



**MINISTÉRIO DA EDUCAÇÃO
UNIVERSIDADE FEDERAL DO PARANÁ
SETOR DE CIÊNCIAS DA SAÚDE
CURSO DE ODONTOLOGIA
ESPECIALIZAÇÃO EM IMPLANTODONTIA**

LUIZ FERNANDO DALCIN

**PRÓTESES USINADAS EM ZIRCÔNIA COM TECNOLOGIA CAD/CAM
PARA REABILITAÇÃO PROTÉTICA SOBRE IMPLANTES.**

CURITIBA

2016

LUIZ FERNANDO DALCIN

PRÓTESES USINADAS EM ZIRCÔNIA COM TECNOLOGIA CAD/CAM PARA REABILITAÇÃO PROTÉTICA SOBRE IMPLANTES.

Monografia apresentada à Universidade Federal do Paraná como requisito parcial do curso de Pós graduação *Lato Sensu* em Odontologia para a obtenção do título de Especialista em Implantodontia.

Orientador: Prof. Dr. Marcos André Kalabaide Vaz

CURITIBA

2016

RESUMO

A odontologia moderna tem buscado alternativas para aprimorar seus resultados nas reabilitações protéticas melhorando suas técnicas laboratoriais e pesquisando novos materiais. Neste contexto, a implantodontia sobressai-se, entre outros fatores, com a utilização dos sistemas de captura e processamento de imagens (CAD intra e extra oral), dos sistemas de usinagem computadorizados (CAM), que possibilitou qualidade superior na produção das infraestruturas protéticas, e também dos novos materiais cerâmicos como as zircônias, que apresentam comportamento mecânico, óptico e biológico superiores, quando comparado a outros materiais. Nesta revisão, abordaremos a utilização destas tecnologias e materiais na confecção de próteses sobre implantes, unitárias e múltiplas, parafusadas e cimentadas, analisando aspectos relacionados a estética, assentamento passivo, reversibilidade e retenção.

Palavras-chave: CAD/CAM, prótese cimentada, prótese parafusada, zircônias.

ABSTRACT

Modern odontology has been searching alternatives to improve its results with prosthetic rehabilitations. Improving its lab technics and researching new materials. In this context, the implantology stands with the use of the systems of getting and usage of images(CAD in and out of the mouth)and the systems of computer added manufacturing(CAM), wich has turned possible to produce prothetic under structure with superior high quality, so as new ceramic materials as zircon, which presents superior mechanical, optic and biological behavior, when compared with other materials. In this revision we'll talk about the usage of those technologies in the confection of prostheses over screwed and cemented implants. Analyzing aspects related to the esthetic, passive basement, reversibility and retention.

Keywords: CAD/CAM, Cemented protheses, screwed protheses, zircon

ÍNDICE DE SIGLAS E ABREVIATURAS

CAD	Computer Aided Design
CAM	Computer Aided Manufacturing
MAD	Manual Aided Design
MAM	Manual Aided Manufacturing
GAP	Micro-espaço
mm	Milímetro
MEV	Microscópio Eletrônico de Varredura
μm	Micrômetro
UCLA	University California Los Angeles
3D	Three-dimensional - modelo 3D
Transformation toughening	Mecanismo de transformação de fases da zircônia
In house	No local (laboratórios, clínicas, consultórios)
Out Sourcing	Terceirização, terceirizados

SUMÁRIO

INTRODUÇÃO	4
1. Classificação das próteses sobre implantes	5
2. Componentes intermediários	6
2.1 Componentes intermediários para prótese parafusada, prótese cimentada, personalizados (em titânio e zircônia)	6
3. PROTESES USINADAS EM ZIRCÔNIA COM TECNOLOGIA CAD/CAM	8
3.1 Adaptação Passiva	16
4. SISTEMA CAD/CAM	21
4.1 Tecnologia CAD/CAM	21
4.1.1 Sistemas de leitura da preparação dentária	22
4.1.1.1 CAD intraoral - Sistema de captura de imagens intraorais	22
4.1.2 Desenho assistido por computador (CAD)	23
4.1.3 Materiais e sistema de fresagem da estrutura protética (CAM)	25
4.2 Sistemas CAD/CAM	27
4.2.1 Cerec	27
4.2.2 Procera	29
4.2.3 Lava	30
4.2.3 Everest	30
4.2.4 Cubo	31
4.2.5 Zirkonzhan	31
4.2.6 Ceramill	32
4.2.7 3 Shape	33
CONCLUSÃO	34
REFERÊNCIAS BIBLIOGRÁFICAS	35

INTRODUÇÃO

A odontologia atual tem buscado alternativas para melhorar as técnicas e materiais existentes. Percebe-se que a substituição de alguns deles nas reabilitações protéticas também é realidade, parte disso, devido ao aumento da expectativa de vida e da exigência funcional e estética. Neste contexto, a Implantodontia sobressaiu-se com o crescente avanço relacionado à osseointegração, a pesquisa e utilização dos aloenxertos, à geometria e aos tratamentos de superfícies dos implantes, à engenharia dos componentes intermediários, aos sistemas de processamento de imagens de alta resolução e precisão e à tecnologia na produção de materiais de infraestrutura protética.

Em contrapartida, cabe ressaltar que existem ainda situações como a desadaptação das próteses sobre os implantes ou sobre os componentes protéticos (pilares), por causa da não passividade, com o desajuste marginal vertical da prótese, a distorção e o afrouxamento do parafuso, a fratura de componentes e, conseqüentemente, falhas dos implantes.

Este cenário motiva a busca por soluções que reduzam ou eliminem as discrepâncias presentes nas formas de fixação das próteses sobre os implantes - sejam parafusadas, cimentadas ou uma combinação de ambas. Observa-se que a utilização dos sistemas CAD/CAM (*computer- aided design/computer-aided manufacturing*) é uma tendência capaz de superar os métodos ditos convencionais por propiciar uma qualidade superior das peças com imprecisões minimizadas, acabamento primoroso das linhas de margem e adaptação dos copings, redução do tempo para produção de estruturas protéticas pela eliminação de etapas, além de possibilitar a produção de peças com materiais de alta resistência como a zircônia Y-TZP (Zircônia Tetragonal Policristalina Estabilizada por Ítrio), entre outras vantagens que serão elencadas e discutidas a seguir.

O objetivo desta revisão de literatura é analisar tal avanço ao descrever a utilização da tecnologia CAD/CAM na produção de infraestruturas em zircônia para próteses sobre implantes, unitárias e múltiplas, nas formas parafusada e cimentada, analisando suas vantagens e desvantagens na realização dos tratamentos reabilitadores, abordando aspectos como estética, passividade, reversibilidade, retenção e oclusão.

1. CLASSIFICAÇÃO DAS PRÓTESES SOBRE IMPLANTES

Didaticamente, classificam-se as próteses sobre implantes em unitárias e múltiplas. Quanto às formas de retenção podem ser parafusadas, cimentadas ou combinadas (cimentadas e parafusadas), sobre componentes ou interfaces intermediárias (*abutments*) ou diretamente sobre a plataforma dos implantes (hexágono externo).

Com o crescimento vertiginoso na utilização dos implantes dentários para reabilitação protética, a demanda exigiu uma evolução nos conceitos de restauração e nos sistemas de retenção (Freitas et.al., 2007). O princípio da reversibilidade é o grande mote das próteses retidas por parafusos e, o reflexo disto é o número de opções em se tratando de componentes intermediários existentes para este tipo de prótese (Oliveira et al., 2007), pois o sucesso desta é dependente da precisão na adaptação ao implante (passividade) (Williamson, 2000).

Está consolidada na literatura que aspectos como reversibilidade, uso em espaços protéticos interoclusais reduzidos, disponibilidade de componentes, próteses múltiplas, estruturas com cantilever e melhor adaptação dos componentes pré-fabricados são considerados vantajosos, entretanto, fatores como passividade reduzida, menores versatilidade e estética, limitação pelo posicionamento dos implantes que impedem a realização de um perfil de emergência adequado, menor resistência à fratura da porcelana de cobertura, maior custo agregado, presença de microgaps, maior possibilidade de afrouxamento dos parafusos de fixação e níveis de tensões localizados em maior escala, são dadas como desvantagens.

Quanto às próteses cimentadas, independente dos agentes de união utilizados, a literatura estabelece como vantagens: a possibilidade de se realizar contornos estéticos - principalmente nas áreas circundantes ao pilar – obtenção de assentamento passivo das peças, direcionamento das forças axiais, o menor custo de confecção, componentes com menor complexidade, maior resistência à fratura da porcelana de cobertura, possibilidade de correção na inclinação de implantes mal posicionados, excelência na reabilitação protética anterior e redução na perda da crista óssea alveolar. O maior número de citações na literatura relacionadas às desvantagens indicaram as falhas decorrentes na cimentação ou fratura do pilar, à

remoção do munhão do implante sem danificá-lo, o uso em espaços interoclusais reduzidos e a remoção do excesso de cimento.

2. COMPONENTES INTERMEDIÁRIOS

Os componentes intermediários foram desenvolvidos para suprir a necessidade em situações nas quais a biomecânica e a estética perimplantar apresentam limitações. Para isso, uma gama de estruturas foi desenvolvida com diferentes diâmetros, alturas, formatos, angulações e materiais, visando proporcionar uma aparência estética agradável às próteses, além da biomecânica e biocompatibilidade perimplantar.

Rodrigues et al., 2007, relataram que a expectativa de higienização, a estética, o tipo de retenção da prótese, a inclinação e profundidade do implante em relação à margem óssea e gengival, o fenótipo gengival, o espaço protético, os tipos de materiais empregados na confecção ou usinagem dos componentes são fatores determinantes para utilização.

Em relação aos materiais e ligas metálicas, os componentes podem ser de titânio, ouro, níquel-cromo (Ni-Cr), cobalto-cromo (Co-Cr), cobalto-cromo-molibdênio (Co-Cr-Mn), e também silício (Si), ferro (Fe) e carbono (C), plástico, zircônias (Zi) e alumina (Al_2O_3).

2.1 Componentes intermediários para prótese parafusada, prótese cimentada, personalizados (em titânio e zircônia)

Didaticamente podemos dividir os componentes intermediários ou *abutments* em pré-fabricados e personalizados devido também ao grande número de opções disponíveis no mercado.

Os componentes pré-fabricados podem ser retos ou angulados para utilização em próteses parafusadas ou cimentadas, tendo diferentes alturas e ângulos (17° a 30°) e rotacionais ou antirrotacionais de acordo com o caso e a indicação protética.

Os componentes personalizados, indicados para reabilitações onde os componentes pré-fabricados não teriam resultados satisfatórios, permitem, por sua versatilidade de formas, conferir o perfil gengival à peça. Por assemelharem-se às próteses dento-suportadas, torna-se necessário ajustá-los às particularidades teciduais circundantes antes da instalação da prótese. (Cardoso, 2005)

Com os programas de CAD/CAM, os componentes personalizados podem ser projetados e usinados em titânio, alumina e zircônia, para próteses parafusadas ou cimentadas, unitárias ou múltiplas. Para as próteses parafusadas, a conexão do parafuso deverá fazer parte do bloco a ser usinado. (Amannirrbach, 2016).

Os pilares de alumina e zircônia, de acordo com Souza et al., 2003 e Nishioka et al., 2003, apresentam boa resistência à compressão e flexão, além de estética extremamente favorável.

Wendell, em 2005, realizou um estudo com o objetivo de avaliar a adaptação marginal dos pilares protéticos em titânio obtidos com o sistema CAD-CAM. Neste estudo, os pilares foram aparafusados no mesmo implante, com um torque de 10N. Os implantes foram avaliados em um microscópio óptico para verificar a adaptação vertical e horizontal na interface pilar protético/implante. Após a análise dos dados coletados, foi observado que o sistema CAD/CAM apresentou os melhores resultados. A partir das evidências, foi possível concluir e estabelecer que os pilares protéticos fabricados em laboratório requerem um cuidado especial quanto à adaptação no implante.

Amaral et al., 2005 acrescentam que esses materiais apresentam ainda baixo índice de colonização bacteriana, reduzindo complicações inflamatórias nos tecidos perimplantares. Os pilares cerâmicos apresentam ainda resistência mecânica e propriedades ópticas assemelhando-se à translucidez dos dentes naturais.

Bottino et al., 2005 consideraram que a combinação do componente zircônia/implante possui resistência semelhante ao de titânio/implante, podendo também ser angulado ou personalizado em laboratório ou usinado por CAD/CAM.

3. PRÓTESES USINADAS EM ZIRCÔNIA COM TECNOLOGIA CAD/CAM

Na odontologia, Bates et al., 1986, consideraram que a zircônia é indicada para confecção de infraestruturas de coroas, próteses fixas, pilares e próteses sobre implantes. Com a introdução da tecnologia CAD/CAM, o uso da zircônia Y-TZP como material de infraestrutura para próteses fixas totalmente cerâmicas foi impulsionado por apresentar comportamento mecânico superior quando comparada às demais cerâmicas odontológicas, principalmente em áreas submetidas a altas concentrações de tensões. Cerâmicas odontológicas constantemente são associadas à friabilidade, devido a sua baixa resistência à fratura. A alta resistência das cerâmicas à base de zircônia é inerente a sua formulação. A zircônia (ZrO_2) é uma forma oxidada do metal zircônio, assim como a alumina é referente ao alumínio. O óxido de ítrio (Y_2O_3) é um agente que adicionado à zircônia pura confere estabilidade a temperatura ambiente derivando um material multifásico conhecido como Zircônia Parcialmente Estabilizada por Ítrio (Y-TZP). Miyazaki (2011) destaca que as restaurações protéticas com Y-TZP são obtidas pela usinagem de blocos pré-sinterizados (zircônias moles) ou totalmente sinterizados (zircônias duras).

Em relação à **Resistência Mecânica** autores destacam que essa modalidade pode impedir a propagação de trincas (GARBELOTTO, 2010). Forças de tensão exercidas em uma trinca induzem a transformação da fase tetragonal da zircônia em uma fase monoclinica. Essa transformação ocorre com um aumento de volume em torno de 3% a 5%. Esse aumento gera uma compressão na área com força oposta a de propagação da trinca, impedindo a fratura. (KOHORST, 2010).

Conforme Kohorst (2010), devido as suas melhores propriedades mecânicas comparadas a Alumina e às cerâmicas de dissilicato de lítio, infraestruturas de zircônia podem ser utilizadas em próteses fixas posteriores de múltiplos elementos.

No entanto, Deng et al., 2000 destacam que pequenos defeitos na superfície de zircônia causados por usinagem poderiam agir como concentradores de estresse, aumentando assim a probabilidade de fratura.

Em relação à **Translucidez**, Effernan (2002) aborda que essa difusão é influenciada por diversos fatores como diferentes índices de refração entre cerâmicas, porosidades na estrutura, alto conteúdo cristalino, número e tamanho dos cristais, especialmente quando partículas do cristal são maiores que o comprimento de onda da luz incidente.

Porém, Baldissara (2010) lembra que essas próteses apresentam menor translucidez: leve quando comparada à alumina e acentuada quando comparada ao dissilicato. As zircônias Lava (3MESPE) de 0,3 mm e 0,5 mm aparentam serem as mais translúcidas para restaurações estéticas. Estruturas de Cercon (Dentsply) apresentam um menor valor de translucidez.

Quanto a **Adaptação Marginal**, Beuer (2009) destaca que os sistemas de confecção de cerâmicas de zircônia como Lava CAD/CAM system (3M ESPE; St. Paul, Minn), Procera Bridge Zirconia/Procera Forte (Nobel Biocare AB), *Cerec inEos system* (Sirona Dental Systems GmbH; Bensheim, Germany) e Cercon Smart Ceramics zircônia system (Degudent, Hanau, Germany) apresentaram resultados semelhantes em termos de adaptação marginal em diversos estudos tanto para prótese unitárias quanto de 3 elementos.

Já Okutan et al., 2006, compararam a adaptação marginal de coroas de zircônia antes e depois de cimentadas com cimentação convencional e adesiva. Esses autores observaram que após cimentação convencional ocorreu um aumento de 32,7 para 44,6 μm . Na cimentação adesiva, o aumento foi de 33 para 46,6 μm , não apresentando diferença estatística entre os cimentos utilizados.

Derand (2000) descreve que em relação à cimentação estudos revelam não haver influência na adesão pelo uso de ácido hidrófluorídrico na superfície de zircônia. Alguns tratamentos de superfície foram propostos para melhorar a união com o cimento resinoso, embora existam controvérsias entre pesquisadores e clínicos sobre o assunto. Entretanto, a silicatização associada à silanização e um cimento resinoso à base de 10-MDP mostraram bons resultados, segundo Cristoforides et al., 2012.

Quanto à **Avaliação Clínica**, Heussen et al., 2010, descobriram algumas complicações técnicas no uso dessas próteses, como trincas: 42 casos em 7

estudos; fraturas de infraestrutura: 2 casos em 2 estudos; perda de retenção: 7 casos em 5 estudos; discrepâncias marginais. Segundo avaliação do autor, devido aos diferentes critérios usados para analisar adaptação marginal é difícil citar números precisos. Os índices variam entre 0% e 58,7%.

Esses autores também encontraram complicações biológicas como cáries secundárias: 13 casos em 2 estudos; complicações endodônticas: 1 único estudo com 12 perdas de vitalidade do dente pilar; fratura do dente pilar: 3 casos em 2 estudos; doença periodontal: nenhum caso relatado.

Quanto às vantagens, Abduo et al., 2011, destacam que a usinagem de blocos metálicos resulta em menor oxidação e maior precisão para as infraestruturas das próteses quando comparadas a infraestruturas fundidas, até mesmo quando comparadas a estruturas fundidas em ouro e fundidas em liga de prata-paládio.

Para Al-Fadda et al., 2007, a tecnologia CAD/CAM permite o controle de qualidade a nível micrométrico, o que é de grande importância, especialmente em infraestruturas de próteses parafusadas sobre implantes, pois essas exigem mais precisão de adaptação do que as próteses cimentadas sobre dentes ou implantes, já que o cimento atua como elemento de compensação para a passividade da peça.

Hunter et al., 1999, destacam que no caso das próteses implantossuportadas, estudos já reportaram resultados de adaptação marginal de 3,7 μm em infraestruturas usinadas de zircônia e de 3,6 μm em infraestruturas usinadas de titânio. A passividade das estruturas foi avaliada pela análise do desajuste vertical no lado desparafusado das próteses implantossuportadas de três elementos. Os resultados foram significativamente menos satisfatórios para o titânio (13,6 μm) do que para a zircônia (5,5 μm).

Já para as próteses suportadas por dentes, os parâmetros de desajuste vertical esperado são diferentes. Liu et al., 2006, sugerem que o nível de desajuste clínico ideal seria entre 25 e 40 μm . Christensen, 1966, considera que a qualidade da adaptação depende de todos os passos envolvidos: preparo do caso, escaneamento, modelagem em CAD, usinagem, controle de qualidade, checagem e critério da prova em boca.

Já em relação às desvantagens, Conrad et al., 2007, destacam que os sistemas CAD/CAM clínicos ou laboratoriais possuem algumas limitações e fatores que podem afetar a precisão da adaptação. Entre eles, podemos citar limitações de uso de alguns *softwares* usados para desenho das restaurações, assim como limitações do *hardware* utilizado, como a câmera, o equipamento de escaneamento e as máquinas de usinagem. A experiência e conhecimento dos clínicos e técnicos de laboratório também são de extrema importância quando sistemas CAD/CAM clínicos ou laboratoriais forem utilizados para que se utilize todos os recursos disponíveis nos *softwares* de planejamento e desenho. Além disso, os autores destacam ainda que alguns sistemas que utilizam o escaneamento por contato apresentam má qualidade da imagem e não são capazes de reproduzir adequadamente superfícies retentivas proximais com menos de 2,5 mm de largura e com mais 0,5 mm de profundidade.

Para Reich et al., 2005, para aplicação de tecnologia CAD/CAM exige-se preparos nítidos e arredondados. Deve-se seguir as recomendações dos fabricantes, pois o tamanho da fresa que uma máquina de usinagem usa para fabricar uma peça deve ser compatível com a broca que o dentista usa para preparar o dente em boca.

Em resumo, Denry e Kelly (2008) afirmam que a zircônia é a cerâmica mais resistente disponível para utilização em Odontologia e vem conquistando ampla utilização como alternativa às infraestruturas protéticas metálicas. Isso se deve às suas propriedades mecânicas, capacidade estética, estimada longevidade clínica, radiopacidade, biocompatibilidade, e favorecida ainda pela introdução da tecnologia CAD/CAM, sua utilização na implantodontia foi analisada em diversos estudos e situações.

Gonzalo et al., 2009, analisaram as diferenças na adaptação marginal nos sistemas Procera, Lava e In-Ceram YZ em estruturas de zircônia. Os resultados demonstraram que o Sistema Lava manteve discrepâncias na adaptação marginal entre 66-71 μ m, enquanto o sistema In Ceram YZ apresentou de 40 a 48 μ m, e o Procera apresentou taxas menores entre 9 a 12 μ m.

Oliva et al., 2009 apresentaram um estudo de caso de uma paciente de 40 anos que foi submetida ao processo de reabilitação do elemento 14, cujo implante estava a 2mm subgengival. Devido ao fenótipo gengival fino, optou-se pela utilização de um pilar personalizado em zircônia para garantir a aparência estética, obtendo-se assim resultados satisfatórios. Os autores constataram que a utilização de ligas metálicas limitam os resultados estéticos, além disso, entre as principais complicações estão alergias que provem de contaminação bacteriana. Os pilares de zircônia proporcionam maior controle na adaptação marginal, podendo também ser fundidos em laboratórios.

Nigro et al., 2010, verificaram se a lubrificação do parafuso de pilar pode gerar valores de pré-carga mais elevados em comparação com parafusos não-lubrificado. Dessa forma, um pilar de titânio foi aparafusado e o análogo do implante digitalizado com o Sistema Procera para gerar 20 pilares de zircônia, que foram presos a um dispositivo de torque de precisão, e os pilares foram distribuídos em grupos de secos e molhados com 10 espécimes cada. Os resultados demonstraram que há sempre uma perda nos valores binários iniciais quando o torque de remoção foi medido em ambas as condições. A condição molhada apresentou maior média de torque do que a condição seca. Valores de pré-carga foram melhores estabelecidos no grupo molhado, o que sugere que o parafuso de retenção deve ser lubrificado na saliva para evitar um maior afrouxamento.

Lewis e Klineberg (2011) realizaram uma revisão da literatura sobre a restauração de implantes unitários em 39 artigos, buscando compreender os fatores que poderiam afetar a estética perimplantar e a funcionalidade da estrutura dentária, constatando que materiais como ouro, titânio e zircônia possuem excelentes respostas biológicas, no entanto recomendam a realização de novos estudos para a comprovação de resultados efetivos na utilização da zircônia como um material para infraestruturas protéticas.

Pérez et al., 2011, determinaram a adaptação marginal e ajuste interno em estruturas de zircônia. Foram fabricados 15 pilares protéticos, divididos em três grupos, em estrutura de liga nobre (controle); em Procera All Zircon® e Cerec YZ cubes® em laboratório. As medidas dos ajustes se deram a partir da microscopia óptica (50X). Os resultados demonstraram que todas as estruturas possuem valores

de adaptação aceitáveis. Medidas de ajustamento interno no grupo de liga leve CEREC® de metal estão dentro da faixa relatada na literatura, não havendo diferenças significativas entre eles.

Stappert et al., 2012, relataram que estruturas de óxido de alumínio utilizadas em implantes possuem alta resistência à flexão, mas estruturas de cerâmica de óxido de zircônia também apresentam esse benefício, além da estética elevada. Com isso, as estruturas estão sendo vastamente empregadas na prática odontológica, especialmente na construção de estruturas de restauração de cerâmica pura.

Oliveira et al., 2012, afirmaram que vários parâmetros têm sido descritos para mensurar o sucesso ou as falhas dos implantes dentários, sendo que uma delas diz respeito às propriedades dos componentes dos implantes e o nível de aderência e colonização de patógenos periodontais tanto nas superfícies duras quanto nas moles. Os autores avaliaram essa colonização em 12 pacientes com pilares de zircônia e titânio, demonstrando que não houve diferenças significativas no nível de contaminação entre ambos. Portanto, constatou-se que as superfícies de zircônia possuem propriedades comparáveis com as de liga de titânio, podendo ser materiais adequados e seguros em longo prazo para o êxito dos implantes dentários.

Anunmana et al., 2014, relatam que o metal-cerâmico tem sido utilizado com sucesso em implantes odontológicos devido aos benefícios em termos de força, forma e função, que normalmente mantêm uma estrutura metálica internamente, especialmente na parte cervical da restauração coberta por porcelana opaca. No entanto, o metal obstrui a luz transmitida pelo dente natural e sua descoloração afeta a aparência da prótese. Além disso, estruturas de porcelana foram associadas a níveis aumentados de fratura. Dessa forma, a aplicação de zircônia tem proporcionada maior durabilidade na fabricação de próteses dentárias fixas, mantendo propriedades mecânicas excelentes.

Rismanchian et al., 2014, afirmam que as forças de impacto em prótese dentária fixa implantossuportadas são elevadas, sendo que as composições utilizadas em suas estruturas desempenham um papel fundamental nessa questão por razões biomecânicas. Em seu estudo, avaliaram a resistência à flexão de dois

pilares de implantes de zircônia diferentes, com 3,8 milímetros (Biodenta) e 4,5 milímetros (Cercon) em plataformas de pré-molares e molares, demonstrando que os valores de capacidade de carga média foram maiores no Biodenta, porém sem diferenças significativas. Embora os quadros Biodenta terem demonstrado maior capacidade de carga superior, as estruturas Cercon apresentaram maior friabilidade. Quanto à diferença entre resistência à flexão entre ambos não houve valores significativos.

Jiménez-Melendo et al., 2014, analisaram a resposta mecânica de pilares de zircônia com conexões internas e externas que têm sido desenvolvidas para o reforço das restaurações estéticas. Foram avaliados 16 pilares de zircônia revestidos por uma camada de 0,5mm de cerâmica de baixa fusão. A força média de fratura foi acima de 300N para todos os pilares, independentemente da conexão geométrica e revestimento.

Na maioria dos casos (94%), a falha ocorreu por fratura do parafuso de retenção dos pilares. Não houve diferença significativa no comportamento de fadiga e torque de remoção entre os diferentes grupos de parafusos de retenção. Os autores concluíram que o comportamento mecânico dos pilares independe de fatores internos e externos.

Gehrke et al., 2015, descreveram e caracterizaram a topografia da superfície de pilares de zircônia por meio de limpeza ultrassônica projetada e assistida por computador. Foram analisados 12 implantes de diversos fabricantes distribuídos aleatoriamente em 6 amostras de cada (controle e grupo de teste). Quatro de duas peças de pilares híbridos e dois suportes laterais foram avaliados em cada grupo.

No grupo de controle, foi realizada a limpeza convencional, enquanto no grupo de teste, aplicou-se a ultrassônica com acetona, álcool etílico e solução antibacteriana. Os resultados demonstraram que a superfície era contaminada com detritos e elementos orgânicos e inorgânicos.

No grupo de teste, a contaminação pode ser reduzida após o processo de limpeza ultrassônica, porém sem haver a remoção absoluta. Embora a estabilidade biológica dos tecidos perimplantares tenha sido evidenciada, o polimento e o protocolo de limpeza devem ser implementados e mantidos regularmente.

Joo et al., 2015, avaliaram a relação entre carga e fratura em pilares de zircônia personalizados com inserção de titânio de acordo com as profundidades de preparação, com ou sem envelhecimento artificial de 5 anos. Trinta e seis coroas de lítio foram fabricadas para substituir um incisivo central superior direito, cimentados com zircônia e inserção de titânio em um dispositivo elétrico de 4,5x10 mm.

O estudo envolveu 3 profundidades de preparação, 0,5mm, 0,7mm e 0,9mm, divididos em 6 grupos dependendo da profundidade da preparação e envelhecimento artificial (não-artificiais grupos envelhecimento: N5, N7, N9, grupos de envelhecimento artificial: A5, A7, A9).

A carga estática foi aplicada a 135 graus em relação ao eixo do implante em uma máquina universal de ensaios. Os resultados demonstraram que a carga de fratura do grupo N5 foi significativamente maior do que a do grupo N7 e N9 ($P < 0,017$).

Consequentemente, a carga de fratura do grupo A5 também foi mais elevada do que as dos grupos A7 e A9 ($P < .05$). Depois do envelhecimento artificial, a carga de fratura foi significativamente diminuída em todos os grupos com várias profundidades de preparação ($P < .05$).

A avaliação dos autores foi de que a carga de fratura de um único implante anterior recoberta por pilar de zircônia com inserção de titânio e restaurada com coroa de lítio difere de acordo com as profundidades de preparação. Após o envelhecimento artificial de 5 anos, as cargas de fratura de todos os grupos de preparação diminuíram significativamente.

A conclusão dos autores nesses estudos é que a utilização do tipo de prótese é segura, sem riscos aumentados de complicações técnicas, porém, ressalta-se a importância do desenvolvimento de estudos em longo prazo.

3.1 Adaptação Passiva

Em 1989, Holmes et al. realizaram um estudo sobre a medida do ajuste marginal e sugeriram uma terminologia para o desajuste que ocorre na conexão implante/pilar. Neste estudo, os autores definiram como “gap interno” o espaço existente entre a superfície interna da prótese e a parede axial do preparo, e como “gap marginal” o mesmo espaço quando mensurado na margem do preparo. O espaço marginal mensurado paralelamente à trajetória de remoção da peça foi chamado de “discrepância marginal vertical”, enquanto o mesmo espaço considerado perpendicularmente a essa trajetória foi denominado “discrepância marginal horizontal”.

Para Kersten e Tiedemann (2000) a utilização de implantes osteointegráveis, para suporte e retenção de próteses dentárias tem se apresentado clinicamente eficaz. De acordo com os autores, na Implantodontia convencional o procedimento se faz a partir da instalação do implante com a sua plataforma ao nível da crista óssea. Após a osteointegração é que se pode realizar a reabilitação protética, incluindo a conexão de um intermediário protético, seguida da cimentação ou aparafusamento da coroa.

Na concepção de Vasconcellos et al., 2005, a prótese sobre implante retida por parafuso tem uma história de sucesso bem documentada. As investigações da biomecânica de implantes têm sido focadas neste tipo de reabilitação, que possibilita a sua remoção, caso necessário, e uma boa adaptação na junção pilar protético-prótese. No entanto, restaurações aparafusadas podem criar deformação permanente nos implantes, de duas a três vezes maiores do que nas próteses cimentadas.

Em uma revisão de literatura, Goodacre et al., 1999, constataram que a perda dos implantes está relacionada ao tipo de prótese, arco dentário, comprimento do implante e qualidade óssea. Ao concluir o estudo, os autores verificaram que a complicação após o implante está associada a uma higiene bucal deficitária e também à falta de adaptação entre os componentes, devido à folga de parafusos de fixação do pilar protético ou falta de adaptação da infraestrutura protética. Vermilyea (2004) afirma que quando há espaço entre a coroa e o pilar protético, ocorre uma

folga de restaurações, acarretando também perda óssea na crista e fratura dos componentes do implante.

O contato entre o pilar e a plataforma do implante é um fator chave, pois reduz a carga sobre o parafuso do pilar, garantindo uma alta eficiência desses componentes. Mesmo um pequeno desajuste pode resultar em alterações na geometria do parafuso e incidência de tensão sobre os mesmos (BYRNE et al, 1998).

Conforme Misch (2006) as fraturas são decorrentes do desajuste entre a base do implante e o pilar protético. Quando não existe uma adaptação passiva entre a prótese e os pilares protéticos pode ocorrer a distribuição inadequada das forças ao osso de suporte, acúmulo de bactérias e até mesmo a perda da osteointegração.

Vasconcelos et al.,(2005), defendem a ideia de que a maior adaptação está associada com um alto estresse nos componentes. Essa adaptação pode resultar na folga das restaurações, ocasionando também fratura do parafuso de fixação da prótese ou do pilar protético.

Na perspectiva de Misch (2006) a natureza da perda ou deslocamento das próteses é complexa e envolve fatores como: precisão da usinagem dos componentes do sistema, fadiga, variedades de mastigação, intercâmbio de marcas comerciais, penetração de fluidos bucais, material do intermediário protético e o tipo de encaixe. Salienta também que a força de torque aplicada constantemente pode deformar o sistema. A aplicação de forma constante dessa força no parafuso pode causar fadiga tanto nos materiais e quanto osso de suporte. Uma grande variação de forças de torque tem sido utilizada em estudos anteriores, mas não existe um consenso de um valor ideal.

Weber e Sukotjo (2007) a partir de uma revisão sistemática da literatura determinaram a influência de diferentes tipos de próteses parciais fixas implanto-retidas sobre a sobrevivência e sucesso dos implantes e das próprias próteses. Foram considerados os seguintes fatores referentes ao modelo ou design das próteses: cimentada ou parafusada; implanto-suportadas ou implanto-dento-suportadas; e tipos de pilar e material restaurador empregado. Os resultados do

estudo demonstraram que entre as próteses cimentada ou parafusada não foram observadas diferenças na sobrevivência dos implantes, mas verificou-se um maior índice de sucesso para as próteses cimentadas (93,2%) do que para parafusadas (83,4%).

Em recente estudo, Ricomini Filho et al., 2010, explicaram que fatores mecânicos, como o ajuste do implante-pilar protético e a pré-carga do parafuso do pilar, estão envolvidos no sucesso da reabilitação por implantes. A perda da pré-carga durante o carregamento oclusal com a prótese favorece o desajuste da ligação pilar-implante, o que pode resultar em aumento de tensão no implante e componentes de conexão. Também o estresse em componentes de conexão poderia causar fratura do parafuso, a perda do pilar e danos na prótese, exigindo a reparação ou a substituição da prótese e seus componentes.

Aparício (1994) relata que a passividade entre a estrutura metálica e os implantes é fundamental para a manutenção da osteointegração, pois a ausência de ligamento periodontal impossibilita micromovimentações dos implantes, tornando-os incapazes de se adequarem aos desajustes protéticos, que acabam gerando estresses na interface osso-implante pela distribuição inadequada das cargas mastigatórias.

A adaptação passiva é caracterizada pela existência de contato circunferencial simultâneo de toda superfície de assentamento da prótese com os pilares de suporte, definindo-se como o contato máximo entre a base da infraestrutura sobre os pilares intermediários com total ausência de tensão entre eles (Heckmann et al., 2004) e, clinicamente, pode ser avaliada com base em três parâmetros: ausência de sensação de tensão ou dor durante a instalação da estrutura sobre os implantes; aperto final de todos os parafusos protéticos realizando não mais do que 1/3 de volta; controle visual com auxílio de lupa para as margens supragengivais; controle radiográfico do ajuste da estrutura a cada um dos pilares com apenas um dos parafusos distais apertados.

Persson et al., 1996, realizaram um estudo com o objetivo de analisar a microbiota na superfície interna dos componentes de 28 implantes Brånemark em 10 pacientes parcialmente desdentados que tinham sido tratados com uma prótese

parcial fixa cada um. Os parafusos de pilar foram soltos e classificados como estáveis, facilmente removido ou solto. Em seguida, as amostras bacterianas foram obtidas de cada uma das superfícies internas do sistema de implante. A flora bacteriana era constituída principalmente por *estreptococos*, *propionibacterium*, *eubacterium* e espécies *actinomyces*, *fusobacterium*, *prevotella* e *porphyromonas*. Ao final da pesquisa, os autores concluíram que a presença de bactérias é o resultado da contaminação do dispositivo e os componentes do pilar durante a primeira ou segunda fase da instalação do implante ou ainda a transmissão de microorganismos do meio bucal durante a função após a instalação da prótese.

Segundo Kano et al., 2004, o protocolo para prótese sobre implantes recomenda o uso de uma infraestrutura em ouro para próteses metaloplásticas e metalocerâmicas. No entanto, devido ao seu alto custo, o uso de ligas alternativas é desejado. Este estudo compara a adaptação marginal de cilindros protéticos pré-fabricados e cilindros protéticos plásticos fundidos com dois tipos de ligas metálicas básicas. (05) amostras de (1) cilindros plásticos fundidos em liga de cobalto cromo; (2) cilindros plásticos fundidos em liga de níquel cromo e (3) cilindros pré-fabricados com cinta metálica em paládio, foram examinados na interface intermediário/cilindro protético na análise do desajuste marginal, considerando-se (A) desajuste vertical, (B) desajuste horizontal e (C) profundidade de fenda.

Os valores médios para o desajuste vertical, horizontal e profundidade foram, respectivamente: 4,13 μ m, 14,5 μ m e 6,93 μ m para o cilindro pré-fabricado em paládio, 23,18 μ m, 33,2 μ m e 88 μ m para os cilindros plásticos fundidos em níquel-cromo e 25,6 μ m, 51,8 μ m e 114,54 μ m para os cilindros fundidos em cobalto-cromo. Concluiu-se que não foram encontradas diferenças estatísticas entre os grupos fundidos (grupo 1 e 2), mas uma adaptação marginal significativamente superior foi observada com os cilindros pré-fabricados quando comparado aos cilindros plásticos fundidos com níquel-cromo e cobalto-cromo.

Vasconcellos et al., 2004, avaliaram o efeito da força de aperto de parafusos de retenção na desadaptação marginal de próteses sobre implantes. A investigação foi conduzida baseada em resultados fornecidos por nove estruturas metálicas implanto-suportadas de seis elementos (02 retentores e 04 pânticos) retidas por parafusos. A mensuração da desadaptação marginal foi realizada com auxílio de

microscópio óptico, nos seguintes momentos: M1: aperto com chave manual até a primeira resistência do parafuso; M2: aperto utilizando torquímetro mecânico com 10Ncm e M3: aperto utilizando torquímetro mecânico com 20Ncm. O emprego de torquímetros mecânicos, independente do valor de torque, determinou redução significativa na abertura marginal.

A desadaptação média na interface conexão/prótese em M1 foi de 41,56 μ m. O emprego do torquímetro de 10Ncm (M2), reduziu 52% desta fenda marginal, para uma média de desadaptação de 19,71 μ m, enquanto o torquímetro de 20Ncm (M3) reduziu 69% da desadaptação marginal, para uma média de 12,82 μ m. Os parafusos de retenção de próteses implanto-suportadas tem importante efeito na mensuração da desadaptação marginal, uma vez que podem modificar consideravelmente as aberturas na interface conexão/prótese, exercendo maior ou menor torque sobre eles. A redução desse e outros problemas inerentes às próteses parafusadas originaram outros estudos que, com o avanço tecnológico, propiciaram o surgimento de novos equipamentos e materiais para a implantodontia.

4. O SISTEMA CAD/CAM

4.1 A Tecnologia CAD/CAM

Em 1993, KARLSSON descreveu uma máquina de usinagem para fabricação de pilar protético em titânio com o intuito de reduzir erros inerentes ao processo de fundição por cera perdida, como o de queima da cera, inclusão e fundição. Essa técnica foi denominada de PROCERA, e utiliza a tecnologia CAD-CAM. Correia et al., 2006, designam o termo CAD/CAM como sendo o desenho de uma estrutura protética em um computador (*Computer Aided Design*) seguido da sua confecção por uma máquina de fresagem (*Computer Aided Manufacturing*).

Esse equipamento consiste de uma máquina que captura a imagem do modelo de gesso (troquel) de forma precisa e a envia para uma estação de produção. Nesta estação é feita a réplica do modelo capturado, realizando usinagem da superfície externa da coroa e erosão elétrica das superfícies internas.

Em 1977, a partir dos trabalhos de Bruce Altschuler, François Duret, Werner Mormann e Marco Brandestini tem-se o início do uso dessa tecnologia na odontologia considerando que os principais objetivos eram diminuir a grande dependência manual na fabricação das restaurações protéticas e, ao mesmo tempo, diminuir os custos. Todavia, o aparelho de Duret era demasiado complexo e dispendioso (Correia et al., 2006).

O CEREC (CEramic REConstruction), desenvolvido por Morman e Brandestini, em 1980, na Universidade de Zurique (Suíça), foi o primeiro sistema a ser utilizado e comercializado de forma viável.

Já em 2016, pode-se contar com dois tipos de sistema CAD-CAM: Aberto e Fechado. CAD-CAM Aberto dá a possibilidade de poder escolher o sistema CAM mais adequado aos propósitos, pois é possível transmitir o arquivo CAD para outro computador. Por sua vez, o CAD-CAM Fechado oferece todo o sistema de produção (Tinschert et al., 2004).

Esses sistemas podem ainda ser classificados segundo o local onde são utilizados: clínica ou laboratório. A grande maioria dos sistemas funciona em laboratório. No entanto, o sistema CEREC é o único que apresenta ambas as modalidades: *Chairside*, especialmente para a clínica, e *inLab*, essencialmente para o laboratório (Correia et al., 2006).

4.1.1 Sistema de leitura da preparação dentária

Tinschert et al., 2004, destacam que a preparação dentária pode ser digitalizada fora da cavidade oral, sobre o modelo de gesso (troquel) ou dentro da cavidade oral, por um sistema de digitalização intraoral.

Conforme Correia et al., 2006; Governi, L. B., 2011, embora sejam de aplicação mais prática e rápida, os sistemas de digitalização intraoral apresentam dificuldades operacionais do cirurgião-dentista em relação ao paciente quando refere-se à captura das imagens. Porém, essas são suficientemente precisas nas relações espaciais, mesmo quando estão envolvidos vários dentes na reabilitação protética. E para determinados tipos de próteses já se pode eliminar por completo as moldagens convencionais com moldeiras e materiais de moldagens.

4.1.1.1 Sistemas de captura de imagens intraorais ou CAD intraoral

Existem vários sistemas CAD intraorais disponíveis comercialmente, diferindo entre si, principalmente nos aspectos referentes à técnica da digitalização das imagens reais ou escaneamento; as possibilidades disponibilizadas pelo *software* para a execução dos trabalhos; a interatividade com outros equipamentos de CAM, que usinarão as peças desenhadas. Entre vários sistemas existentes e em desenvolvimento, segundo Governi, 2011; Noort, R. V., 2012 destacam-se:

- **BlueCam e o Cerec OmniCam** - Sirona Dental Systems
- **E4D** - D4D Technologies
- **LAVA C.O.S** - 3M Espe
- **I-Tero** - Cadentic

- Trios** - 3Shape A/S
- Cyrtina Intraoral Scanner** - Cyrtina Colab. Comp. Dentistry
- Progress IO-DIS** - Clon3D
- **Zfx Intrascan** - Zfx Dental
- IOS Fastscan** - IOS Technologies, Inc.
- **Bluescan-I intraoral 3d scanner** - a.Tron 3D
- DirectScan** - Hint-ELS
- Densys 3D**- Densys Ltd

De acordo com os autores, no estado atual da tecnologia CAD-CAM, os métodos extraorais ainda são os mais utilizados. Entretanto, esses métodos apresentam algumas desvantagens, tais como o tempo despendido e o fato de exigirem uma impressão da preparação dentária, o que também introduz fatores de erro nesse processo (Tinschert et al., 2004).

No Brasil esse sistema ainda está em expansão, mas entre os diversos sistemas usados no país destaca-se o Sirona inLab (Sirona Dental Systems GmbH, Alemanha), Ceramill (AmannGirrbach-Ale/Austria), Nobel Biocare Procera (Nobel Biocare, Suécia), 3M/Espe Lava (3M/Espe, Estados Unidos), Kavo Everest (Kavo Dental GmbH, Alemanha), Cercon (Dentsply Ceramco, Estados Unidos) e Cubo (São Paulo, SP). A usinagem é feita a partir de blocos ou discos de cerâmicas.

4.1.2 Desenho assistido por computador (CAD)

Uma vez realizada a digitalização do preparo dental, a imagem é transferida para um programa de desenho assistido por computador, pelo o qual o operador pode então desenhar de forma virtual a estrutura protética. Caso venha a ser necessário pode ser realizado um enceramento, que é posteriormente digitalizado e tratado pelo *software*. Nessa fase, são definidas as linhas de acabamento, o espaçamento e a espessura da restauração a usar.

Denry e Kelly (2008) destacam que a confecção da prótese usando CAD/CAM é feita em sete etapas, sendo:

a. Preparação do modelo da infraestrutura - Este procedimento segue a metodologia convencional de confecção da prótese.

b. Escaneamento do modelo - O modelo de gesso ou troquel é fixado no dispositivo de leitura do *scanner* para converter a forma física em forma digital (mapa de *bits*). O escaneamento pode ser feito por feixe laser ou por contato.

c. Desenho - A imagem na forma digital é transferida para o computador. Com auxílio de um programa de manipulação de imagem, o operador seleciona os ajustes marginais desejados, considera a posição e forma do antagonista e realiza os ajustes dos pontos de contato dos dentes vizinhos. A seguir, o *software* calcula a forma final da peça. Para a confecção de infraestruturas com vários elementos dentários, o *software* calcula todas as dimensões, define a posição dos conectores e as espessuras.

Segundo Denry e Kelly (2008) o CAD/CAM realiza a usinagem de várias próteses a partir de um disco cerâmico. Nesse caso, o *software* determina a sequência de usinagem, escolhe a posição das peças no disco e seleciona os parâmetros necessários para fabricação da(s) peça(s) no menor tempo possível e com perda mínima do material. Levando em consideração que com a sinterização haverá contração e alteração da geometria da prótese, nesta fase, o operador fornece para o *software* as informações quanto ao tipo de material, composição química, dureza e dados de contração após a sinterização. Com estes dados projeta-se uma peça com dimensões maiores que as reais, gerando o arquivo para a usinagem da peça.

d. Usinagem - O sistema possui o equipamento de corte com ferramentas próprias para furação, desbaste, corte e acabamento de materiais cerâmicos. Nesta fase, o arquivo obtido no escaneamento é transferido para o equipamento, decodificado e programado para iniciar a usinagem do bloco. O sistema leva em consideração que haverá contração da prótese após a sinterização, ou seja, a prótese usinada possui dimensões da ordem de 19 a 22% maior que o modelo da infraestrutura.

e. Sinterização - As empresas que comercializam os sistemas CAD/CAM para próteses cerâmicas oferecem fornos de sinterização de vários tamanhos que variam com o tipo de bloco cerâmico. São comercializados fornos para sinterizar apenas uma infraestrutura ou 15 várias. O forno possui programação para controlar a velocidade de aquecimento, tempo de permanência no patamar da temperatura máxima ou patamares intermediários e velocidade de resfriamento. O tempo de sinterização é a fase que demanda maior tempo na confecção da prótese ou da infraestrutura cerâmica. O controle da temperatura é crítico e é importante que ocorra variação inferior a 5°C para temperatura de sinterização de 1.350°C.

f. Prova da restauração e ajustes - Nestas fases seguem-se os mesmos procedimentos adotados nas próteses convencionais, com verificação dos aspectos oclusais, perfil de emergência, pontos de contato proximais, discrepância entre a posição dos dentes e dos implantes, assentamento, adaptação marginal da infraestrutura, contato gengival e seleção das cores. O profissional após os ajustes devolve a peça para o laboratório aplicar o revestimento.

g. Aplicação do revestimento estético e acabamento – Tanto no sistema CAD/CAM como no pantógrafo, após a usinagem, os procedimentos de ajustes, acabamento da infraestrutura e aplicação do revestimento são semelhantes ao processo convencional de confecção das próteses.

Correia et al., 2006, destaca que apesar da evolução dos programas de desenho das restaurações protéticas para uma concepção mais facilitada, sobretudo pela introdução do 3D e das bases de dados de estruturas protéticas, é importante que o técnico tenha alguns conhecimentos sobre informática para operar os equipamentos com a máxima eficiência.

4.1.3 Materiais e sistema de fresagem da estrutura protética (CAM)

Para realização da fresagem da estrutura protética são necessários alguns materiais como blocos pré-fabricados de cerâmica de vidro reforçada com leucita, alumina reforçada com vidro, alumina densamente sinterizada, Y-TZP Zircônia

(*Yttrium-Tetragonal Zirconia Polycrystal*) com sinterização (parcial ou total), titânio, ligas preciosas, ligas não-preciosas e acrílicos de resistência reforçada.

Correia et al.,(2006), aborda que uma das grandes vantagens da utilização desses sistemas é a possibilidade de trabalhar com materiais muito resistentes, como a zircônia, que, quanto à fabricação manual, é bastante limitada. A zircônia é a cerâmica mais resistente disponível para utilização em Odontologia (MACLAREN, 2005).

Segundo Liu (2005) esse material tem o potencial de permitir a construção de estruturas em setores sujeitos a níveis elevados de tensões, por exemplo, nas zonas mais posteriores da boca, pois revela uma resistência à fratura muito alta, três a quatro vezes superior à maior carga mastigatória.

Raigrodsky (2004) realizou uma pesquisa na qual foi demonstrada em estudos *in vitro*, uma resistência à flexão de 900 Mpa–1.200 Mpa (1 MPA = 1 N/mm²) em barras de Y-TZP; 1.800–2.000 N em próteses parciais fixas com diferentes conectores (cargas estáticas); e 1.457 N numa simulação de uma carga clínica cíclica de cinco anos sobre uma prótese parcial fixa de três elementos. Ainda MacLaren (2005) comenta em seu estudo que ainda não foi encontrada uma única falha das infraestruturas, nos últimos anos.

Essa alta resistência da zircônia deriva da sua formulação, conhecida como Y-TZP. A zircônia (ZrO₂) é uma forma oxidada do metal zircônio, tal como a alumina é referente ao metal alumínio (RAIGRODISKY, 2004). O óxido de ítrio é um agente que é adicionado à zircônia pura de modo a conferir estabilidade à temperatura ambiente e produzir um material multifásico conhecido como zircônia parcialmente estabilizado pelo ítrio (Y-TZP). Este material tem uma propriedade conhecida como *transformation toughening*: sob tensão, o material sofre alteração dimensional, com aumento volumétrico de 3 a 4%, gerando tensões de compressão que inibem a propagação das linhas de fratura tão frequentes nas cerâmicas (RAIGRODISKY, 2004).

Correia et al., 2006, destacam que é por essa razão que a zircônia é conhecida como Cerâmica Inteligente. É uma característica semelhante à ação da junção amelo-dentinária no dente natural. Por outro lado, é de realçar também que,

referente à biocompatibilidade e a estética, a zircônia apresenta-se superior comparativamente às restaurações metalocerâmicas.

Para a utilização nas máquinas de fresagem dos sistemas CAD/CAM, segundo MacLaren, (2005), a zircônia apresenta-se em duas formas:

Zircônia totalmente sinterizada (dura) - implica um tempo de trabalho demorado (2 a 4 horas para uma unidade) e um desgaste grande com brocas. De acordo com Luthardt et al., o desgaste dessa zircônia com brocas diamantadas pode danificar o material, comprometendo a sua resistência e viabilidade, razão pela qual o autor aconselha a utilização mais favorável da zircônia parcialmente sinterizada;

Zircônia parcialmente sinterizada (mole) - permite um processamento mais fácil e mais rápido. Todavia, devido a sua condição de parcialmente sinterizada, necessita de 6 a 8 horas em um forno especial de cerâmica para completar a sinterização. Devido a esse processo, verifica-se uma alteração dimensional que tem de ser compensada durante o desenho virtual inicial da estrutura.

Correia et al., 2006, consideram que após a seleção do material, os blocos pré-fabricados são, então, submetidos a um processo subtrativo de fresagem segundo o número de eixos (3 a 6 eixos), dependendo do sistema em questão.

E para finalização da estrutura, são requeridos, além da prova de inserção, o polimento e a individualização das estruturas com cerâmica cosmética (WITKOWSKI, 2005).

4.2 Sistemas CAD/CAM

4.2.1 CEREC

O CEREC foi desenvolvido na Universidade de Zurique (Suíça), sendo o primeiro sistema CAD-CAM a alcançar êxito clínico e comercial. Por esse sistema é efetuada uma leitura óptica sem contato com a preparação dentária. O método de medição utilizado é o da triangulação ativa, com uma resolução de 25 µm. A imagem

3D gerada é então transferida para um computador, no qual o programa CAD do sistema permite realizar o desenho da estrutura.

A linha de acabamento é detectada automaticamente, podendo ser modificada também de forma manual, e é posteriormente executada na máquina de fresagem do mesmo sistema (CAM). Essa unidade apresenta duas brocas diamantadas que cortam a estrutura em quatro eixos de trabalho e com uma reprodutibilidade de corte de aproximadamente 30µm. O fato de o bloco de cerâmica estar seguro em um dos lados, impede a ação da broca nessa zona, que é posteriormente fresada manualmente. O sistema permite a produção de *copings*, incrustações, coroas parciais, facetas e coroas totais, para regiões anteriores e posteriores, numa única sessão (MORMANN, 2004).

De acordo com a própria marca, CEREC® significa atualmente Chairside Economical Restorations Esthetic Ceramic . Na realidade, esse é o único sistema que apresenta uma versão para utilização na clínica (CEREC Chairside®), o que o torna muito prático e menos dependente do trabalho no laboratório, podendo traduzir-se também em certa economia financeira (Economical). O lançamento de novos produtos, como o CEREC 3D®, o CEREC Chairside® e os blocos de cerâmica Triluxe®, veio compensar defeitos dos anteriores modelos do CEREC® e permitir a construção de restaurações mais estéticas em cerâmica. A introdução do CEREC 3D® permite ao clínico captar várias imagens com maior precisão e, então, criar um modelo virtual, por exemplo, para um quadrante completo.

De acordo com Tinschert et al., 2004, essa tecnologia do sistema CEREC ainda não possui uma precisão suficiente que permita a sua aprovação para construir próteses fixas de vários elementos. O Triluxe® é um novo modelo de blocos de cerâmica (com três cores) que substitui os antigos blocos monocromáticos e que se reflete numa melhoria do potencial estético do sistema. O CEREC InLab® é um sistema de laboratório pelo qual o modelo de gesso da preparação dentária é submetido a uma digitalização laser, sendo depois desenhada a infraestrutura no computador (CAD) e, posteriormente, executada a usinagem do bloco de cerâmica. Depois de preparada e verificada a infraestrutura, o laboratório completa-a com cerâmica cosmética (Liu, 2005).

4.2.2 Procera® Nobelbiocare

O sistema Procera/AllCeram® produziu mais de 11 milhões de unidades protéticas, segundo a empresa, em 15 anos, revelando-se, assim, como um dos sistemas CAD/CAM de maior êxito (CORREIA et al., 2006). Por essa tecnologia, a digitalização do modelo de gesso é feita por contato, por meio de um scanner Procera® (Piccolo® – para coroas unitárias, facetas e pilares; Forte® - também para próteses de 2 a 4 elementos e arcos completos). A ponta digitalizadora exerce uma pressão pequena de 20 g sobre o modelo de modo a garantir um contato preciso. Apesar de serem efetuadas 50.000 leituras numa só preparação por esse procedimento, o processo demora aproximadamente 30 segundos.

A imagem digitalizada (3D CAD) inicialmente era então enviada para uma central de processamento Procera® (Suécia – Karlskoga e Estocolmo; E.U.A. - Nova Jersey) por meio de uma ligação por *modem*. Nesta central, eram efetuadas réplicas do modelo de gesso mais alargadas, de modo a compensar a contração da cerâmica quando da sua sinterização. Apesar da elevada dificuldade técnica deste último procedimento, uma adaptação marginal das coroas Procera com espaçamento entre 54 µm e 64 µm estava dentro dos parâmetros clinicamente aceitáveis.

Com o passar do tempo, os *copings* podem então ser produzidos em alumina de alta pureza (0,4 mm de espessura nos casos que exijam uma estética apurada ou 0,6 mm nas restantes indicações) ou em zircônio (0,7 mm quando necessária uma maior resistência do material). Em 48 horas, o *coping* está de volta ao laboratório para se proceder à colocação da cerâmica. A resistência dos materiais utilizados atinge valores altos, que no caso da alumina, são de 687 MPa e, da zircônia, de 1.200 Mpa . A preparação dentária exige também uma técnica apropriada, com a execução de linhas de acabamento cervical em chanfro largo, altura cérvico-oclusal do preparo de 3 mm e pânticos inferiores a 11 mm, quando em alumina (Liu, 2005). Disponibiliza a digitalização de ângulos acentuados e profundos, tornando-o atualmente mais preciso que os demais.

4.2.3 Lava® 3M Espe

O sistema Lava® contribui para a fabricação de próteses unitárias e múltiplas de 3 elementos em cerâmica anteriores e posteriores. A linha de acabamento cervical das preparações dentárias pode ser um chanfro ou um ombro com ângulo interno arredondado. Por meio dele várias linhas de acabamento das preparações dentárias e a crista edêntula são digitalizadas por um laser óptico que transmite as imagens para um computador, no qual o programa de desenho assistido do sistema determina automaticamente as linhas de acabamento e sugere os pânticos.

Segundo Correia et al., 2006, devido à contração da cerâmica durante a sua sinterização, tal como descrito no sistema Procera®, as infraestruturas são desenhadas com um aumento de 20% no seu volume. Posteriormente, são utilizados blocos de zircônia pré-sinterizada na fresagem, observando-se que o sistema é capaz de produzir até 21 *copings* ou estruturas de próteses sem qualquer intervenção manual. Os blocos de zircônia utilizados podem ser coloridos com sete tons de cor previamente à sinterização final, o que pode conferir altos níveis estéticos. Para completar a sinterização, o sistema LAVA® inclui um forno especial de alta temperatura (Correia et al., 2006).

4.2.4 Everest® Kavo Dental

Esse sistema inclui uma máquina de digitalização, um software CAD, uma máquina de fresagem e um forno para sinterizar a cerâmica.

A digitalização do modelo de gesso (antirreflexo) é feita por uma leitura óptica por uma câmara CCD (dimensão real 1:1 e precisão de 20 µm), sendo a imagem 3D criada por 15 sequências de projeção. A restauração protética é então desenhada num software CAD e, posteriormente, fresada segundo movimentos de corte de cinco eixos em blocos de vários tipos de materiais: zircônia parcialmente sinterizada - ZS-Blanks; zircônia totalmente sinterizada - ZH-Blanks), titânio (Grau 2 - T-Blanks) e cerâmica de vidro reforçada com leucita .

Além disso, o sistema Everest® introduziu o conceito de suporte por meio de resina acrílica permitindo, desse modo, a total liberdade de movimentação das brocas em torno da restauração. Embora isso seja uma vantagem em termos de capacidade geométrica, torna o sistema mais lento, pois exige uma intervenção manual no meio do processo de fresagem para nova colocação de resina acrílica de suporte (LIU, 2005).

4.2.5 Sistema Cubo

É um sistema de usinagem aberto que permite aos laboratórios que tenham scanners 3D credenciados desfrutar dos mais altos padrões de qualidade. Esses scanners proporcionam um moderno processo de digitalização multidimensional, criando imagens precisas e instantâneas de cada caso.

Por esse sistema os profissionais têm acesso a um padrão de qualidade internacional, com grande incremento na usinagem de vários materiais, como zircônia, acrílico e metal com excelente fidelidade, precisão e estética, otimizando os processos laboratoriais. Além disso, tudo é monitorado e documentado, possibilitando a rastreabilidade dos trabalhos em qualquer fase, do recebimento do arquivo à logística de entrega, no Brasil e em toda a América Latina (LIU, 2005).

4.2.6 Zirkonzahn

É um sistema flexível, aberto, para metal free, desenvolvido pelo italiano Enrico Steger para a confecção de infraestruturas de zircônia por meio de dois tipos de processamento: MAD/MAM e CAD/CAM.

A preocupação maior desse sistema é a estética e o custo-benefício.

O processo MAD/MAM começa com a construção da estrutura sobre o modelo com um material resinoso. A estrutura construída é polimerizada e removida do modelo. A seguir, essa estrutura é fixada em um dispositivo próprio para passar para próxima etapa. O disco de zircônia é colocado na fresadora Zirkonzahn assim como a peça resinosa em seu dispositivo. Correia et al., 2006.

Esse sistema permite ainda provar na boca do paciente as infraestruturas resinosas antes da fresagem, assim qualquer reparo ou repetição pode ser feito sem grandes custos ou esforços.

O diferencial do sistema Zirkozhan são os intermediários, pilares e minipilares que podem ser de blocos de até 30 mm de altura feitos totalmente livre de metais (zircônia pré-sinterizada, alumina pré-sinterizada, resinas e ceras) que possuem resistência elevada, garantindo a longevidade da peça com o máximo de estética.

4.2.7 Ceramill- Amanngirrbach

É um sistema CAD/CAM que faz a fabricação de estrutura que se adapta às suas necessidades, representa uma grande variedade de estruturas de fabricação, todas de uma única fonte. Correia et al., 2006. Seu CAD permite o tratamento da imagem corrigindo as imperfeições do modelo escaneado gerando imagens com altíssima fidelidade.

O processamento do Ceramill pode ser feito manualmente usando o Ceramill Multi-x ou a técnica digital usando o CAD/CAM Ceramill - para uso de acordo com o material ou indicação do laboratório. Permite a usinagem de diversos materiais e ligas, cerâmicas feldspáticas, dissilicato de lítio, zircônias, cobalto-cromo-molibdênio, ceras entre outros, produzindo infraestruturas para arcos totais, prótese fixas, *abutments* customizados, coroas provisórias, todas com altíssima qualidade.

O sistema é econômico, com técnica ideal para combinação de cada laboratório; vasta gama de indicações e materiais; possibilidade de escolha da tecnologia (manualmente, digitalmente); grande flexibilidade devido à opção de *in-house* e *out-sourcing*; avaliação compartilhada de requisitos para apoio na tomada de decisão; sistema técnico de combinação que torna o sistema interativo; integração do sistema com modelos de estrutura gerencial e, portanto, segurança nos processos, consistência e precisão; investimento seguro; oferece serviço

contínuo de upgrades e configurações e possibilidade de abertura de todos os componentes do sistema.

4.2.8 Sistema 3Shape

É um sistema de digitalização de modelos rápido e preciso que pode obter detalhamento necessário para a confecção de próteses de arco completo sobre dentes ou implantes, via moldagens ou modelos de gesso. O software gera arquivos abertos, interativos e versáteis, possibilitando desenhos de coroas parciais até arcos completos. Sistema utilizado pela empresa Neodent, concluindo-se que este sistema tem carácter industrial com produção em larga escala.

CONCLUSÃO

Este estudo possibilitou perceber que a introdução na odontologia e, principalmente, na implantodontia, da tecnologia CAD-CAM com seus diversos sistemas que a acompanham, desde a captura e digitalização das imagens até a usinagem das estruturas, tem contribuído não apenas como um núcleo de produção, mas principalmente no aperfeiçoamento das restaurações e infraestruturas.

A tecnologia CAD-CAM permite:

- fresamento de estruturas em monobloco e sem pontos de soldagem
- acabamento primoroso das próteses e infraestruturas
- soluções mais estéticas e biocompatíveis pela presença de titânio e zircônia
- individualização e personalização dos trabalhos
- maior passividade no assentamento e vedação na interface entre implante e pilar protético
- utilização de Zircônia (material de melhores propriedades estéticas, biológicas e mecânicas que as ligas metálicas)
- permite a utilização da Y-TZP (Zircônia Tetragonal Policristalina Estabilizada por Ítrio). Zircônia ideal devido sua propriedade de impedir a propagação de trincas

Cabe ao profissional adequar-se a essas novas tecnologias e materiais, além de exercer domínio técnico para a correta indicação, considerando fatores como: estética, função e durabilidade, garantindo a excelência dos tratamentos reabilitadores.

REFERÊNCIAS BIBLIOGRÁFICAS

ABDUO J, LYONS K, WADDELL N, BENNANI V, SWAIN M. A Comparison of Fit of CNC-Milled Titanium and Zirconia Frameworks to Implants. Clin. Implant. Dent. Relat. Res. 2011

AL-FADDA, S,A., ZARB, G.A, FINER Y. A comparison of the accuracy of fit of 2 methods for fabricating implant-prosthetic frameworks. Int. J .Prosthodont. 2007;20:125-31

ALONSO, F.R;TRICHES,D.F; TEIXEIRA,E.R;HIRAKATA, L.M Marginal fit of implant-supported fixed prosthesis frameworks with prefabricated and calcinable cylinders. Rev. odonto ciênc. 2008;23(4):320-324.

AMANNGIRRBACH BRASIL Ltda-brasil@amanngirrbach.com

ANUNMANA, C; CHAROENCHITT, M; ASVANUND, C. Gap comparison between single crown and three-unit bridge zirconia substructures. J. Adv. Prosthodont. 2014;6:253-258.

APARÍCIO, C. A new method to routinely achieve passive fit of ceramometal prostheses over Brånemark osseointegrated implants: a two-year report. Int. J. Periodontics Restorative Dent., Chicago, v. 14, n. 5, p. 405-19, Oct. 1994.

BARBOSA, G. A. S. et al. . Relation between implant/abutment vertical misfit and torque loss of abutment screws. Braz. Dent. J., Ribeirão Preto, v. 19, n. 4, 2008

BARBOSA, G.A.S; SIMAMOTO JUNIOR, P.C;FERNANDES NETO, A.J;MATTOS,M.G.C;NEVES, F.D. Effect of different torque levels on the implant/abutment interface using castable “UCLA” abutments, Braz. J. Oral Sci. 4(15):919-922, 2005.

BARBOSA R.E., DO NASCIMENTO, C., ISSA, J.P., WATANABE, E., ITO, I.Y, DE ALBUQUERQUE, R.F. J.R. Bacterial culture and DNA Checkerboard for the detection of internal contamination in dental implants. J. Prosthodont ..2009;18(5):376-381.

BARBOSA, G.A.S;SIMAMOTO JÚNIOR, P.C;FERNANDES NETO, A.J; MATTOS, M.G.C;NEVES, F.D.N. Prosthetic Laboratory Influence on the Vertical Misfit at the Implant/UCLA Abutment Interface. *Braz. Dent. J.* 18(2) 2007.

BERGLUNDH T, LINDHE, J., JHONSSON, K., ERICSSON, I. The topography of the vascular systems in the periodontal and peri-implant tissues in the dog. *J. Clin .Periodontol.* 1994 Mar;21(3):189-93.

BERNARDES,S.R. Tecnologia CAD/CAM aplicada a prótese dentária e sobre implantes: o que é, como funciona ,vantagens e limitações: .revisão crítica da literatura.Jornal ILAPEO v.6 n.1. p.8-13,2012

BESIMO C.E., GUINDY, J.S., LEWETAG, D., MEYER, J. Prevention of bacterial leakage into and from prefabricated screw-retained crowns on implants in vitro. *Int .J .Oral Maxillofac .Implants* 1999;14(5):654-656.

BINON , P.P. Implants and components: entering the new millennium. *Int. J. Oral Maxillofac. Implants* 2000; 15: 76-94.

BROGGINI, N; MCMANUS, L.M;HERMANN, J.S;MEDINA, R.U; OATES, TW;SCHENK, R.K; BUSER, D;. MELLONIG,J.T;COCHRAN,D.L. Persistent Acute Inflammation at the Implant-Abutment Interface. *Journal dental research. JDR* March 2003 vol. 82 no. 3 232-237

BOTTINO,M.A.,FARIA,R.,BUSO,L.,SLIGTZ,F. Implantodontia estética. O desenvolvimento de um novo pilar cerâmico.*Rev.Implantnews,v.2,nº6,p.592-600,nov-dez 2005.*

BYRNE D, HOUSTON F, CLEARY R, CLAFFEY N. The fit of cast and premachined implant abutments. *J. Prosthet. Dent.* 1998;80:184-192.

CARVALHO, M.C.A.; BONDIOLI, I.R.; COSTA, E.M.V.; NISHIOKA, R.S.; BOTTINO, M.A.; NEISSER, M.P. Avaliação microscópica entre a adaptação dos pilares Gold UCLA à plataforma do implante e UCLA de Teflon fundidos em titânio e liga de níquel-crômio-titânio. Estudo in vitro. *B.C.I., Curitiba, v. 9, n. 34, p. 105-10, abr./jun. 2002.*

CHEVALIER,J.,GREMILLAN,L.,The tetragonal-monoclinic transformation in zirconia: lessons learned and future trends.*J.Am.Ceram.Sol.*92(2009)1901

CHRISTENSEN, G.J. Marginal fit of gold inlay castings. *J Prosthet Dent.* 1966;16:297-305

CRISTOFORIDES,P.;AMARAL,R.;MAY,L.G.;BOTTINO,M.A.;VALANDRO,L.F.;Composite resin to yttria stabilized tetragonal zirconia polycrystal bonding:comparison of repair methods.Oper.Dent.37(2012)263

COELHO, P.G; SUDACK, P; SUZUKI,M; KURTZ, K.S; ROMANOS,G.E;SILVA, N. R. F. A. In vitro evaluation of the implant abutment connection sealing capability of different implant systems. Journal of Oral Rehabilitation 2008 35; 917–924

CONRAD, H.J, SEONG, W.J, PESUN, I.J. Current ceramic materials and systems with clinical recommendations: a systematic review. J Prosthet. Dent. 2007;98:389-404

CORREIA, A.R.M., SAMPAIO, FERNANDES, J.C.A., CARDOSO J.A.P, LEAL DA SILVA C.L.C. CAD-CAM: informatics applied to fixed prosthodontics. Rev. Odontol UNESP. 2006; 35(2): 183-89

COSTA, H.M.F; RODRIGUES,R.C.S; MATTOS,M.G.C; RIBEIRO, R.F Evaluation of the Adaptation Interface of One-Piece Implant-Supported Superstructures Obtained in Ni-Cr-Ti and Pd-Ag Alloys. Braz. Dent. J. (2003) 14(3): 197-202.

DELLA BONA, A. Bonding to ceramics: scientific evidences for clinical dentistry. 1ª ed. Artes Médicas São Paulo SP(2009)254

DENRY,I., KELLY,J.R. State of the art of zirconia for dental applications. Dent. Mat.24(2004)299

DENRY,I., KELLY,J.R. State of the art of zirconia for dental applications. Dent. Mater. 2008.24(3):299-307

DIBART, S., WARBINGTON, M., SU, M.F., SKOBE, Z., In vitro evaluation of the implant-abutment bacterial seal: the locking taper system. Int. J. Oral Maxillofac. Implants 2005;20:732-737.

DO NASCIMENTO, C., PEDRAZZI, V., MIANI, P.K., MOREIRA, L.D., DE ALBUQUERQUE, JUNIOR, R.F., Influence of repeated screw tightening on bacterial leakage along the implant-abutment interface. Clin. Oral Implants. Res.2009; Aug 26.

DO NASCIMENTO, C;. BARBOSA,R.E.S; ISSAI,J.P.M;. WATANABE,E;. ITO,I.Y;. ALBUQUERQUE JUNIOR, R.F Bacterial leakage along the implant–abutment interface of premachined or cast components. International Association of Oral and Maxillofacial Surgeon. Int. J. Oral Maxillofac. Surg. 2008; 37: 177–180.

DUARTE, A.R., ROSSETTI, P.H., ROSSETTI, L.M., TORRES, S.A., BONACHELA, W.C.,. In vitro sealing ability of two materials at five different implantabutment surfaces. J. Periodontol. 2006;77(11):1828-1832.

FREITAS, R., OLIVEIRA, J.L.G., JUNIOR, A.A.A., MAIA, B.G., Parafusar ou cimentar: qual a melhor opção para prótese implantosuportada? Rev. Implantnews v.4,n.3, p.255-260,2007

GEHRKE, P.; TABELLION, A.; FISCHER, C. Microscopical and chemical surfasse characterization of CAD/CAM zircona abutments after different cleaning procedures. A qualitative analysis. J. Adv .Prosthodont .2015;7:151-9.

GONZALO, E; SUÁREZ, M. J; SERRANO, B; LOZANO J. F. A comparison of the narginal vertical discrepancies of zirconium and metal ceramic posterior fixed dental prostheses before and after cementation. J. Prosthet. Dent, 2009; 102(6):378-84.

GOODACRE, C.J., KAN, J.Y.K., RUNGCHARASSAENG, K. Clinical complications of osseointegrated implants. J .Prosthet. Dent 1999;81:537-532.

GOVERNI, L. BLOIS: Comparative analysis of intraoral 3 d digital scanner for restorative dentistry. The internet journal of medical technology.2011 vol.5 num.1

GUIMARÃES, M.P.; NISHIOKA, R.S.; BOTTINO, M.A. Análise da adaptação marginal do pilar protético com o implante. Pós-Grad. Rev. Fac. Odontol. São José dos Campos, v.4, n.2, maio/ago. 2001.

GROSS, M., ABRAMOVICH, I., WEISS, E.I. Microleakage at the abutment-implant interface of osseointegrated implants: a comparative study. Int .J. Oral Maxillofac. Implants. 1999;14(1):94-100.

HECKER, D.; ECKERT, S. Cyclical loading of implant-supported prostheses: changes in component fit over time. J .Prosthet. Dent., v.89, n. 4, p. 346-51, Apr, 2003.

HECKMANN, S.M.; KARL, M.; WICHMANN, M.G.; WINTER, W.; GRAEF, F.; TAYLOR, T.D. ;Cement fixation and screw retention: parameters of passive fit: an in vitro study of three-unit implant-supported fixed partial dentures. Clin. Oral Implants Res. 2004;15(4):466-473

HOLMES, J.R., BAYNE, S.C., HOLLAND, G.A., SULIKW, D.,. Considerations in measurement of marginal fit. J. Prosthet. Dent. 1989 Oct.; 62 (4): 405-8.

HUNTER, A.J., HUNTER, A.R., Gingival crown margin configurations: a re-view and discussion. Part I: Terminology and widths. *J. Prosthet. Dent.* 1990;64:548-52

JAIME, A.P.G.; VASCONCELLOS, D.K.; MESQUITA, A.M.M.; KIMPARA, E.T.; BOTTINO, M. A. Effect of cast rectifiers on the marginal fit of ucla abutments. *J. Appl. Oral Sci.* 2007;15(3):169-74

JANSEN, V.K, CONRADS, G., RICHTER, E.J. Microbial leakage and marginal fit of the implant-abutment interface. *Int J Oral Maxillofac Implants* 12:527–540., 1997.

JEMT, T.; RUBENSTEIN, J.E.; CARLSSON, L.; LANG, B.R.. Measuring fit at the implant prosthodontic interface. *J. Prosthet. Dent.*, St. Louis, v. 75, n. 3, p. 314-25, Mar. 1996.

JIMÉNEZ-MELENDO, M; LLENA-BLASCO, O; BRUGUERA, A; LLENA-BLASCO, J; YANEZ-VICO, R. M. et al. Mechanical behavior of single-layer ceramized zirconia abutments for dental implant prosthetic rehabilitation. *J. Clin. Exp. Dent.* 2014;6(5):485-490

JOLY, J C; LIMA, A F M. Características da superfície e da fenda implante-intermediário em sistemas de dois e um estágios. *J. Appl. Oral Sci.*, Bauru, v. 11, n. 2, June 2003 .

JOO, H. S; YANG, H. S; PARK, S. W; KIM, H. S; YU, N, K. D; JI, M. K; LIM, H. P. Influence of preparation depths on the fracture load of customized zirconia abutments with titanium insert. *J. Adv. Prosthodont.* 2015;7:183-190.

KAYAT, F.E., NEVES, F.D.; *Aplicação dos sistemas CAD/CAM na odontologia restauradora.* Ed. Elsevier, 2013

KARL, M.; TAYLOR, T.D.; WICHMANN, M.G.; HECKMANN, S.M.; In vivo stress behavior in cemented and screw-retained five-unit implants FDPs. *J. Prosthodont.* 2006;15(1);20-24

LEUNG, M. T. C. et al., . Stability of connected mini-implants and miniplates for skeletal anchorage in orthodontics. *European Journal of Orthodontics*, Volume 30, Number 5, Pp. 483-489.

LEWIS, M. B; KLINEBERG, I. Prosthodontic considerations designed to optimize outcomes for single-tooth implants. A review of the literature. *Australian Dental Journal* 2011; 56: 181–192.

LIU, P.R.; A panorama of dental CAD/CAM restorative systems. *Compendium*. 2005;26:507-16

LOPES, A.C. et al., Infiltração bacteriana na interface implante/pilar: considerações ao implantodontista. *RGO – Ver. Gaúcha Odontol.*, Porto Alegre, v. 58, n. 2, p. 239-242, abr./jun. 2010.

MCLAREN, E.A., GIORDANO, I.R.A.; Zirconia-based ceramics: material properties, esthetics, and layering techniques of a new veneering porcelain, VM9. *Quintessence Dent .Technol*. 2005;28:99-111.

MISCH, C.E. *Prótese sobre implante*. 1ª ed. Ed Santos, São Paulo, p.353-366.2006.

MORAES, D.Y; REBUFFO, R.P.M; MOSCATIELLO, R.A; MARQUES, D; ROCHA, D; MOSCATIELLO, V.A.M. *Implantes Cone Morse*, 2009. Disponível em www.implantodontia.blog.br

MORMANN, W.H. The origin of the Cerec method: a personal review of the first 5 years. *Int. J. Comput. Dent*. 2004;7(1):11-24

NEVES, F.D; CARNEIRO, T.A.P.N; PRUDENTE,M.S; SILVA-NETO, J.P; PENATTI,M.P.A; PRADO, R.P. Avaliação Comparativa da Microinfiltração Bacteriológica na Interface Pilar/Implante em Implantes Hexágono Externo com Torques de 10 e 20Ncm. *Rev. Odontol. Bras. Central* 2010;19(49) 162

NIGRO, F; SENDYK, C. L; FRANCISCHONE JR, C. E; FRANCISCHINE, C. E. Removal torque of zirconia abutment screws under dry and wet conditions. *Braz. Dent .J* (2010) 21(3): 225-228.

NISHIOKA,R.S.,BOTTINO,M.,SOUZA,F.A.,LOPES,A.G. Carga imediata e restaurações protéticas definitivas com pilares personalizados.*Rev.Bras.de Implantes e Prot.sobre implantes*. Curitiba. v.100,n.38,p.98-102,2003

NOORT, R. V. The future of devices dental is digital. *Dent.Mat*. 2012;28,p.3-12

O'MAHONY, A., MACNEILL, S.R., COBB, C.M.; Design features that may influence bacterial plaque retention: a retrospective analysis of failed implants. *Quintessence Int*. 2000;31(4):249-56.

OLIVA, E. A; MIRANDA, C. B; CUNHA, T. M. A; OLIVA, M. A; RIOS, A. V. B; HECKERT, G. Pilar personalizado em zircônia: relato de caso clínico. *Innov.Implant J*. 2009; 4(2): 70-75.

OLIVEIRA,C.A.,VIEIRA,J.B.,ANDREAZZA,H.,CRUZ,R.M., Prótese parafusada X Prótese cimentada. Rev. Implantnews v.4,n.2,p.193-197.2007

OLIVEIRA, G. R; POZZER, L; CAVALIERI-PEREIRA, L; MORAES, P. H; OLATE, S; BARBOSA, J. R. A. Bacterial adhesion and colonization differences between zirconia and titanium implant abutments: an in vivo human study. J. Periodontal. Implant. Sci. 2012;42:217-223.

PEREZ, C. B. C; MUNOZ, D. V. M; VELASQUEZ, A. E. Adaptación marginal y ajuste interno en estructuras de zirconia-ytria elaboradas con los sistemas cad/cam procera® y cerc in-lab. Revista Facultad de Odontología Universidad de Antioquia 2011; 22(2): 186-197.

PERSSON, L.G, LEKHOLM, U., LEONHARDT, A., DAHLEN, G., LINDHE, J. Bacterial colonization on internal surfaces of Branemark system implant components. Clin Oral Implants Res. 1996;7(2):90-5.

PESQUEIRA, A. A; DOS SANTOS, D. M; VECHIATO FILHO, A. J; GOIATO, M. C; ARSUFI, G. S; ANDREOTTI, A. M. A utilização de abutment de zircônia na reabilitação oral: aspectos protéticos e periodontais. Revista Odontológica de Araçatuba, v.35, n.1, p. 18-21, Janeiro/Junho, 2014.

QUIRYNEN, M., BOLLEN, C.M., EYSSEN, H., VAN STEENBERGHE, D. Microbial penetration along the implant components of the Branemark system. An in vitro study. Clin. Oral Implants Res. 1994;5(4):239-44.

QUIRYNEN, M, VAN STEENBERGHE, D. Bacterial colonization of the internal part of two-stage implants. An in vivo study. Clin. Oral. Implants Res. 1993;4(3):158-61.

QUIRYNEN, M., DE SOETE, M., VAN STEENBERGHE, D.; Infectious risks for oral implants: a review of the literature. Clin. Oral Implants Res 2002;13:1-19.

RAIGRODSKI, A.J.; Contemporary materials and technologies for all-ceramic fixed partial dentures: a review of the literature. J. Prosthet. Dent. 2004;92:557-62.

REICH S, WICHMANN M, NKENKE E, PROESCHEL P. Clinical of all-ceramic three-unit fixed partial dentures, generated with three different CAD/CAM systems. Eur. J. Oral Sci. 2005;113:174-9.

RICOMINI FILHO, A .P . et al . Preload loss and bacterial penetration on different implant-abutment connection systems. Braz. Dent. J., Ribeirão Preto, v. 21, n. 2, 2010.

RINKE, S; BUERGERS, R; ZIEBOLZ, D; ROEDIGER, M. Clinical outcome of double crown-retained implant overdentures with zirconia primary crowns. J. Adv. Prosthodont. 2015;7:329-337.

RISMANCHIAN, M; SHAFIEI, S; NOURBAHKSHIAN, F; DAVOUDI, A. Flexural strengths of implant-supported zirconia based bridges in posterior regions. J. Adv. Prosthodont. 2014;6:346-350.

SAHIN, S, CEHRELI, M.C.; The significance of passive framework fit in implant prosthodontics: current status. Implant. Dent. 2001; 10 (2): 85-92.

SANTOS,L.D.B.,CORAZZA,T.M.V.F.,SAMPAIO,N.D.M.,OLIVEIRA,A.S.D. Aspectos biomecânicos das próteses sobre implantes. Odont. Clin. Cient. Recife, v.6,n.1,p.13-18 jan.-março 2007

SCARANO A, ASSENZA B, PIATTELLI M, IEZZI G, LEGHISSA GC, QUARANTA A, TORTORA P, PIATTELLI A. A 16-year study of the microgap between 272 human titanium implants and their abutments. J. Oral Implantol. 2005;31(6):269-275.

SRINIVASAN, M.;PADMANABHAN, T.V;. Intrusion in implant-tooth-supported fixed prosthesis: An *in vitro* photoelastic stress analysis .Indian Journal dental Research, v.19, nº1, pp6-11, 2008.

STAPPERT, C. F. J; BALDASSARRI, M; ZHANG, Y; HANSSLER, F; REKOW, E. D; THOMPSON, V. P. Published in final edited form as: Clin. Oral Implants Res. 2012 October ; 23(10): 1173–1180

STEINEBRUNNER, L., WOLFART, S., BOSSMANN, K., KERN, M. In vitro evaluation of bacterial leakage along the implant-abutment interface of different implant systems. Int. J. Oral Maxillofac. Implants. 2005;20(6):875-81.

TORRES, E.M; MATTOS, M.G.C. RIBEIRO,R.F Análise de testes empregados no estudo da adaptação marginal de próteses sobre implantes: proposição de novos conceitos e parâmetros. Cienc. Odontol. Bras. 2006 jul./set.; 9 (3): 32-40.

TORRES., E.M. Análise fotoelástica das tensões geradas por diferentes planejamentos de próteses parciais fixas parafusadas sobre implantes cone Morse. Tese de doutorado em odontologia. Universidade De São Paulo Faculdade De Odontologia De Ribeirão Preto, 2008.

TINSCHERT, J., NATT, G., HASSENPFUG, S., SPIEKERMANN, H.; Status of current CAD/CAM technology in dental medicine. Int. J. Comput. Dent. 2004;7(1):25-45.

TRAVERSY, M.C, BIREK, P.,. Fluid e microbial leakage of implant-abutment assembly in vitro. *J Dent Res.* 1992; 71 (special issue):754.

TSUGE, T; HAGIWARA,Y; MATSUMURA,H .Marginal Fit and Microgaps of Implant-abutment Interface with Internal Anti-rotation configuration. *Dental Materials Journal* , 2008.

UZUN, G. An overview of dental CAD/CAM systems. *Biotechnol & Biotechnol*,22,p.530-535,2008

VASCONCELLOS,D.K; BOTTINO,M.A; NISHIOKA,R.S;VALANDRO,L.F; COSTA,E.M.V. Avaliação do efeito da força de aperto de parafusos de retenção na desadaptação marginal de próteses sobre implantes. *J. Appl. Oral Sci* 2005; 13(2): 120-5.

VIDIGAL Jr. GM. Evaluation of the implant connection interface using sanning eletron microscopy. *Braz Dent J.* 1995;6(1):17-23.

WEBER HP, SUKOTJO C. Does the type of implant prosthesis affect outcomes in the partially edentulous patient? *Int J Oral Maxillofac Implants.* 007;22(suppl):140-72.

WENG, D., NAGATA, M.J., BELL, M., BOSCO, A.F., DE , L.G., RICHTER. E.J. Influence of microgap location and configuration on the periimplant bone morphology in submerged implants. An experimental study in dogs. *Clin Oral Implants Res* 2008;19:1141-1147.

WITKOWSKI, S.; CAD/CAM in dental technology. *Quintessence Dent Technol.* 2005;28:169-84.