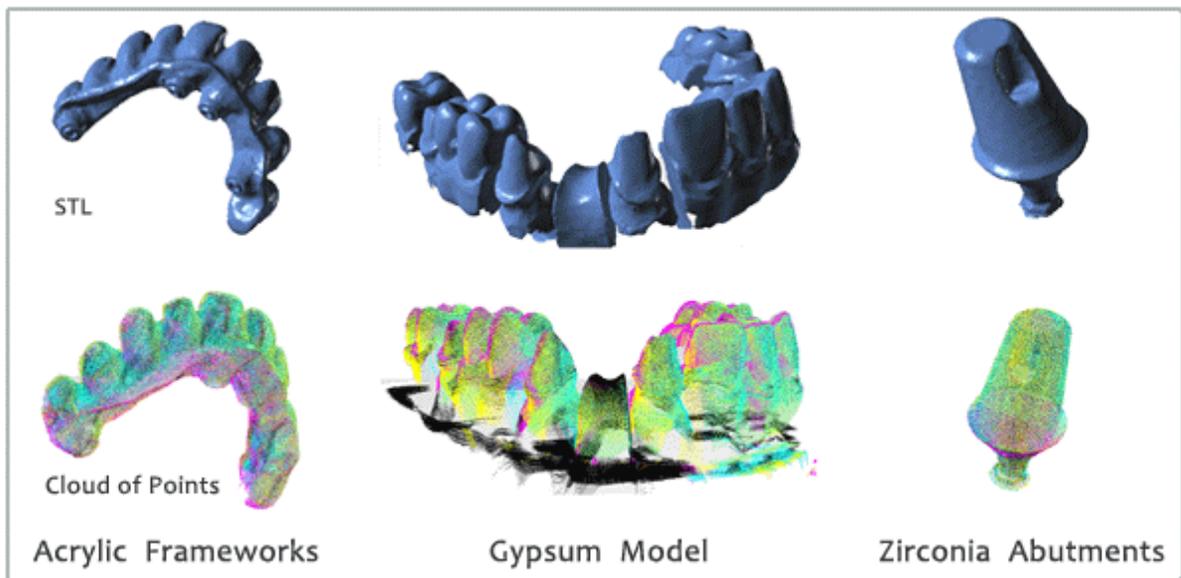


Figura 20 - Exemplos de digitalização (OPTIMET, Inc.)

Após as digitalizações parciais, o próprio software do equipamento cria uma malha única de triângulos, chamada Mesh, com uma extensão de arquivo chamada STL (sterelitografia), padrão deste tipo de processo, conforme Figura 20. A digitalização gerada por este equipamento foi nomeada de técnica B.

3.2.3 Digitalização por Luz Branca

A execução desta avaliação foi realizada com um scanner dental, modelo IScan D101, da marca Inmetric, disponível na empresa Seacam – SP, fornecedora de softwares de CAD/CAM, inclusive para o mercado odontológico, conforme Figura 21.



Figura 21 - Dental Scanner modelo IScan D101 – Inmetric (SeaCam)

Este equipamento utiliza a tecnologia de projeção de franjas de luz, em diferentes geometrias, de forma alternada, capturadas por uma câmara CCD de alta resolução que através de cálculos matemáticos reconstrói a superfície escaneada (Figura 22).



Figura 22 - Apresentação gráfica da amostra digitalizada (SeaCam)

Conforme o fabricante, o equipamento possui uma precisão de 20microns e os movimentos ocorrem na peça, rotacionando a amostra em dois sentidos ortogonais entre si. A área total de digitalização e a profundidade é adquirida pela projeção de luz

e, posteriormente, gerado o arquivo STL através de cálculos matemáticos, conforme os outros sistemas. A digitalização gerada por este equipamento foi nomeada de técnica C.

3.2.4 Análise comparativa entre as técnicas estudadas

Inicialmente foi comparado o número de triângulos gerados em cada arquivo de cada amostra. O número de triângulos não necessariamente determina se uma digitalização está correta e precisa, pois, dependendo da geometria do produto, é possível gerar superfícies triangularizadas com excelente precisão com um número muito pequeno de triângulos. Mas essa capacidade é uma característica e uma potencialidade dos algoritmos matemáticos de cada software, que envolve desde a triangularização primária da nuvem de pontos (digitalização), passando pela montagem das diversas nuvens que irão compor a geometria final da peça, a filtragem dos triângulos (redução do número de triângulos de acordo com uma precisão previamente estabelecida), suavização da superfície e triangularização final da geometria. Neste sentido, foi correlacionado o número de triângulos gerados em cada amostra com o seu resultado da avaliação geométrica.

Na segunda etapa de avaliação, as digitalizações foram comparadas com o modelamento CAD da amostra, e foram avaliadas três medidas: altura do plano do topo até o plano da base (H), ângulo entre o plano do topo e a face inclinada (A) e o diâmetro do corpo da amostra (D), conforme Figura 23. Estas dimensões foram selecionadas pela sua importância como referência para confecção das próteses. A precisão da altura H é determinante em trabalhos sobre implantes, pois estabelece as diferentes alturas entre os implantes da mesma peça, determinando o nível de passividade e oclusão que a prótese terá. O diâmetro D, combinado com o ângulo A, descrevem as geometrias encontradas em um típico preparo dental, realizado pelo Cirurgião Dentista. Áreas que irão receber a prótese e devem encaixar perfeitamente, considerando um pequeno espaço vazio entre as peças, que será ocupado pelo cimento responsável pela união entre o dente preparado e sua prótese.

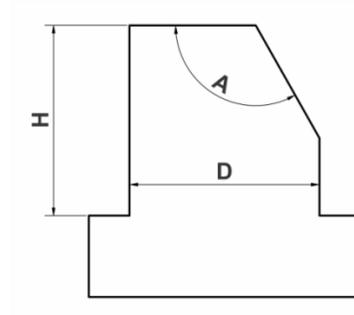


Figura 23 - Seção transversal da amostra padrão com indicação das medidas de comparação

A terceira análise teve por objetivo avaliar a capacidade de cada scanner, bem como o seu software matemático embarcado, na definição de cantos e bordas. Na análise em questão, a precisão (definição) dos cantos de uma digitalização possui grande importância, pois ela determina a linha de preparo das bordas de uma prótese, que é a área mais precisa do projeto, pois necessita que seja bem copiada e, posteriormente, delimitada para que a prótese possua um bom assentamento no paciente, bem como o selamento entre o preparo e a prótese para evitar a entrada de bactérias e outras substâncias indesejadas que prejudicam a saúde do paciente e a integridade física da prótese (descolamento).

Para esta análise, foi realizada uma avaliação tridimensional da peça, utilizando o software de Inspeção Digital *Geomagic Qualify*, gerando gráficos da distribuição das distorções geométricas ao longo da superfície do modelo, inclusive nas áreas de cantos (arestas). Para uma avaliação quantitativa, foram comparadas as medidas destas distorções para cada amostra. A fim de se certificar da fidelidade das arestas do modelo padrão (usinado) em relação ao seu arquivo CAD, foi feita uma análise por imagem de microscopia eletrônica de varredura (MEV).

Após essa avaliação, a amostra que apresentou a maior fidelidade com a original, definiu a técnica e equipamento utilizado para digitalização da amostra (B) de um preparo de um dente nº14, que foi posteriormente modelado no CAD e usado como objeto do estudo anatômico da pesquisa.

3.2.5 Modelagem CAD

Para a modelagem 3D dos modelos de estudo para usinagem foi utilizado o software Exocad, confeccionado pela fundação Fraunhofer – Alemanha, disponível no laboratório Usidental – Novo Hamburgo, dedicado à aplicação odontológica. Este software possui uma biblioteca digital de modelos pré-concebidos de todos os dentes da arcada, onde o usuário identifica através de sua numeração padrão, qual o dente será adaptado ao preparo digitalizado, sendo que este conhecimento, normalmente, é de responsabilidade do Técnico em Prótese Dentária (TPD).

Após a escolha do dente padrão na biblioteca digital, o usuário, utilizando os comandos específicos do software, retrabalha a superfície externa do *coping* ou da coroa, de acordo com a necessidade verificada na boca do paciente, conforme Figura 24. Este conhecimento é intrínseco ao trabalho do TPD e fundamental para uma boa adaptação técnica e estética do *coping* ao paciente. A modelagem 3D da amostra seguiu os padrões e parâmetros recomendados pela literatura especializada, que estabelece espaçamento, ângulos e espessuras padrões para cada dente. No caso específico deste trabalho, foi considerado que a amostra correspondia a um dente de número 14, conforme Figura 25.

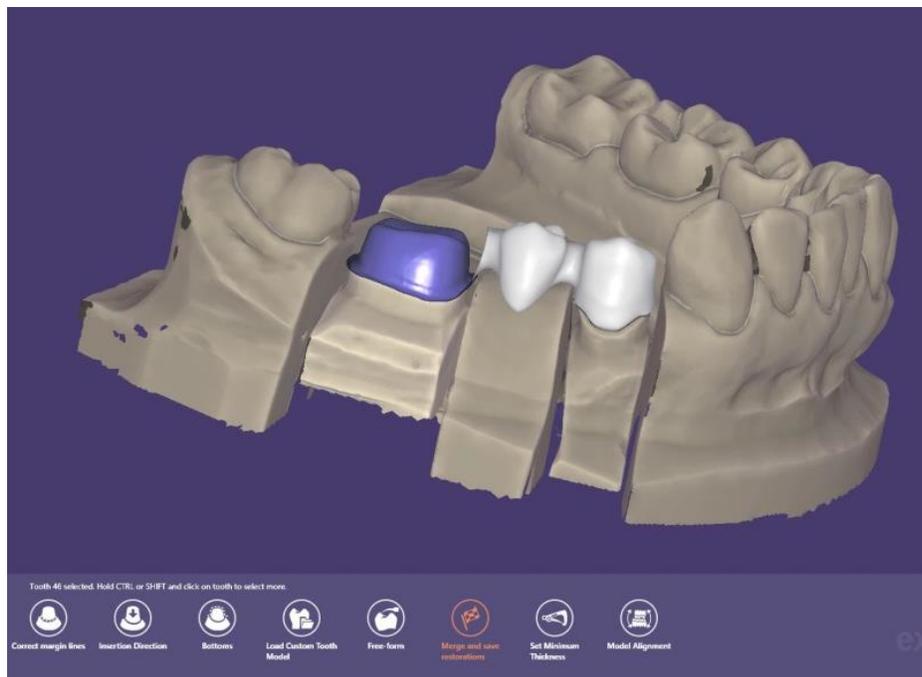


Figura 24 - Exemplo de trabalho usando o software Exocad

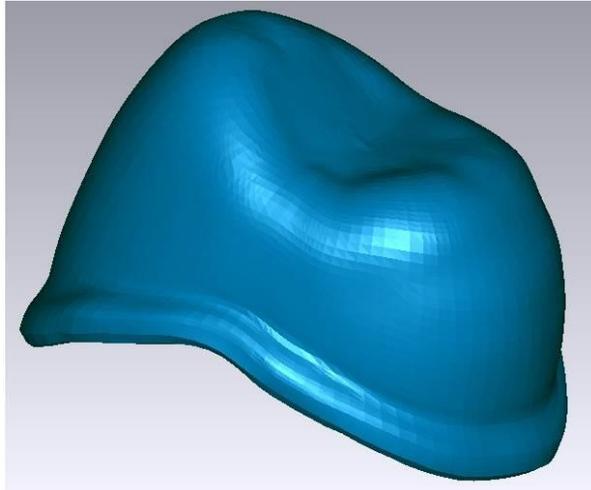


Figura 25 - Amostra escolhida para o trabalho

3.3 USINAGEM CNC EM ALTA VELOCIDADE

Para avaliar a viabilidade da usinagem de *copings* em Zircônia odontológica, bem como seus parâmetros e a qualidade superficial das amostras, foram realizados ensaios de usinabilidade, alterando os parâmetros de usinagem, estratégia de usinagem e a ordem da execução dos programas de usinagem.

Para estes ensaios foram utilizadas as soluções tecnológicas disponíveis específicas para esta aplicação no mercado odontológico, tanto em softwares quanto em máquinas de usinagem e ferramentas. Tendo em vista que os profissionais da área odontológica não são preparados e instruídos para o perfeito uso desta tecnologia, as opções disponibilizadas pelos fornecedores em cada etapa do processo se apresentam de forma restrita, permitindo pouca interatividade com o usuário através de processos preestabelecidos, tanto em termos de máquinas e ferramentas quanto de software.

Para os testes de usinabilidade, foi utilizada uma máquina de fresamento de próteses de Zircônia, chamada DM5, marca Tecnodrill (Figura 26), com velocidade de até 36.000 RPM, 1700 W de potência e avanços de até 12 m/min.



Figura 26 - Máquina de usinagem DM5 – Tecnodrill

3.3.1 Programação de Usinagem – CAM

A programação de usinagem deste trabalho foi realizada no software WorkNC Dental®, pela empresa Tecnodrill. Este software foi especialmente desenvolvido para a aplicação dental de usinagem de próteses dentárias. As suas etapas de programação e seleção de parâmetros são simples e de fácil compreensão.

Primeiramente se estabelece o material e o formato do bloco de Zircônia utilizado, juntamente com o fator de contração da sinterização, uma vez que o software recalcula e escala o modelo CAD, de acordo com este fator, aumentando o tamanho da amostra a fim de ficar do tamanho correto após a sinterização.

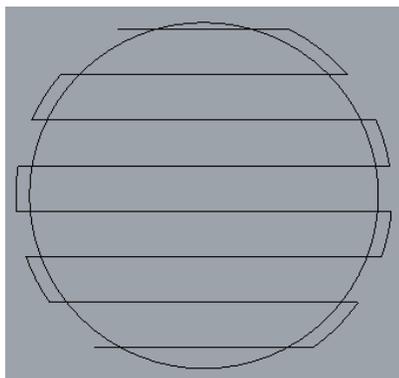
Para este trabalho foi utilizado bloco de Zircônia em forma de disco, com 98mm de diâmetro e 14mm de espessura, do fabricante UpCera [37]. Seu fator de contração, conforme fabricante, é de 1,258 (Figura 27).



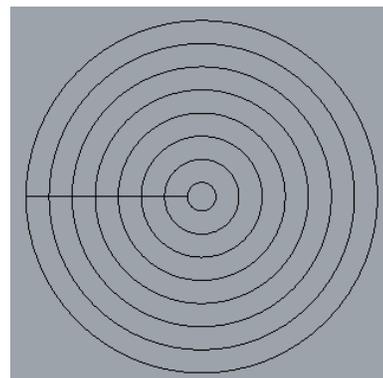
Figura 27 - Blocos de Zircônia, fornecedor UpCera [37]

Em virtude dos *copings* em Zircônia, de material pré-sinterizado, serem altamente quebradiços e possuírem geometrias com paredes de espessuras finas e bordas e cantos vivos agudos, a pressão de usinagem e o esforço da ferramenta sobre a peça devem ser evitados ou controlados a fim de não danificar as amostras, principalmente na região da linha de preparo.

Neste caso, os parâmetros e a sequência de trabalho foram alternadas e combinadas a fim de avaliar a produtividade e qualidade final do *coping*. Em termos de estratégia de usinagem, o programa possui dois modelos, sendo eles o tipo Raster (ZigZag) e o 3D Offset. O primeiro realiza o movimento de Zig-Zag (Figura 28 a.) sobre a peça, no sentido do eixo escolhido, neste caso, o eixo X. Já o 3D Offset (Figura 28 b.), realiza o movimento circular ao longo da peça, em direção ao centro, realizando um percurso como uma Cardioide.



A – Estratégia Raster (ZIG-ZAG)



B - Estratégia 3D Offset

Figura 28 - Exemplos de estratégias de corte, sendo (a) tipo Raster e (b) tipo 3D Offset (Sandvik, 2007)

Tendo em vista que as amostras são usinadas sempre em duas etapas por ferramenta, ou seja, cada ferramenta realiza o fresamento do lado oclusal e a cavidade, a sequência de usinagem também foi alternada a fim de verificar a sua influência no processo.

3.3.2 Ensaio de Usinabilidade

O ensaio de Usinabilidade das amostras envolve duas etapas de fresamento, uma de desbaste, realizada com uma ferramenta esférica de Ø3mm, e o posterior acabamento com uma ferramenta esférica de Ø1mm. Primeiramente as amostras foram fresadas realizando o desbaste e acabamento, finalizando um lado para após fresar e acabar o outro. Na segunda avaliação, a amostra foi totalmente desbastada com a ferramenta de topo esférica de Ø3mm e, posteriormente, acabada com a ferramenta topo esférica de Ø1mm, nos seus dois lados também, conforme Tabela 3. Ambos os testes foram realizados utilizando as duas estratégias escolhidas, Raster e 3D Offset.

Para validação deste teste, foram confeccionadas 5 amostras de cada combinação de Sequência X Estratégia, totalizando 20 (vinte) amostras.

Tabela 3 - Programação para ensaios de usinagem

Estratégia	Processo	Raster	3D OFFSET
Sequencia de Usinagem 1	1° fresamento	Desbaste Cavidade	Desbaste Cavidade
	2° fresamento	Acabamento Cavidade	Acabamento Cavidade
	3° fresamento	Desbaste Oclusal	Desbaste Oclusal
	4° fresamento	Acabamento Oclusal	Acabamento Oclusal
Sequencia de Usinagem 2	1° fresamento	Desbaste Oclusal	Desbaste Oclusal
	2° fresamento	Desbaste Cavidade	Desbaste Cavidade
	3° fresamento	Acabamento Cavidade	Acabamento Cavidade
	4° fresamento	Acabamento Oclusal	Acabamento Oclusal

Os parâmetros de velocidade de avanço, rotação, profundidade de corte (A_p) e avanço Lateral (A_e) foram fornecidos para os testes de estratégia de usinagem pelo fabricante das ferramentas, sendo utilizados $V_f = 1200\text{mm/min}$ e rotação de 30.000 RPM, A_p de 0,5mm para ferramenta de 3mm e 0,1mm para ferramenta de 1mm de diâmetro e A_e de 50% do diâmetro da ferramenta para ambos os casos.

Observada a melhor combinação de estratégia e sequência de usinagem, priorizando o acabamento superficial da peça e tempo de usinagem de cada amostra, foram estabelecidos novos ensaios, variando a velocidade de avanço da ferramenta conforme Tabela 4, mantendo a rotação da ferramenta em 30.000RPM. A rotação da ferramenta, desde que elevada (acima de 20.000RPM), não altera o resultado da usinagem, devido ao material ser extremamente frágil e quebradiço, e o processo, nestes casos, não gerar calor.

Este ensaio foi realizado variando apenas a velocidade de avanço devido a uma característica tanto dos softwares de CAM disponíveis para o mercado odontológico, quanto as fresadoras CNC's para esta aplicação. Em ambos os casos, o usuário não tem acesso aos parâmetros de programação da usinagem como rotação da ferramenta, sequência de usinagem, A_p e A_e além do formato das ferramentas utilizadas. O único parâmetro de usinagem que o usuário tem a possibilidade de alterar e interagir é a velocidade de avanço do fresamento no painel da máquina.

Neste sentido, considerando a velocidade indicada pelo fabricante como padrão (1200mm/min), utilizou-se 5 velocidades de avanço, começando com 800 e finalizando com 2400mm/min, o dobro da velocidade sugerida, variando 400mm/min em cada intervalo. Foram confeccionadas 4 amostras para cada grupo de ensaio, totalizando 20 (vinte) amostras.

Tabela 4 - Tabela de avanços para os ensaios de fresamento com ferramentas de desbaste e acabamento, $\varnothing 3\text{mm}$ e $\varnothing 1\text{mm}$, respectivamente

Grupo	1	2	3	4	5
Velocidade de Avanço (mm/min)	800	1200	1600	2000	2400

No caso das ferramentas de corte, este tipo de aplicação possui um padrão entre os fabricantes e usuários desta tecnologia. São utilizadas, na grande maioria das vezes,

duas ferramentas, sendo a primeira para o desbaste geral e re-desbaste, e outra para acabamento, sendo elas de diâmetros $\varnothing 3\text{mm}$ para desbaste e $\varnothing 1\text{mm}$ para acabamento, todas com a ponta esférica (Ballnose).

As ferramentas utilizadas para todos os ensaios são da marca Zirkonzahn, de 3mm e 1mm esféricas, conforme Figura 29, e especificadas na Tabela 5.



Figura 29 - Ferramentas Zirkonzahn, de $\varnothing 3\text{mm}$ e $\varnothing 1\text{mm}$ respectivamente

Tabela 5 - Especificação técnica das ferramentas utilizadas – Fornecedor Zirkonzahn

Fabricante	Referencia	Material	Diam. (mm)	Nº de arestas	Ângulo da lamina	Fig. 29
Zirkonzahn	FR 021	Metal Duro	3	3	45°	a.
Zirkonzahn	FR 061	Metal Duro	1	2	45°	b.

3.4 SINTERIZAÇÃO

Para avaliar o processo de sinterização das amostras, foram utilizados dois modelos de amostras, um conforme Tabela 2 (amostra C), utilizado para aferir a geometria e o efeito da contração pela sinterização, e outro que foi o *coping* resultado do processo de escaneamento e fresamento realizado nas etapas anteriores.

Para realização da sinterização, foi utilizado um forno de alta temperatura, até 1700C, com patamares de tempo e temperatura programáveis eletronicamente. O

modelo do equipamento é FE 1700 da empresa INTI, de São Paulo – BR. Este forno possui características específicas para a aplicação, como segue:

- Temperatura máxima (pico) 1700 ° C;
- Elementos de aquecimento de dissiliceto de molibdênio MoSi₂ (1800 ° C.);
- Termopar Tipo "S";
- Isolação Térmica da mufla com placas de Fibra Cerâmica pré-moldadas de 1400 °, 1600 °, 1750 ° C;
- Carcaça interna em aço inoxidável;
- Carcaça externa em aço inoxidável com passagem de ar forçado contra o superaquecimento da carcaça externa.
- Controlador Micro processado Tipo PID, 10 rampas e 10 patamares; Controle de saída Tiristorizada, com controle da amperagem para proteção dos elementos elétricos;
- Precisão de queima de 1.5° C no termopar e excelente distribuição térmica;
- Comunicação c/ PC e software gráfico para controle e laudo da queima;

Para realização dos testes, foram utilizados os parâmetros fornecidos pelo fabricante da Zircônia (UPCERA [37]), levando em consideração o fator de contração fornecido de 1.258 para o disco de 98mm, utilizado para confeccionar o *coping* fresado, e 1.262 para a amostra cilíndrica de 16mm, utilizada para conferência dimensional da sinterização, conforme Curva do Gráfico 1.

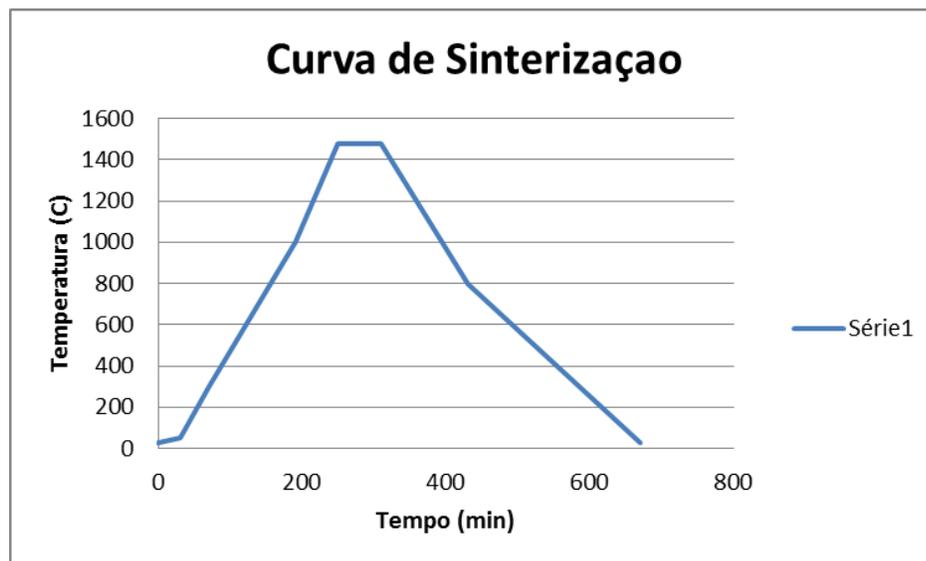


Gráfico 1 - Curva de sinterização da Zircônia

Após a queima, a amostra geométrica (c), da Tabela 2, foi aferida com um micrômetro digital milesimal, marca Digimess, modelo 0-25mm, Figura 30, para avaliar a sua condição dimensional, em relação ao modelo 3D original, confirmando os parâmetros de sinterização e contração da amostra.



Figura 30 - Micrômetro digital milesimal Digimess

Já a amostra (B) da Tabela 2, após a queima, foi finalizada com revestimento cerâmico, cimentada no modelo padrão e avaliada por Profissional Técnico em Prótese Capacitado (TPD), com relação a adaptação ao modelo e seu aspecto visual interno e externo.

4 RESULTADOS E DISCUSSÃO

Os resultados permitiram avaliar o comportamento do material Zircônia quando trabalhada por fresamento CNC, bem como seu processo de sinterização, estratégias de usinagem e sua influência na peça final. Além disso, puderam ser observadas as diferenças entre os métodos de digitalização e a sua influência no resultado final da adaptação da prótese no modelo em gesso, e posterior em boca.

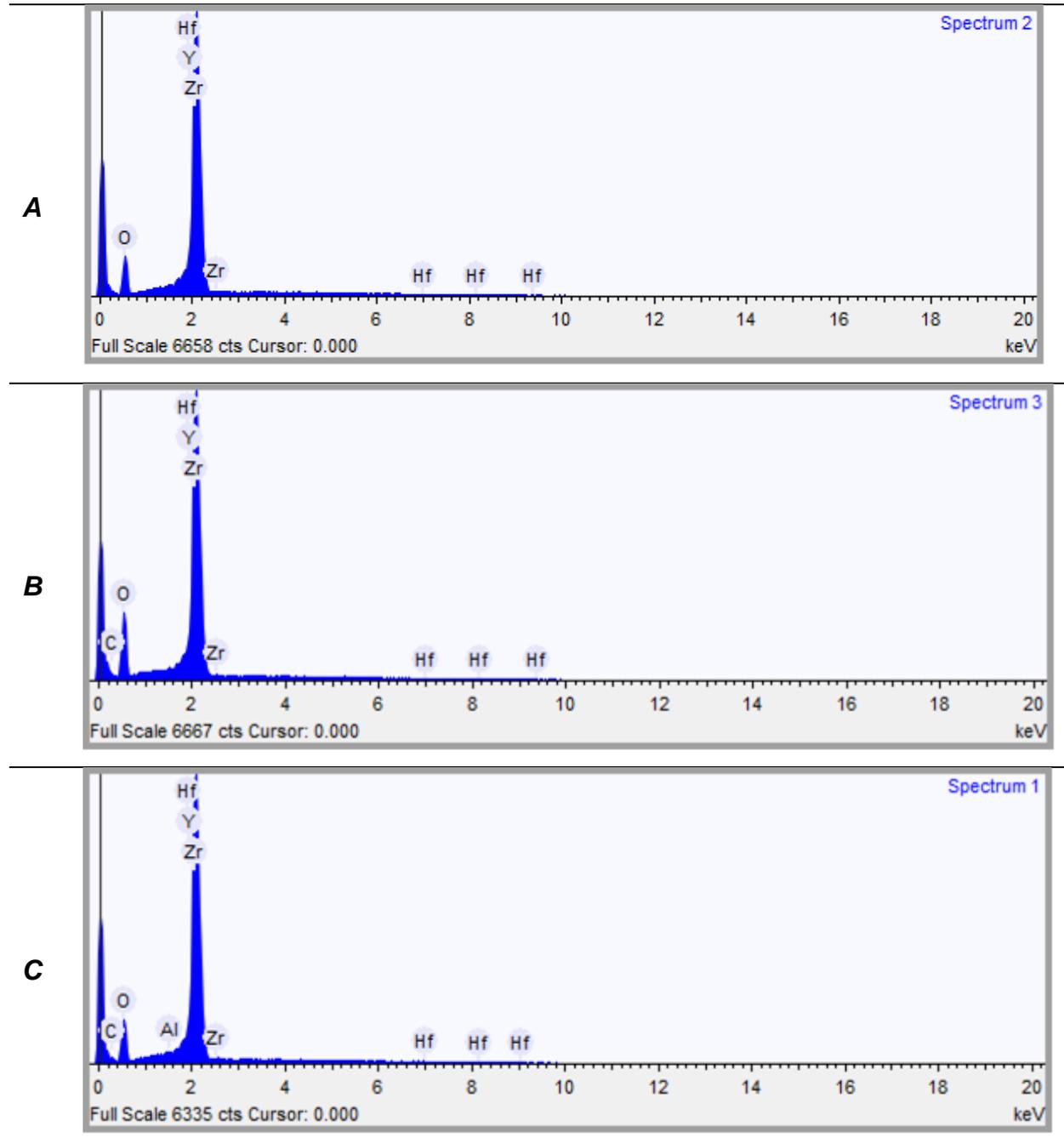
Considerando que cada etapa sequencial do processo irá adicionar um grau de imprecisão à peça final, que tem seus limites definidos em 50-75 microns [41-50], cresce a importância de avaliar a influência de cada uma das etapas na qualidade e precisão da peça final, assim como as possibilidades de interação, modificação e possíveis correções que o usuário possui no uso dos softwares de CAD e CAM odontológicos.

4.1 CARACTERIZAÇÃO DA ZIRCÔNIA TETRAGONAL ESTABILIZADA POR YTRIA

Composição química

A Tabela 6 corresponde à superfície do corpo de prova “verde”, e nela podemos observar o resultado da análise nos três pontos (A), (B) e (C) distribuídos na amostra, onde foi realizada a identificação dos elementos químicos por EDS. Podemos verificar a presença zircônio/Hafnium, ítrio e oxigênio no ponto (A), zircônio/Háfnio, ítrio, oxigênio e carbono no ponto (B) e zircônio/Háfnio, ítrio, oxigênio e carbono com traços de alumínio no ponto (C). Os resultados correspondem aos valores informados na literatura.

Tabela 6 - Identificação dos elementos químicos encontrados por EDS nos pontos (A), (B) e (C) do corpo-de-prova verde



Distribuição de Fases Cristalinas

A Figura 31 apresenta difratograma de raios-X de amostra sinterizada, indicando a presença única da fase tetragonal como fase cristalina. Não há, dentro do limite de detecção do aparelho, vestígios de outra fase cristalina residual.

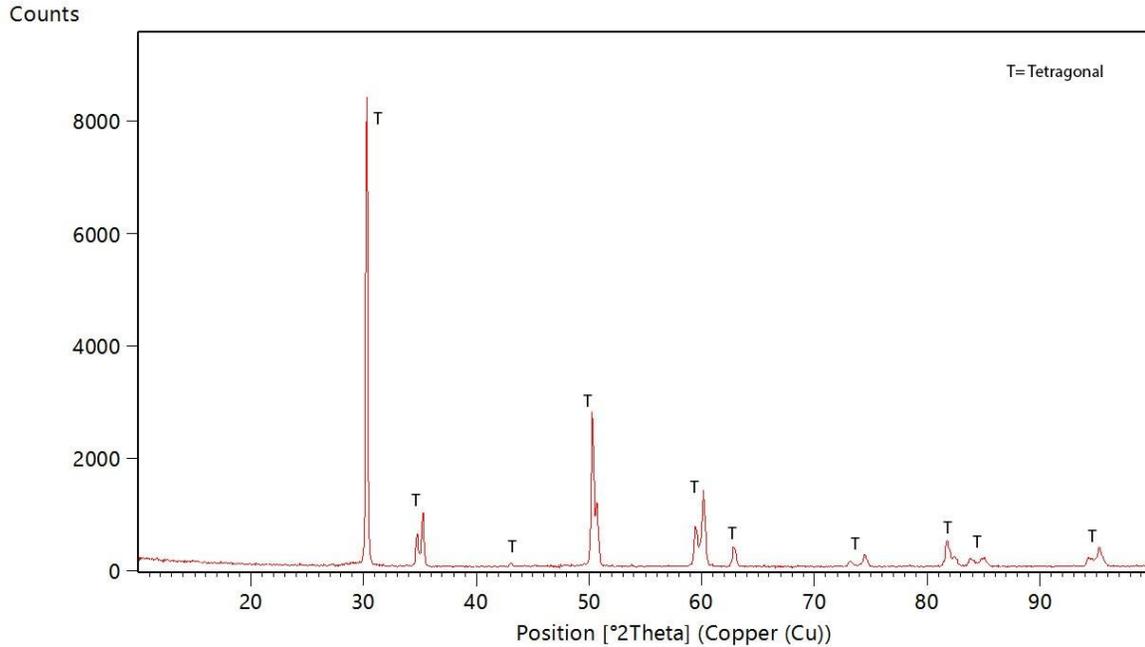


Figura 31 -Difratograma de raios-X da amostra sinterizada

Dureza Vickers

A dureza da amostra foi medida pela técnica de penetração Vickers, e os valores obtidos são mostrados na Tabela 7. Os valores obtidos são referentes à média de cinco medições feitas em cada amostra (n=5).

Tabela 7 -Valores das medições de dureza Vickers, em GPa

Ensaio / Amostra	Amostra 1	Amostra 2	Amostra 3	Amostra 4	Amostra 5
Ensaio 1	12.60	12.88	12.80	12.74	12.82
Ensaio 2	12.50	12.74	12.66	12.88	12.83
Ensaio 3	12.90	12.76	12.87	12.80	12.74
Ensaio 4	12.85	12.84	12.68	12.80	12.69
Ensaio 5	12.80	12.95	12.75	12.75	12.80
Media parcial	12.73	12.83	12.75	12.79	12.78
Media total	12.78 GPa				

Os valores de dureza Vickers obtidos neste trabalho são coerentes com dados da literatura, conforme informações fornecidas pelo fabricante UPcera [37] de 12.80 GPa.

4.2 DIGITALIZAÇÃO TRIDIMENSIONAL

As análises realizadas nos três modelos de scanners avaliados puderam demonstrar as diferenças entre as técnicas intrínsecas de cada princípio de digitalização, tanto em número de triângulos gerados quanto em precisão e definição geométrica das amostras.

Esta etapa é fundamental para a qualidade do resultado final, pois todas as distorções e imprecisões geradas nesta etapa serão amplificadas nas demais etapas, e, por isso, já motivou diversos estudos sobre os métodos de avaliação da adaptação *in-vitro* de próteses fabricadas por CAD/CAM [51-55].

Sendo assim, pode-se observar na Tabela 8 um comparativo do número de triângulos gerados em cada equipamento e seu tamanho em Mb.

Tabela 8 - Resultado comparativo das amostras digitalizadas

Técnica	A	B	C
Numero de triângulos	59.519	48.551	29.650
Tamanho em kbytes	2.907	2.369	1.448

Observa-se na tabela 1 que a técnica A gerou arquivo com o maior número de triângulos e tamanho em bytes, seguido da técnica B, com aproximadamente 18% a menos de triângulos e bytes, finalizando com técnica C, que gerou um arquivo com aproximadamente 50% a menos de triângulos. Essa proporcionalidade seguiu também no tamanho de arquivo em bytes.

Estes dados unitariamente não são conclusivos em relação a qualidade da digitalização, foi necessário então uma análise geométrica aprofundada.

Comparando as medidas das amostras em relação ao padrão, observa-se que em todas as medições avaliadas os resultados estão na ordem de centésimo de milímetro e décimo de grau (Tabela 9). Portanto, dentro de um patamar dimensional aceitável, abaixo de 50 micrômetros, conforme [49-55].

Tabela 9 - Resultados da comparação das medidas de altura, diâmetro e ângulo em relação ao modelo CAD (Padrão)

Medidas (mm)	Padrão	Técnica A	Técnica B	Técnica C
Altura – H	6,97	6,96	6,97	6,95
Diâmetro - D	7,01	6,97	7,05	7,06
Ângulo – A	119,5°	119,54°	119,7°	119,4°

Embora a análise da secção transversal das amostras tenha apresentado um resultado satisfatório, a análise tridimensional permitiu um mapeamento geométrico mais detalhado da peça. O valor médio do desvio tridimensional foi de 29µm para amostra A, 32 µm para amostra B e 41 µm para amostra C, todas abaixo dos valores de referência já apontados.

Na Figura 32, analisando a escala de cores, observa-se que a técnica A apresenta um desvio positivo em relação ao diâmetro, enquanto as técnicas B e C apresentam um desvio negativo. Em uma visão geral, observa-se que os planos que determinam a altura da amostra estão com erros inferiores a 20 µm. Quanto aos planos inclinados, observa-se que a técnica C apresenta uma irregularidade maior, atingindo picos de 120 µm. Correlacionando a densidade de triângulos em cada amostra, discutida acima, a menor resolução da técnica C evidencia-se na região do plano inclinado.

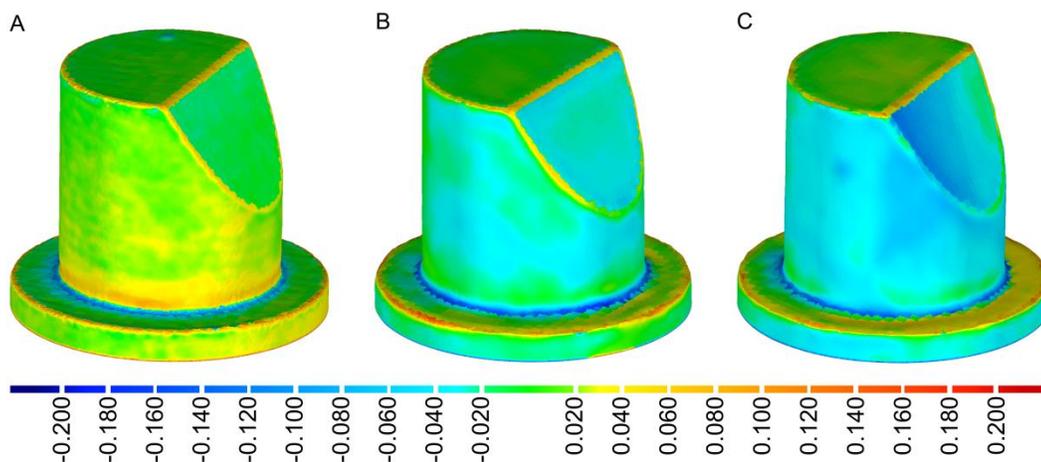


Figura 32 - Análise tridimensional das amostras (mm)

Observa-se que o erro encontrado na região dos cantos, para todas as técnicas estão na ordem de 50 µm, sendo que na técnica C existem picos próximos de 120 µm.

Parte deste erro pode ser creditado ao acabamento da peça padrão, originado no processo de usinagem. Na figura 33, verifica-se um leve arredondamento dos cantos, característico de processos de usinagem. Em análise no MEV, foi possível estimar um raio na ordem de $35\mu\text{m}$, que deve ser considerado como tolerância para os valores encontrados na análise tridimensional da região dos cantos.

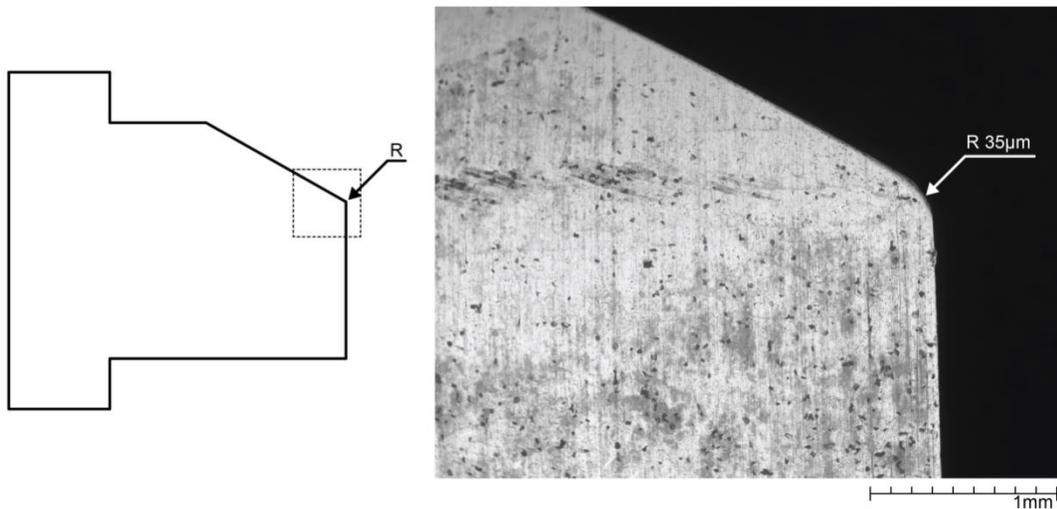


Figura 33 - Imagem em MEV do canto da amostra padrão

Analisando os dados, verificou-se que os melhores resultados foram obtidos utilizando as técnicas A e B. Com isso, foi escolhido o sistema de Holografia Conoscópica OPTIMET para o escaneamento da amostra B do preparo dental nº 14 para posterior modelamento no CAD, em virtude de facilidade de acesso ao equipamento.

Na Figura 34, observa-se a imagem do preparo em gesso (A) e do modelo CAD(B) do *coping*. O processo de modelamento permite a criação de um *coping* a partir do escaneamento do *troquel* de uma forma muito simples.

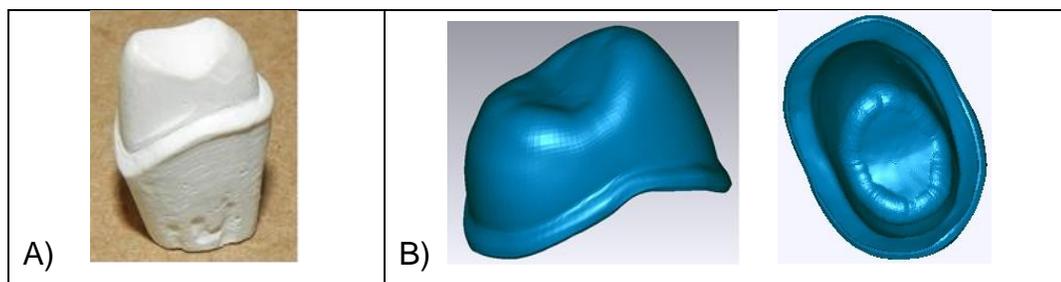


Figura 34 - Preparo em gesso X modelo CAD

A primeira etapa realizada após a digitalização do preparo e a identificação do número do dente e do tipo de trabalho a ser realizado em etapas de configuração do trabalho, parte-se para localização e ajustes da linha de preparo. O software realiza uma identificação previa da borda e cria a linha automaticamente, mas o perfeito ajuste deve ser feito pelo usuário, de forma manual, ponto a ponto, conforme demonstrado na Figura 35.

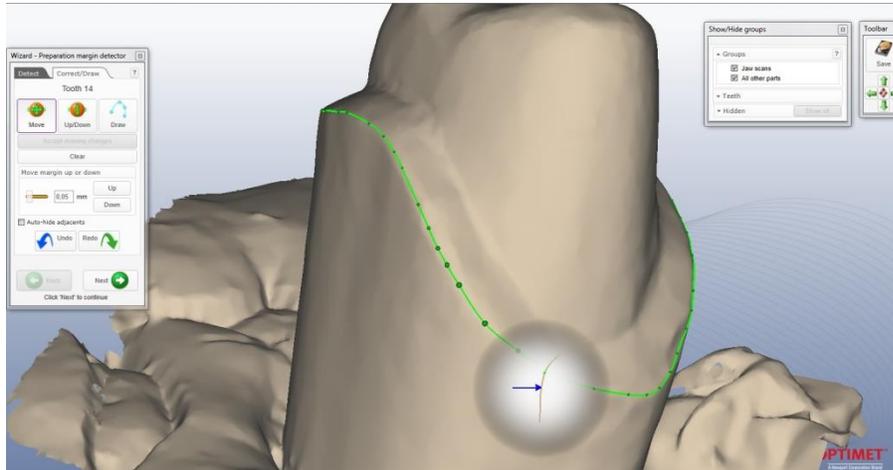


Figura 35 - Software Exocad - módulo de ajuste de linha de preparo

Esta etapa requer um conhecimento e uma grande precisão no delineamento da linha de borda, pois ela irá delimitar a borda da peça 3D e, conseqüentemente, a vedação entre o *coping* e o preparo do dente.

Após esta etapa, o software passa automaticamente para o ambiente de criação dos espaçamentos laterais e superiores, que corresponde justamente o espaçamento do cimento, utilização para união entre o *coping* e o preparo dente. Os comandos de ajuste são intuitivos e de fácil manuseio e visualização, cabendo ao técnico o conhecimento dos valores para cada situação e geometria, conforme visualizado na Figura 36.

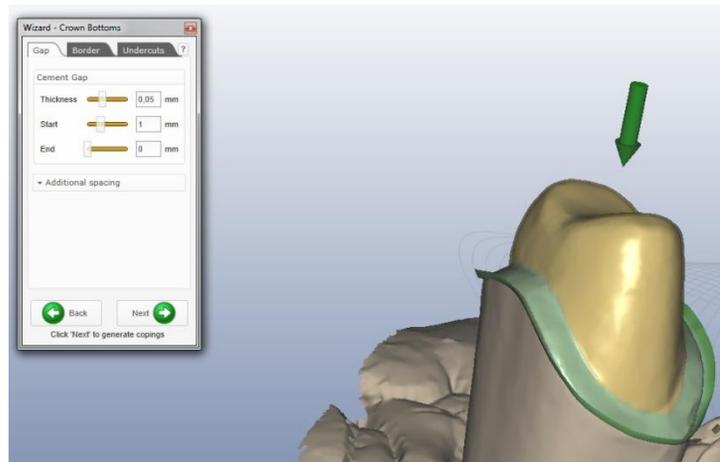


Figura 36 - Ajuste dos espaçamentos para cimentação

Com a delimitação do bordo e a definição dos espaçamentos, o software cria automaticamente o modelo 3D do *coping* e permite que se realize a manipulação da malha externa, de forma a atribuir detalhes de anatomia, espaços intra-buciais e estéticos (Figura 37A). Por fim, cria o *coping*, conforme as configurações e intervenções anteriormente descritas (Figura 37 B).

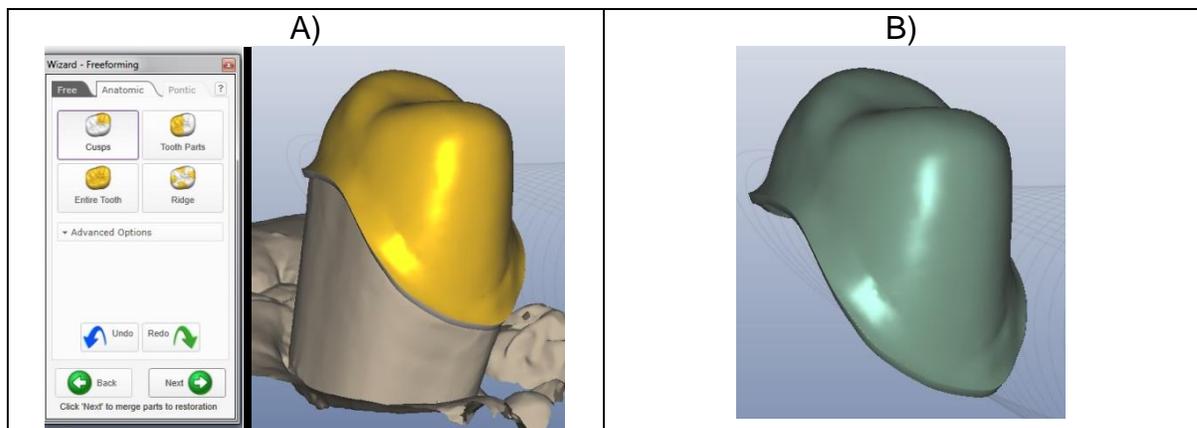


Figura 37 - (A) Etapa de ajuste da malha 3D e (B) modelo 3D acabado

A etapa de criação do modelo do *coping* virtual é simples e intuitiva. No entanto, exige um elevado conhecimento protético/odontológico do técnico para alimentar o software com as medidas e os aspectos biomecânicos e estéticos do sistema bucal.

Analisando o desempenho dos técnicos na manipulação do arquivo e operação do software, percebe-se claramente que a principal dificuldade do uso do CAD é transferir o conhecimento e a prática de trabalhar manualmente em bancada para um trabalho virtual com mouse e tela digital. Os aspectos de reconhecimento visual e tátil

do trabalho mudam completamente e necessita-se de um período de adaptação à técnica, gerando uma curva de aprendizado fundamental ao usuário.

4.3 USINAGEM CNC

Durante os ensaios realizados, observou-se uma influência alta com relação a sequência de usinagem e uma média influência com relação a estratégia utilizada.

O critério da avaliação foi a qualidade superficial da peça, o acabamento na linha de bordo e, por último, o tempo de execução. Em aspectos gerais, a usinagem realizada com a estratégia 3D Offset apresentou um acabamento superficial superior na peça. Essa característica já era esperada devido ao sentido do movimento da ferramenta que realiza um percurso circular em torno do modelo, deixando um acabamento mais contínuo e com um baixo nível de rugosidade, causada principalmente pelo efeito das cristas de usinagem, conforme exemplificado na Figura 38.

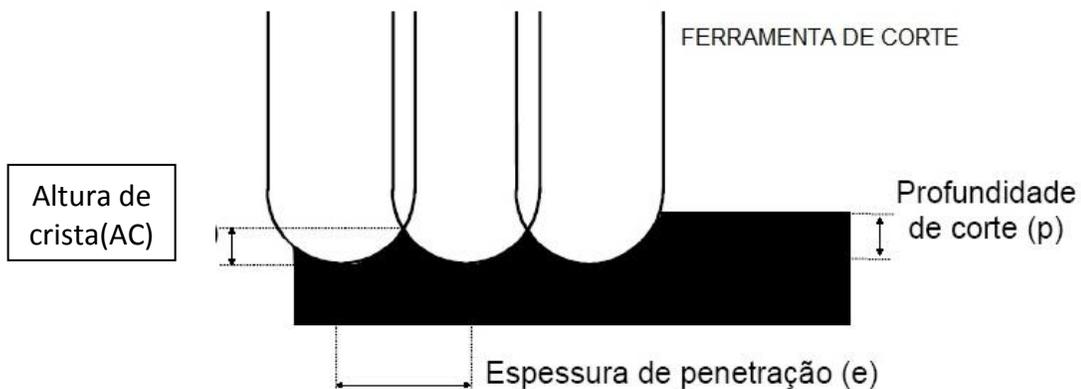


Figura 38 - Visualização geométrica da altura de crista

Quando utilizamos a estratégia 3D Offset, as linhas de percurso da ferramenta estão paralelas a linha do bordo, o que minimiza muito o efeito crista na área das bordas, local determinante e necessário de um bom acabamento, conforme podemos observar na Figura 39, que demonstra a estratégia de acabamento da peça por 3D Offset.

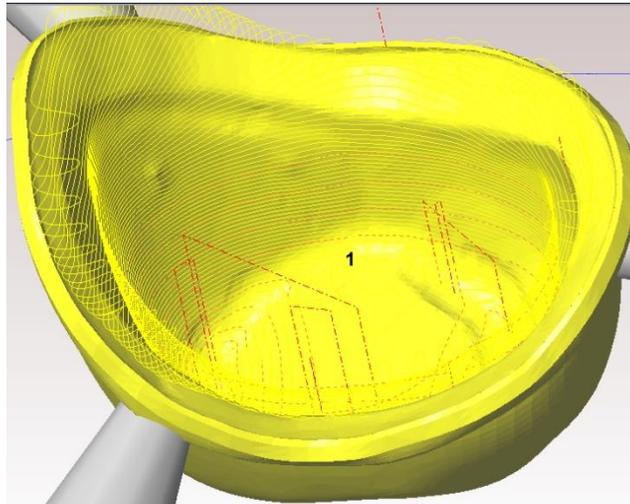


Figura 39 - Estratégia de usinagem 3D Offset

Já no caso da usinagem por Raster, as linhas de percurso da ferramenta estão sempre transversais a linha de borda, potencializando o aparecimento das cristas, conforme demonstrado na Figura 40, gerando um acabamento tipo “serrilhado” na borda de vedação.

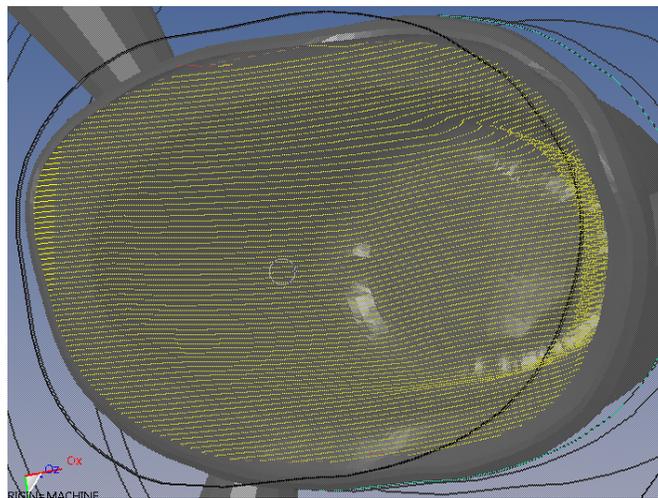


Figura 40 - Estratégia de usinagem tipo Raster

Para minimizar este efeito, somente na usinagem Raster, dividimos o passe lateral A_e em dois, passando de 0,05mm, utilizado no 3D Offset, para 0,025mm no Raster. Esta ação resultou em um acabamento similar das duas peças, no entanto, o tempo de execução dobrou, prejudicando a produtividade e vida da ferramenta.

Já a mudança de sequência de usinagem permitiu observar grandes alterações na qualidade das peças, principalmente devido a quebra das áreas de bordo.

Em aproximadamente 90% das peças fresadas com a sequência 1, verificou-se a integridade da peça e um bom acabamento, sendo que 100% das peças fresadas com a sequência 1 e com a estratégia 3D Offset apresentaram ótimo acabamento. Apenas uma peça fresada com esta sequência e com a estratégia Raster apresentou lascamento no bordo, inutilizando a peça, conforme verificado na tabela 10.

Tabela 10 - Defeitos apresentados nas amostras fresadas

Estratégia	Quant. de peças aprovadas (%)		Imagem	
	Raster	3D OFFSET	Raster	3D OFFSET
Sequência de Usinagem 1	4 (80%)	5 (100%)		
Sequência de Usinagem 2	2 (40%)	3 (60%)		

Analisando os resultados acima, percebeu-se claramente o desempenho superior da Sequência de usinagem 1. Este resultado pode ser explicado pela sequência de remoção do material na usinagem. Na sequência 1, inicia-se e acaba-se o lado da cavidade, deixando uma boa quantidade de material, reforçando a parte externa do *coping*. Tendo em vista que os materiais cerâmicos, principalmente em seu estado verde, possuem uma resistência à compressão maior do que a sua resistência a tração, quando fresamos a parte interna do bordo, criamos uma carga de tração na parede externa que, se já estiver fresada ou sem estrutura para suportar este esforço, provoca o lascamento da peça. E este é o efeito que ocorre quando desbastamos os dois lados

da peça primeiro e após realizamos o acabamento interno (Sequência 2). Com isso, removemos o material de suporte/apoio externo e fragilizamos o *coping*.

Verifica-se este efeito observando as Figuras 41 (A) e (B), sendo A – a vista superior da linha de bordo com a representação da ferramenta e o mecanismo do sentido da força X tração. Já na figura B, observa-se a diferença de sobre-material estrutural deixado em cada sequência, observando então que a sequência 1 garante uma maior quantidade de material de reforço, garantindo uma resistência maior ao lascamento, o que já não ocorre na sequência 2, que remove grande parte do material de reforço, deixando apenas o sobre-material programado constante em toda peça.

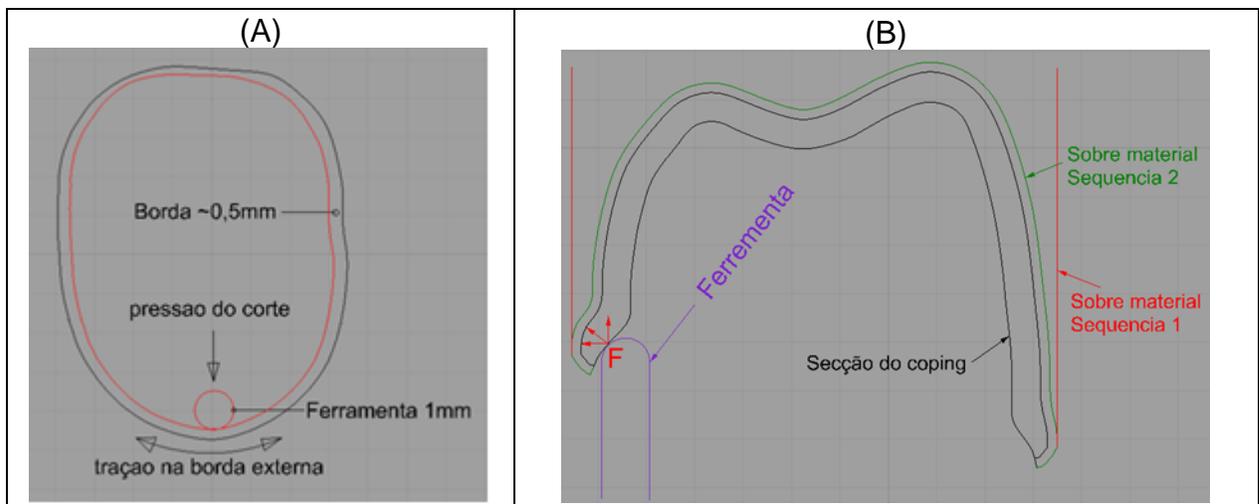


Figura 41 - (A) Vista superior linha de bordo e (B) secção transversal do coping

Analisando os resultados acima, verifica-se que os melhores resultados em termos de acabamento e qualidade do *coping* são obtidos com a combinação da sequência de usinagem 1 e estratégia 3D Offset, que apresentou 100% de aproveitamento dos *coping* fresados nas condições iniciais propostas.

Sendo assim, esta combinação foi utilizada para os testes de desempenho com a variação da velocidade de avanço, avaliando as amostras em cada etapa do fresamento, ou seja, a análise de qualidade foi realizada tanto na etapa de desbaste e re-desbaste com a ferramenta de 3mm, quanto na etapa de acabamento com a ferramenta de 1mm. Isso porque a peça pode sofrer lascamento em ambas etapas e é necessário realizar a avaliação separadamente para extrair as melhores conclusões, a estabelecer as melhores condições de corte para cada etapa e ferramenta.

Os resultados deste ensaio estão tabulados na Tabela 11, que relaciona a quantidade de amostras que apresentaram algum tipo de não conformidade como lascamento e quebra em relação a etapa (desbaste e acabamento) e velocidade de avanço (V_f) utilizada.

Tabela 11 - Nº de não conformidades X Velocidade de Avanço (V_f)

Grupo	1	2	3	4	5
Avanço (mm/min)	800	1200	1600	2000	2400
Etapa / Ferramenta	Nº de amostras danificadas				
Desbaste Ø3mm	0	0	0	1	3
Acabamento Ø1mm	0	0	0	2	4

Conforme verificado, até o grupo 3 (1600mm/min) não ocorreram danos as amostras, o que nos dá uma orientação dos parâmetros mínimos permitidos para um trabalho com segurança.

A primeira quebra de borda iniciou na etapa de desbaste com a ferramenta de 3mm a 2000mm/min da velocidade nominal (grupo 4), com um pequeno lascamento em uma das bordas, porém, como havia sobre material para ser removido na etapa de acabamento, este dano não afeta a amostra. Já na etapa de acabamento houve fraturas na região do bordo que comprometeu a qualidade e a possibilidade de uso clínico das amostras, conforme observado na Figura 42. Esta faixa de trabalho para desbaste ainda pode ser considerada segura para o trabalho. Já os resultados observados na etapa de acabamento sugerem que a velocidade de avanço de 2000mm/min é muito elevada para o material, causando danos que inutilizam as peças.



Figura 42 - Danos causados na região das bordas no processo de acabamento

Já no grupo 5 (2400mm/min) houve três amostras com danos severos na etapa de desbaste, sendo uma apresentando fratura total (Figura 43) e todas restantes com fraturas na etapa de acabamento. Esta velocidade de avanço na etapa de desbaste pode ser considerada muito elevada para o processo, aliada ao avanço lateral programado (ae) e profundidade de corte (ap), ambos parâmetros estabelecidos pelo fornecedor das ferramentas. Já os problemas ocorridos na etapa de acabamento apenas ratificam o que foi verificado na etapa anterior, caracterizando a impossibilidade de trabalho de acabamento em velocidades de avanço acima de 1800mm/min.



Figura 43 - Quebra total da amostra

Com os resultados obtidos e tabulados acima, pode-se sugerir parâmetros de usinagem para Zircônia, que preservem a qualidade do *coping* e integridade da região das bordas. Com relação a ferramenta, a sequência de uma ferramenta de desbaste (3mm) e uma de acabamento de 1mm, ambas de 2 cortes, se mostrou eficaz. Com relação a estratégia de usinagem, recomenda-se o uso da estratégia 3D Offset, desbastando e acabando o lado da cavidade e, posteriormente, desbaste e finalização do lado oclusal. Os valores de RPM e velocidade de avanço pode-se considerar como uma boa alternativa o uso de uma Rotação na faixa de 30.000RPM e 1.600mm/min de Velocidade de avanço.

Em relação a etapa de programação de usinagem utilizando o CAM WorkNC Dental, é totalmente guiada pelo software. Iniciando pela seleção de material que já possui seus formatos preestabelecidos, o usuário necessita apenas inserir e posicionar as peças dentro dos blocos escolhidos, estabelecer as fixações e

criar o programa NC. Em nenhum momento é permitido ao técnico a alteração de parâmetros como rotação da ferramenta, velocidade de avanço, profundidade de corte (A_p) ou avanço lateral (A_e). Todos os parâmetros são estabelecidos pelo fornecedor das máquinas de fresamento, que já fornece o software de CAM integrado ao equipamento. Tendo em vista que os profissionais de odontologia não possuem formação para operar e criar processos de usinagem.

4.4 SINTERIZAÇÃO

Após a sinterização e o resfriamento, a amostra cilíndrica foi medida com micrômetro digital e comparada a amostra verde, levando em consideração o fator de contração.

Tabela 12 - Relação dimensional antes e depois da sinterização da amostra

Dimensão da amostra verde (mm)	Fator de contração	Dimensão final calculada (mm)	Dimensão final medida (mm)	Diferença em mm
Ø	16	1,262	12,678	+ 0,003
Comprimento	16	1,262	12,672	- 0,006



Observa-se na Tabela 12 que as rampas de aquecimento e resfriamento, associado ao fator de contração da peça, resultaram em uma diferença milesimal entre o valor teórico calculado e o valor real encontrado. Com isso, comprova-se que o processo de sinterização, desde que respeitado os parâmetros de queima, associado ao cálculo do fator de contração na etapa de CAM, apresentam resultados precisos e confiáveis.

Na outra avaliação, utilizando uma amostra funcional de um *coping* (Nº 14), observa-se uma boa adaptação ao modelo de gesso, conforme verificado na Figura 44.



Figura 44 - Região de adaptação das bordas do preparo

A avaliação da qualidade de adaptação foi realizada por um profissional especializado em prótese dentária, levando em consideração os critérios de adaptabilidade do *coping* ao preparo, acabamento superficial da peça, acabamento da linha de preparo, adesão da cerâmica de recobrimento sobre a peça, bem como qualidade final da peça já acabada com a cerâmica.

4.5 AVALIAÇÃO DA METODOLOGIA

Através de um estudo de caso, a metodologia proposta foi testada e os resultados são aqui apresentados e discutidos. A metodologia proposta foi avaliada em um estudo de caso real, utilizando uma amostra respectiva ao 1º molar (dente 16), conforme visualizado na Figura 45. A amostra foi devidamente *troquelada* e digitalizada no equipamento DS 6000 (Figura 46), onde levou aproximadamente 2 minutos para ser digitalizada.

Uma vez escaneada e criada a imagem 3D do *coping*, o modelo da prótese é criado no CAD, utilizando os parâmetros de espaçamento, anatomia e espessuras de acordo com o conhecimento de técnico operador do CAD e os valores indicados para o material Zircônia pelo fabricante (Figura 47). O processo de modelamento da prótese é rápido e não ultrapassou 8 minutos.

Concluído o Modelo CAD, foi realizada a programação da execução do trabalho através do software de CAM WorkNC (Figura 48), utilizando um disco de Zircônia de 12mm, com um tempo de execução de 10 minutos.

O fresamento foi realizado na máquina DM5, utilizando as ferramentas e parâmetros avaliados e sugeridos no capítulo 4.3 deste trabalho (Figura 49), sendo executado em um tempo total de 12 minutos.

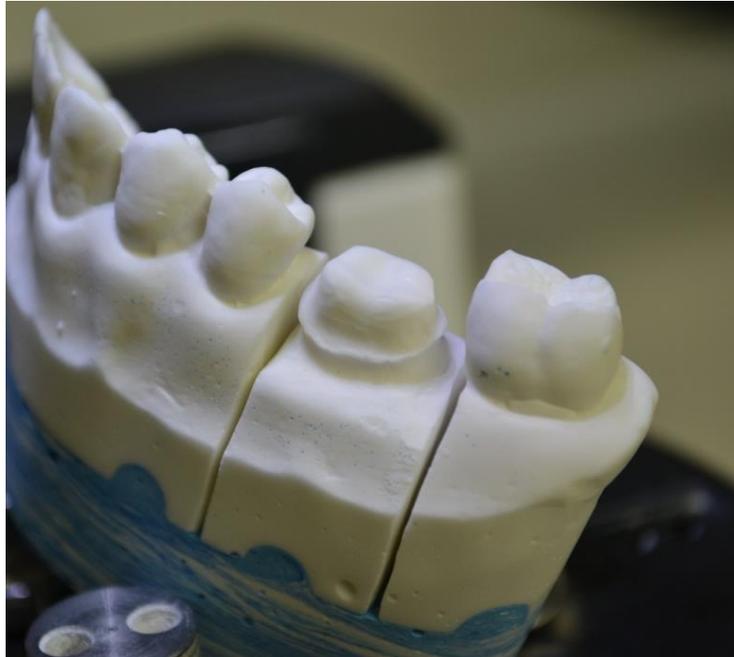


Figura 45 - Modelo em gesso do paciente, já com o 1º molar troquelado



Figura 46 - Processo de escaneamento do elemento 16, utilizando equipamento de escaneamento DS6000(A) e visualização da sua interface com o resultado virtual (B)

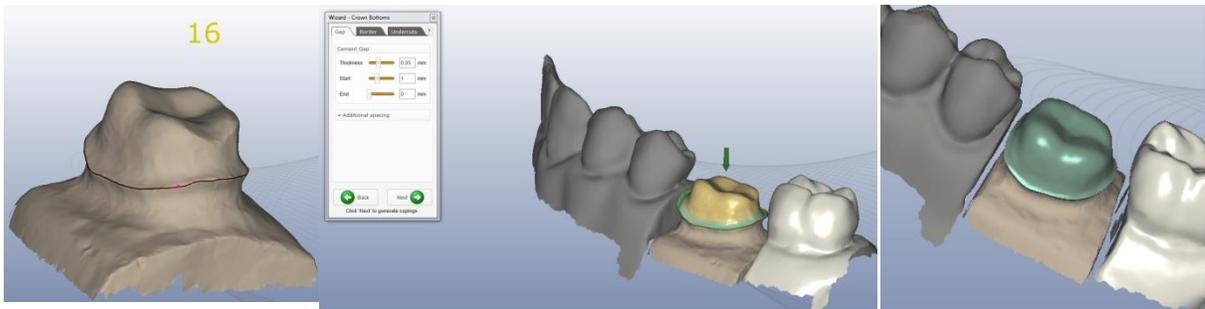


Figura 47 - Modelamento CAD do coping sobre o preparo virtual, iniciando pela delimitação da linha de borda (A), informando os parâmetros de construção do modelo (B) e finalizando com o coping já criado (C), executado usando software EXOCAD

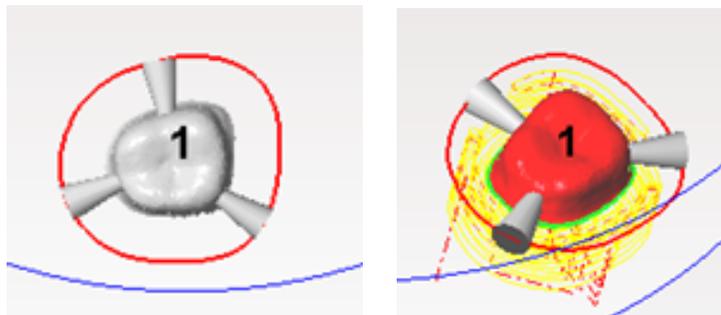


Figura 48 - Preparação da usinagem através de software de CAM WorkNC

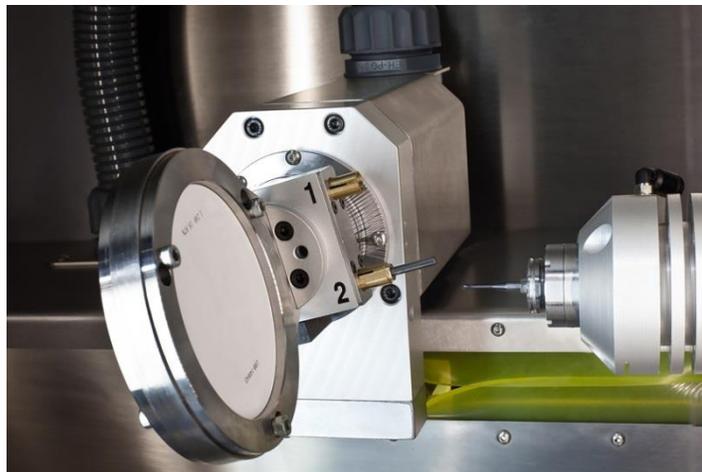


Figura 49 - Máquina DM5 fresando Zircônia

Após o fresamento do *coping*, o mesmo foi submetido à sinterização nos parâmetros de queima informados anteriormente, sendo o tempo total de 9 horas.

Neste momento, o *coping* foi encaminhado ao laboratório para finalização e aplicação da cerâmica e emissão do parecer técnico do profissional devidamente habilitado.

Conforme os laudos 1 e 2, que podem ser visualizados em sua íntegra nos Anexos 1 e 2, respectivamente, o *coping* apresentou ótima adaptação ao modelo, com passividade e vedação de acordo com as normas exigidas [55]. Já nos aspectos de aplicação de cerâmica e adesividade, o mesmo apresentou boa aderência da cerâmica à Zircônia e isento de trincas, bolhas ou deformação de dimensional e de cor. O resultado final pode ser observado na Figura 50.



Figura 50 - Coping acabado e adaptado ao modelo, já com aplicação de cerâmica

Através das avaliações realizadas e do método proposto, a confecção de próteses por CAD/CAM, até a etapa de sinterização, é um processo rápido e preciso, levando em média um tempo total, do escaneamento ao fresamento, de 30 minutos. Já o processo de sinterização, por uma característica intrínseca do material, é demorado e necessita de um ciclo não inferior a 9 horas. Sendo assim, a melhor proposta para um ciclo de trabalho eficiente seria realizar a maior quantidade de fresamentos durante o dia, podendo chegar a uma produção de 15 a 20 trabalhos/dia e colocá-los para sinterizar à noite, pois é um processo que não necessita de intervenção ou acompanhamento, gerando um ciclo de 24h para produção. Esta produtividade pode ser aumentada proporcionalmente a quantidade de scanners e fresadoras que estiverem disponíveis, bem como a qualificação da equipe técnica envolvida.

Sendo assim, o uso do processo CAD/CAM na confecção de próteses dentárias, especialmente com Zircônia (metal-free), se mostra eficaz, desde que bem executado, observando uma metodologia no processo de execução, desde a preparação da amostra, qualidade do sistema de digitalização, parâmetros de Programação CAM e

parâmetros de fresamento, finalizando com um processo de sinterização controlado. Neste contexto, o projeto de uma metodologia, como sugerida neste trabalho, é de vital importância para uma boa execução e obtenção de uma ótima qualidade final associada a uma boa produtividade, tendo em vista a sensibilidade do processo a algumas variáveis ao longo de sua execução, como os parâmetros de usinagem, por exemplo.

A expectativa final com a aplicação desta metodologia é a melhoria da qualidade clínica e estética da saúde bucal dos pacientes, em um tempo de atendimento menor em relação ao método manual tradicional.

Na Tabela 13 pode-se observar uma análise qualitativa relacionando os Processos envolvidos com suas Variáveis pertinentes ao estudo.

Tabela 13 - Quadro comparativo entre Processo x Variáveis

PROCESSO VARIÁVEL	DIGITALIZAÇÃO	CAD	CAM	FRESAMENTO	SINTERIZAÇÃO
TEMPO DE PROCESSO	BAIXO	BAIXO	BAIXO	MÉDIO	ALTO
NIVEL DE DIFICULDADE	BAIXO	BAIXO	MÉDIO	BAIXO	BAIXO
INFLUENCIA DA TECNOLOGIA EMBARCADA	ALTO	MÉDIO	MÉDIO	MÉDIO	BAIXO
INFLUENCIA DO PROCESSO DE FABRICAÇÃO	ALTO	MÉDIO	MÉDIO	ALTO	ALTO

5 CONCLUSÕES

Os resultados permitiram avaliar o comportamento do material Zircônia quando trabalhada por fresamento CNC, bem como seu processo de sinterização, estratégias de usinagem e sua influência na peça final. Além disso, puderam ser observadas as diferenças entre os métodos de digitalização e a sua influência no resultado final da adaptação da prótese no modelo em gesso.

Conclui-se que o uso do processo de CAD/CAM para produção de próteses dentárias em Zircônia é tecnicamente viável, com um nível de precisão superior ao requerido e, principalmente, automatizado. Os sistemas de digitalização avaliados atenderam os requisitos de precisão desejados, o material Zircônia, por sua vez, se mostrou dentro dos padrões exigidos pelas normas, tanto nos aspectos químicos quanto microestruturais, que são fundamentais para o desempenho deste material em boca. No estudo de caso, pôde-se observar que o processo, desde que acompanhado por um técnico em prótese dentária, é rápido e seguro, gerando peças de qualidade e com perfeita adaptação em boca.

Com relação ao material Zircônia Estabilizada com Ítrio, conclui-se que se trata de um material confiável quanto as suas características técnicas, pois todos os principais aspectos analisados correspondem ao desejado e informado pelo fabricante, destacando-se a sua estrutura 100% tetragonal após a sinterização, que é a principal característica mecânica desejada para evitar fraturas por fadiga e propagação de trincas. Outro aspecto fundamental para o uso deste material é o seu comportamento na contração volumétrica durante a sinterização, que, por sua vez, apresentou um nível de precisão muito bom, na ordem de micron (μm), que confere ótima adaptação ao produto acabado.

Analisando os resultados obtidos nos processos de digitalização, conclui-se também que as três técnicas testadas possuem precisão e condições de atender a aplicação dental, especialmente na dimensão altura, que é muito importante para aplicações sobre implante. Observa-se também que existe uma relação entre a quantidade de triângulos e a precisão geral da peça, onde quanto maior o número de

triângulos, maior tende a ser a precisão tridimensional da peça, devido ao tipo de geometria de uma prótese ser orgânica e não prismática.

As digitalizações apresentaram uma pequena variação geométrica na análise comparativa tridimensional, sendo que o princípio utilizado na técnica C apresentou uma significativa distorção nas áreas angulares, se comparada aos outros equipamentos, porém aceitável para aplicação em prótese dentária. Do ponto de vista de facilidade de uso, todas as técnicas são muito similares entre si, permitindo que qualquer uma das três tecnologias possa ser utilizada no processo de fabricação de próteses dentárias.

Observou-se também uma elevada influência dos parâmetros de corte e estratégias de fresamento na qualidade e produtividade das peças. Em função da Zircônia estar pré-sinterizada e, com isso, frágil, o processo de usinagem utilizando a estratégia 3DOffset se comprovou mais eficiente, bem como a sequência de fresamento 1, desbastando e acabando cada lado da peça em sequência, iniciando pela cavidade. Já a velocidade de avanço de corte, pôde-se incrementar 33% da velocidade sugerida pelo fabricante da ferramenta, que era de 1200mm/min, e concluiu-se que é possível trabalhar em velocidades maiores, de até 1600mm/min, elevando, assim, a produtividade do processo sem prejudicar a qualidade da peça.

Outro aspecto importante do processo é o uso dos softwares de CAD e CAM específicos para odontologia. O software EXOCAD apresenta uma interface gráfica totalmente dedicada ao profissional odontológico, com o processo de criação totalmente guiado, passo a passo, com vários pré-parâmetros já estabelecidos, cabendo ao usuário, na grande maioria das vezes, apenas preencher informações numéricas como espaçamento para cimentação, espessura de peça e altura, por exemplo. A possibilidade de criação de geometrias e modelamento 3D se dá por pequenos ajustes no estilo "free form" de correção, após a peça já estar criada utilizando os pré-parâmetros estabelecidos.

Conclui-se também que os softwares de CAM atualmente ofertados, pré-configurados, são uma ótima opção para este mercado, pois permitem que profissionais sem nenhuma formação na área de usinagem, como dentistas, por exemplo, operem máquinas de 5 eixos simultâneos com ótimos resultados.

Com o estudo de caso, pôde-se avaliar o processo e comprovar a eficácia do sistema CAD/CAM avaliado na confecção de próteses em Zircônia. O tempo de produção da peça, desde a sua digitalização, foi rápido e simples. A adaptação da peça após sinterização foi adequada e o seu processo de finalização com cerâmica não apresentou dificuldade ao TPD.

Neste contexto, o presente estudo de doutorado se comprovou esclarecedor dos processos de fabricação de próteses dentárias por sistemas de CAD/CAM e demonstrou a influência dos diversos parâmetros de produção, desde a digitalização inicial, usinagem e sinterização final da peça, demonstrando as contribuições técnico/científicas deste trabalho, que teve como expectativa final com a aplicação desta metodologia a consequente melhoria da qualidade clínica e estética da saúde bucal dos pacientes, em um tempo de atendimento menor e valores reduzidos devido a automação do processo.

5.1 SUGESTÕES PARA TRABALHOS FUTUROS

- Avaliação dos parâmetros de usinagem de outros materiais para fabricação de próteses odontológicas como ligas de Cobalto Cromo e Titânio.
- Estudo da influência da usinagem a seco ou com lubrificação de corte nas propriedades químicas e de translucidez da Zircônia odontológica.
- Avaliação da durabilidade das ferramentas de corte para fresamento de Zircônia odontológica.
- Avaliação da durabilidade das ferramentas de corte para fresamento de ligas de Cobalto Cromo e Titânio.
- Desenvolvimento de um processo ou equipamento para realização de controle de qualidade automatizado e preciso para avaliação das próteses após fresamento e sinterização.
- Estudo comparativo entre as técnicas de fresamento CNC e impressão 3D na fabricação de próteses em ligas metálicas.
- Avaliação do uso de tomografia digital em substituição ao processo de digitalização tridimensional, considerando as precisões exigidas.

- Avaliação do uso de sistemas CAD/CAM e do processo de fresamento para confecção de guias cirúrgicos para implantes dentários.

REFERENCIAS

1. Oliveira, F J, Almeida Cesar, E, Assaoka, S K - Prótese Dentária - Princípios Fundamentais Técnicas Laboratoriais – Editora Napoleão - 2ª Ed. 2012
2. Duret F, Blouin JL, Duret B. CAD-CAM in dentistry. J Am Dent Assoc. 1988; 117:715-20.
3. Liu PR. A panorama of dental CAD/CAM restorative systems. Compendium. 2005;26:507-16
4. Witkowski S. (CAD-)/CAM in dental technology. Quintessence Dent Technol. 2005;28:169-84
5. Mormann WH. The origin of the Cerec method: a personal review of the first 5 years. Int J Comput Dent. 2004;7(1):11-24.
6. SMITH, W.F. Princípios de ciência e engenharia dos materiais. Mc Graw-Hill de Portugal Ltda., 3ª Edição, 1998.
7. KUNES, K., HAVRDA, J., HRONÍKOVÁ, K. et al. Stabilization of bioceramic suspensions prepared from alumina-containing zirconia powders. Ceramics-Silikáty, .44 (1) p. 1-8, 2000.
8. HULBERT, S.F. The use of alumina and Zircônia in surgical implants. In: Hench, L.L. & Wilson, J. Advanced series in ceramics. An introduction to Bioceramics. World Cientific, v.1, cap.2, p. 25-36. 1993.
9. KONG, Y. M., BAE, C. J., LEE, S. H., KIM, H. W., KIM, H. E. Improvement in biocompatibility of ZrO₂-Al₂O₃ nano-composite by addition of HA. Biomaterials, Article in press, 2004.
10. (www.azom.com).
11. STEVENS, R., "Introduction to Zirconia – Zirconia and Zirconia Ceramics". In: Magnesium Elektron Publication, n. 113, pp. 1-51, Jul. 1986.
12. GARVIE, R.C., HANNINK, R.H., PASCOE, R.T., "Ceramic steel?", Nature, v. 258, pp. 703-704, Dec. 1975.
13. CHEVALIER, J., DEVILLE, S., MÜNCH, E., et al., "Critical effect of cubic phase on aging in 3 mol% Ítria-stabilized zirconia ceramics for hip replacement prosthesis", Biomaterials, v. 25, n. 24, pp. 5539-5545, Nov. 2004.

14. SCOTT, H.G., "Phase relationships in the zirconia-Ítria system", *Journal of Material Science*, v. 10, pp. 1527-35, 1975.
15. RUIZ, L., READEY, M.J., "Effect of heat treatment on grain size, phase assemblage, and mechanical properties of 3 mol % Y-TZP", *Journal of the American Ceramic Society*, v. 79, pp. 2331-40, 1996.
16. MATSUI, K., HORIKOSHI, H., OHMACHI, Y., "Cubic formation and grain-growth mechanisms in tetragonal zirconia polycrystal", *Journal of the American Ceramic Society*, v. 86, pp. 1401-8, 2003.
17. KELLY, P.M., FRANCIS ROSE, L.R., "The martensitic transformation in ceramics — its role in transformation toughening", *Progress in Materials Science*, v.47, n. 5, pp. 463-557, 2002.
18. GIORDANO, R., "CAD/CAM: An Overview of Machines and Materials", *Journal of Dental Technology*, pp. 20-30, Sep. 2003.
19. GUAZZATO, M., ALBAKRY, M., RINGER, S.P., et al., "Strength, fracture toughness and microstructure of a selection of all-ceramic materials, Part II. Zirconia-based dental ceramics", *Dental Materials*, v. 20, n. 5, pp. 449-456, Jun. 2004.
20. PICONI, C., MACCAURO, G., "Zirconia as a ceramic biomaterial, a review", *Biomaterials*, v. 20, n. 1, pp. 1-25, Jan. 1999.
21. NVISION <http://www.nvision3d.com/techno.htm> (Outubro 2005).
22. 3D SCANNERS <http://www.3dscanners.com> (Novembro 2005).
23. MEDAR, Inc. To Introduce 3D Automotive Body Panel Flaw Detection System.<http://www.medar.com/whatnew/budd.html> (Março 2005).
24. AHRENS. C. H. Características desejáveis para implantação e o emprego de sistemas CAE/CAD/CAM no setor de moldes de injeção de plásticos. Florianópolis, 1994. Tese (Doutorado em Eng. Mecânica) – Universidade Federal de Santa Catarina.
25. CAVALHEIRO, A. Z. Sistematização do Planejamento da programação via CAM do Fresamento de cavidades de moldes para peças injetadas. Florianópolis, 1998. Dissertação (Mestrado em Eng. Mecânica) – Universidade Federal de Santa Catarina.
26. DELCAM plc. Powermill Reference Manual. Birmingham (GBR) 1996.
27. GUNNINK, J. W. How to speed up prototyping & tooling processes by using STL-technology. Time-Compression Technologies '98 Conference, 1998.
28. MARINAC, D. Tool Path Strategies For High Speed Machining. Modern Machine Shop. (Disponível na internet. <http://www.mmsonline.com>) 2015.

29. MACEDO, S. E. M. Análise de Forças no Fresamento de Topo Convencional e Com Altas Velocidades de Corte. Florianópolis, 2001. Dissertação (Mestrado em Eng. Mecânica) – Universidade Federal de Santa Catarina.
30. ASM INTERNATIONAL. High Speed Machining (retired: General Electric Corporate Research & Development).
31. SANDVIK. Usinagem com Altas Velocidades de Corte e Usinagem Convencional de Moldes e Matrizes. Coletânea com sete artigos. Sandvik Coromant, p. 1-24, 2000.
32. HORN, D. High Performance Machining – Putting it Into Practice. Mold making technology Magazine, www.moldmakingtechnology.com, Julho 2004.
33. FIELD, R. Myths of High-Speed Machining. Metifax, maio 2000 (Disponível na Internet. <http://www.manufacturingcenter.com>), julho 2005.
34. UpCera - Upcera Zirconia Blanks User Instruction Manual – 2016
35. ISO. Implants for surgery — Ceramic materials based on Ítria-stabilized tetragonal zirconia (Y-TZP). v. ISO 13356:2008(E), 2008. p. 20
36. JCPDS - International Centre for Diffraction Data 2000, Advances in X-ray Analysis.
37. ASTM: C 1327-03. Standard test method for Vickers indentation hardness of advanced ceramics, 2003. WITKOWSKI, Siegbert; KOMINE, Futoshi; GERDS, Thomas. Marginal accuracy of titanium copings fabricated by casting and CAD/CAM techniques. The Journal of Prosthetic Dentistry (2006) 47-52.
38. MOLDOVAN, Ovidiu; LUTHARDT, Ralph G.; CORCODEL, Nicoleta; RUDOLPH, Heike. Three-dimensional fit of CAD/CAM-made zirconia copings. Dental Materials 27 (2011) 1273–1278.
39. YARA, Atsushi; GOTO, Shin-ichi; OGURA, Hideo. Correlation between Accuracy of Crowns Fabricated Using CAD/CAM and Elastic Deformation of CAD/CAM Materials. Dental Materials Journal 23(4) (2004) 572-576.
40. Martinez-Rus F, Ferreira A, Ozcan M, Pradies G (2013) Marginal discrepancy of monolithic and veneered all-ceramic crowns on titanium and zirconia implant abutments before and after adhesive cementation: a scanning electron microscopy analysis. Int J Oral Maxillofac Implants 28: 480-487.
41. SVANBORG, Per; SKJERVEN, Henrik; CARLSSON, Pablo; ELIASSON, Alf; Dental Materials Journal 23(4) (2016)
42. KARLSSON, Stig; ÖRTORP Anders. Marginal and Internal Fit of Cobalt-Chromium, Dental Materials Journal 23(4) (2015)

43. Fixed Dental Prostheses Generated from Digital and Conventional Impressions. *International Journal of Dentistry*. (2014) 1-10.
44. JH, Park; TK, Kwon; JH, Yang; JS, Han; JB, Lee; SH, Kim; IS, Yeo. A Comparative Study on the Marginal Fit of Zirconia Cores Manufactured by CAD/CAM and Copy Milling Methods. OMICS Group submissions. (2013)1-4.
45. SONG, Tae-Jin; KWON, Taek-Ka; YANG, Jae-Ho; HAN, Jung-Suk; LEE, Jai-Bong; KIM, Sung-Hun; YEO, In-Sung. Marginal fit of anterior 3-unit fixed partial zirconia restorations using different CAD/CAM systems. *The Journal of Advanced Prosthodontics*. (2013) 219-225.
46. BEUERA, Florian; AGGSTALLERA, Hans; EDELHOFFA, Daniel; GERNETA, Wolfgang; SORENSEN, John. Marginal and internal fits of fixed dental prostheses zirconia retainers. *Dental Materials* 25 (2009) 94–102.
47. WU, Ting; LIAO, Wenhe; DAI, Ning; TANG, Chunbo. Design of a custom angled abutment for dental implants using computer-aided design and nonlinear finite element analysis. *Journal of Biomechanics* 43 (2010) 1941–1946.
48. KARL, Matthias; GRAEF, Friedrich; WICHMANN, Manfred; KRAFFT, Tim. Passivity of fit of CAD/CAM and copy-milled frameworks, veneered frameworks, and anatomically contoured, zirconia ceramic, implant supported fixed prostheses. *The Journal of Prosthetic Dentistry* (2012) 232-238.
49. QUAAS, Sebastian; RUDOLPH, Heike; LUTHARDT, Ralph G. Direct Mechanical data acquisition of dental impressions for the manufacturing of CAD/CAM restorations. *Journal of Dentistry* 35 (2007) 903–908.
50. TOMITA, Sachiko; SHIN-YA, Akiyoshi; GOMI, Harunori; SHIN-YA, Akikazu; YOKOYAMA, Daiichiro. Machining Accuracy of Crowns by CAD/CAM System Using TCP/IP : Influence of Restorative Material and Scanning Condition. *Dental Materials Journal* 26(4) (2007) 560. 549-
51. KATSOULIS, Joannis; STERN-MERICSKA, Regina; ENKLING, Norbert; KATSOULIS, Konstantinos; BLATZ, Markus B. In vitro precision of fit of computer-aided designed and computer-aided manufactured titanium screw-retained fixed dental prostheses before and after ceramic veneering. *Clinical Oral Implants Research*. (2015) 44-49.
52. RUDOLPH, Heike; LUTHARDT, Ralph G.; WALTER, Michael H. Computer-aided analysis of the influence of digitizing and surfacing on the accuracy in dental CAD/CAM technology. *Computers in Biology and Medicine* 37 (2007) 579–587.
53. Coli P, Karlsson S. Precision of a CAD/CAM technique for the production of Zirconium dioxide copings, *Int J Prosthodont* 17 (2004), pp. 577–580.

54. Witkowski S, Komine F, Gerds T. Marginal accuracy of titanium copings fabricated by casting and CAD/CAM techniques, *J Prosthet Dent* 96 (2006), pp. 47–52.
55. ARDEKANI, Kianoosh Torabi; AHANGARI, Ahmad Hassan; FARAHI, Leila. Marginal and Internal Fit of CAD/CAM and Slip-Cast Made Zirconia Copings. *Journal of Dental Research, Dental Clinics, Dental Prospects*. . (2012) 42-48.

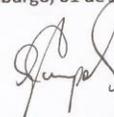
ANEXO 1**GABRIEL DE BORBA SOBRAL CAMPOS**

TÉCNICO EM PROTESE DENTÁRIA

CRO – TPDRS - 2620

Atesto através deste documento, que o elemento 16 (primeiro molar superior), usinado através de sistema cad/cam, após testes e microscopia, encontrasse dentro dos parâmetros técnicos, respeitando os critérios de passividade, adaptação e vedação de bordo, sendo assim, apto para continuação do trabalho.

Novo Hamburgo, 01 de Julho de 2013



Gabriel Campos
Téc. Prótese Dentária
CRO-TPD 2620

ANEXO 2

PAULO R. B. BORGES

TÉCNICO EM PRÓTESE DENTÁRIA
CRO-TPDRS-0112

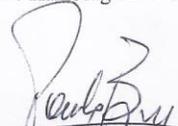
APLICAÇÃO DE PORCELANA SOBRE ZIRCÔNIA

Aplicação de porcelana sobre casquete em zircônia adaptado em modelo executado em gesso tipo IV.

A porcelana utilizada foi Noritake CZR, cor C2 e massas opalescentes TX e TO . Foram feitas três queimas com vácuo com temperatura entre 600°C e 930°C, e concluído com queima final de glazeio sem vácuo a uma temperatura entre 500°C e 930°C.

Em todas as queimas a porcelana apresentou boa aderência a estrutura de zircônia, não apresentando trincas, bolhas ou deformação dimensional ou de cor.

Novo Hamburgo 26 de Junho de 2013



~~PAULO ROBERTO DE BRITO BORGES~~
CRO-TPD-RS 0112

Rua Joaquim Pedro Soares, 500/sala86, Novo Hamburgo, RS
CEP-93510-320
FONE : 51-35936361
e-mail prolabor86@yahoo.com.br