

UNIVERSIDADE FEDERAL DO PARANÁ

ROGER COUTINHO REICHENBACH

**A UTILIZAÇÃO DE PILAR EM ZIRCÔNIA CONFECCIONADA PELA TÉCNICA
DE FRESAMENTO DO SISTEMA CAD/CAM EM PRÓTESES DENTÁRIAS**

CURITIBA

2017

ROGER COUTINHO REICHENBACH

**A UTILIZAÇÃO DE PILAR EM ZIRCÔNIA CONFECCIONADA PELA TÉCNICA
DE FRESAMENTO DO SISTEMA CAD/CAM EM PRÓTESES DENTÁRIAS**

Monografia apresentada como requisito parcial à obtenção do grau de Especialista em Prótese Dentária, no Curso de Pós-Graduação em Prótese Dentária, Departamento de Odontologia Restauradora, Universidade Federal do Paraná.

Orientador: Prof. Dr. Marcos André Kalabaide Vaz

CURITIBA

2017

TERMO DE APROVAÇÃO

ROGER COUTINHO REICHENBACH

A UTILIZAÇÃO DE PILAR EM ZIRCÔNIA CONFECCIONADA PELA TÉCNICA
DE FRESAMENTO DO SISTEMA CAD/CAM EM PRÓTESES DENTÁRIAS

Monografia apresentada como requisito parcial para obtenção do grau de Especialista no Curso de Prótese Dentária, Departamento de Odontologia Restauradora da Universidade Federal do Paraná.

Orientador: Prof. Dr. Marcos André Kalabaide Vaz
Departamento de Odontologia Restauradora, UFPR.

Prof. Dr. Nerildo Luiz Ulbrich
Departamento de Odontologia Restauradora, UFPR.

Prof. Dr. Hélio José Paiva Pereira
Departamento de Odontologia Restauradora, UFPR.

Curitiba, 06 de junho de 2017.

Dedico este trabalho aos três pilares de minha vida. À minha esposa Lorena, companheira incansável e suporte em todas as horas e às minhas filhas, Renata e Letícia, que são e sempre serão o meu orgulho.

AGRADECIMENTOS

Agradeço a Deus, fonte primária de toda minha existência. Agradeço aos meus pais por todo o suporte dado na minha formação. Aos professores da Especialização em Prótese Dentária da UFPR, funcionários da universidade, colegas de estudo, pela oportunidade de aprendermos juntos, aos meus pacientes, cuja confiança em mim depositada me permitiu vencer mais esta etapa, ao amigo Bruno Hassan de Campos e a todos que de maneira direta ou indireta contribuíram para a realização deste trabalho.

Se eu vi mais longe, foi
porque me apoiei sobre os ombros
de gigantes. (Isaac Newton, 1676)

RESUMO

A necessidade de obtenção de novos materiais para substituição de partes do corpo humano que foram destruídas ou danificadas, juntamente com a necessidade estética, conduz cientistas das mais diferentes áreas à investigação de novas tecnologias. Dentro desses novos conceitos e recursos protéticos, os pilares cerâmicos confeccionados pelo sistema CAD/CAM vêm ganhando popularidade pela possibilidade de elaborar próteses sobre implantes com uma situação estética mais favorável. Suas propriedades mecânicas são confiáveis, e sua biocompatibilidade com os tecidos também, o que os tornam uma alternativa viável nas reabilitações protéticas em regiões onde a estética é fundamental. O objetivo deste trabalho é a revisão bibliográfica a respeito da utilização de pilar cerâmico fabricado pelo sistema CAD-CAM, bem como, a discussão sobre a sua importância e as melhorias que sua utilização promove no paciente.

Palavras-chave: CAD/CAM. Pilar. Zircônia.

ABSTRACT

The need to obtain new materials to replace parts of the human body that have been destroyed or damaged, together with the aesthetic necessity, leads scientists from different areas to research new technologies. Within these new concepts and prosthetic resources, the ceramic abutment manufacturing by the CAD/CAM system have been gaining popularity due to the possibility of developing prostheses on implants with more favorable aesthetic situation. Their mechanical properties are reliable, and their biocompatibility with tissues as well, which makes them a viable alternative in prosthetic rehabilitation in regions where aesthetics are fundamental. The objective of this work is the bibliographical review regarding the use of ceramic abutment made by the CAD-CAM system, as well, discussion on its importance and the improvements that its use promotes in the patient.

Key-words: CAD/CAM. Abutment. Zirconia.

LISTA DE ILUSTRAÇÕES

Figura 1 - Exemplo de scanner laboratorial: NobelProcera da Nobel Biocare.	15
Figura 2 - Exemplo de scanner clínico: CEREC Bluecam da Sirona Dental.	16
Figura 3 - Exemplo de tela de CAD exibindo um projeto totalmente editável.	18
Figura 4 - Unidade fresadora CEREC MC da Sirona Dental.	19
Figura 5 - Blocos de cerâmica. Sirona Dental.	20
Figura 6 - Diferença entre os tipos de unidade de fresamento.	21
Figura 7 - Pilar Ucla®.	26
Figura 8 - Detalhe de abutment cerâmico.	29
Figura 9 - Visão frontal de um abutment anterior em zircônia.	31
Figura 10 - Pilares de zircônia e titânio para implantes cone morse.	39

SUMÁRIO

1 INTRODUÇÃO	11
2 REVISÃO DE LITERATURA	13
2.1 CAD/CAM	13
2.1.1 Digitalização	14
2.1.2 CAD - Desenho auxiliado por computador ou computer aided design	17
2.1.3 CAM - Fabricação/fresamento auxiliado por computador ou computer aided manufacturing	19
2.2 PILAR	22
2.2.1 Pilar metálico	24
2.2.2 Pilar cerâmico	28
2.2.3 Zircônia	30
2.3 PILAR CERÂMICO CONFECCIONADO ATRAVÉS DE CAD/CAM	33
2.3.1 Propriedades da zircônia e sua utilização	35
2.3.2 Sistema cone morse	37
2.3.3 Utilização do pilar fabricado por CAD/CAM em implante cone morse	38
3 DISCUSSÃO	42
4 CONCLUSÕES	44
Referências	45

1 INTRODUÇÃO

Uma das grandes mudanças ocorridas na Odontologia no século passado foi possibilitada pela disponibilidade de novas tecnologias. Com o avanço das técnicas e dos materiais disponibilizados, a odontologia passou por uma verdadeira revolução, permitindo não apenas tratamentos mais eficazes, mas acima de tudo a possibilidade de, através da Odontologia Estética, alcançar o equilíbrio estético e funcional. É partindo desta premissa que a utilização de sistemas CAD/CAM surge como uma das maiores inovações.

Assim é importante contextualizar a relevância da utilização das próteses de cerâmica. As primeiras próteses cerâmicas foram desenvolvidas por meados do século XVIII, pelos franceses Alexis Duchâteau e Nicolas Dubois de Chémant, que desde então continuam sendo utilizadas e constantemente aperfeiçoadas (AZEVEDO et al., 2007).

A tecnologia CAD/CAM “Computer Aided Design/Computer Aided Manufacturing”, a princípio desenvolvida para a indústria, recentemente passou a ser utilizada pelos cirurgiões dentistas para auxiliar na automatização dos processos restauradores e protéticos, objetivando maior rapidez na produção de próteses e produtos finais com qualidade superior. Os sistemas CAD/CAM são elaborados utilizando três componentes. O digitalizador (scanner) tem a capacidade de digitalizar uma determinada estrutura. O software CAD é o ambiente onde a estrutura é projetada e editada. E o CAM que é uma unidade de usinagem onde o bloco cerâmico é fresado para reproduzir a estrutura projetada (BEUER, F.; SCHWEIGER, J.; EDELHOFF, D. 2008).

Nesse sentido, algumas das vantagens de utilizar o método CAD/CAM são: a padronização, material de melhor desempenho, qualidade estética, maior precisão e rapidez na criação das peças protéticas (ELIAS, C.; SANTOS, C., 2010). Portanto, o sistema CAD/CAM abriu as portas para outra grande transformação; a dos materiais. Os equipamentos são capazes de realizar a fresagem de materiais metálicos e cerâmicos como a zircônia, o titânio e o cromo cobalto. Nessa perspectiva, é imprescindível que seja feita uma abordagem sobre a utilização do pilar cerâmico. O pilar é o material que serve para fazer a conexão entre o implante e a prótese tendo um íntimo contato com a gengiva. Nota-se que a estética dos dentes, normalmente, é branca e a da gengiva vermelha. Quando é feito o implante utilizando pilares tradicionais (titânio) em regiões onde o tecido gengival é delgado, pode-se gerar uma prótese com o acabamento marginal acinzentado (SCHIROLI, G. 2004).

Assim, este trabalho tem o objetivo, por um levantamento bibliográfico, adentrar sobre as características inovadoras da fabricação e utilização de pilar cerâmico a partir do fresamento por CAD/CAM.

2 REVISÃO DE LITERATURA

2.1 CAD/CAM

CAD/CAM é o acrônimo para Computer Aided Design/Computer Aided Manufacturing, cuja tradução de acordo com BERNARDES, et al.(2012) seria: "desenho auxiliado por computação e manufatura auxiliada por computação". Esta tecnologia inovadora permite, pela utilização em conjunto de software e hardware específicos (sistemas), criar modelos tridimensionais de qualquer estrutura previamente designada no sistema de fresamento automatizado, o que resulta em um produto altamente padronizado, evitando imperfeições e reduzindo custos.

A utilização de sistemas CAD/CAM na Odontologia passou a estar disponível na década de oitenta. Contudo, a partir dos anos setenta, houveram tentativas de desenvolvimento do sistema por parte de Bruce Altschuler nos Estados Unidos, François Duret, na França e Werner Mormann em conjunto com Marco Brandestini na Suíça (LIU, P. 2005).

O sistema CAD/CAM pode ser descrito como um conjunto de processos informatizados para a fabricação de um produto pela mecanização robotizada, utilizando o mínimo de interferência humana. É composto de três estágios: a digitalização, procedimento que converte em dados um objeto tridimensional; o programa de computador (software), o qual permite a edição e customização do objeto digitalizado; e, por último, o processo de fabricação do objeto tridimensional pelo fresamento (ou desgaste mecânico). É importante salientar que esta descrição encontra-se bem aproximada da descrição emitida por

BEUER, F.; SCHWEIGER, J.; EDELHOFF, D. (2008), os quais afirmam que todos os sistemas CAD/CAM são compostos de três componentes: uma ferramenta de digitalização (scanner) que faz o mapeamento em uma determinada estrutura e converte as medidas tridimensionais em dados que serão lidos e processados em um computador, um aplicativo (software) ou programa de computador que possui a capacidade de analisar as informações obtidas do processo de digitalização e uma ferramenta de produção automatizada que fabrica um produto de acordo com as especificações obtidas do aplicativo.

Contudo, é importante salientar que embora os diversos sistemas CAD/CAM disponíveis no mercado utilizem as mesmas premissas (digitalização, edição e fabricação), são as particularidades de cada equipamento que definem o tipo de material a ser utilizado, enquanto que a divisão do processo em etapas permite maior controle de qualidade, evitando erro humano nas técnicas comuns.

2.1.1 Digitalização

Todos os sistemas CAD/CAM necessitam obter os dados de alguma forma. Especificamente nos sistemas voltados à Odontologia, devido às particularidades de cada paciente, a digitalização torna-se assim a premissa inicial do processo de confecção. Desta forma, a função básica da digitalização é prover os sistemas com dados que serão editados em um software CAD.

A digitalização, ou escaneamento (scanning) pode ser descrito como um conjunto de procedimentos que objetiva a reconstrução digital de uma estrutura dentro de um determinado formato de dados. Esses dados são obtidos por um equipamento (scanner) emissor de luz, cuja captura por sensores específicos consegue criar uma imagem tridimensional do objeto digitalizado. Assim o processo se inicia com a digitalização (scanning) de um modelo em gesso da arcada dentária do paciente ou diretamente na própria arcada do paciente, cujo arquivo resultante é inserido em um software específico (CAD) para edição do modelo virtual, ficando disponível para visualização em tela.



Figura 1 – Exemplo de scanner laboratorial: NobelProcera da Nobel Biocare.
Fonte: <http://digital-dental-cadcam.com/wp-content/uploads/2014/05/cadCam3.jpg>

BEUER, F.; SCHWEIGER, J.; EDELHOFF, D. (2008), especificam dois tipos de scanners utilizados: ópticos e mecânicos. No scanner óptico o funcionamento se dá pela relação entre o ângulo do emissor de luz (que pode ser tanto luz branca quanto o laser) e o receptor, cuja resposta permite ao computador calcular o conjunto de dados e formar a base tridimensional do objeto. O scanner mecânico por sua vez possui uma forma de obtenção de dados completamente diferenciada, onde o processo é inteiramente

automatizado. A estrutura a ser digitalizada é inserida em uma bancada e o aparelho faz a leitura em linha mediante o contato entre a superfície a ser digitalizada e o leitor, cuja ponta possui uma esfera de rubi. Embora os dois tipos de digitalizadores possuam propriedades e filosofias de funcionamento distintas, é importante salientar que ambos se utilizam das propriedades refratoras da luz para criar uma imagem tridimensional.

LIU, P. (2005) e BERNARDES, et al. (2012) caracterizam os sistemas CAD/CAM quanto ao local de utilização, sendo que LIU, P. (2005) os caracteriza como de uso em clínica (in-office) e laboratorial (laboratory), enquanto que BERNARDES, et al. (2012) os classifica como intraorais (para utilização em clínicas) e extraorais (de bancada ou laboratoriais).



Figura 2 – Exemplo de scanner clínico: CEREC Bluecam da Sirona Dental.

Fonte: <http://s01.qind.nl/userfiles/241/Image/1-Optischer-Abdruck.jpg>

Os scanners intraorais são fabricados para utilização dentro da clínica odontológica, são menores, obtém os dados pela emissão de luz por contato direto em troquel ou mais recentemente direto da arcada do paciente, enquanto que os scanners de bancada (laboratoriais) fazem parte de uma central de escaneamento, utilizam tanto a luz quanto o laser para obter os dados de

quaisquer superfícies (arcada do paciente, moldagens orais em gesso e quaisquer materiais).

2.1.2 CAD - Desenho auxiliado por computador ou computer aided design

O processo de desenho auxiliado por computador (CAD) pode ser definido como a utilização de sistemas de tecnologia aplicada à elaboração de desenhos. Consiste na utilização de equipamento de hardware e software específicos para a obtenção de resultados desejados. As principais vantagens do sistema são: a utilização gráfica para a representação do produto e a utilização de banco de dados para armazenamento de modelos do produto, enquanto que a utilização desta ferramenta possibilita ao “designer” o controle de todo o processo de criação de um produto em todas as etapas. Na definição de MEURER, et al. (2007) o CAD "envolve a criação de peças virtuais em um computador auxiliando o profissional no processo de criação do produto".

A representação gráfica gerada com precisão pelo “software” é totalmente editável, o que permite ao usuário observar o produto na tela, fazer qualquer alteração e apresentar esboços, especialmente durante as fases iniciais do processo, de forma simples e objetiva.

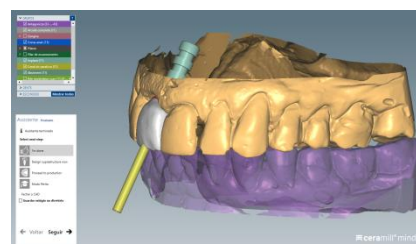
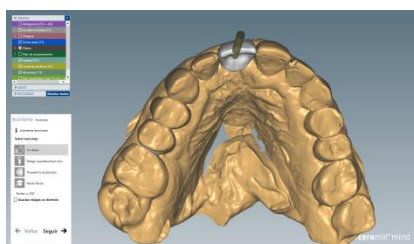




Figura 3 – Exemplo de tela de CAD exibindo um projeto totalmente editável

Fonte: O próprio autor.

Especificamente na Odontologia, o “software” CAD é a ferramenta que recebe os dados oriundos da digitalização. A partir destes dados que o “software” cria um modelo virtual em três dimensões do objeto a ser editado. Em conjunto com uma biblioteca de informações, é possível o técnico criar um modelo tridimensional (troquel virtual) do produto final com todo o acabamento final (BERNARDES et al., 2012). O autor classifica os softwares quanto à sua utilização: *abertos*, esses recebem imagens de quaisquer scanners, bem como enviam dados para quaisquer máquinas de usinagem controlada; ou *fechados*, esses programas só aceitam recebimento e envio de dados para determinadas máquinas de captação de imagens e usinagem, ou seja, é um processo totalmente incomunicável entre os diferentes processos.

Desta forma, existem duas maneiras de utilizar o processo de desenho auxiliado por computador: Pelos sistemas abertos ou fechados. Os sistemas abertos são os sistemas onde os aparelhos digitalizadores e os softwares CAD podem ser de fabricantes diferentes, enquanto que em sistemas fechados todos os equipamentos devem ser obrigatoriamente adquiridos do mesmo fabricante.

2.1.3 CAM - Fabricação/fresamento auxiliado por computador ou computer aided manufacturing

Após a digitalização, inserção dos dados no software CAD e eventuais alterações, tem início o processo de fresamento ou fabricação (produção). Esta etapa é inteiramente mecanizada, onde, de acordo com BERNARDES, et al. (2012) os tornos controlados por computadores realizam os procedimentos de usinagem com alta precisão a partir de uma lista de movimentos escrita num código específico. Isso significa que o produto final é conseguido pelo desgaste marginal e contínuo de um bloco do material previamente escolhido (metais, porcelanas, etc) durante um determinado tempo até a obtenção das dimensões desejadas. Sendo assim, é necessário que o clínico realize o planejamento e a escolha tanto do material quanto da tonalidade certa para a obtenção do produto final de acordo com as características do paciente.



Figura 4 – Unidade fresadora CEREC MC da Sirona Dental.
Fonte: <http://www.sirona.com>

Uma vez que as dimensões do produto são definidas e o material da prótese está escolhido, o laboratório pode preparar a peça. As informações são enviadas pela rede à unidade fresadora, equipamento responsável pelo

fresamento do bloco. O sistema utiliza brocas que continuamente desgastam a superfície até a obtenção de um resultado anatomicamente perfeito.

Para BERNARDES, et al. (2012), as unidades de fresamento podem ser classificadas em: industrial, laboratorial e clínica, levando em consideração suas características próprias, assim como suas vantagens e limitações. HILGERT, et al. (2009), classificam a etapa de produção de restauração (fase CAM) de acordo com o local em que ela acontece: no próprio consultório (chairside); no laboratório de prótese; ou em um centro de produção. No consultório, a técnica de produção “chairside”, ou seja, junto à cadeira do dentista, foi talvez o método de produção mais motivador do desenvolvimento da tecnologia CAD/CAM na odontologia. O primeiro sistema com sucesso comercial foi o CEREC, desenvolvido na década de 80. Seu conceito era possibilitar ao dentista realizar a impressão óptica do preparo, o planejamento e a produção da peça protética no consultório em poucos minutos. Os dois grupos de autores apontam, mesmo que subjetivamente, as vantagens do sistema clínico (chairside). Neste sistema, embora ainda seja considerado caro para os padrões atuais, a rapidez tanto no planejamento, quanto no preparo das peças, acaba sendo um fator diferenciado, reduzindo o tempo gasto em sessões com pacientes.



Figura 5 – Blocos de cerâmica. Sirona Dental.

Fonte: http://rikom-dent.ru/content/thumb/vita_triluxe_800_600.jpg

Tecnologias C.A.M	Industrial	Laboratorial	Clinico
	Menor investimento inicial, pois o modelo é enviado para centrais de escaneamento	Maior investimento inicial (normalmente scanner de bancada, computador, torno e formos, dependendo do material a ser empregado)	Investimento inicial médio quando há o envio dos dados para centrais de usinagem industrial ou laboratorial (neste caso, investimento em scanner intraoral e computador). Por outro lado, o usuário pode investir mais se desejar ter todo o processo CAD/CAM: em torno e formos dependendo do material a ser empregado
Propriedades	Escaneamento intraoral ou do modelo de gesso	Escaneamento do modelo de gesso	Escaneamento intraoral ou do modelo de gesso
	Depende de controles internos fabris (processos mais burocratizados). Envio de peças pelo correio	Rapidez e agilidade na entrega da restauração	Rapidez e agilidade na entrega da restauração quando o processo fabril estiver dentro do mesmo ambiente que o paciente
	Oferece garantia	Custos de retrabalho serão sempre do proprietário	Garantias dependem se o profissional quer ter todo o processo ou não
	Controle de adaptação fabril (maior controle) direto sobre modelos de gesso ou em réplica dos modelos/troquel gerados a partir dos escaneamentos (protótipos rápidos em Estereolitografia)	Controle de adaptação convencional sobre o modelo de gesso	Controle de adaptação convencional direto sobre os dentes ou em modelos de gesso

Figura 6 - Diferença entre os tipos de unidade de fresamento.
 Fonte: BERNARDES, S. R. et al. (2012)

Finalmente, além do método tradicional de fabricação por fresamento, existe também a estereolitografia. Este processo é também conhecido como produção aditiva ou generativa. Este processo diferencia-se do fresamento por utilizar a adição de camadas, enquanto o fresamento trabalha com desgaste de uma peça. Para HILGERT, L. et al. (2009) a grande vantagem deste método é evitar o desperdício do material, assim como a plasticidade para obter formatos que não são possíveis com a usinagem.

2.2 PILAR

Uma das conquistas mais relevantes da Odontologia nos últimos anos tem sido o uso de implantes para repor a unidade dentária. Com o avanço da tecnologia e o advento dos componentes protéticos de última geração utilizados nas próteses implanto-suportadas, a excelência estética pode ser alcançada, sobretudo com os implantes unitários tanto na região anterior quanto na região posterior da arcada dentária. Para tal, estudos e pesquisas nesta área permitiram o surgimento de uma prótese unitária que emergisse a partir da gengiva dando um excelente aspecto de naturalidade à coroa dentária, sendo com frequência muito semelhante a um dente natural, tanto na região anterior quanto na região posterior da cavidade bucal.

PIOVESANA, A. T. (2015) afirma que a utilização do pilar deve satisfazer uma série de requisitos: biológico, funcional e estético. O material deve ser biocompatível, de forma a promover adesão epitelial, não provocando adesão de biofilme, deve também possuir propriedades mecânicas que resistam e distribuam a força exercida entre o implante e osso de suporte, enquanto que

esteticamente deve possuir inclinação ideal de modo a reproduzir as propriedades óticas do dente natural.

A reconstrução dental osseointegrada é um procedimento cirúrgico que vem sendo cada vez mais procurado e executado nos consultórios odontológicos. Este aumento contínuo da demanda decorre em parte da facilidade oriunda da manutenção clínica do paciente no longo prazo e da higienização clínica apropriada, o que aumenta o índice de sucesso dos implantes osseointegrados. Por isso que ao comparar a prótese parcial fixa convencional com o implante, é possível notar que o segundo permite uma melhoria na reabilitação de todos os espaços protéticos preservando suas características, importância destacada por FACO, E. F. (2013).

Branemark introduziu no início dos anos 80 o conceito da osseointegração com a utilização de implantes em titânio. Os sistemas de implantes, disponíveis atualmente no mercado, oferecem diferentes conexões entre restaurações protéticas e implantes. Tais conexões, também conhecidas como pilares (abutments), são componentes protéticos os quais irão fazer a ligação da coroa protética com a plataforma do implante.

A grande variedade dos sistemas de implantes osseointegrados surgiu a partir do Sistema Branemark de hexágono externo. A maioria dos fabricantes teve como preocupação principal a cópia do modelo já existente, enquanto outros procuraram desenvolver seus próprios sistemas. Com essas pesquisas surgiram o hexágono interno e o cone morse (PIOVESANA, A. T. 2015).

Para NICOLODI (2005) a utilização de implantes do Sistema Branemark para substituir um único dente tem sido uma alternativa a outras técnicas nos últimos 20 anos. A maior indicação para restaurações unitárias com implantes

é a ausência de dentes anteriores onde os dentes adjacentes são completamente intactos. Restaurar estes espaços edêntulos anteriores exige cuidados quanto à cirurgia e quanto à reabilitação protética final. Isso, associado a maior procura do paciente por restaurações semelhantes aos dentes naturais, tem levado ao desenvolvimento de vários componentes e materiais novos em Implantodontia. Os componentes originais para restaurações unitárias apresentavam uma forma padronizada e não permitiam soluções personalizadas. Uma tendência mais recente é o uso de componentes personalizados para permitir um ótimo suporte para materiais de revestimento assim como suporte para a mucosa e melhorar o perfil de emergência da restauração.

Esses pilares (abutments) utilizados sobre as variadas conexões também podem ser denominados pilares protéticos, intermediários ou componentes transmucosos. Por causa da evolução dos sistemas de implantes e dos novos desafios funcionais e estéticos na reabilitação protética, outros tipos de pilares estão sendo desenvolvidos, devendo apresentar ótimo encaixe e grande resistência mecânica (FACO, E. F. 2013).

É importante salientar que até o início da década de 90, os pilares eram produzidos quase que exclusivamente a base de metais, entretanto o metal vem sendo substituído por materiais cerâmicos como alumina e zircônia.

2.2.1 Pilar metálico

O titânio tem sido bastante utilizado na produção de implantes osseointegrados por causa de sua alta resistência à corrosão e a sua biocompatibilidade nas palavras de AZEVEDO V. et al. (2008) permite a individualização pela fundição, suportando prótese cimentada ou parafusada. Uma variedade de formas permitiu que pilares preparados à base de titânio (TiAdapt, Nobel Biocare; Anatomic abutment, SteriOss; PrepTite, 3i/Implant Innovations) tivessem o mesmo propósito. Em alguns casos, a correta seleção de um pilar de titânio e sua individualização permite a obtenção de uma restauração com perfil de emergência e estética aceitável. Porém, em casos com margem de gengiva livre muito fina, corre-se o risco da região cervical ficar com um halo escuro visível devido à cor metálica do pilar, impedindo a difusão e reflexão da luz.

Dentre os modelos de pilares metálicos, temos o pilar preparável/munhão cuja indicação é para a confecção de próteses fixas cimentadas em reposições unitárias e múltiplas; o pilar cônico (reto e angulado) é apropriado para próteses parafusadas, sendo composto de um corpo sextavado de formato cônico e uma cinta metálica de altura variável, servindo para reposições unitárias e múltiplas; e o mini pilar cônico (reto e angulado), cuja indicação é para próteses parafusadas com necessidade de altura menor, servindo apenas para reposições múltiplas (PIOVESANA A. T. 2015).

De acordo com PIOVESANA (2015) o UCLA (Universable Castable Long Abutment) é considerado o mais versátil das conexões protéticas, uma vez que permite a confecção tanto de próteses parafusáveis quanto cimentadas, assim como unitárias e múltiplas e é constituído como um tubo calcinável ou metálico torneado "que se acopla diretamente sobre o implante", podendo ser "adaptado

idealmente à maioria das situações pelo enceramento para, então, ser transformado em um pilar metálico por um processo convencional e fundição”.



Figura 7 – Pilar UCLA

Fonte: CYRÍACO et al.

Por um questionário aplicado aos profissionais de Odontologia participantes do evento Bra2sil 40 anos de Osseointegração, realizado em São Paulo, em setembro de 2005 por CYRÍACO, T.; SALVONI, A. D.; WASSALL, T. (2007), chegou-se à conclusão de que a maior parte dos profissionais que responderam ao questionário tiveram preferência pela conexão UCLA, sendo esta escolhida por 35,5% dos especialistas em implantodontia ali presentes para instalação na região anterior, enquanto que para a região posterior o mesmo sistema contou com a preferência de 37,5% dos profissionais. No mesmo estudo também se constatou que 29,1% dos mestres optaram pela utilização da conexão UCLA na região anterior e 33,7% na região posterior. Por último a conexão UCLA foi escolhida por 22,2% dos doutores na região anterior da boca e 38,9% na região posterior.

De acordo com FACO, E. F. (2013) os pilares podem ser classificados quanto à sua conexão: hexagonal externa e hexagonal interna. A conexão hexagonal externa foi desenvolvida inicialmente para permitir a montagem do

implante e servir também para proporcionar um mecanismo antirrotacional para restaurações unitárias. Entretanto, a altura reduzida desse hexágono gera maior micro movimentação nesse tipo de conexão uma vez que seu centro de rotação mais alto diminui a resistência a movimentos laterais e, assim o parafuso de retenção torna-se mais propenso ao afrouxamento. As conexões hexagonais internas por serem mais justas devido à fricção entre o pilar e o Implante apresentam melhor selamento biológico, maior estabilidade e melhor distribuição de forças quando comparados à conexão externa, devido à dissipação de forças laterais mais internamente ao implante, paredes de adaptação internas mais longas, capazes de resistir às forças que tendem a separar a junção parafusada, protegendo o parafuso de retenção.

Para COPPEDÊ, A. R. (2007), o sistema cone morse, mais novo dos sistemas, possui vantagens em relação aos anteriores. Este sistema apresenta uma conexão cônica entre o implante e o pilar, conhecida como conexão cone morse. A força de união entre o implante e o pilar, que é proporcional à força de inserção, evita que o cone macho seja removido do cone fêmea, mesmo ao tentar girá-lo ou aplicar força axial. As conexões em cone morse são frequentemente utilizadas nos diversos ramos da engenharia, quando há necessidade de uma junta de grande poder de retenção. A angulação total das paredes da conexão para que exista o efeito morse deve ser de 6° a 16° . Esse tipo de conexão proporciona contato íntimo entre o implante e o pilar, com a intenção de melhorar a estabilidade mecânica do mesmo, evitando seu afrouxamento, e se mantém de forma eficiente mesmo quando cessa a força aplicada para inserção. Os implantes com conexões cone morse apresentam vantagens em relação aos demais sistemas, entre elas: melhor adaptação

entre o componente protético e o implante, eliminando a micro-fenda entre os dois, o que reduziu os níveis de reabsorção óssea periimplantar; menor estabilidade mecânica do pilar, minimizando a ocorrência de micro-movimentos; a minimização dos micro-movimentos causou redução na incidência de afrouxamentos e fraturas de parafusos; melhor fixação anti-rotacional; maior resistência do conjunto implante/pilar, pois a íntima união entre os dois praticamente torna sua resposta em mecânica como de corpo único. As desvantagens deste tipo de sistema segundo o autor são: ausência de um mecanismo de posicionamento protético anti-rotacional; pouca familiaridade com o sistema, por parte dos técnicos e dentistas.

2.2.2 Pilar cerâmico

Em consequência da grande demanda estética na Odontologia, em especial na região da maxila em próteses de dentes anteriores, várias técnicas além de materiais diversos vêm surgindo para atender a necessidade por um elemento dentário de aspecto natural e semelhante à dentição em pacientes edêntulos, conforme destaca NICOLODI, J. C. (2005). Restaurações em porcelana pura têm se tornado comum para restaurar dentes que requerem estética. A translucidez fornecida pela restauração permite a transmissão de luz através do dente subjacente, o qual minimiza a sombra gengival e fornece uma aparência de vitalidade.

Há pouco mais de duas décadas, os pilares protéticos desenvolvidos para fixação das próteses sobre os implantes eram produzidos, em sua

maioria, de titânio e outros materiais metálicos, já que estes ofereciam estrutura segura e biocompatibilidade na composição das restaurações. No entanto, tais materiais evidenciavam algumas limitações clínicas, uma vez que sua principal desvantagem era a aparência acinzentada produzida pela cor do metal em fenótipos gengivais finos quando implantadas as próteses anteriores. O sucesso dos implantes osseointegrados é incontestável. Biologicamente, nos dias atuais, é indiscutível a possibilidade de se considerar a colocação de um implante para repor dentes perdidos. Com o sucesso dos implantes houve uma preocupação muito grande em se solucionar esteticamente o tratamento restaurador. Sempre a problemática era colocada na posição do implante, no intermediário (abutment) e a sua inclinação (AZEVEDO et al., 2008).



Figura 8 – Detalhe de pilar cerâmico

Por conta disso os componentes cerâmicos vêm sendo utilizados por diversos fabricantes, resultando em pilares muito mais estéticos que os metálicos. A opção por um pilar com cobertura estética corretos é imprescindível para obter-se um sorriso natural, preservando assim a

osseointegração além da saúde dos tecidos peri-implantares, conforme explicam GEHRKE et al. (2010). Além da reabilitação estética, as cerâmicas apresentam, ainda, vantagens incontestáveis, principalmente quanto as suas características de durabilidade química, resistência ao desgaste, biocompatibilidade e propriedades ópticas.

2.2.3 Zircônia

O dióxido de zircônio (ZrO_2) é uma cerâmica polimorfa que possui três estruturas cristalinas: monocíclica, cúbica e tetragonal, não encontrada na natureza em estado puro, e cuja obtenção se dá pelo processamento de baldeíta ou zirconita.

De acordo AZEVEDO et al. (2008) a obtenção da zircônia tetragonal se dá da seguinte maneira. A zircônia pura tem a estrutura monocíclica na temperatura ambiente e é estável até $1.170^{\circ}C$. Entre esta temperatura e $2.370^{\circ}C$, ela se transforma em zircônia tetragonal, e, acima de $2.370^{\circ}C$, em zircônia cúbica. Após o processamento, durante o resfriamento, a tetragonal se transforma em monocíclica a uma temperatura de $970^{\circ}C$, aproximadamente. Esta fase de transformação está associada a 3% a 4% de expansão volumétrica. O Ítrio é adicionado à zircônia para estabilização, então, a forma tetragonal pode existir na temperatura ambiente após a sinterização. A fim de produzir componentes de zircônia, é preciso bloquear o material completamente na forma cúbica utilizando aditivos ou agentes estabilizantes. A adição de quantidades variáveis de estabilizadores cúbicos como CaO, MgO e

Y_2O_3 permite a formação de zircônias parcialmente estabilizadas que, combinadas com variações de processos, podem resultar em cerâmicas que demonstrem propriedades excepcionais.



Figura 9 – Visão frontal de um pilar de zircônia

Fonte: O próprio autor

Os materiais cerâmicos a base de zircônia vem sendo utilizados como substitutos aos materiais metálicos, com o intuito de imitar a coloração original dos dentes e sua inferência junto aos tecidos moles de revestimento. Tais materiais também são bastante recomendados na produção de pilares protéticos visto que apresentam uma chance muito baixa de colonização bacteriana, por causa do polimento da cerâmica, apresentam uma baixo grau de complicações inflamatórias nos tecidos periimplantares (MARTINS, R. 2013). Os pilares de zircônia apresentam uma resistência flexural três vezes maior que os pilares de óxido de alumina e uma resistência à fadiga 100% maior. Apesar das características mecânicas acentuadas, os pilares de zircônia

apresentam as mesmas vantagens dos pilares de óxido de alumínio: adaptabilidade individual, ausência dos efeitos da coloração metálica, boa compatibilidade tecidual, além das opções de preparo extraoral e preparos corretivos intraorais (NICOLODI, J. C. 2005).

A cerâmica a base de zircônia é estável quimicamente além de resistir à corrosão, por esse motivo as células do tecido periimplantar tendem a se desenvolver diretamente sobre ela. Devido as suas propriedades microestruturais, biocompatibilidade, osteocondutividade, as quais proporcionam uma diminuição no acúmulo de placa, interagindo perfeitamente com os tecidos moles, denominada periintegração, fazem da zircônia o biomaterial mais adequado aos implantes dentários. Os pilares cerâmicos não ocasionam efeitos tóxicos locais ou sistêmicos em animais. Implantes dentários deste material tem baixa afinidade com *Streptococcus sanguis* e *Porphyromonas gingivalis* e pouco acúmulo de biofilme, devido às propriedades químicas e lisura de superfície da cerâmica. A vantagem da zircônia em comparação a alumina é sua resistência à flexão, uma maior tenacidade à fratura e um módulo de elasticidade menor (HOCHSCHEIDT et al., 2014).

Para PESQUEIRA et al. (2014) a zircônia apresenta-se como uma alternativa bastante propícia posto que os pilares deste material também podem ser usados nas regiões posteriores por causa de sua grande resistência mecânica e flexão. Além disso, sua superfície apresenta um baixo acúmulo de bactérias permitindo a adesão do tecido periimplantar na região na qual este componente protético conecta-se ao implante.

2.3 PILAR CERÂMICO CONFECCIONADO PELO CAD/CAM

A tecnologia CAD/CAM não se limita a fabricação das partes visíveis (coroas e facetas), mas também pode ser utilizada para fabricação de conexões intermediárias (abutments): tanto metálicos quanto cerâmicos, com grande qualidade, durabilidade e vantagens estéticas.

Conforme BRITO, E. L.; VENÂNCIO, G. N.; SILVA, E. G. (2014) as novas tecnologias utilizadas na Odontologia, como a digitalização de imagens, levaram a mudanças significativas na obtenção de próteses e infraestruturas protéticas.

Em relação aos pilares em zircônia, PIOVESANA (2015) consideram que a utilização do mesmo é indicada especialmente para a conexão em implantes anteriores, uma vez que as propriedades estéticas do material se justificam pela maior naturalidade do aspecto final. SILVA (2011) por sua vez, defende a utilização de pilares em zircônia em especial para preencher as necessidades estéticas, por apresentarem maior translucidez, adaptabilidade e biocompatibilidade, podendo ser preparados no formato desejado pelos instrumentos rotatórios indicados, alcançando melhor contorno gengival e conseqüentemente melhorando a estética.

Entretanto, a obtenção de uma bem sucedida prótese sobre implantes osseointegrados e uma correta manutenção da saúde dos tecidos circundantes dependem, em grande parte, da precisão e adaptação dos componentes, da estabilidade e resistência à pressão mastigatória da interface implante-intermediário (BRITO, E. L.; VENÂNCIO, G. N.; SILVA, E. G. , 2014).

Para uma correta análise da utilização de pilares em zircônia estabilizada por ítria é necessário também compreender suas propriedades físicas, sua resistência às cargas do processo mastigatório, bem como sua resistência à flexão. Valores de 2 GPa para a resistência à compressão da zircônia (YTZP-yttria stabilized tetragonal zircônia polycrystal), e 900-1200 MPa para resistência à flexão. Porém, por se tratar de uma cerâmica sua menor resistência é verificada quando submetida a tensões de tração, apresentando valor em torno de 700 Mpa. Entretanto, estas propriedades mecânicas são suficientes para suportar as tensões geradas pelas cargas oclusais na cavidade bucal durante função, tanto em pacientes totalmente dentados como parcialmente dentados e usuários de próteses removíveis que registraram 370N de força de mordida na região dos incisivos centrais e obtiveram como valor mais alto da resultante da força de mordida de um indivíduo sadio 2091,9N, o que seria aproximadamente 213,3 quilogramas distribuídos por todas as superfícies oclusais dos elementos dentais (SILVA, L. H., 2011).

Em consonância com a utilização de zircônia como material para a fabricação de pilares, a escolha do cone morse como o tipo de conexão a ser utilizado é uma escolha natural, especialmente devido às suas características, conforme explica BRITO, E. L.; VENÂNCIO, G. N.; SILVA, E. G. (2014) No entanto, como em todos os casos de introdução de um novo conceito, é necessário que os profissionais estudem e conheçam as corretas indicações de cada um dos componentes. Assim, também é útil que a correta posição do implante seja obtida com base em um correto planejamento, para que todas as vantagens oferecidas por esse novo desenho possam ser exploradas e obtidas.

A associação de uma ferramenta de fabricação automatizada, cuja utilização garante a redução do tempo de fabricação em conjunto com o aumento da qualidade do produto final em decorrência da automatização do processo, com a utilização de um composto mineral que garante um resultado natural, durável e acima de tudo inerte, decorrentes das propriedades do próprio composto pressupõe tanto a redução do tempo de tratamento quanto à satisfação do paciente, o que podem tornar essa associação indispensável no tratamento clínico.

2.3.1 Propriedades da zircônia e sua utilização

A zircônia, de acordo com suas propriedades microestruturais possui três fases: monoclinica, tetragonal e cúbica. A fase monoclinica se apresenta estável em temperatura inferior a 1170°C. Durante o processo de resfriamento da zircônia em fase tetragonal a transformação tetragonal-monocíclica ocorre na faixa de 100°C abaixo de 1070°C e junto com essa transformação ocorre um aumento do volume entre 3% e 4%. A tensão gerada por esse aumento de volume acarreta trincas na zircônia, permitindo que se formem fraturas e posterior despedaçamento do material à temperatura ambiente. Desta forma é necessário estabilizar a zircônia adicionando óxidos para melhorar sua resistência e tenacidade. Dos óxidos utilizados para estabilizar a zircônia, a ítria (Y_2O_3), utilizada a 3 mol% é a que consegue as melhores propriedades mecânicas, com resistência à flexão entre 900 e 1200 Mpa, 2000 Mpa de resistência à compressão e dureza de 1200 HV, mantendo esses aspectos à

temperatura ambiente. A degradação do material decorrente da transformação da fase tetragonal para monocíclica ocorre progressivamente, diminuindo a longevidade e utilização do material, causado a formação de trincas. Esse fenômeno ocorre especialmente na presença de vapor de água em temperaturas próximas de 200°C (SILVA, L. H. 2011).

Segundo MAZÃO (2017), é devido à aparência leitosa das primeiras gerações de zircônias, a necessidade de recobrir as estruturas com uma cerâmica vítrea em próteses que exige estética. Entretanto, isso gerou o problema mais comum desse modelo de prótese, o lascamento da cerâmica de recobrimento, também conhecido como chipping, que tem sido apontado por estudos clínicos como a maior complicação encontrada em próteses de zircônia, ocorrendo mais frequentemente nestas próteses que nas metalocerâmicas. Entretanto, melhorias nas propriedades óticas das zircônias monolíticas vêm acontecendo, introduzindo novas possibilidades de cores e maquiagens na zircônia monolítica e permitindo assim seu uso até em áreas estéticas. Esta zircônia policromática pode ser maquiada com vários tons antes do processo de sinterização, e é utilizado por alguns sistemas CAD / CAM, como Zirkozahn.

As excelentes resistências em conjunto com as demais propriedades da zircônia tetravalente, associada com a similaridade do material ao dente humano, acabam por justificar a sua utilização como pilar em implantes, pois garantem além do aspecto natural um produto de qualidade superior com durabilidade.

2.3.2 Sistema cone morse

O modelo de conexão em Cone Morse foi desenvolvida em 1864 por Stephen A. Morse (SOARES et al., 2006), sendo aplicado à odontologia a partir de 1985 quando a Ankylos System (Dentsply Friadent, Mannheim, Alemanha) desenvolveu o Sistema Cone Morse específico para próteses (VARISE et al., 2015).

O diferencial deste sistema de acordo com VARISE et al. (2015) é a existência de uma conexão interna "mecanicamente precisa com o componente protético", a qual permite que o pilar seja fabricado com a "forma mais estreita na sua base, sendo esta acoplada com conexão morse no interior do implante, de forma extremamente justa".

Para SOARES et al. (2006) esse sistema foi adaptado e introduzido à linha de implantes dentários que anteriormente disponibilizavam apenas dois modelos de adaptação protética: o padrão Branemark de Hexágono externo e a conexão de Hexágono Interno.

VARISE et al. (2015) relataram que os componentes de implantes cone morse possuem formato diferenciado em relação aos implantes com conexão hexagonal externa ou interna existentes no mercado. Em uma secção transversal, os pilares são menores do que a largura da plataforma do implante devido à sua conexão cônica, possibilitando a obtenção da designada plataforma switching. Esse encaixe cônico, orientado, geralmente, por um parafuso central no componente, produz excelente retenção friccional entre o intermediário e o interior do implante, o que lhe permite adequado efeito antirrotacional e, conseqüentemente, impede seu deslocamento. Além disso, a

plataforma do tipo cone morse apresenta outras vantagens em relação aos demais sistemas, como melhor distribuição de forças fisiológicas ao redor dos tecidos peri-implantares, espaços reduzidos na interface componente/implante devido à íntima adaptação, excelentes resultados em termos de manutenção dos tecidos peri-implantares e mínimo deslocamento devido à não fixação por parafuso.

Desta forma o sistema cone morse, pela sua configuração interna precisa, permite uma adaptação interna mais justa entre o implante e o pilar enquanto superfícies sobrepostas, promovendo em conjunto o aumento da resistência mecânica semelhante a uma peça única, sem nenhuma folga entre o pilar e o implante, o que também acaba por conferir ao pilar uma maior resistência a movimentos rotacionais em conjunto com a diminuição de pontos de tensão. O efeito da utilização do sistema cone morse é a capacidade do implante de suportar maior carga horizontal, e conseqüentemente, pela alta resistência mecânica, simular as características naturais do movimento oclusal de um dente natural (SOARES et al., 2006).

2.3.3 Utilização do pilar fabricado por CAD/CAM em implante cone morse

A associação entre o pilar fabricado pelo fresamento por CAD/CAM com o implante em cone morse permitem a instalação de um produto que alia a qualidade estética proporcionada pela utilização da zircônia com a resistência obtida pelo sistema cone morse.



Figura 10 – Pilares de zircônia e titânio para implantes cone morse

Fonte: O próprio autor

MAZÃO (2017) afirma que estudos clínicos e laboratoriais demonstram que uma das complicações mais frequentes nas próteses com estruturas em zircônia é a ocorrência de lascamento da cerâmica de recobrimento, sendo que dois casos de lascamento foram encontrados em próteses parciais implantadas. É um número significativo, visto que apenas seis próteses parciais eram estratificadas. A relação da zircônia com o tecido mole foi favorável, como já demonstrado em estudo anterior. Poucos casos de mucosites foram encontrados. Assim conclui que esta forma de tratamento é uma opção adequada, porém o excessivo índice de desaperto de parafusos, as desadaptações marginais bem como as fraturas de bordo, principalmente nas próteses não segmentadas, mostram que melhorias devem ser feitas com a finalidade de minimizar os problemas encontrados.

Por sua vez, para PIOVESANA (2015) recursos CAD/CAM permitem através do escaneamento do modelo a confecção da morfologia mais adequada ao pilar, considerando a profundidade da plataforma do implante, o espaço coronoincisal para formação do perfil de emergência e o espaço mesiodistal formado pelos elementos adjacentes. O profissional deve estar familiarizado com o sistema de sua escolha para que o resultado final seja o esperado.

VARISE et al. (2015) estabelecem que a redução de microespaços na interface implante cone morse/pilar devido ao elevado nível de adaptação entre os componentes propicia menor acúmulo de detritos alimentares e micro-organismos, garantindo maior selamento biológico na região e, conseqüente, manutenção dos tecidos periimplantares, além da plataforma switching ter apresentado resultados satisfatórios em termos mecânicos, tanto sob aplicação de forças longitudinais, quanto oblíquas, diferentemente dos sistemas convencionais nos quais o diâmetro implante-pilar são exatamente iguais.

Em relação ao torque, COPPEDÊ (2007) afirma que o carregamento mecânico de pilares do sistema cone morse aumentou seu torque de remoção em comparação com pilares semelhantes não carregados mecanicamente, sendo que entre os dois tipos de pilares carregados mecanicamente, o que apresentou os melhores resultados foi o pilar com parafuso trespessante, que apresentou um torque de remoção superior ao torque de instalação, enquanto por sua vez, Silva (2011) estabelece que a eliminação do parafuso trespessante para pilares protéticos em 3Y-TZP com conexão tipo cone morse pode melhorar o desempenho pela ausência das concentrações de tensões na região de assentamento do parafuso e região do pescoço durante o

carregamento oblíquo, quando foram avaliados em análise por elementos finitos.

De acordo com NICOLODI (2005), a utilização de pilares cerâmicos é recomendada na região anterior, onde a valorização estética é objetivo primordial, especialmente decorrente da presença de tecido peri-implantar fino. Contudo, embora a zircônia apresente vantagens como: resistência elevada à fratura; aumento de resistência às forças e redução do módulo de elasticidade, sua utilização é contra indicada em implantes mal posicionados, uma vez que a exigência de preparo excessivo do pilar pode acabar por fragilizá-lo, tornando-o sujeito a fraturas.

Com relação à utilização do sistema CAD/CAM, BERNARDES et al. (2012) afirmam que a evolução dos sistemas CAD/CAM é capaz de produzir restaurações protéticas de alta qualidade com muitas opções de materiais restauradores e tipos de prótese. Apesar disso, a técnica por si só não é decisiva para o sucesso, pois envolve várias etapas. Os vários passos envolvidos devem ser controlados para correta conclusão de um trabalho. Assim, a técnica depende diretamente dos passos clínicos, do escaneamento, da modelagem computacional, da fabricação, do controle de qualidade, das opções de materiais, dos tipos de prótese e da finalização laboratorial.

3 DISCUSSÃO

LIU (2005), BRNARDES (2012) e BEUER (2008) concordam que o sistema CAD/CAM realiza procedimentos de usinagem com alta precisão. BERNARDES (2012) e HILGERT et al. (2009) preferem o sistema CAD/CAM dentro do consultório.

PIOVESANA (2015) e AZEVEDO et al. (2008) concordam que o pilar de titânio tem alta resistência e alta biocompatibilidade.

Para NICOLODI (2005) e AZEVEDO et al. (2008) os pilares de cerâmica surgiram na prótese dental sobre implantes como uma excelente alternativa para os casos em que a margem de gengiva livre é muito fina. HOCHSCHEIDT et al. (2014) e NICOLODI (2005) concordam que a zircônia é o material mais adequado aos implantes dentários. Já PESQUEIRA et al. (2014) apresenta a zircônia como uma alternativa ao pilar de titânio.

NICOLODI (2005) e PIOVESANA (2015) indicam os pilares de zircônia somente para a região anterior, SILVA (2011) indica para onde houver necessidade estética. MAZÃO (2017) considera as primeiras gerações da zircônia como de aparência leitosa, e que as zircônias monolíticas podem ser usadas em áreas estéticas. Os autores concordam que a zircônia tetragonal pode ser utilizada como pilares de implantes.

COPEDE (2007), VARISE et al. (2015) e SOARES (2006) concordam que os implantes com conexões cone morse apresentam melhor adaptação entre o componente protético e o implante eliminando a micro-fenda entre os dois, maior estabilidade mecânica do pilar, minimizando a ocorrência de micro-

movimentos; menor incidência de afrouxamentos e fraturas de parafusos, melhor fixação anti-rotacional; maior resistência do conjunto implante/pilar semelhante a uma peça única.

4 CONCLUSÕES

Foi possível concluir, por esta revisão bibliográfica, que:

1. A utilização de ferramentas digitais para a fabricação automatizada de peças de implantes (CAD/CAM) é uma realidade viável na Odontologia;
2. Produz restaurações protéticas de alta qualidade, padronizadas, precisas e com perfeição de detalhes;
3. A utilização de implantes metálicos no sistema cone morse em associação com pilares de zircônia garante um produto final que alia a resistência mecânica, biocompatibilidade e estética;

REFERÊNCIAS

AZEVEDO, V. V. C. de et al. Materiais cerâmicos utilizados para implantes. Revista Eletrônica de Materiais e Processos, Campina Grande - Paraíba, v. 3, n. 1, p. 31 – 39, 2008. ISSN 1809-8797. Disponível em: <<http://www2.ufcg.edu.br/revistaremap/index.php/REMAP/issue/view/8>>.

AZEVEDO, V. V. C. de et al. Materiais cerâmicos utilizados para implantes. Revista Eletrônica de Materiais e Processos, v. 02, n. 03, p. 35 – 42, 2007. ISSN 809-8797. Disponível em: <<http://www2.ufcg.edu.br/revista-remap/index.php/REMAP/article/view/47/82>>.

BERNARDES, S. R. et al. Tecnologia CAD/CAM aplicada a prótese dentária e sobre implantes: o que é, como funciona, vantagens e limitações. Jornal ILAPEO, v. 06, n. 01, p. 08 – 13, Jan/Fev/Mar 2012. ISSN 1980 - 7961. Disponível em: <<http://www.ilapeo.com.br/img/periodicos/pt/00000016.pdf>>.

BEUER, F.; SCHWEIGER, J.; EDELHOFF, D. Digital dentistry: an overview of recent developments for CAD/CAM generated restorations. British Dental Journal, n. 204, p. 505 – 511, 2008. Disponível em: <<http://www.nature.com/bdj/journal/v204/n9/full/sj.bdj.2008.350.html>>.

BRITO, E. L.; VENÂNCIO, G. N.; SILVA, E. G. da. Implante cone morse de carga imediata com coroa CAD-CAM - relato de caso. Full Dentistry in Science, v. 5, n. 18, p. 269 – 275, 2014. Disponível em: <https://www.researchgate.net/profile/Gisely_Venancio2/publication/303260735_Immediate_loading_Morse_taper_implant_with_CAD/CAM_crown_case_report/links/573a3c7208ae9f741b2ca626.pdf>. Acesso em: 12/04/2017.

COPPEDÊ, A. R. Estudo biomecânico da conexão implante/pilar protético em implantes do sistema cone morse. 2007. 102 p. Dissertação (Mestrado em Odontologia) Faculdade de Odontologia de Ribeirão Preto, Ribeirão preto. Disponível em: <<http://www.teses.usp.br/teses/disponiveis/58/58131/tde31032008164026/en.php>>.

CYRÍACO, T.; SALVONI, A. D.; WASSALL, T. Conexão protética mais utilizada em implantes unitários por cirurgiões-dentistas que praticam implantodontia. Revista Gaúcha de Odontologia, Porto Alegre, v. 55, n. 3, p.275–279, julho/setembro 2007. Disponível em: <<http://www.revistargo.com.br/viewarticle.php?id=753>>.

ELIAS, C. N.; SANTOS, C. dos. Próteses cerâmicas produzidas por usinagem CAD/CAM. Revista Implantnews, v. 7, n. 03, 2010. Disponível em: <<http://www.inpn.com.br/InPerio/Artigo/Index/367>>.

FACO, E. F. de S. Avaliação da resistência à fratura e tensões em diferentes implantes e conexões protéticas: Análise vitro e MEF-3D. 2013. 87 p. Tese (Odontologia) Universidade Estadual Paulista, Araçatuba. Disponível em: <<http://repositorio.unesp.br/bitstream/handle/11449/103322/000736740.pd>>.

GEHRKE, S. A. et al. Abutment cerâmico para prótese individual metalfree sobre implante: parafusada ou cimentada - demonstração laboratorial e clínica. Revista FULL Dentistry in Science, São José dos Pinhais, v. 3, p. 248–253, 2010. Disponível em: <http://www.bionnovation.com.br/downloads/artigos/full_3_248-253.pdf>.

HILGERT, L. et al. Odontologia restauradora com sistemas CAD/CAM - o estado atual da arte. Parte 1 - Princípios de utilização. Revista Clínica - International Journal of Brazilian Dentistry, v. 5, n. 3, p. 294 – 303,

Julho/Setembro 2009. ISSN ISSN 1806-5015. Disponível em: <https://www.researchgate.net/publication/260058970_Odontologia_restauradora_com_sistemas_CADCAM_-_o_estado_atual_da_arte_Parte_1_-_Principios_de_utilizacao>.

HOCHSCHEIDT, C. J. et al. Implantes cerâmicos – evidências científicas para o seu uso. Full Dental Science, v. 5, n. 20, p. 535 – 545, 2014. Disponível em: <<http://livrosodonto.com.br/content/admin/media/arquivo/2015/08/03/144537925.pdf>>.

LIU, Perng-Ru. A Panorama of Dental CAD/CAM Restorative Systems. The Compendium of continuing education in dentistry, v. 26, n. 07, p. 507 – 513, Julho 2005. ISSN 0734-0338. Disponível em: <https://www.researchgate.net/profile/Perng_Ru_Liu/publication/7687888_Panorama_of_dental_CADCAM_restorative_systems/links/0c960531881c4dea6f000000.pdf>.

MARTINS, R. Implantes de zircônia reforçada com ítria (Y-TZP): avaliação histomorfométrica. 2013. 159 p. Tese (Odontologia) — Universidade de São Paulo, Bauru. Disponível em: <<http://www.teses.usp.br/teses/disponiveis/25/25149/tde-22042014-150117/pt-br.php>>.

MAZÃO, J. D. Avaliação retrospectiva de próteses implantossuportadas à base de Zircônia obtidas por sistemas CAD/CAM. 2017. 66 p. Dissertação (Odontologia) Universidade Federal de Uberlândia, Uberlândia. Disponível em: <<http://repositorio.ufu.br/bitstream/123456789/18178/1/AvaliacaoRetrospectivaProteses.pdf>>. Acesso em: 10/04/2017.

MEURER, E. et al. Os Biomodelos de Prototipagem Rápida em Cirurgia e Traumatologia Bucomaxilofacial. Revista Odontologia (ATO), Bauru - SP, v.

7, n. 5, p. 349 – 373, Maio 2007. ISSN 1519-681X. Disponível em: <http://www.xslice.com.br/up_arqs/arq_20100426093830_18revistaatoprototipagem-2007.pdf>.

NICOLODI, J. C. A Utilização dos Pilares Cerâmicos na Implantodontia. 2005. 26 p. Monografia (Implantologia) — Universidade Estadual de Santa Catarina. Disponível em: <<http://tcc.bu.ufsc.br/Espodonto223948.PDF>>.

PESQUEIRA, A. A. et al. A Utilização de Abutment de Zircônia na Reabilitação Oral: Aspectos Protéticos e Periodontais. Revista Odontológica de Araçatuba, Araçatuba, v. 35, n. 1, p. 18 – 21, janeiro/junho 2014. Disponível em: <<http://apcdaracatuba.com.br/revista/2014/10/trabalho03.pdf>>.

PIOVESANA, A. T. Variedades e Seleção de Componentes Protéticos para Implantes. 2015. 41 p. Monografia (Prótese Dentária) — Universidade Estadual de Campinas, Piracicaba. Disponível em: <<http://www.bibliotecadigital.unicamp.br/document/?down=000958200>>.

SCHIROLI, G. Single-Tooth Implant Restorations in the Esthetic Zone With PureForm Ceramic Crowns: 3 Case Reports. Journal of Oral Implantology, n. 06, p. 358 - 363, 2004. Disponível em: <<http://www.joionline.org/doi/pdf/10.1563/0.724.1>>.

SILVA, L. H. da. Novo formato de pilar protético em zircônia estabilizada por Itría (Y-Tzp) para implantodontia desenvolvido pela técnica de slip casting. 2011. 127 p. Dissertação (Odontologia Restauradora) — Universidade Estadual Paulista, São José dos Campos. Disponível em: <https://repositorio.unesp.br/bitstream/handle/11449/97343/silva_lh_me_sjc.pdf?sequence=1&isAllowed=y>. Acesso em: 10/04/2017.

SOARES, M. A. D. et al. Implante Cone Morse ultra rosqueante de torque interno – Parte I: desenvolvimento do produto. Innovations Implant Journal: Biomaterials and Esthetics, v. 01, n. 01, p. 63 – 69, Maio 2006. ISSN 1984-5960. Disponível em:<<http://ijj.com.br/pdf/article/197.pdf>>. Acesso em: 26/07/2017.

VARISE, C. G. et al. Sistema Cone Morse e utilização de pilares com plataforma switching. Revista Brasileira de Odontologia, v. 72, n. 01/02, p.56-61, Jan/jun 2015. Disponível em: <<http://revista.aborj.org.br/index.php/rbo/article/viewFile/578/457>>. Acesso em: 27/04/2017.