



**UNIVERSIDADE FEDERAL DE MINAS GERAIS
FACULDADE DE ODONTOLOGIA**

ANDRÉ GUSTAVO HORST LANÇA

ESTÁGIO ATUAL DOS IMPLANTES CERÂMICOS

BELO HORIZONTE

2011

ANDRÉ GUSTAVO HORST LANÇA

ESTÁGIO ATUAL DOS IMPLANTES CERÂMICOS

Monografia apresentada ao Colegiado do Programa de Pós-Graduação da Faculdade de Odontologia da Universidade Federal de Minas Gerais, como requisito parcial para obtenção do grau de Especialista em Implantodontia.

Orientador: Prof. Irfeo Saraiva de Camargo

Nota do orientador: _____

Assinatura do orientador: _____

Data: ____/____/2011

Belo Horizonte

2011

L244e Lança, André Gustavo Horst
2011 Estágio atual dos implantes cerâmicos / André Gustavo Horst Lança.
MP 2011.
68 f.: il.
Orientador: Irfeo Saraiva de Camargo
Monografia (Especialização)- Universidade Federal de Minas Gerais,
Faculdade de Odontologia.
1.Implantes dentários – tendências. I. Camargo, Irfeo Saraiva de.
II. Universidade Federal de Minas Gerais. Faculdade de Odontologia.
III. Título.

BLACK D74

ATA DE APROVAÇÃO

DEDICATÓRIA

Dedico este trabalho à minha mãe por tudo que me proporcionou até hoje, à minha esposa amada e companheira de todos os momentos e aos meus filhos Maria Teresa com quem eu já tenho o grande prazer de conviver e aos outros dois, Marina e Augusto, que estão por chegar.

AGRADECIMENTOS

Agradeço a Deus, por tudo;

Aos meus colegas, por todos os momentos bons que passamos juntos;

Aos professores, pelos ensinamentos em todos os sentidos;

À Vanessa, pela alegria que nos proporcionou com a sua presença;

Aos pacientes, pela oportunidade que me foi concedida ao aprendizado.

“Não existe meio mais seguro para fugir do mundo do que a arte, e não há forma mais segura de se unir a ele do que a arte.”

Johann Goethe

RESUMO

A Implantodontia contemporânea trouxe uma nova perspectiva para a reabilitação oral dos pacientes com edentulismo total ou parcial. Atualmente, conceitos de osseointegração e implantes em forma de raiz estão bem sedimentados. Dentro deste contexto, os implantes de titânio sempre foram a primeira opção para a substituição dos dentes perdidos. Porém, os questionamentos pertinentes, principalmente, à estética deste biomaterial, motivaram as pesquisas para o desenvolvimento de um biomaterial alternativo ao titânio, sendo as cerâmicas um destes materiais, em especial o óxido de zircônia, pelas suas propriedades químicas, físicas e mecânicas aliadas à estética proporcionada por sua cor semelhante à do dente. Este trabalho através de uma revisão de literatura descreve o estado atual dos implantes de zircônia.

Palavras-chave: Implante dental; Osseointegração; Zircônia.

ABSTRACT

The contemporary implantology brought a new perspective for the oral rehabilitation of patients with total or partial edentulism. Today concepts of osseointegration and implant-shaped root are well verified. Within this context, the titanium implants were always the first choice for replacing missing teeth. But the questions related mainly to its aesthetics biomaterial motivated research to develop an alternative to titanium biomaterials, and ceramics are one of these materials. In particular, zirconium oxide, mainly for their chemical, physical and mechanical properties combined with the aesthetics provided by their color similar to the tooth. This work through a literature review describes the current state of the zirconia implants.

Keywords: Dental implant; Osseointegration; Zirconia.

LISTA DE FIGURAS

- Figura 1 -** Esquema do processo de envelhecimento que ocorre em uma seção transversal, mostrando a transformação dos grãos lado a lado. (a) Nucleação de um grão específico na superfície, levando a microfissuras e tensões com os vizinhos; (b) Crescimento da zona de transformação, levando a microfissuras extensa e enrugando a superfície. Os grãos transformados estão representados em cinza. O vermelho representa o caminho de penetração de água, devido à microfissuras ao redor dos grãos transformados..... 20
- Figura 2 -** Microscopia eletrônica de varredura de observação (SEM) da cultura de fibroblastos em zircônia: células crescem em toda a superfície da zircônia, cobrindo-a com uma camada celular. Um corpo celular coberto pelo citoplasma é discernível (ampliação 7400x)..... 24
- Figura 3 -** Implante de zircônia de peça única. Diâmetro de 4mm e 10mm de comprimento..... 28
- Figura 4 -** (a) Grupo não carregado; (b) Grupo carregado..... 28
- Figura 5 -** Interface osso implante em ambos os grupos (sentido vestibulo-lingual): (a) Grupo não carregado; (b) Grupo carregado. A perda de altura óssea marginal (setas) é evidente no implante carregado com exposição das roscas..... 29
- Figura 6 -** Três tipos de superestrutura: (a) unitária e implanto-dento suportada, (b) implanto suportada..... 30
- Figura 7 -** Corte histológico do osso ao redor do implante na observação de 4 e 24 meses; (a) Estruturas unitária e implanto-dento suportada, (b) Estrutura implanto suportada unida. Observar aposição óssea direta, mostrando trabeculado ósseo maduro em contato direto com a superfície do implante, obtido na maioria das superfícies dos implantes de PSZ. Pequena perda óssea marginal pode ser observada nos implantes..... 32
- Figura 8 -** Dois implantes de zircônia e dois implantes de titânio foram colocados..... 33
- Figura 9 -** Coroas unitárias de metal foram colocadas 6 meses após a inserção dos implantes..... 34
- Figura 10 -** No lado esquerdo A e B cortes histológicos dos implantes de titânio e lado direito com aumento de 7x e 25x respectivamente. Notar a camada de osso cortical ao redor da superfície dos implantes e área de osso esponjoso entre os implantes..... 34

Figura 11 -	Um implante de zircônia e um implante de titânio.....	36
Figura 12 -	Secção vestibulo-lingual mostrando os marcos utilizados para a medição histométrica. PM, margem da mucosa peri-implante; AJE, terminação da barreira epitelial; B, o nível marginal do osso em contato com o implante; A/F, o limite de fixação do pilar.....	40
Figura 13 -	(a) Avaliações de MEV e profilometria da superfície do colar cervical de titânio usinado de um implante dental Oct-In (ampliação de 3730x); (b) Avaliações de MEV e profilometria da superfície do colar cervical de zircônia de um implante dental Z1 (ampliação de 3730x).....	44
Figura 14 -	Modelos de implantes utilizados no estudo. Da esquerda para a direita, (1 e 2) na região de incisivos centrais e caninos da maxila, (3) região de pré-molares superiores e inferiores, (4) a região maxilar e mandibular de molar, e (5) região de incisivo lateral da maxila e incisivos da mandíbula.....	45
Figura 15 -	Implantes colocados.....	45
Figura 16 -	Colocação de uma restauração definitiva de cerâmica. Observe a integração com o tecido gengival.....	46
Figura 17 -	(a) Antes da extração do dente; (b) a colocação do implante; (c) 2 meses após a colocação do implante e antes da reconstrução da coroa; (d) após 15 meses de acompanhamento.....	47
Figura 18 -	(a) Raio-X antes da extração; (b) Raio-X após 15 meses de acompanhamento com o implante de zircônia e a coroa in situ...	48
Figura 19 -	Implante de titânio de peça única sendo inserido.....	50
Figura 20 -	(a) Porção do pilar do implante de peça única sendo preparado; (b) Coroa provisória foi colocada algumas horas após à inserção do implante.....	51
Figura 21 -	(a) Tampas de cicatrização de titânio e zircônia inseridos; (b) sutura do tecido mole ao redor das tampas; (c) após 6 meses a biópsia gengival foi feita.....	57

LISTA DE SIGLAS E ABREVIATURAS

μm = Micrômetro

ACC = Coroa total em cerâmica

BAR = Razão de área óssea

BCR = Taxa de contato ósseo

BIC = Contato direto osso implante

BL = Nível ósseo marginal

BOP = Sangramento à sondagem

cols. = Colaboradores

EDS = Espectroscopia dispersiva de energia

HIP = Hot isostatic postcompaction – Pós-compactação isostática aquecida

MCC = Coroa metalo-cerâmicas

mm = Milímetro

MVD = Densidade microvascular

N = Newtons

Ncm = Newtons por centímetro

NOS = Síntese de óxido nitroso

PCR = Registro de controle de placa

PL = Altura da papila

PPD = Profundidade de sondagem

PSZ = Zircônia parcialmente estabilizada

Ra = Desvio de média aritmética do perfil de rugosidade (parâmetro representativo de altura)

Rq = Raiz quadrada de rugosidade média

RTC = Ensaio clínico randomizado

RTQ = Teste de inserção e remoção de torque

Rz = Distância média dos vales e picos

SEM = Microscopia eletrônica de varredura

VEGF = Fator de crescimento vascular endotelial

XRD = Difração de Raio X

Y-TZP = Policristal de zircônia tetragonal yttrium estabilizada

SUMÁRIO

1.	INTRODUÇÃO	13
2.	OBJETIVOS	15
3.	METODOLOGIA	16
4.	REVISÃO DA LITERATURA	17
4.1	Zircônia	18
4.2	Zircônia na Implantodontia	22
4.2.1	<i>Estudos in vitro</i>	24
4.2.2.1	Estudos relacionados à biomecânica.....	24
4.2.2	<i>Estudos em animais</i>	27
4.2.2.1	Estudos relacionados ao carregamento dos implantes.....	27
4.2.2.2	Estudos relacionados à superfície dos implantes.....	34
4.2.2.3	Estudos relacionados aos tecidos moles.....	39
4.2.3	<i>Estudos em Humanos</i>	44
4.2.3.1	Estudos relacionados à superfície dos implantes.....	44
4.2.3.2	Estudos relacionados aos tecidos moles.....	51
5.	DISCUSSÃO	60
6.	CONCLUSÃO	64
	REFERÊNCIAS	65

1. INTRODUÇÃO

A Odontologia, desde seus primórdios vem tentando repor a perda de um ou mais dentes de várias formas e nesta busca constante para restituir ao paciente a função, estética e conforto oral, na década de 60, teve início os estudos sobre a aplicação de implantes endósseos com forma radicular como base protética.

Branemark e cols. (1987) definiram a osseointegração como sendo uma conexão direta estrutural e funcional entre o osso vivo e ordenado e a superfície de um implante submetido à carga funcional. Também formularam os pré-requisitos básicos para a obtenção e manutenção da osseointegração: biocompatibilidade do material do implante; natureza macro e microscópica da superfície dos implantes; estado do leito receptor; técnica cirúrgica propriamente dita; fase de cicatrização sem carga; desenho de uma prótese que permita a distribuição funcional da carga por longo período de tempo.

Hoje os conceitos de osseointegração e de implantes com forma radicular estão bem sedimentados. Quanto ao material de escolha para estes implantes, desde o início das pesquisas até hoje é o titânio comercialmente puro. Mas questionamentos com relação à estética e propriedades do material motivaram o desenvolvimento de pesquisas com materiais alternativos ao titânio, sendo as cerâmicas um destes materiais.

Como observa Misch (2008), as cerâmicas são materiais inorgânicos, não-metálicos e não-poliméricos manufaturados por meio de compactação e sinterização em temperaturas elevadas. Elas podem ser divididas em óxidos metálicos ou outros compósitos. As cerâmicas foram introduzidas para os dispositivos de implantes cirúrgicos devido a sua inércia à biodegradação, alta resistência, características físicas como a cor e a mínima condutividade térmica e elétrica e uma vasta gama de propriedades específicas do material.

Os materiais cerâmicos para implantes orais já foram investigados e clinicamente utilizados há 30-40 anos atrás (ANDREIOTELLI e cols., 2009).

Inicialmente, foi utilizado o óxido de alumínio (alumina) Al_2O_3 nas formas de policristal e cristal simples (zafira). Porém, devido provavelmente a algumas

propriedades físicas como a alta dureza e módulo de elasticidade que o tornam quebradiço, fez com que este material caísse em desuso.

Atualmente, o material cerâmico de mais usado para pesquisa com implantes endósseos com forma radicular é a zircônia. Suas propriedades físicas, mecânicas e químicas o tornam um material interessante para a Implantodontia.

O uso da zircônia como material para implantes dentários com forma radicular pode ser uma alternativa para casos estéticos em que o paciente possui uma mucosa peri-implantar fina ou se a cabeça do implante ficar exposta após uma recessão gengival em áreas com grande demanda estética.

Outra vantagem da zircônia é a baixa afinidade da placa bacteriana, reduzindo, deste modo o risco de inflamação do tecido mole adjacente (TETÈ e cols., 2009).

Pelas razões descritas acima o objetivo desta revisão é pesquisar e avaliar os principais trabalhos referentes a este tema, pois o mesmo vem despertando grande interesse sobre o seu uso clínico na prática diária.

2. OBJETIVOS

Essa monografia, através de uma revisão da literatura, tem como objetivo rever as condições de biocompatibilidade e biomecânica dos implantes dentais cerâmicos, verificando o estágio atual que se encontram, bem como as razões que levaram à proposta de mudança em relação aos implantes de titânio, apontando alguns critérios clínicos que devem ser observados na escolha deste tipo de biomaterial.

3. METODOLOGIA

Para a identificação dos estudos incluídos ou considerados nesta revisão de literatura, foi desenvolvida uma estratégia de pesquisa.

Os seguintes bancos de dados foram pesquisados: (1) The Cochrane Health Group's Trials Register; (2) Medline e (3) PubMed.

A busca limitou-se a artigos publicados nas línguas portuguesa e inglesa.

Não se aplicou datas limites para as publicações, portanto a pesquisa incluiu o primeiro ano de cada banco de dados até janeiro de 2011.

Foram digitadas as seguintes palavras chave: zircon, dental implant e osseointegration.

4. REVISÃO DA LITERATURA

Os implantes dentais são uma modalidade de tratamento bem aceito e previsível para a reabilitação de pacientes parcial e totalmente desdentados. Taxas de sobrevivência de dez anos maiores que 95% e taxas de sobrevivência de 15 anos maiores que 92% têm sido relatadas (DEPPICH e cols., 2008).

O titânio comercialmente puro tem sido usado por mais de 30 anos e ainda é o material de escolha para implantes dentais intraósseos. Os implantes dentais de titânio com superfícies lisa ou rugosa demonstram índices de sucesso em várias indicações. Porém o resultado estético de restaurações suportadas por implantes de titânio pode ser comprometido se a coloração escura do implante reluzir através da fina mucosa peri-implantar ou se a cabeça do implante ficar visível após a recessão do tecido mole (WENZ e cols., 2008). Uma abordagem para se evitar os referidos problemas com o titânio é a utilização de implantes cerâmicos devido ao material possuir a coloração próxima a do dente e ser biocompatível.

Um material cerâmico a partir do qual implantes dentais inicialmente foram feitos é o óxido de alumínio (Al_2O_3). Estes implantes, também conhecidos como Tübingen (Frialit I), osseointegravam bem, no entanto, não dispunham de propriedades mecânicas de carga à longo prazo e acabou sendo retirado do mercado (SCHULTE, 1984).

Recentemente, um outro material cerâmico com potencial para uso futuro como implantes dentais foi introduzido, a Zircônia, que possui boas propriedades físicas para o uso como substituto do titânio.

O sucesso dos implantes dentais endósseos está diretamente relacionado ao princípio da osseointegração, um processo histológico de contato direto osso-implante (BRANEMARK e cols., 1977).

Segundo Albrektsson e cols. (1981) existem uma série de fatores importantes que devem ser controlados para se alcançar a osseointegração do implante: (1) a biocompatibilidade, (2) o desenho do implante, (3) as condições da superfície do implante, (4) o estado do sítio cirúrgico, (5) a técnica cirúrgica utilizada para instalação do implante e (6) as condições das cargas aplicadas sobre o implante após a sua instalação.

Dentre estes fatores, os de maior relevância para este estudo são a biocompatibilidade, as condições da superfície do implante e as condições das cargas aplicadas sobre o implante após a sua instalação.

4.1 Zircônia

Zircão foi conhecido como uma jóia nos tempos antigos. O nome do metal, zircônio, vem do árabe Zargon (de cor dourada), que, por sua vez, vem de duas palavras persas: Zar (Gold) e Gun (Cor). Zircônia, o dióxido do metal (ZrO_2), foi identificado como tal em 1789 pelo químico alemão Martin Heinrich Klaproth numa reação obtendo o produto após o aquecimento de algumas pedras preciosas e foi isolada em 1824 pelo químico sueco Jöns Jacob Berzelius, sendo usado por um longo tempo misturado com raros óxidos de terras como pigmentos para cerâmica (PICONI e MACCAURO,1997).

Segundo Hisbergues M. e cols. (2008), a zircônia é uma estrutura polimórfica bem estudada presente em três formas de cristal: monoclinica (M), cúbica (C) e tetragonal (T). Em temperatura ambiente, a zircônia adota uma estrutura monoclinica e se transforma na fase tetragonal a $1.170^{\circ}C$, seguida pela fase cúbica a $2.370^{\circ}C$. Enquanto resfriam, essas três fases são instáveis e se quebram em pedaços em temperatura ambiente. Comprovou-se que a adição de óxidos do tipo CaO , MgO e Y_2O_3 (Ytrium) à zirconia pura estabiliza a fase C resultando num material multifásico denominado zircônia parcialmente estabilizado (PSZ) combinando as fases cúbica, monoclinica e tetragonal nesta ordem de importância. Em 1972, Garvie e Nicholson melhoraram a resistência mecânica de PSZ ($CaO-ZrO$) através da obtenção de uma distribuição fina e homogênea da fase monoclinica dentro da matriz cúbica. Recentemente, Nath e cols. estudaram o desenvolvimento de cerâmicas estabilizadas de zirconia no sistema $CaO-ZrO_2$ utilizando a técnica de concrecionamento no microondas e concluíram que com 8 mol de % CaO , as cerâmicas Ca-PSZ exibiram propriedades interessantes (exemplo, resistência Vickers e modesta resistência a fraturas) para uso específico em implantologia. Várias outras cerâmicas PSZ foram obtidas e foram

extensivamente testadas especialmente quanto a biocompatibilidade da Mg-PSZ com resultados encorajadores. No entanto, o uso de material Mg-PSZ em aplicação biomédica teve de ser interrompido devido as seguintes razões. O Mg-PSZ é caracterizado por uma porosidade residual, ele é sinterizado em altas temperaturas, implicando num especial aquecimento do equipamento, e finalmente, é quase impossível adquiri-lo sem dióxido de silicone e principalmente alumina. O PSZ pode ser obtido também com o óxido estabilizante Y_2O_3 (Ytria). Contudo, outro tipo de cerâmica foi também obtido com yttria em temperatura ambiente. Esta fase, denominada policristais de zircônia tetragonal (TZP), contém apenas a fase tetragonal. Esta estrutura foi obtida através da adição de 2 a 3% de Y_2O_3 e é constituída de grãos tetragonais com tamanho médio de centenas de nanômetros. A fração tetragonal retida em temperatura ambiente depende do tamanho do grão associado ao conteúdo do yttria e à graduação da coação exercida sobre eles pela matriz. Esta yttria estabilizada TZP (Y-TZP) apresenta várias características interessantes como a baixa porosidade, alta densidade, alta flexão, e resistência a compressão, comprovando que ela é adequada para aplicação biomédica e especialmente para a implantologia dental.

O envelhecimento da zircônia, relativo à propriedade mecânica das cerâmicas, é devido à transformação espontânea progressiva da fase tetragonal metaestável em fase monoclinica. Esta transformação induz microfraturas e lascas que desempenham um papel maior no uso de Y-TZP. Além disso, o método de mistura e distribuição de yttria parece influenciar o comportamento de transformação da zircônia. A resistência e a estabilidade estrutural da Y-TZP pode também ser afetada pelo acabamento final (por técnicos laboratoriais ou fornecedores) e o envelhecimento (através de condições intraorais) é o que afirmam Hisbergues e cols. (2008).

Segundo Chevalier (2006), esta transformação da nucleação leva então a uma cascata de eventos que ocorrem lado a lado: a transformação de um grão provoca o aumento do volume do stress dos grãos vizinhos e também microfissuras, criando uma passagem para a água penetrar dentro do espécime. O estágio de crescimento depende de vários padrões de microestrutura: porosidade, stress residual, tamanho do grão, etc. Neste estágio fica quase esclarecido que tanto a nucleação quanto o crescimento estão altamente relacionados ao processo.

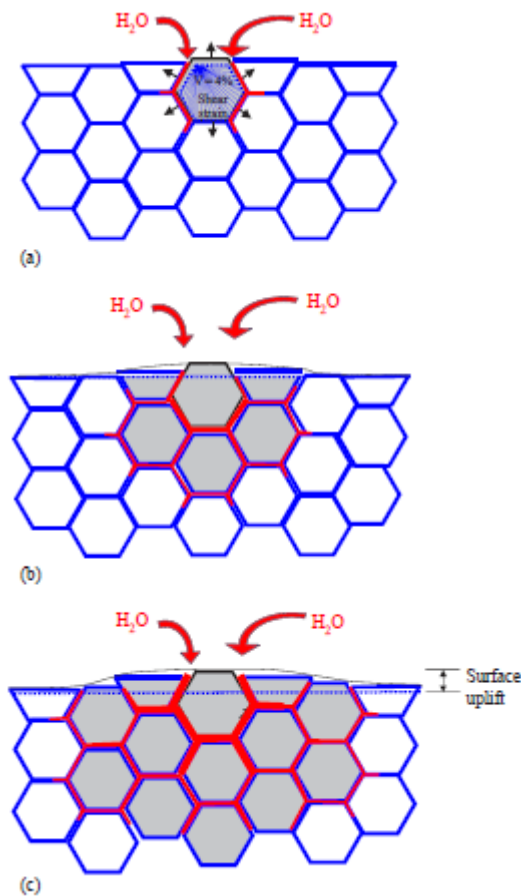


Figura 1 – Esquema do processo de envelhecimento que ocorre em uma seção transversal, mostrando a transformação dos grãos lado a lado. (a) Nucleação de um grão específico na superfície, levando a microfissuras e tensões com os vizinhos; (b) Crescimento da zona de transformação, levando a microfissuras extensa e enrugando a superfície. Os grãos transformados estão representados em cinza. O vermelho representa o caminho de penetração de água, devido à microfissuras ao redor dos grãos transformados.

Fonte: CHEVALIER, 2006.

No entanto, Hisbergues e cols (2008) afirmam que recentes trabalhos in vitro demonstraram, no limite desses experimentos, a estabilidade desta cerâmica Y-TZP a esses tratamentos através da análise de vários parâmetros. As superfícies foram avaliadas utilizando-se o microscópio eletrônico de varredura (SEM). As informações sobre a composição química foram obtidas através de espectroscopia dispersiva de energia (EDS) e a identificação das transformações fásicas foram analisadas através de difração de Raio X (XRD). Além disso, a zircônia pode ser tingida por diferentes pigmentos, Cerium (Cr), praseodymium (Pr) e erbium (Er) mesmo adicionados em pequenas quantidades influenciam a resistência à flexão

mas não a dureza e resistência a fratura da zircônia. Essas propriedades foram avaliadas através de XRD e SEM.

Chevalier (2006) afirma que a partir do seu surgimento há 20 anos, o desempenho das cerâmicas de zircônia é controverso, principalmente devido a falta de padrões e especificações adequados que enfatizam a sensibilidade a baixas temperaturas (LTD) da zircônia. Para ganhar a confiança da comunidade cirúrgica, é mandatória uma revisão das atuais especificações da zircônia. Porque é ainda possível se processar Y-TZP com o tamanho real do grão se aproximando de 1 μm (o padrão ISO se refere à distância de uma intersecção linear de 0.6 μm), enquanto inúmeros estudos claramente demonstram uma redução dramática da resistência de envelhecimento para um tamanho de grão acima de 0.6 μm (exemplo, distância de interseção linear de 0.38 μm).

Hisbergues e cols. (2008) concluem que a microestrutura da zircônia é um fator importante a se considerar para a estabilidade e o perfeito envelhecimento da cerâmica. Além disso, a presença de impurezas ocasiona a perda de estabilidade da fase tetragonal e por sua vez, afeta às propriedades mecânicas; atenção especial deve ser direcionada à qualidade, partindo dos pós, para a preparação destas cerâmicas.

A estabilidade química e dimensional, a resistência mecânica e tenacidade, juntamente com um módulo de Young na mesma ordem de grandeza de ligas de aço inoxidável foi a origem do interesse em utilizar a zircônia como biomaterial cerâmico (PICONI e MACCAURO,1997).

Segundo Manicone e cols. (2007), a primeira utilização do óxido de zircônio na medicina foi em 1969 por Helmer e Driskell, como um novo material para substituição da cabeça do fêmur em próteses do quadril em vez do titânio ou alumina. Eles avaliaram a reação do óxido de zircônio colocado num fêmur de macaco e não relataram respostas adversas. A pesquisa focou no comportamento mecânico da zircônia, em seu desgaste, e na sua integração com o osso e músculo. Antes de 1990, muitos outros estudos foram realizados, em que a zircônia foi testada em ossos e músculos, sem qualquer resultados desfavoráveis. Desde 1990, estudos in vitro também foram realizados a fim de obter informações sobre comportamento celulares em relação a zircônia e estas avaliações confirmaram que o ZrO_2 não é citotóxico.

4.2 Zircônia na Implantodontia

Por causa da cor parecida à do dente, à excelente biocompatibilidade e propriedade mecânica, foram feitos esforços ambiciosos para introduzir a zircônia para aplicações em odontologia. O sucesso no uso da zircônia para o tratamento de dentes não vitais, coroas e restaurações de pontes e pilares cerâmicos são relatados. Zircônia é também um material alternativo desejável ao titânio para a fabricação de implantes dentais (DEPPRICH e cols., 2008).

Segundo Andreiotelli e cols. (2009) as cerâmicas foram, propostas como material alternativo ao titânio, tendo como base, principalmente, os seguintes argumentos:

1. Estética: O fato dos materiais cerâmicos serem branco e imitarem os dentes naturais melhor do que o titânio cinza, permite uma melhor reconstrução estética para nossos pacientes. Esta seria a continuação conseqüente daquilo que se iniciou na parte supragengival, com pilares de implantes de cerâmica branca e coroas de cerâmica fabricados de alumina e zircônia. Ao utilizar implantes cerâmicos brancos, elimina-se o vislumbre escuro dos implantes de titânio quando o tecido mole peri-implantar apresentar o biótipo fino ou retrair com o passar do tempo (ANDREIOTELLI e cols., 2009).
2. Propriedades do material: Os riscos potenciais à saúde podem resultar da liberação de partículas de titânio e produtos corrosivos que provocam reações indesejadas. Elevadas concentrações de titânio foram encontradas nas vizinhanças dos implantes orais (BIANCO e cols., 1996) e em linfonodos regionais (WEINGART e cols., 1994). Uma outra investigação sugeriu uma sensibilização dos paciente pelo titânio (LALOR e cols., 1991). Num recente estudo clínico (SICILIA e cols., 2008) sobre alergia ao titânio em pacientes com implantes dentais, os autores descobriram que 9 dos 1.500 pacientes apresentaram reações positivas aos testes alérgicos ao titânio o que indicou uma prevalência de 0.6%. No entanto, a relevância clínica dos achados acima mencionados ainda não foi esclarecida, uma vez que inúmeras

investigações demonstraram o titânio como material implantar confiável para uso prolongado em ambiente oral (ANDREIOTELLI e cols., 2009).

3. Alguns pacientes solicitaram o tratamento com reconstruções dentárias totalmente isentas de metal. Se o número de dentes remanescentes é reduzido e as reconstruções com implantes são necessárias, esses pacientes podem ser auxiliados apenas através da utilização de implantes cerâmicos (ANDREIOTELLI e cols., 2009).
4. Os implantes cerâmicos são “HIP” (HIP: hot isostatic postcompaction – Pos-compactação isostática aquecida). Atualmente, o material utilizado com maior frequência para produzir implantes orais é o pequeno policristal de zircônia tetragonal yttria-estabilizado (Y-TZP): zircônia com ou sem a adição de um pequeno percentual de alumina. Vários desenvolvimentos no processo de produção da Y-TZP proporcionaram uma melhora das características do material. A introdução do processo HIP possibilitou a produção de estruturas altamente compactadas (condensadas) com grãos finos e Y-TZP altamente puro, melhorando as propriedades do material (ANDREIOTELLI e cols., 2009).

O sucesso no uso da zircônia como um material para implantes dentais tem sido demonstrada em diversos estudos. Osseointegração, bem como resultados clínicos positivos têm sido demonstrados. Além disso, a resposta inflamatória e reabsorção óssea induzida por partículas de cerâmica são muito menores do que aqueles induzidos por partículas de titânio, sugerindo a biocompatibilidade da cerâmica (HOFFMANN e cols., 2008).

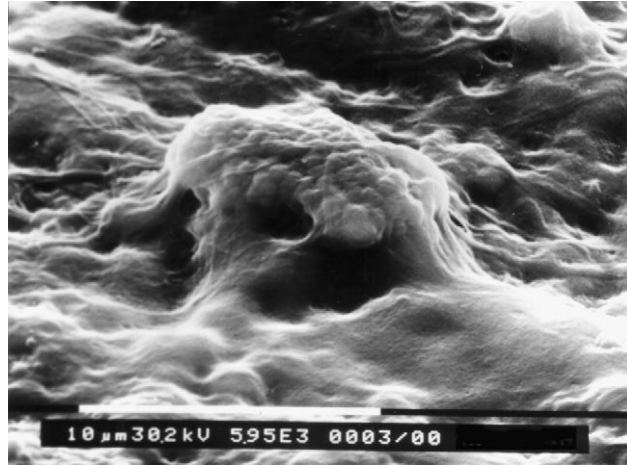


Figura 2 - Microscopia eletrônica de varredura de observação (SEM) da cultura de fibroblastos em zircônia: células crescem em toda a superfície da zircônia, cobrindo-a com uma camada celular. Um corpo celular coberto pelo citoplasma é discernível (ampliação 7400x).

Fonte: MANICONE e cols.,2007.

4.2.1 Estudos *in vitro*

4.2.2.1 Estudos relacionados à biomecânica

Em 2008 Kohal e cols. fizeram um estudo piloto *in vitro* com o objetivo de avaliar a resistência à fratura de implantes cilíndricos de zircônia de duas peças após o envelhecimento em um simulador de mastigação. Esta investigação incluiu três diferentes grupos de tratamento. Cada grupo era composto por 16 espécimes. No grupo 1, os implantes de zircônia de duas peças foram restaurados com coroas de zircônia (copings de zircônia folheado com Triceram ®; Esprident, Ispringen, Alemanha), e os implantes do grupo 2 receberam coroas individuais de zircônia Empress ® (Ivoclar Vivadent AG, Schaan, Liechtenstein) . Os implantes, incluindo os pilares, nos dois grupos de zircônia foram idênticos. No grupo 3, os implantes de titânio semelhantes foram reconstruídos com coroas metalo-cerâmicas.

Para esta investigação, 32 protótipos de implantes de zircônia cilíndricos de duas peças foram confeccionados com Y-TZP. Os pilares pré-fabricados de zircônia, com uma base cônica foram cimentados na cabeça dos implantes com cimento resinoso (Panavia ®). Dezesesseis implantes de zircônia foram restaurados

com copings de zircônia, que foram produzidos usando o sistema precident ®. As estruturas tinham uma espessura uniforme de 0,6 mm e foram revestidas com Triceram ®, este grupo foi denominado grupo 1. Os outros 16 implantes de zircônia receberam Empress ® e foi denominado grupo 2. Para o grupo de Empress, duas estruturas de coroa unitária com uma espessura homogênea de 0,6 mm, foram fabricados. As estruturas foram, então, revestidas com Eris ® para Empress. Para a fabricação de coroas semelhantes para cada grupo, uma "coroa mestre" foi produzida e indexada com silicone. De acordo com esta "coroa mestre" todas as coroas foram confeccionadas. Assim, um grupo relativamente homogêneo de coroas individuais com a mesma espessura e dimensões foram obtidas. Os dois grupos de coroas de cerâmica pura foram cimentadas adesivamente com Panavia 21. Para o grupo 3, 16 protótipos de implantes cilíndricos de titânio (titânio comercialmente puro grau 2) foram fabricados. Coroas metalo-cerâmicas foram cimentadas sobre pilares pré-fabricados mantidos por parafusos de titânio.

Oito amostras de cada grupo experimental foram submetidas a carregamento em um simulador de mastigação. As amostras foram colocadas em porta-amostras e estabilizadas com resina acrílica autopolimerizável em um ângulo de aproximadamente 135 graus em relação ao plano horizontal. Como material antagonico, bolas de cerâmica com um diâmetro de 6 mm foram utilizadas.

Ensaio no Simulador Mastigação (Boca Artificial):

As amostras de cada grupo experimental foram carregadas para 1,2 milhão de ciclos mastigatórios no simulador de mastigação de duplo eixo controlado por computador. Este procedimento imita 5 anos de carga clínica funcional. A carga aplicada foi de 45 N e foi colocado aproximadamente 2 mm abaixo da borda incisal das coroas. Além disso, as amostras foram expostas a uma carga térmica controlada por computador utilizando termociclagem (10.000 ciclos, a uma temperatura de 5 °C e 55 °C por 60 segundos cada, com uma pausa entre a água quente e fria de 12 segundos). Para a gravação de todos os eventos as amostras foram analisadas duas vezes ao dia. Após o envelhecimento artificial no simulador, as coroas foram avaliadas através de um estereomicroscópio em uma ampliação de 25 vezes para a possível iniciação e propagação da rachadura.

Teste de Resistência à Fratura numa Máquina Universal de Ensaio

Todas as amostras envelhecidas artificialmente (oito) e também os espécimes não envelhecidas de cada grupo (oito) foram testadas quanto a resistência à fratura em uma máquina de ensaio universal. Uma carga foi aplicado sobre as coroas dos implantes sob uma velocidade de 1,5 mm/min em um ângulo de 135 graus em relação ao plano horizontal. A falha era registrada quando a primeira queda acentuada da curva gráfica podia ser representada (fratura da cerâmica, flexão dos pilares).

Uma carga de fratura de 45 N foi atribuída a todos os espécimes que fraturaram durante o processo de carregamento artificial. Para as comparações dos diferente grupos de teste com ou sem carga artificial e entre os diferentes grupos em uma condição de carga artificial, foi utilizado o teste de Wilcoxon para amostras independentes. O nível de significância foi fixado em 5%.

Os resultados dos testes no simulador de mastigação mostrou que um espécime do grupo grupo 1 mostrou uma fratura do material de revestimento com 340.000 ciclos mastigatórios. Todos os espécimes restantes desse grupo sobreviveu a 1,2 milhão de ciclos na boca artificial sem danos visíveis. Nenhuma falha foi observada no grupo 2. No entanto, no grupo de implantes de titânio, seis eventos adversos ocorreram: um espécime mostrou uma fratura do parafuso do pilar com 100.000 ciclos. Entre 600.000 e 1.000.000 ciclos, cinco parafusos de pilares fraturam. Apenas dois dos últimos oito espécimes com coroas metalo-cerâmicas sobreviveram ao carregamento artificial.

Os testes de resistência à fratura numa máquina universal de ensaios apresentaram os seguintes resultados: nos grupos de coroas de cerâmica pura (grupos 1 e 2), em 20 (14 no grupo Triceram, 6 no grupo Empress) dos casos, uma fratura vestibular da cabeça do implante ocorreu. Além disso, em 11 amostras (1 do grupo Triceram, 10 no grupo Empress), havia uma linha de fratura no meio das coroas com segmentos da fratura nas faces lingual e vestibular. Esta linha de fratura continuou na cabeça do implante. No grupo 3, apenas duas das oito amostras apresentaram fratura. Nesse grupo, uma flexão do parafuso do pilar ocorreu, com um estilhaçamento na região buco-cervical do material de revestimento. Não houve diferença estatisticamente significativa para qualquer um dos grupos com relação aos valores do teste de fratura quando a carga artificial foi

comparada com nenhum carregamento artificial. Quando não carregados artificialmente, os valores dos teste de fratura entre os diferentes grupos foram significativamente diferentes. O grupo 3 (titânio) apresentou valores significativamente mais altos em comparação com os grupos 1 e 2. No entanto, não houve diferença estatisticamente significante entre os diferentes grupos, quando carregados artificialmente.

Neste estudo, os autores concluíram que a estabilidade biomecânica dos protótipos dos implante de todos os grupos testados parece ser - em comparação com as forças oclusais - limitada para o uso clínico. Portanto, eles não recomendam a aplicação do protótipo de implantes de duas peças apresentado, na prática diária no momento. A utilização de materiais diferentes coroa não influenciou a estabilidade da fratura dos implantes.

4.2.2 Estudos em animais

4.2.2.1 Estudos relacionados ao carregamento dos implantes

Para avaliar o contato inicial osso-implante de zircônia estabilizada, Akagawa e cols., em 1993, realizaram um estudo usando a técnica de instalação de um estágio sob duas diferentes condições de carregamento oclusal em animais. Foram usados quatro cães beagle adultos como cobaias. Os implantes utilizados tinham 4 mm de diâmetro e 20 mm de comprimento. Foram extraídos de cada animal os dentes pré-molares do lado direito da mandíbula e os alvéolos cicatrizaram por 3 meses antes da instalação dos implantes. Três implantes de zircônia foram inseridos na área desdentada da mandíbula de cada um dos quatro animais. Os animais foram divididos em dois grupos. Um grupo foi denominado não carregado, isentos de próteses sobre os implantes. A estes animais foi fornecida uma dieta com alimentos macios. Assim, os implantes estavam livres, sem carregamento oclusal. O outro grupo foi denominado grupo carregado, onde uma superestrutura de metal que conectava os três implantes foi fornecida uma semana

após a instalação dos implantes. Esta superestrutura de metal consistia de três coroas de forma arredondada com a parte superior de cada coroa entrando em contato com uma placa de metal fundida inserida nos dentes superiores antagonistas quando os dentes estavam em oclusão. Estes animais receberam uma dieta com alimentos duros. Os implantes foram considerados funcionalmente carregados através da oclusão das próteses. Esta carga funcional foi transmitida ao implante ao longo de seu eixo longitudinal.

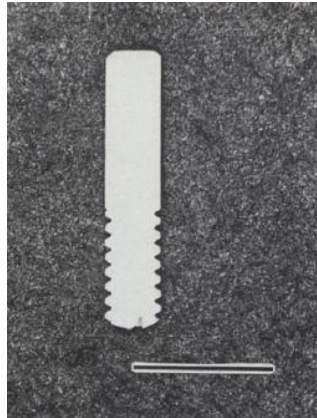


Figura 3 – Implante de zircônia de peça única. Diâmetro de 4mm e 10mm de comprimento.
Fonte: AKAGAWA e cols., 1993.

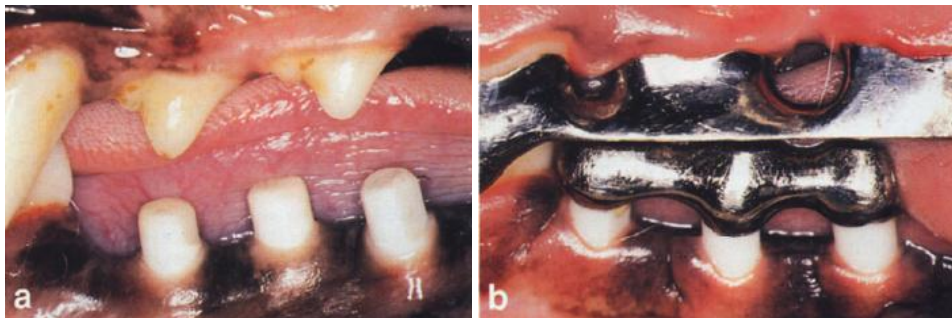


Figura 4 – (a) Grupo não carregado; (b) Grupo carregado.
Fonte: AKAGAWA e cols., 1993.

Os animais foram sacrificados 3 meses após a instalação dos implantes e avaliados histologicamente sob microscopia de luz. Não foi observada nenhuma mobilidade ou fratura dos implantes durante o experimento. Osso maduro em contato direto com a superfície do implante, foi obtido para a maior parte da superfície dos implantes de zircônia, no grupo não carregado. Esta relação de contato direto osso implante (BIC) foi de 81,9% +/- 11,9%. Tal contato ósseo direto

também foi visto ao redor dos implantes no grupo carregado, com uma taxa de 69,8% \pm 14,2%. Não houve diferença estatística da relação de BIC entre os dois grupos. No entanto, um achado diferente foi obtido no osso marginal do sítio dos implantes. Esta perda de altura do osso marginal foi menos evidente em torno dos implantes no grupo não carregado do que no grupo carregado. Neste estudo os autores conseguiram chegar as seguintes conclusões:

1. Não houve diferença clara nas características clínicas dos implantes de zircônia sem carga e carregados;
2. Histologicamente, a interface direta osso-implante foi geralmente alcançado em ambos os implantes descarregado e carregado. A perda de altura óssea marginal foi bastante evidente em torno dos implantes carregados, mas não houve diferença significativa na taxa de contato ósseo obtida em qualquer tipo de implante.

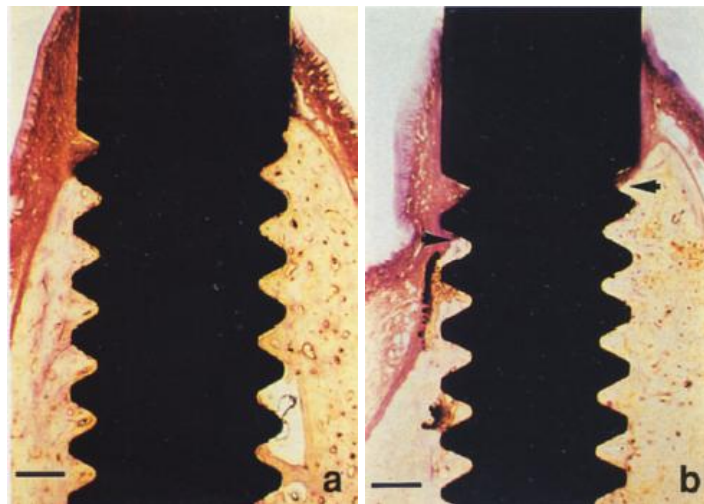


Figura 5 - Interface osso implante em ambos os grupos (sentido vestibulo-lingual): (a) Grupo não carregado; (b) Grupo carregado. A perda de altura óssea marginal (setas) é evidente no implante carregado com exposição das roscas.

Fonte: AKAGAWA e cols., 1993.

Em outro estudo, Akagawa e cols. (1998) avaliaram a possibilidade da osseointegração a longo prazo ao redor de implantes de zircônia parcialmente estabilizada (PSZ) em procedimentos de um estágio, com diferentes condições de carga após 2 anos de uso funcional em macacos. Para o experimento foram utilizados 8 macacos adultos. Os implantes utilizados tinham 4 mm de diâmetro e 20

mm de comprimento. Os pré-molares e os primeiros molares inferiores de ambos os lados foram extraídos e os sítios cicatrizaram por 3 meses antes da colocação dos implantes. Dois implantes de PSZ foram colocados em cada área desdentada num total de 32 implantes.

Os implantes foram inseridos ao nível da margem óssea vestibular. O retalho mucoperiosteal foi então suturado firmemente com a parte da cabeça dos implantes deixados expostos aproximadamente 4 mm acima da borda da mucosa. Os animais foram alimentados com uma dieta macia para evitar possíveis cargas sobre os implantes durante os 3 meses iniciais que correspondiam ao período de cicatrização óssea inicial. Após este período, três tipos diferentes de desenhos de próteses sobre implante foram fornecidas para cada animal com o intuito de obter um conceito diferente de carga:

1. Superestrutura unitária no implante mesial no lado direito;
2. Superestrutura ligada apoiando nos implantes mesial e distal do lado esquerdo;
3. Uma superestrutura apoiando no dente molar distal ao segundo implante do lado direito.

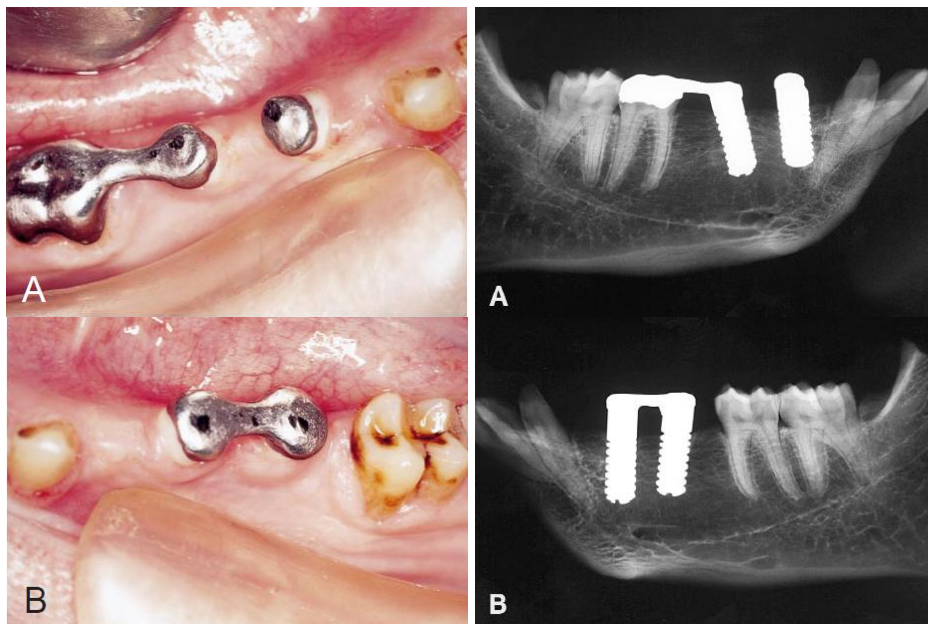


Figura 6 - Três tipos de superestrutura: (a) unitária e implanto-dento suportada, (b) implantossuportada.

Fonte: AKAGAWA e cols., 1998

Estas próteses foram cimentadas nas cabeças dos implantes, sendo feito o ajuste oclusal. À partir deste momento, os animais receberam uma dieta alimentar rígida para desenvolver carga funcional sobre as próteses.

Os animais foram divididos em 2 grupos. Quatro animais foram observados por 12 meses e os outros 4 por 24 meses. Um macaco do grupo de 24 meses, tinha um implante com grande mobilidade após 2 meses da colocação do mesmo, então somente os 7 animais restantes foram avaliados.

Após 12 e 24 meses os animais foram sacrificados, preparados e examinados por microscopia de luz. A porcentagem de contato ósseo medido ao longo de toda a superfície do implante foi expressa como taxa de contato ósseo (BCR). O percentual de ocupação óssea medida em cada área dos sulcos das roscas do implante desde a parte superior até a inferior, foi expressa como razão de área óssea (BAR). Na secção vestibulo-lingual, a quantidade de osso marginal no lado vestibular também foi medida e foi determinada como a perda óssea marginal. Dos 28 implantes em ambos os grupos, 9 tiveram pequena perda óssea marginal na região mesio-distal. A perda óssea foi entre 1,6 a 2,3 mm no grupo de 12 meses e de 1,7 a 2,1 milímetros no grupo de 24 meses. Aposição óssea direta sobre a superfície do implante, foi conseguida na maioria das superfícies dos implantes PSZ em ambos os períodos de observação. Nenhuma interposição de tecido fibroso sobre a superfície do implante foi observada em nenhum dos 2 grupos. A análise histomorfométrica mostrou que BCR na observação do grupo de 12 meses, variou entre 70% e 77% nas porções vestibulo-linguais e entre 54% e 70% nas porções mesio-distais. Exceto em apenas um par no grupo de 12 meses (unitário e superestrutura apoiada em dente e implante) na secção mesio-distal, não houve diferença estatística de BCR entre os grupos com diferentes carga. A média BAR na observação de 12 meses variou entre 62% e 76% na secção vestibulo-lingual e entre 47% e 57% na secção mesio-distal. Na observação do grupo de 24 meses, valores médios BAR mostraram-se semelhantes aos observados no grupo de 12 meses e nenhuma diferença estatística foi detectada. A pontuação e os valores dos parâmetros periodontais ficaram dentro da normalidade durante todo o experimento.

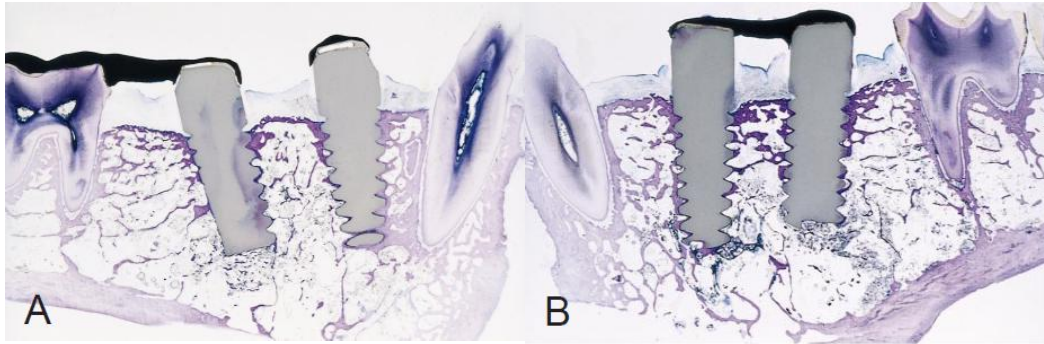


Figura 7 – Corte histológico do osso ao redor do implante na observação de 4 e 24 meses; (a) Estruturas unitária e implanto-dente suportada, (B) Estrutura implantossuportada unida. Observar aposição óssea direta, mostrado trabeculado ósseo maduro em contato direto com a superfície do implante, obtido na maioria das superfícies dos implantes de PSZ. Pequena perda óssea marginal pode ser observada nos implantes.
 Fonte: AKAGAWA e cols., 1998.

Com relação a este estudo, os autores chegaram as seguintes conclusões:

1. Clinicamente, todos os implantes permaneceram sem mobilidade durante o carregamento de 24 meses, e a mucosa peri-implantar saudável foi obtida no monobloco único, ligado entre os implantes, e nos grupos de suporte dente-implante, com valores favoráveis aos parâmetros clínicos.
2. Histologicamente, a interface direta osso-implante foi geralmente conseguida em todos os implantes PSZ observados. A perda de altura óssea marginal foi evidente em alguns implantes, mas não foi observada diferença significativa entre todos os tipos de carga.

Num estudo em macacos, Kohal e cols. (2004) investigaram o comportamento histológico (relacionado à osseointegração) de implantes de zircônia carregados em comparação a implantes de titânio também carregados. Cinco meses após a extração dos incisivos centrais e laterais superiores, 12 implantes de titânio comercialmente puro (grupo controle) e 12 implantes de zircônia yttria-estabilizada (grupo teste) com 13 e 15 mm de comprimento e 4mm de diametro foram inseridos nos sítios de extração de 6 macacos. A superfície dos implantes de titânio foi jateada com óxido de alumínio e posterior ataque ácido. Os implantes de zircônia foram produzidos da mesma forma que os implantes de titânio, mas sem ataque ácido.

Foram colocados 2 implantes de titânio num quadrante e 2 implantes de zircônia no outro quadrante (figura 8). Seis meses após a inserção dos implantes, foram feitas moldagens para confecção de coroas unitárias. Mais três meses e as coroas foram colocadas (figura 8).



Figura 8 – Dois implantes de zircônia e dois implantes de titânio foram colocados.
Fonte: KOHAL e cols., 2004.

Cinco meses após a inserção das coroas, os implantes com os tecidos moles e duros circundantes foram removidos, preparados histologicamente e avaliados sob microscopia de luz em relação às dimensões do tecido peri-implantar e contato osso-implante. Nenhum implante foi perdido durante o período experimental. A altura média dos tecidos moles peri-implantares foi de 5 milímetros ao redor dos implantes de titânio e de 4,5 mm ao redor dos implantes de zircônia. Não foram encontradas diferenças estatisticamente significantes no que diz respeito aos tecidos moles. A média de contato osso-implante, após nove meses de cicatrização e 5 meses de carga atingiu 72,9% para os implantes de titânio e de 67,4% para os implantes de zircônia. Também não houve diferença estatisticamente significativa entre os implantes de titânio e zircônia. Os autores concluíram que, dentro dos limites para experimento em animal, não houve diferença estatística para a osseointegração dos implantes de zircônia e de titânio.



Figura 9 – Coroas unitárias de metal foram colocadas 6 meses após a inserção dos implantes.
Fonte: KOHAL e cols.,2004.

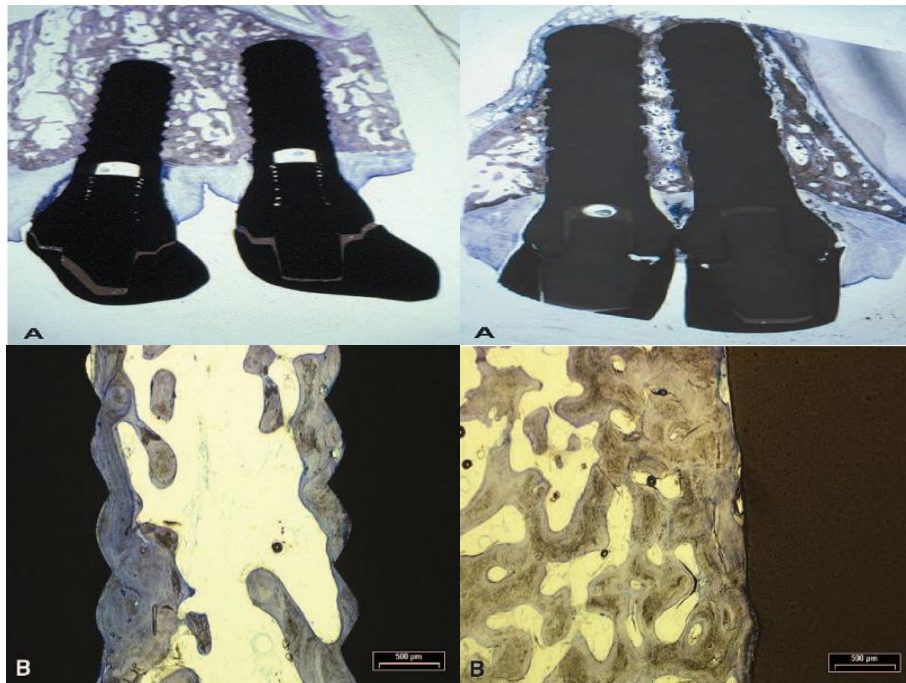


Figura 10 – No lado esquerdo A e B cortes histológicos dos implantes de titânio e lado direito com aumento de 7x e 25x respectivamente. Notar a camada de osso cortical ao redor da superfície dos implantes e área de osso esponjoso entre os implantes.
Fonte: KOHAL e cols., 2004.

4.2.2.2 Estudos relacionados à superfície dos implantes

Stanic e cols., em 2002, estudaram a osteointegração de implantes de zircônia tetragonal estabilizada com ytria (YSTZ), seja revestida com vidro bioativo chamado RKKP bioglaze® (RKKPs®) ou não revestidos. Implantes cilíndricos de zircônia RKKPs-revestidos e não revestidos (controles) foram inseridos na epífise distal do fêmur de 14 ratos. Nos intervalos de 30 e 60 dias após a cirurgia, foram

realizadas histomorfometria e microanálise em microscópio eletrônico de varredura (MEV) para determinar a taxa de osseointegração. Em 30 dias, um índice significativamente maior de afinidade foi demonstrado in vivo por avaliação histomorfométrica nos implantes RKKPs revestidos em relação aos não revestidos. Em 60 dias, os implantes revestidos comportaram-se melhor do que os controles (índice de afinidade de 32%), mas a diferença observada estava dentro da incerteza estatística.

Observações por MEV demonstraram melhor adesão do osso aos implantes de zircônia RKKPs revestidos em ambos os 30 e 60 dias. Estes achados sugerem que implantes de zircônia revestidos com o vidro bioativo chamado RKKP aumenta a osteointegração da cerâmica.

Em 2005, Sennerby e cols. realizaram um estudo com o objetivo de avaliar as respostas histológica e biomecânica do tecido ósseo a implantes de zircônia, com duas diferentes superfícies em comparação com implantes de zircônia maquinados, não-modificado e implantes de titânio oxidados. Doze fêmeas de coelhos da Nova Zelândia foram utilizados. Setenta e dois implantes de zircônia com rosca com três diferentes topografias de superfície foram utilizados no estudo (24 de cada superfície). Os implantes tinham 6 mm de comprimento na parte com rosca, 3,75 mm de diâmetro, e 3 mm de altura na cabeça quadrada para testes de inserção e remoção de torque (RTQ). Para alcançar uma superfície porosa, os implantes foram revestidos com uma mistura contendo pó de zircônia e um formador de poros. Para o estudo, duas misturas com diferentes formadores de poros foram utilizados, o que resultou em diferentes estruturas de superfície, denominados Zr-A e Zr-B. Os implantes não revestidos foram tratados da mesma forma que os revestidos, com exceção do processo de revestimento, e foram utilizados como controle (Zr-CTR). Além disso, 24 implantes de titânio oxidados modificados (Ti-Ox) (TiUnite™, Nobel Biocare AB, Göteborg, Suécia) também foram utilizados. Estes implantes foram modificados através da remoção das bordas cortantes e câmaras óssea no ápice dos implantes. A parte rosqueada foi de 6 mm, os mesmos que para os implantes de zircônia. Estes implantes não tinham uma cabeça quadrada, mas foram inseridos e removidos usando um dispositivo denominado Stargrip (Nobel Biocare AB).



Figura 11 – Um implante de zircônia e um implante de titânio.
Fonte: SENNERBY e cols., 2005.

Cada coelho recebeu oito implantes (num total de 96 implantes), dois em cada tíbia e dois em cada fêmur de acordo com um esquema rotativo pré-definido. Todos os animais foram sacrificados após um período de cicatrização de 6 semanas. Seis animais foram submetidos a testes RTQ usando um dispositivo eletrônico especialmente projetado. Os outros seis animais foram utilizados em histologia. Os cortes foram analisados sob um microscópio de luz.

Como resultado, todos os implantes conseguiram uma boa estabilidade primária. O período de cicatrização foi tranquilo, e os sítios experimentais cicatrizaram bem durante as 6 semanas. O grupo de implantes ZR-Ctr apresentou valores significativamente menores no teste RTQ em comparação com todos os outros tipos de implantes em tíbias e no fêmur ($p < 0,05$). Embora não seja estatisticamente significante, os grupos Zr-A e Zr-B mostraram valores mais elevados do que os implantes Ti-Ox. Os valores RTQ foram maiores no fêmur que na tíbia, para todos tipos de implante. O exame no microscópio de luz mostrou a formação óssea e integração de todos os tipos de implantes. A superfície dos implantes de zircônia modificados e os implantes de titânio também mostraram uma formação óssea diretamente sobre a superfície dos implantes. As camadas superficiais dos implantes Zr-A e Zr-B foram facilmente distinguidas. Ilhotas de osso mineralizado foram observadas frequentemente em contato íntimo com a camada superficial. Osteoblastos ativos também foram distinguidos na superfície do osso, dando uma impressão de formação óssea na superfície do implante e em direção aos tecidos adjacentes. Uma morfologia semelhante também foi observada nos implantes Ti-Ox. As medidas morfométricas mostraram mais contatos de ossos para implantes Zr-A do que em relação aos implantes Zr-CTR. Nenhuma outra diferença

estatisticamente significativa foi detectada para qualquer um dos parâmetros medidos.

Os autores concluíram que o presente estudo mostrou uma forte resposta do tecido ósseo à superfície modificada dos implantes de zircônia, após 6 semanas de cicatrização óssea em coelhos. Os implantes de zircônia modificada mostraram uma resistência às forças de torque similar aos implantes de titânio oxidados e de quatro a cinco vezes maior em comparação com os implantes de zircônia usinados. Os resultados sugerem que a superfície modificada dos implantes de zirconia podem alcançar uma forte estabilidade no osso.

Hoffmann e cols. em 2008 realizaram um estudo para uma avaliação histológica do grau de aposição óssea inicial ao redor de implantes de zircônia em relação ao implantes de titânio com superfície modificada em 2 e 4 semanas após a inserção dos mesmos. Quatro coelhos da Nova Zelândia foram utilizados neste experimento. Para este estudo, implantes de zircônia com superfície rugosa (Z-3 Look Implante, 3,25x10 mm, Z-Systems AG, Kostanz, Alemanha) foram utilizados como implantes de teste e implantes de titânio jateados e com superfície condicionada por ácido (Osseotite, 3,25x8,5 mm, 3i Biomet, Palm Beach Gardens) foram utilizados como controle. Amostras histológicas foram colhidas na 2ª e 4ª semanas após a inserção dos implantes. A avaliação histológica dos animais revelou aposição óssea em todos os implantes em cada momento. Em áreas de aposição óssea, o osso estava em contato direto com a superfície do implante, e nenhuma lacuna ou tecido conjuntivo foram observados na interface. Diferenças significativas no percentual da superfície dos implantes coberta com osso foi percebida entre as 2ª e 4ª semanas. Na altura da 2ª semana, os 2 implantes de zircônia apresentaram aposição óssea de 55,40% e 54,80%. Os implantes de titânio apresentaram aposição óssea de 42,80% e 52,50%, respectivamente. Na 4ª semana, os implantes de zircônia apresentaram 62,20% e 80,70% de aposição óssea e os implantes de titânio de 68,00% e 91,70%.

A cicatrização óssea em coelhos é de 2 a 3 vezes mais rápida do que nos seres humanos. Os intervalos de tempo de 2 e 4 semanas foram escolhido neste estudo porque corresponde ao tempo de cicatrização de 4 a 12 semanas em seres humanos, abrangendo o intervalo de tempo normalmente sugerida para o início regular de carregamento dos implantes dentais.

Os autores concluíram que com exceção de um implante de titânio, todas os implantes observados duas semanas após a inserção mostraram aposição óssea superior a 50%, indicando um significativo grau de osseointegração. No intervalo de 4 semanas um aumento da aposição óssea em ambos as superfícies dos implantes pode ser observado.

Os implantes de zircônia demonstraram um ligeiro aumento no grau de aposição óssea em comparação com os implantes de titânio no intervalo de 2 semanas. No entanto, a aposição óssea foi ligeiramente maior no grupo controle quando comparados aos implantes de zircônia no ensaio de 4 semanas. Embora isto pode ser devido a diferenças individuais, também pode indicar melhor cicatrização, devido à biocompatibilidade superior da superfície da cerâmica, resultando em osseointegração acelerada dos implantes de zircônia no início, enquanto a osseointegração dos implantes de titânio tem o início da sua aposição óssea posteriormente, mas num segundo momento, com uma taxa um pouco maior.

O percentual de aposição óssea observada no intervalo de 4 semanas não difere substancialmente do valor registrado em outros estudos com longos períodos de cicatrização. Isso pode sugerir que o aumento do tempo de cicatrização pode não ser necessariamente sempre de benefício.

Em 2008, Depprich e cols. pesquisaram a osseointegração de implantes de zircônia em comparação ao titânio. Foram usados doze suínos neste estudo. Vinte e quatro implantes de zircônia (Y-TZP) em forma de parafusado, com superfície modificada (ataque ácido - $R_a = 0,598 \mu\text{m}$) foram utilizados e comparados com 24 implantes de titânio comercialmente puro e com superfície também modificada (ataque ácido $R_a = 1,77 \mu\text{m}$). Todos os implantes tiveram o mesmo desenho macroscópico e um diâmetro padronizado de 3,5 mm e um comprimento de 9 mm. Foram colocados quatro implantes em cada tíbia.

Depois de 1, 4 e 12 semanas os animais foram sacrificados e preparados para análise em microscópio de luz. Os autores observaram que a matriz rica em tecido regenerado deslocou o coágulo de sangue entre a superfície do implante e o tecido ósseo na primeira semana após procedimento cirúrgico. Após quatro semanas, foi observada regeneração de tecidos maduros com formação de osteóide e tecido ósseo. O contato próximo do osso ao implante foi observado tanto em superfícies de titânio como de zircônia. Após 12 semanas de cicatrização, a integração dos tecidos duros aos implantes de titânio, bem como os de zircônia foi

alcançada. Osso lamelar maduro em contato direto com os implantes de titânio e zircônia foi encontrado. Não havia sinais de inflamação em nenhum animal. Histologicamente já não eram detectáveis diferenças entre os implantes de zircônia e os de titânio.

O BIC aumentou durante o período de investigação em ambos os implantes de zircônia e titânio. Após uma semana de cicatrização, o BIC médio foi de $35,3\% \pm 10,8\%$ para os implantes de zircônia e de $47,7\% \pm 9,1\%$ para os de titânio, respectivamente. Após quatro semanas in situ, o BIC dos implantes de zircônia foi em média $45,3\% \pm 15,7\%$ e $58,6\% \pm 9,5\%$ para os implantes de titânio. Após 12 semanas os valores de BIC foi de $71,4\% \pm 17,8\%$ para os implantes de zircônia e $82,9\% \pm 10,7\%$ para os implantes de titânio. Não foram observadas diferenças estatisticamente significativas entre os implantes de titânio e zircônio em relação ao contato osso-implante após 1, 4 ou 12 semanas. Os autores deste estudo sugerem que os implantes de zircônia com superfícies modificadas apresentam características de osteointegração semelhantes às dos implantes de titânio.

4.2.2.3 Estudos relacionados aos tecidos moles

Welander e cols. (2008) realizaram um estudo em animais com o objetivo de promover uma análise da barreira dos tecidos moles formada por pilares de implante feitos de diferentes materiais. Seis cães da raça Labrador foram utilizados. Três meses depois, retalhos mucoperiosteal vestibular e lingual foram levantados e quatro implantes (OsseoSpeedt, 4.5 ST x9mm, Astra Tech Dental, Mölndal, Suécia) foram colocados nas regiões edêntulas dos pré-molares em um dos lados da mandíbula. Pilares de cicatrização (Zebat 6mm, Astra Tech Dental, Mölndal, Suécia) foram conectados aos implantes e os retalhos foram ajustados e suturados. Um mês após à colocação dos implantes, os pilares de cicatrização foram removidos e quatro pilares novos foram colocados randomizadamente. Dois dos pilares eram de titânio, enquanto os pilares remanescentes eram de ZrO₂ (cerâmica) ou liga de AuPt. Todos os pilares tinham dimensões e geometria semelhantes. Um programa de controle de placa de 5 meses foi iniciado. O program incluiu a limpeza dos implantes e dentes com uma escova de dentes e creme dental uma vez por dia, cinco dias por semana.

Três meses após a cirurgia para inserção dos implantes, o procedimento de instalação dos implantes e a posterior troca dos pilares foram repetidos na região contra-lateral da mandíbula.

Dois meses depois, ou seja, cinco meses depois do procedimento de conexão dos primeiros pilares, os cães foram sacrificados e preparados para análise histológica.

Em cada secção, os seguintes marcos foram identificados e utilizados para medições lineares: PM, margem da mucosa peri-implante; AJE, terminação da barreira epitelial; B, o nível marginal do osso em contato com o implante; A/F, o limite de fixação do pilar. A distância vertical entre os marcos foram determinadas em uma direção que ocorreu paralelamente ao longo eixo do implante.

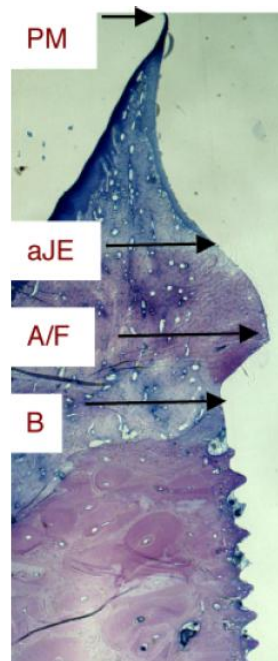


Figura 12 - Secção vestibulo-lingual mostrando os marcos utilizados para a medição histométrica. PM, margem da mucosa peri-implante; AJE, terminação da barreira epitelial; B, o nível marginal do osso em contato com o implante; A/F, o limite de fixação do pilar. Fonte: WELANDER e cols., 2008.

Um implante foi perdido durante cicatrização após a cirurgia para colocação dos implantes. A cicatrização nos 47 sítios dos implantes restantes ocorreu sem intercorrências.

A interface de tecido mole aos diversos pilares dos implantes composto por epitélio e da porção de tecido conjuntivo seguiram a geometria dos dispositivos feitos de titânio , zircônia e liga de AuPt. Nos locais com pilares de titânio e cerâmica, as dimensões dos tecidos epiteliais e conjuntivo permaneceram estáveis entre 2 e 5 meses de cicatrização. Nos sítios da liga de AuPt para, no entanto, houve mudança na terminação da barreira epitelial e no nível marginal do osso em contato com o implante na maioria dos locais entre o 2^o e o 5^o mês de cicatrização. Assim, a barreira epitelial dos pilares de titânio e cerâmica em 2 meses de cicatrização, foi estendida a uma distância apical da PM de 1,80 e 1,60 mm respectivamente, enquanto em 5 meses, as dimensões correspondentes foram 1,83 e 1,75 mm. Nas seções que representa os pilares de AuPt, no entanto, a média PM aumentou a distância de 1,56 para 2,07 mm entre 2 e 5 meses de cicatrização. Observações semelhantes foram feitas sobre a posição do nível do osso marginal dos diversos pilares . E, nos sítios dos pilares de titânio e de cerâmica, a distância entre A/F e B foi de 1,17 e 1,07 milímetros em dois meses, e 1,02 e 0,95 milímetros em cinco meses, respectivamente. A distâncias correspondentes para os sítios dos pilares de liga de AuPt em 2 e 5 meses de cicatrização foram de 1,05 e 1,71 milímetros, respectivamente.

O limite da barreira epitelial foi estendida para uma posição A/F mais apical em quatro dos seis sítios de pilares de liga AuPt em 5 meses de cicatrização e, portanto, impedido a análise do tecido conjuntivo. Em sítios representando dois meses de cicatrização, o volume de colágeno e de fibroblastos também foram significativamente menores nos pilares de AuPt do que em sítios de titânio e cerâmicos. Por outro lado, as proporções de leucócitos e de tecido residual foram significativamente maiores nos pilares de AuPt do que nas unidades obtidas a partir dos pilares de titânio e de cerâmica. A composição do tecido em seções preparadas a partir de 5 meses, em pilares liga de AuPt são semelhantes aos sítios dos pilares de titânio e zircônia obtidos nas amostras de 2 meses. Nos sítios dos pilares de titânio e de cerâmica, no entanto, as densidades de colágeno aumentou e a de leucócitos diminuído entre os 2 e 5 meses de cicatrização. As grandes diferenças na composição tecidual nos 2 primeiros meses entre os pilares de liga de AuPt , de um lado e o titânio e a cerâmica por outro, mantêm-se até os 5 meses de cicatrização.

Neste estudo as dimensões dos tecidos moles nos pilares de titânio e de zircônia permaneceram estáveis entre o 2^o e o 5^o mês de cicatrização. Nos pilares

de AuPt, no entanto, ocorreu uma mudança na terminação da barreira epitelial e no osso marginal entre 2 e 5 meses de cicatrização. Além disso, a interface de tecido conjuntivo nos pilares de AuPt continha menor quantidade de colágeno e fibroblastos e frações maiores de leucócitos que nas interfaces de tecido conjuntivo dos pilares de titânio e zircônia. Isto sugere que a cicatrização dos tecidos moles em pilares de titânio e zircônia é diferente do que para pilares feitos de liga de AuPt.

Os autores concluíram que: este presente estudo demonstrou que os pilares feitos de titânio e zircônia proporciona condições adequadas para a cicatrização dos tecidos moles, enquanto que pilares feitos de liga de Au/Pt não conseguiram estabelecer a integração do tecido de forma apropriada.

A taxa de sobrevivência e manutenção da osseointegração dos implantes a longo prazo tem demonstrado ser influenciada pela saúde do tecido mole peri-implantar. Por esta razão, as características da superfície do colar cervical do implante desempenha um papel importante em uma área estratégica de remodelação profunda do tecido, criando um espaço biológico e influenciando no controle da placa (TETÈ e cols., 2009).

Pelo motivo descrito acima, Tetè e cols. (2009) avaliaram a orientação das fibras de colágeno em torno do colar cervical de implantes de titânio usinados e de zircônia, num estudo em animais. Implantes dentais com colar cervical de titânio usinado (Oct-In implants, Ide @, TBR / Group Sud/Implant, Toulouse, França) e implantes dentais com colar cervical de zircônia (Z1 implants, Ide @, TBR Group/Sudimplant) foram utilizados. Análises por microscopia eletrônica de varredura (MEV) e profilometria foram realizados em ambos os tipos de colar cervical dos implantes para avaliar a diferença na morfologia da superfície. Uma média de três leituras foram realizadas para cada superfície para a determinação dos parâmetros de rugosidade Ra, Rq e Rz. Duas áreas de 200 µm de diâmetro, ao nível do pescoço do implante, foram observadas para cada tipo de implante. Dez implantes dentais de titânio com colar cervical usinado e 20 implantes com colar cervical de zircônia foram inseridos na mandíbula de cinco suínos adultos. Os pré-molares e molares da mandíbula foram extraídos. Após um período de cicatrização óssea de 3 meses, um implante com colar cervical de titânio usinado e dois com o colar de zircônia, foram inseridos em cada lado da mandíbula em todos os animais, com procedimento cirúrgico sem retalho e os implantes não foram colocados em função. A higiene oral foi realizada no dia da cirurgia, antes da inserção do implante

e mensalmente durante o todo o período experimental (três meses). Além disso, a profundidade de sondagem em torno de cada implante foi medido uma vez por mês, utilizando uma sonda periodontal arredondada (Michigan Sonda, Ann Arbor, MI). A média de profundidade de sondagem foi calculada pela média das leituras de todos os implantes em cada grupo. A presença de inflamação na mucosa peri-implante foi determinado por meio do Índice Gengival (IG).

Três meses depois, os animais foram sacrificados, amostras da mucosa peri-implante foram obtidas e preparadas para análise histológica. A avaliação da orientação das fibras colágenas no tecido conjuntivo em torno dos colares cervicais dos implantes foi realizada por microscopia de luz polarizada. A inflamação nos tecidos moles peri-implante também foi medida através do índice gengival.

Análises por MEV e profilométricas confirmaram que colares cervicais de zircônia mostraram valores Ra, Rq, Rz inferiores aos observados em torno dos colares cervicais de titânio. A observação histológica indicou que a orientação das fibras de colágeno foi semelhante para os dois tipos de implantes. A maioria das fibras apresentaram uma orientação paralela ou paralelo-oblíqua à superfície do implante em todas as amostras. Os implantes que não osseointegraram, conforme determinado pela avaliação clínica, mostraram infiltrado inflamatório, enquanto o tecido conjuntivo saudável foi encontrado em torno de todos os colares dos outros implantes.

Os autores concluíram neste estudo que um implante com colar cervical de zircônia parece garantir a cicatrização do tecido que é clínica e histologicamente comparável à observada em torno de implante com colar cervical de titânio. Ao redor dos implantes com colares de zircônia, foi registrada profundidade média de sondagem, menor que ao redor de implantes com colares de titânio maquinados, que é compatível com uma menor resposta inflamatória. Este ponto importante, combinado com a hipótese de menor formação de placa devido à superfície menos áspera da zircônia, é vital para a obtenção de uma boa correlação tecido mole/implante e um bom resultado estético. A análise estatística da diferença sobre a orientação das fibras nos dois tipos de implantes também mostrou que não houve vantagem significativa no uso do tradicional colar cervical maquinado, pois a maioria das fibras de colágeno ao redor dos implantes eram orientados paralelamente e oblíquas-paralelas nos dois tipos de colares cervicais dos implantes.

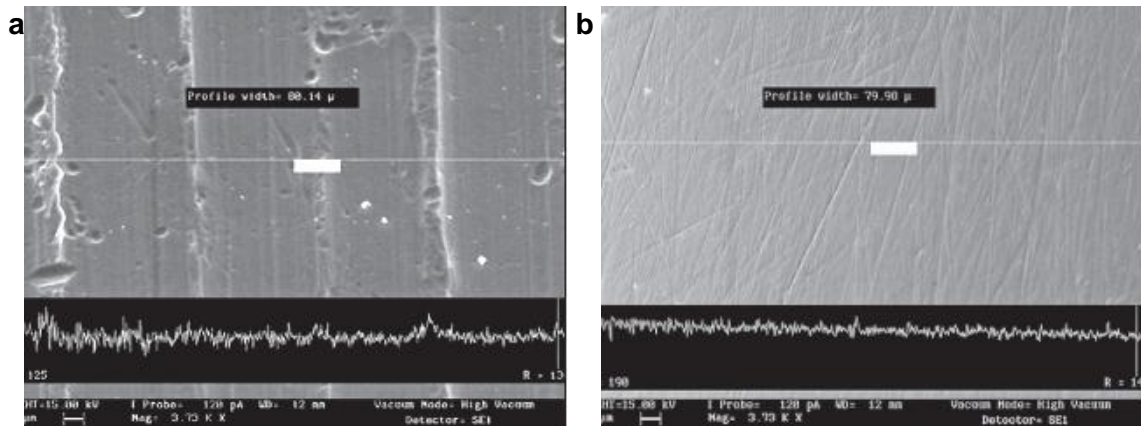


Figura 13 – (a) Avaliações de MEV e profilometria da superfície do colar cervical de titânio usinado de um implante dental Oct-In (ampliação de 3730x); (b) Avaliações de MEV e profilometria da superfície do colar cervical de zircônia de um implante dental Z1 (ampliação de 3730x).

Fonte: TETÊ e cols., 2009.

4.2.3 Estudos em humanos

4.2.3.1 Estudos relacionados à superfície dos implantes

Oliva e cols., em 2007, realizaram um estudo no qual fizeram um acompanhamento por um ano de 100 implantes dentais de zircônia em seres humanos comparando duas diferentes superfícies. Implantes de zircônia (Y-TZP) de peça única (CeraRoot, Barcelona, Espanha) com duas superfícies rugosas diferentes foram projetados e fabricados para esse estudo. Dois diferentes tratamentos foram utilizados para obter uma superfície porosa. No grupo não revestido, um diamante especial em forma de roda foi usado para mecanicamente deixar a superfície rugosa. No outro grupo, o revestido, os implantes foram revestidos com uma cerâmica bioativa estável. Cinco modelos distintos de implantes foram fabricados para diferentes indicações. Cada tipo de implante foi projetado com o intuito de criar um perfil de emergência para a restauração protética.



Figura 14 – Modelos de implantes utilizados no estudo. Da esquerda para a direita, (1 e 2) na região de incisivos centrais e caninos da maxila, (3) região de pré-molares superiores e inferiores, (4) a região maxilar e mandibular de molar, e (5) região de incisivo lateral da maxila e incisivos da mandíbula.

Fonte: OLIVA e cols., 2007.

Procedimentos cirúrgicos padrão ou sem retalho foram utilizados para a inserção dos implantes. Aumento ósseo simultâneo ou elevação do seio foram realizados nos casos em que a altura ou a largura do osso era insuficiente. Os implantes na região anterior (canino a canino), foram restaurados imediatamente com próteses provisórias. Implantes inseridos com menos de 35 N de torque foram imobilizadas com resina composta e presos aos dentes vizinhos ou aos implantes para minimizar a mobilidade do implante e seu fracasso. Restaurações provisórias e definitivas de cerâmica foram colocados quatro meses após a colocação do implante (8 meses para implantes em locais que foram realizados enxerto ósseo ou de elevação do seio).

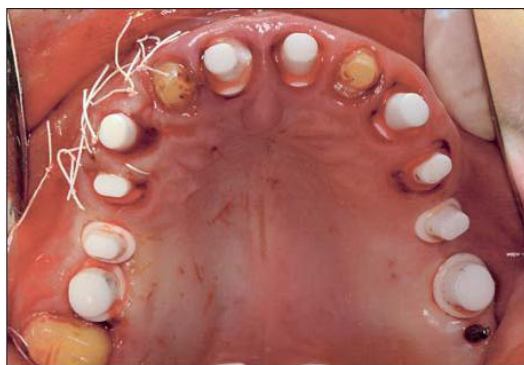


Figura 15 – Implantes colocados.

Fonte: OLIVA e cols., 2007.

Após a cimentação das restaurações definitivas, os pacientes foram acompanhados por 1, 3, 6 e 12 meses. As radiografias panorâmicas e/ou periapicais foram feitas em 12 meses.

O estudo incluiu 36 pacientes com idade média de 50 anos. A taxa de sucesso dos implantes após um ano de acompanhamento foi de 98% em ambos os grupos revestidos e não revestidos. Para ser considerado bem sucedido no acompanhamento de 1 ano, era necessário ter ausência de dor na percussão. Não poderia haver sangramento à sondagem, sinais de inflamação, mobilidade dos implantes ou restaurações e radiolusência radiográfica.

A taxa global de sucesso dos implantes no 1º ano de acompanhamento foi de 98% em ambos os grupos revestidos e não revestidos. A taxa de sobrevida global após o primeiro mês pós-cirurgia foi de 100%.



Figura 16 - Colocação de uma restauração definitiva de cerâmica. Observe a integração com o tecido gengival.

Fonte: OLIVA e cols., 2007.

Pirker e Kocher em 2009 realizaram um estudo para avaliar implantes de zircônia (Y-TZP) em forma de raiz com duas superfícies diferentes, colocados imediatamente e não-submersos, em alvéolos de extração unirradiculares acompanhados por 2 anos.

Dezoito pacientes foram incluídos no estudo. Os 6 pacientes do grupo A receberam implantes que eram réplicas idênticas à raiz, com superfícies rugosas por jateamento apenas. Nos 12 pacientes do grupo B as raízes foram modificadas pela adição de macrorretenções, estritamente limitado ao espaço interdental, e reduzindo as faces vestibular e lingual por aproximadamente 0,1 a 0,2 mm, prevenindo fraturas da fina camada de osso cortical durante a inserção.

As raízes foram extraídas e uma abordagem sem retalho foi escolhida para evitar trauma para os tecidos duro e mole e evitar inchaço e hematomas. As raízes foram digitalizadas a laser e no grupo B, macrorretenções foram feitas de acordo com o protocolo do estudo, limitada estritamente no espaço interdental, e as faces vestibulares e linguais foram reduzidas em 0,1 a 0,2 mm. De 1 a 8 dias após a

extração, os implantes individualizados feitos sob medida foram colocados nos alvéolos sob pressão dos dedos, delicadamente batido com um martelo e restaurados com uma coroa de resina de 3 a 5 meses mais tarde. Os parâmetros clínicos, tais como estabilidade dos implantes, sangramento à sondagem, posição da margem da mucosa, variação do nível gengival, e a variação da posição da papila, foram verificados no início e após 1 semana, 1 mês, 2 meses e depois a cada 6 meses após a intervenção.

Não houve complicações durante o período de cicatrização. No grupo A, todos os implantes foram perdidos em dois meses, com os respectivos alvéolos de extração inalterados. No grupo B, a taxa de sobrevivência global foi de 92% para os implantes, do 1º ao 33º mês de observação. Excelentes resultados estéticos e funcionais foram conseguidos com a coroa de resina ocorrendo mínimas reabsorção óssea e recessão de tecidos moles. Modificações significativas, como macrorretenções parecem indicar que uma excelente estabilidade primária e osseointegração em implantes de zircônia com forma análoga ao da raiz pode ser alcançado, evitando reabsorções ósseas inestéticas.

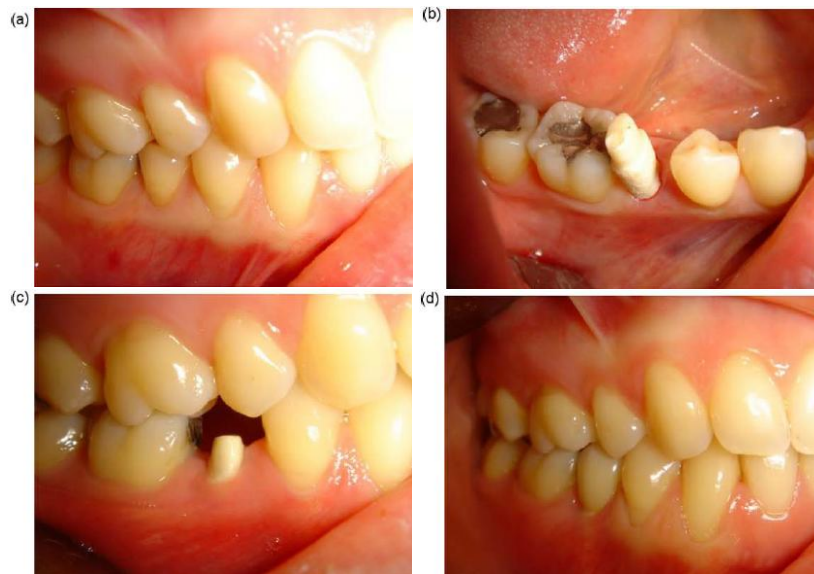


Figura 17 – (a) Antes da extração do dente; (b) A colocação do implante; (c) 2 meses após a colocação do implante e antes da reconstrução da coroa; (d) Após 15 meses de acompanhamento. Fonte: PIRKER e KOCHER, 2009.

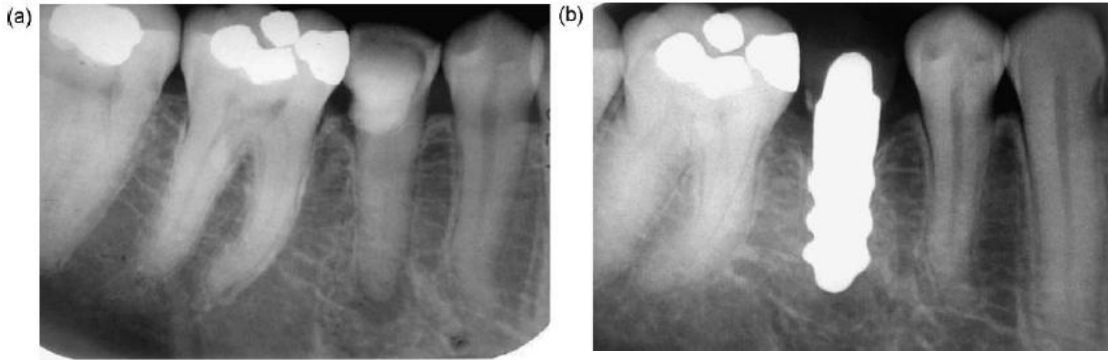


Figura 18 – (a) Imagem radiográfica antes da extração; (b) Imagem radiográfica após 15 meses de acompanhamento com o implante de zircônia e a coroa in situ.

Fonte: PIRKER e KOCHER, 2009.

Em 2010, Oliva e cols. avaliaram a taxa de sucesso em 5 anos de 831 implantes dentais de zirconia (CeraRoot) em seres humanos, comparando três superfícies diferentes. Este estudo com implantes de zircônia (CeraRoot Oral, Iceberg) começou com dois tipos de superfícies (revestidos [C] e não revestido [UC]). No grupo não revestido, um diamante especial em forma de roda foi usado para mecanicamente deixar a superfície rugosa. No outro grupo, o revestido, os implantes foram revestidos com uma cerâmica bioativa estável. Após uma nova superfície condicionada por ácido, ter sido desenvolvida, ela foi incluído no estudo. Os resultados preliminares do primeiro ano de estudo foram publicados por Oliva e cols., em 2007, e a taxa de sucesso foi comparável à vista para os implantes de titânio.

Implantes de zircônia de peça única (Cera-Root), com três diferentes superfícies rugosas foram projetados e fabricados para esse estudo: revestidos, não revestidos, e condicionados por ácido. Cinco diferentes modelos de implantes foram fabricados. Procedimentos cirúrgicos padrão ou sem retalho foram utilizados para a inserção dos implantes. Aumento ósseo simultâneo ou elevação do seio foram realizados nos casos em que a altura ou a largura do osso era insuficiente. Restaurações provisórias e definitivas de cerâmica foram colocados meses após a colocação do implante (8 meses ou mais para implantes quando a regeneração óssea ou elevação da cavidade foi realizado). Os implantes foram acompanhados por até cinco anos (média de $3,40 \pm 0,21$).

Durante o primeiro ano deste estudo clínico, os pacientes foram ordenados alternadamente, para o grupo C como para o grupo UC. Após o primeiro ano, a nova superfície condicionada por ácido foi desenvolvida e incluídos no

estudo. O tratamento dos pacientes foi desenvolvido da mesma forma do estudo anterior de 2007, com algumas poucas mudanças como:

1. A primeira escolha para restaurações provisórias imediatas sempre foi o guia cirúrgico, porque serviu tanto como uma restauração provisória e como um protetor, no entanto sempre que os implantes foram colocados na zona estética (de canino a canino), utilizando mais de 35 Ncm de torque, foram imediatamente restaurados com uma restauração provisória cimentada colocando fora de oclusão;
2. Alguns implantes que foram inseridos com torque baixo inicialmente foram esplintados aos dentes vizinhos, mas esta abordagem foi posteriormente abandonada por causa de dois fracassos iniciais dos implantes durante o período de cicatrização;
3. Na maxila posterior, todos os pacientes com altura óssea insuficiente (8 mm ou menos), receberam enxerto de seio com elevação no momento da colocação do implante. Se a altura óssea residual era inferior a 5 mm, os implantes foram colocados em uma segunda fase, após a elevação do seio;
4. Nas áreas regeneradas, os implantes foram deixados para cicatrizar por mais tempo antes da inserção da restauração cerâmica definitiva (pequenas áreas enxertadas, 6 meses; grande áreas enxertadas, 11 meses).

Ao todo, 831 implantes foram colocados em 378 pacientes com idade média de 48 anos. A taxa de sucesso dos implantes após cinco anos de acompanhamento foi de 95% (92,77% para os implantes sem revestimento, 93,57% para implantes revestidos, e 97,60% para os implantes condicionados com ácido). A taxa de sucesso do grupo com superfície condicionada por ácido foi significativamente melhor do que os outros dois.

Com o intuito de comparar implantes de zircônia com e sem carregamento oclusal imediato, Cannizzaro e cols. realizaram em 2010 um ensaio clínico randomizado (RTC). Quarenta pacientes parcialmente desdentados receberam um implante de zircônia de peça única (Z-Systems) com superfície jateada e pelo menos, 10 mm de comprimento e 3,25 mm de largura inseridos com um torque

mínimo de 35 Ncm, foram randomizados em grupos com e sem carga oclusal imediata. Os pacientes que foram recrutados e preencheram os critérios de inclusão foram divididos em três grupos com base no número de cigarros que declararam consumir por dia:

- não-fumantes;
- fumantes leves (menos de 10 cigarros por dia);
- fumantes pesados (≥ 10 cigarros por dia).

Todos os pacientes receberam coroas provisórias de acrílico no mesmo dia da colocação do implante. Após 4 a 5 meses, as coroas provisórias foram substituídas por coroas definitivas de cerâmica.

Apesar de todos os implantes terem sido inseridos com um torque de inserção acima de 35 Ncm, cinco (12,5%) dos 40 implantes falharam. Esta é uma importante e inesperada taxa de falha, portanto, uma análise mais aprofundada foi considerada necessária. Ao olhar para as características dos implantes que falharam foi observado que 80% dos implantes foram inseridos imediatamente após a extração do dente.

Segundo os autores, os resultados do presente estudo não fornecem uma resposta conclusiva sobre se implantes sem carga oclusal imediata pode diminuir as falhas dos mesmos. É possível que as taxas de sucesso não sejam profundamente influenciadas por um carregamento oclusal imediato ou não. Por outro lado, implantes de zircônia carregados imediatamente em sítios pós-extraídos estão em maior risco de falha do que implantes colocados em sítios cicatrizados.



Figura 19 – Implante de titânio de peça única sendo inserido.
Fonte: OLIVA e cols., 2010.

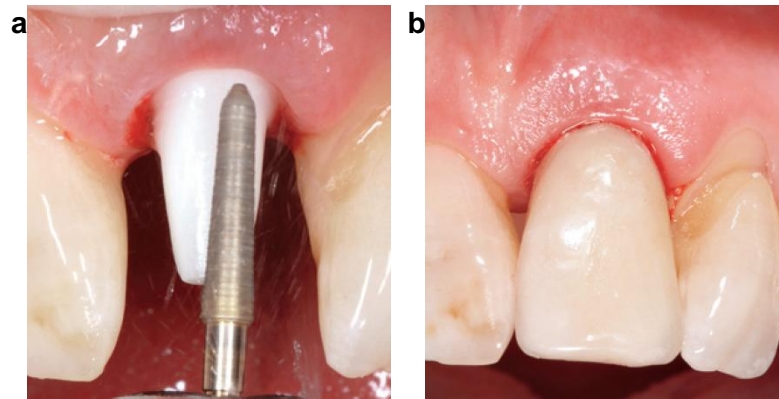


Figura 20 – (a) A porção do pilar do implante de peça única sendo preparado; (b) Coroa provisória foi colocada algumas horas após à inserção do implante.
 Fonte: OLIVA e cols., 2010.

4.2.3.2 Estudos relacionados aos tecidos moles

Segundo Degidi e cols. (2006), a formação de novos capilares, devido a produção das células endoteliais, é chamado de angiogênese. É um processo complexo que envolve a divisão das células epiteliais, degradação seletiva da base vascular das membranas, em torno da matriz extracelular, e migração de células endoteliais. A angiogênese é fisiologicamente importante para o desenvolvimento do órgão, inflamação, e na cicatrização. O seu papel no desenvolvimento, progressão ou cura de lesões periodontais não foi elucidada. Nos tecidos periodontais, a angiogênese parece ser importante tanto para a manutenção da saúde dos tecidos e nas doenças periodontais inflamatórias crônicas. Tecidos inflamados parecem aumentar a expressão dos mediadores da inflamação, que por sua vez, pode promover a angiogênese. O fator de crescimento vascular endotelial (VEGF) tem sido detectado em células endoteliais vasculares, células inflamatórias e epitélio juncional sulcular e gengival. Ele também está envolvido em processos inflamatórios associados. Ki-67, a expressão do antígeno foi detectado no núcleo de células em proliferação nas fases G1, G2, S e M do ciclo celular, mas está ausente em células em repouso (fase G0). O óxido nítrico (NO) é um radical livre, produzido a partir de L-arginina via isoenzimas chamado sintase (NOS). Três diferentes isoformas da NOS são conhecidos, as endoteliais NOS (eNOS ou NOS1) e a NOS neuronal (nNOS ou NOS3) são chamados de constituintes, pois são expressas

essencialmente e moduladas de forma contínua e funcionalmente. A terceira forma é uma isoenzima induzível (iNOS ou NOS2). NOS2 é um mediador da ação tumoricida e bactericida dos macrófagos.

Em 2006 Degidi e cols. realizaram estudo em seres humanos com o objetivo de fazer uma avaliação imuno-histoquímica comparativa do fator de crescimento endotelial vascular (VEGF) e expressão do óxido nítrico sintase (NOS), infiltrado inflamatório, a expressão da atividade proliferativa, e densidade microvascular (MVD) nos tecidos moles peri-implantes de cicatrizadores de titânio e óxido de zircônia. Cinco pacientes, três homens e duas mulheres (com idade entre 30-66 anos, média: 49 anos), participaram do estudo. Os critérios de inclusão foram: higiene oral controlada, a ausência de qualquer defeito de partes moles da cavidade oral, o volume ósseo residual suficiente para receber implantes de pelo menos 3,8mm de diâmetro e 9,5 milímetros de comprimento, e uma faixa larga de tecido queratinizado. Além disso, os pacientes tinham de concordar em participar de um programa de controle pós-operatório. Os critérios de exclusão foram os seguintes: volume ósseo insuficiente, qualidade do osso tipo 4, elevado grau de bruxismo, hábito de fumar mais de 20 cigarros por dia, consumo excessivo de álcool, terapia com radiação localizada na cavidade oral, a quimioterapia antitumoral, doenças do fígado, doenças do sangue, doenças renais, pacientes imunodeprimidos, os pacientes que tomam corticosteróides, gravidez, doenças inflamatórias e autoimunes da cavidade bucal e higiene bucal deficiente. Todos os pacientes receberam implantes dentais (XiVE plus, Dentsply Friadent, Mannheim, Germany) que tinham 3,8mm de diâmetro e 11 mm de comprimento. Todos os implantes foram deixados para cicatrizar não-submersos (fase única). Tampas de cicatrização (3,8 mm de diâmetro e 3,0 mm de altura) foram inseridas em todos os implantes. Metade dos implantes foram fornecidos com o padrão pré-fabricadas de tampas de titânio comercialmente puro (Friadent Gingiva Former, Dentsply Friadent) enquanto à outra metade foram fornecidos tampas de óxido zircônio (teste) (Cercon, Dentsply Friadent.). Os tecidos moles foram suturados ao redor das tampas de cicatrização.

Os pacientes foram submetidos a sessões de higiene bucal, de raspagem e alisamento radicular e foram incluídos em um programa de manutenção rigorosa. Um adicional de 10 tampas de cicatrização (cinco teste e cinco controle) foram analisadas. Duas áreas de 200 µm de diâmetro foram avaliados para cada superfície de tampa de cicatrização. Em cada paciente, os níveis peri-implantares da crista

óssea foram avaliados pelo exame calibrado de raios-X periapicais. As medições foram registrados após a cirurgia e 6 meses após a colocação do implante. Foram feitas nas regiões mesial e distal de cada implante, calculando a distância entre a borda do implante e o ponto de contato mais coronal entre o osso e o implante. O nível ósseo registrado imediatamente após a colocação do implante serviu como um ponto de referência para a medições posteriores. Os valores obtidos foram arredondado para o mais próximo de 0,1 mm. Uma lupa escala de pico com sete vezes de aumento e uma escala graduada de 0,1 mm foi utilizada. Todas as medidas foram feitas pelo mesmo examinador (MD).

Após um período de cicatrização de 6 meses, uma biópsia gengival foi realizada com um bisturi circular (5,5 mm de diâmetro) em torno da tampas de cicatrização de ambos os grupos, sem desparafusar ou retirar as tampas de cicatrização. As dimensões das biópsias gengivais foram 1,7 milímetros (5,5mm +/-3,8 mm) de espessura e 3 mm de altura. Todos os espécimes foram preparados e avaliados.

O fator VEGF foi avaliado em vasos e células do processo inflamatório infiltrado (principalmente linfócitos, células plasmáticas e neutrófilos) e em células do estroma (fibroblastos). O infiltrado inflamatório, expressões dos fatores VIII e Ki-67 foram avaliados por análise semiquantitativa: baixo = +; intermediário = ++; alto = ++++. O valor foi considerado baixo (+) nos casos com menos de 10%, intermediário (++) nos casos entre 10% e 50% e alta (++++) nos casos em que > 50% das células foram positivas para os fatores investigados. O anticorpo contra o ser humano VIII-antígeno relacionado foi usado para realçar os microvasos sanguíneos. A análise quantitativa foi realizada para VEGF, NOS1 e NOS3. VEGF foi avaliada empregando um microscópio óptico conectado a uma câmera de vídeo de alta resolução e conectado a um monitor e PC.

Em ambos os grupos, não houve acúmulo de placa visível clinicamente. Supuração ou sangramento à sondagem estavam presentes. A profundidade de sondagem foi inferior a 3 mm. A rugosidade da superfície (Ra) foi de 0,73 µm para as tampas de cicatrização de titânio e 0,75 µm para as de óxido de zircônio. As diferenças não foram estatisticamente significativas.

Resultados

⇒ **Infiltrado inflamatório:**

- **Titânio.** O infiltrado inflamatório consistiu principalmente de linfócitos, células plasmáticas e histiócitos. Raramente, granulócitos foram observados. A submucosa foi amplamente penetrada por infiltrado inflamatório. Em algumas áreas, esse infiltrado estendeu-se acima da mucosa, produzindo microulcerações. Raramente, algumas células inflamatórias estavam presentes no tecido muscular. O infiltrado inflamatório foi avaliado como +++.
- **Óxido de zircônio.** Apenas alguns linfócitos, células do plasma, e histiócitos estavam presentes na submucosa. O infiltrado inflamatório foi avaliado como +.

⇒ **Densidade microvascular:**

- **Titânio.** Muitos microvasos estavam presentes na submucosa, localizados principalmente em áreas com uma maior infiltrado inflamatório. O número médio de vasos foi $29,1 \pm 5,21$.
- **Óxido de zircônio.** Apenas uns poucos microvasos estavam presente na submucosa. O número médio de vasos foi $15,8 \pm 2,44$.

⇒ **NOS1:**

NOS1 foi expresso nos tecidos ao redor das tampas de cicatrização de titânio e zircônia. A intensidade da expressão, no entanto, foi diferente nos dois grupos. NOS1 foi expressa ao nível do epitélio superficial e células vasculares endoteliais.

- **Titânio.** Foi observado que as células apresentaram uma maior intensidade de expressão ($36,5 \pm 17,3$) do que uma menor intensidade de expressão ($15,7 \pm 9,1$). Essa diferença foi estatisticamente significativa ($P = 0,0001$).

- **Óxido de zircônio.** As células apresentaram uma menor intensidade de expressão ($22,1 \pm 14,4$) do que uma maior intensidade de expressão ($5,03 \pm 5,69$). Essa diferença foi estatisticamente significativa ($P = 0,0001$).

⇒ **NOS3:**

NOS3 foi expresso tanto nos tecidos ao redor tampas de cicatrização de titânio como nas de zircônia, embora a intensidade da expressão ter sido diferente no dois grupos. NOS3 foi expressa ao nível do epitélio superficial e células endoteliais vasculares. A avaliação foi realizada ao nível das células endoteliais vasculares.

- **Titânio.** As células apresentaram uma maior intensidade de expressão ($44,3 \pm 8,1$) do que uma menor intensidade de expressão ($8,41 \pm 1,0$). Essa diferença foi estatisticamente significativa ($P = 0,0001$).
- **Óxido de zircônio.** As células apresentaram uma menor intensidade de expressão ($11,2 \pm 4,4$) que uma maior intensidade de expressão ($1,13 \pm 0,34$). Essa diferença foi estatisticamente significativa ($P = 0,0001$).

⇒ **VEGF:**

VEGF foi expresso nos tecidos ao redor das tampas de cicatrização de titânio e zircônia. No entanto, as intensidades da expressão foram diferentes nos dois grupos. VEGF foi positivo em células endoteliais vasculares, células do estroma e células inflamatórias. A avaliação foi realizada ao nível das células endoteliais vasculares.

- **Titânio.** As células apresentaram uma maior intensidade de expressão ($48,9 \pm 11,5$) do que uma menor intensidade de expressão ($30,2 \pm 8,6$). Essa diferença foi estatisticamente significativa ($P = 0,0001$).
- **Óxido de zircônio.** As células apresentaram uma menor intensidade de expressão ($27,8 \pm 4,9$) que uma maior intensidade de expressão ($17,1 \pm 3,9$). Essa diferença foi estatisticamente significativa ($P = 0,0001$).

⇒ **Atividade Proliferativa:**

A positividade para Ki-67 foi nuclear. A positividade foi expressa nos níveis básico e superficial das camadas epiteliais.

- **Titânio.** Cerca de 80% das células da camada basal eram positivas. A positividade do Ki-67 foi observada também em muitas células das camadas superiores do epitélio.
- **Óxido de zircônio.** Cerca de 20% das células da camada basal foram positivas para Ki-67. Nenhuma positividade foi observada nas camadas superiores do epitélio.

Os autores concluíram neste estudo que, o infiltrado inflamatório estava principalmente presente nas amostras de titânio. Sua extensão era muito maior do que nas espécimes de óxido de zircônio. O infiltrado inflamatório era composto de linfócitos, células plasmáticas e histiócitos. Em todas as peças de titânio, o infiltrado inflamatório ulcerou a mucosa. Os maiores valores de MVD foram observados no titânio que na zircônia (29,1 versus 15,8). Além disso, uma maior expressão da intensidade de VEGF foi observada nos tecidos peri-implantares das tampas de cicatrização de titânio, enquanto expressões da intensidade inferiores do VEGF foram observadas em torno das tampas de cicatrização do óxido de zircônio. O fator de expressão Ki-67 teve maior amostra nas tampas de cicatrização de titânio. Células Ki-67 + foram encontradas mesmo nas camadas mais superficiais do epitélio. Todos estes dados revelam que os tecidos ao redor das tampas de cicatrização de titânio submetidos a uma maior taxa de processo de inflamação associado, provavelmente está relacionado com processos de maior inflamação observado nestes tecidos. Uma maior intensidade de expressão de NOS1 e NOS3 foi registrada nos tecidos ao redor de titânio e, pelo contrário, uma menor intensidade de expressão foi encontrado nos tecidos ao redor das amostras de óxido de zircônio. Estes últimos dados indicam que a maior expressão desses dois mediadores poderiam ser correlacionados com uma maior quantidade de bactérias presentes em todas as amostras de titânio.

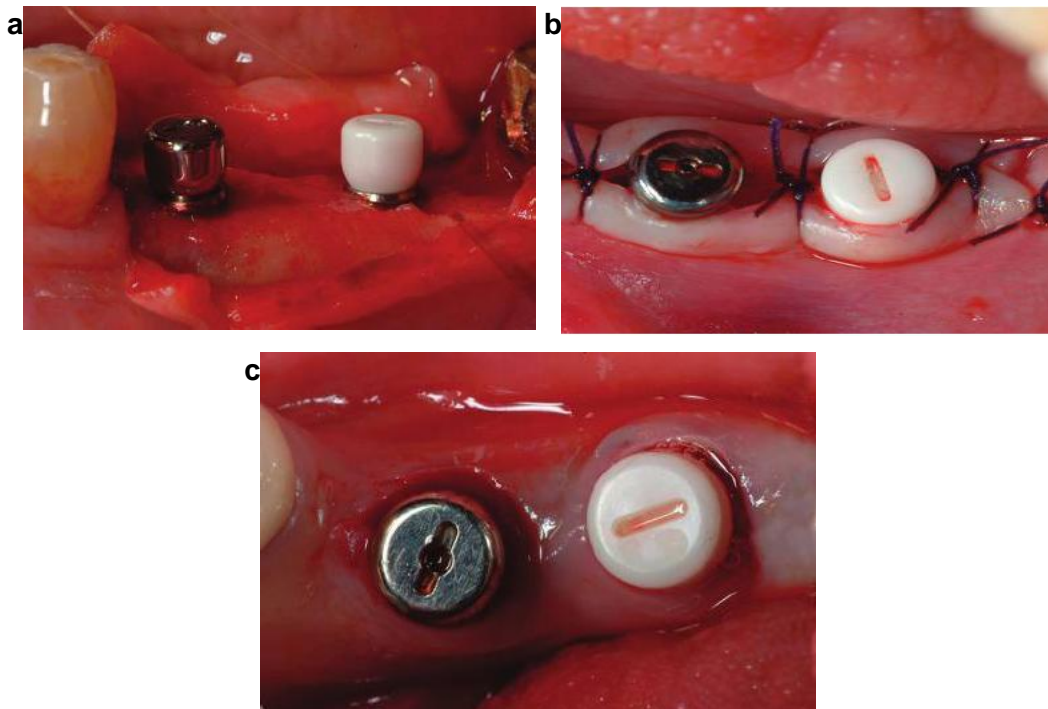


Figura 21 – (a) Tampas de cicatrização de titânio e zircônia inseridos; (b) Sutura do tecido mole ao redor das tampas; (c) Após 6 meses a biópsia gengival foi feita.
 Fonte: DEGIDI e cols., 2006.

Em 2009 Zembic e cols. realizaram um ensaio clínico controlado e randomizado com o objetivo de testar se os pilares de zircônia personalizados exibem ou não as mesmas taxas de sobrevivência e de complicações em comparação com pilares de titânio personalizados em áreas de canino e nas regiões posterior.

Vinte e dois pacientes foram incluídos no estudo. Eles tinham necessidade de colocar 40 coroas fixas implanto-suportadas. A falta de dentes estava localizada nas regiões de caninos, pré-molares e molares em ambos os maxilares. A média de idade dos pacientes era de 41,3 com um desvio padrão de 18 anos. Oito pacientes eram fumantes. Os pacientes foram divididos aleatoriamente em dois grupos: teste e controle. Durante o tempo entre a colocação do implante e a conexão dos pilares uma tabela de randomização foi mantida por um órgão independente, onde os investigadores receberam atribuição sobre os respectivos sítios de ambos os grupos, teste e controle. O grupo teste consistiu de 20 implantes unitários e receberam pilares de zircônia personalizados (Procera, Nobel Biocare AB, Carolinsk, Suécia) para apoio de coroas totalmente em cerâmica (ACC). O

grupo controle consistiu de 20 implantes unitários que receberam pilares de titânio personalizados (Procera, Nobel Biocare AB, Carolinsk, Suécia) para o suporte das coroas metalo-cerâmicas (MCC).

Todos os pacientes receberam implantes com plataforma regular (Brånemark RP, Nobel Biocare AB, Gothenburg na Suécia). Os Implantes foram inseridos de acordo com um protocolo padrão de duas fases (Adell, 1985). Enxertos de tecido conjuntivo foram colocados em cinco pacientes com falta de tecido mole. Em três sítios enxertados que recebem implantes foram colocados pilares de zircônia, enquanto nos outros, foram colocados pilares de titânio. A segunda etapa da cirurgia (ligação pilar) foi realizada de 4-6 meses após a colocação do implante.

Na fase protética a fabricação da os pilares de zircônia e de titânio personalizados foi realizada por meio do sistema CAD/CAM (Procera, Nobel Biocare AB, Carolinsk, Suécia) e foram fixados sobre os implantes com um torque de 32Ncm. As ACC apoiaram nos pilares de zircônia, exceto em um caso em que uma MCC foi feita. A parte externa das ACC foram fabricadas com vidro-cerâmica ou uma de duas cerâmicas de alta resistência (alumina, zircônia). Todos os pilares de titânio suportaram MCC.

Todas coroas, exceto duas, foram cimentadas sobre os respectivos pilares. Um dos dois cimentos resinosos (Panavia 21 TC, Kuraray, Okayama, Japão ou RelyX Unicem, 3M ESPE, Seefeld, Alemanha) ou um cimento de ionômero de vidro (Ketac Cem, a 3M ESPE) foi utilizado para a cimentação. As duas coroas restantes foram aparafusadas com 32Ncm de torque. Ambas eram ACC e foram apoiadas nos pilares de zircônia.

Os exames de acompanhamento compostos por avaliação clínica e radiográfica foram realizadas no momento da inserção da coroa e 6, 12 e 36 meses após, com as coroas em função.

Os pilares foram avaliados em relação as fraturas. As coroas foram verificadas quanto à perda de retenção (fratura ou afrouxamento do parafuso dos pilares e, fratura do selo de cimento). Além disso, as coroas foram examinadas para verificar lascas do revestimento cerâmico.

Os seguintes parâmetros biológicos foram avaliados nos sítios dos pilares (mesial, distal, vestibular e bucal) dos implantes e dentes controles adjacentes: profundidade de sondagem (PPD), registro de controle de placa (PCR) e sangramento à sondagem (BOP).

Para a avaliação do nível ósseo marginal (BL) as radiografias foram digitalizadas e o nível da crista óssea foi avaliado em todos os momentos. Finalmente, a altura das papilas foi avaliada nas faces mesial e distal dos pilares dos implantes por meio de um índice publicado (Jemt, 1997).

Dezoito pacientes (10 mulheres e oito homens) com 18 pilares de zircônia e 10 de titânio puderam ser analisados num período médio de acompanhamento de 36 meses (intervalo de 31,5-53,3 meses). Dois dos pacientes inicialmente incluídos, com pilares de zircônia e oito de titânio tiveram de ser retirados do estudo. O plano de tratamento inicial tinha sido alterado. Nenhuma fratura dos pilares e coroas foi encontrada em ambos os grupos. Além disso, não houve afrouxamento dos parafuso dos pilares ou perda de retenção das coroas. Assim, a taxa de sobrevivência dos diversos pilares, bem como as coroas foi de 100% em ambos os grupos. Não ocorreram lascas do revestimento cerâmico nas coroas apoiadas nos pilares de zircônia. Em contrapartida, uma pequena lasca foi encontrada em duas MCC apoiadas em pilares de titânio. Não houve complicações biológicas relacionadas aos pilares de zircônia e titânio. A comparação dos parâmetros biológicos (PPD, PCR, BP, BL) dos locais com pilares de zircônia e titânio revelaram que não ocorreram diferenças estatísticas. Nenhuma diferença na média da espessura da mucosa foi encontrada nos pilares de zircônia e titânio (espessura média da zircônia 1,9 mm +/- 0,8mm; espessura média do titânio 1,7mm +/- 0,4mm). A medida da espessura dos tecidos nas coroas implanto-suportadas foi em média 1,8mm +/- 0,7mm e foi ligeiramente superior à média da espessura gengival nos dentes pilares controles (1,5mm +/- 0,9 mm). Finalmente, a altura das papilas foi avaliada nas faces mesial e distal, não havendo diferença significativa na medida da altura da papila (PL) nos pilares de zircônia e titânio.

Segundo os autores os pilares de zircônia e titânio personalizados para coroas unitárias sobre implantes apresentaram excelentes taxas de sobrevida em 3 anos de função. Ambos os tipos exibiram bons resultados técnicos e biológicos. Esteticamente, ambos os materiais dos pilares induziram a mesma quantidade de tecido mole.

5. DISCUSSÃO

De acordo com a literatura aqui estudada, os autores enfatizam o futuro promissor dos implantes de zircônia como uma alternativa aos implantes de titânio (OLIVA e cols., 2007/2010; KOHAL e cols., 2004; DEPPRICH e cols., 2008), mas apesar de haver várias concordâncias sobre o tema, alguns questionamentos ainda precisam ser respondidos.

Segundo Chevalier e cols. em 2006, a tendência da zircônia de envelhecer in vitro e in vivo, e as diferenças observadas de uma zircônia para outra nos leva a retroagir a uma questão crucial “Qual o futuro da zircônia como biomaterial?”

Desde o primeiro estudo utilizando a zircônia como um biomaterial, realizado por Helmer JD e Driskell TD em 1969, vários outros estudos comprovaram o seu potencial para este propósito e em especial para a utilização como implantes dentais (SENNERBY e cols., 2005; DEPPRICH e cols., 2008; HOFFMANN e cols., 2008; STANIC e cols., 2002).

Segundo Kohal e cols. em 2008, a estabilidade biomecânica dos protótipos dos implante de todos os grupos testados parece ser - em comparação com as forças oclusais - limitada para o uso clínico.

A osseointegração dos implantes de zircônia tem sido demonstrada em vários estudos, principalmente pré-clínicos (AKAGAWA e cols., 1993/1998; STANIC e cols., 2002; KOHAL e cols., 2004; SENNERBY e cols., 2005; WENZ e cols., 2008; DEPPRICH e cols., 2008; HOFFMANN e cols., 2008), mas também em estudos clínicos (OLIVA e cols., 2004; PIRKER e KOCHER, 2009).

Numa revisão sistemática, Wenz e cols. (2008) concluíram que a osseointegração de implantes de zircônia tetragonal policristalina yttria-estabilizada (Y-TZP) pode ser comparável à de implantes de titânio.

Stanic e cols. em 2002 revestiu implantes Y-TZP com vidro bioativo e descobriu uma cicatrização óssea mais rápida e um melhor índice de osseointegração em osso.

Sennerby e cols. (2005) chegaram a algumas conclusões: os implantes Y-TZP com uma superfície moderadamente rugosa apresentaram uma formação óssea direta e um aumento de quatro a cinco vezes de resistência ao torque de

remoção comparação com os implantes Y-TZP usinados; a aspereza similar sobre implantes de titânio e zircônia leva a um BIC também similar.

Num estudo clínico com acompanhamento por 1 ano, Oliva e cols. (2007) avaliaram implantes de zircônia com 2 superfícies distintas (rugosa e revestida com cerâmica bioativa), obtendo uma taxa de sucesso de 98%.

As modificações de superfícies têm o potencial de melhorar a cicatrização óssea inicial e a resistência à torque de remoção segundo Wenz e cols. (2008).

Na investigação de Deprich e cols. (2008) que comparou os implantes de titânio e zircônia, demonstrou similar contato osso-implante, com diferentes rugosidades.

Num estudo realizado por Hoffmann e cols. em 2008 foi avaliado histologicamente o grau de aposição óssea inicial (com 2 e 4 semanas) ao redor de implantes de zircônia em relação ao implantes de titânio com superfície modificadas em animais. Neste estudo, os autores observaram que nos implantes de zircônia, houve um pequeno aumento no grau de aposição óssea em comparação com os implantes de titânio no intervalo de 2 semanas. No entanto, a aposição óssea foi ligeiramente maior nos controles quando comparados aos implantes de titânio com 4 semanas.

Hoffmann e cols. (2008) ainda concluíram que o percentual de aposição óssea observada no intervalo de 4 semanas não difere substancialmente do valor registrado em outros estudos com longos períodos de cicatrização. Isso pode sugerir que o aumento do tempo de cicatrização pode não ser necessariamente sempre benéfico.

Num estudo para avaliar implantes de zircônia (Y-TZP) em forma de raiz com duas superfícies diferentes, colocados imediatamente e não-submersos, em alvéolos de extração unirradiculares acompanhados por 2 anos, Pirker e Kocher (2009), concluíram que esta nova abordagem pode constituir num método alternativo para substituição de dentes imediatamente após a extração. Já Cannizaro e cols. (2010) com o intuito de comparar implantes de zircônia com e sem carregamento oclusal imediato, realizaram um ensaio clínico randomizado (RTC) e não conseguiram chegar a uma conclusão se implantes sem carga oclusal imediata podem diminuir as falhas dos mesmos. Por outro lado, implantes de zircônia

carregados imediatamente em alvéolos pós-extração estão em maior risco de falha do que implantes colocados em sítios cicatrizados.

Em 2010, Oliva e cols. realizaram um estudo clínico com a finalidade de avaliar a taxa de sucesso em 05 anos de implantes de zircônia, comparando três superfícies diferentes, porém não conseguiram chegar a nenhuma conclusão.

A biomecânica correlacionada à osseointegração também tem sido avaliada em estudos pré-clínicos (AKAGAWA e cols., 1993/1998; KOHAL e cols., 2004) e clínicos (OLIVA e cols., 2010; CANNIZZARO e cols., 2010).

Os estudos de Akagawa e cols. 1993 e Akagawa e cols. 1998 foram importantes porque eles descobriram uma perda aparente de crista óssea no grupo dos implantes de zircônia carregados precocemente.

Kohal e cols. (2004) investigaram o comportamento histológico (relacionado à osseointegração) de implantes de zircônia carregados em comparação a implantes de titânio também carregados. Os autores concluíram que não houve diferença estatística para a osseointegração dos implantes de zircônia e de titânio.

Segundo Degidi e cols. (2006), as propriedades de superfície dos componentes transgengivais dos implantes são determinantes na adesão bacteriana. A sobrevivência a longo prazo dos implantes dentais depende, em parte, do controle da infecção bacteriana na região peri-implante. A adesão bacteriana aos implantes ou superfícies dos pilares é uma questão crítica. É considerada uma primeira etapa da mucosite e peri-implantite.

Welander e cols. (2008) realizaram um estudo em animais com o objetivo de promover uma análise da barreira dos tecidos moles formada por pilares de implante feitos de diferentes materiais. Os autores concluíram que este presente estudo demonstrou que os pilares feitos de titânio e zircônia proporciona condições adequadas para a cicatrização dos tecidos moles, enquanto que pilares feitos de liga de Au/Pt não conseguiram estabelecer a integração do tecido de forma apropriada.

Segundo Zembic A. e cols (2009) os pilares de zircônia e titânio personalizados para coroas unitárias sobre implantes apresentaram excelentes taxas de sobrevivência. Ambos os tipos exibiram bons resultados técnicos e biológicos, e ambos os materiais dos pilares induziram a mesma quantidade de tecido mole.

A orientação das fibras de colágeno em torno do colar cervical de implantes de titânio e de zircônia usinados foi estudada por Tetè e cols. em 2009. Os

autores concluíram que não há diferença sobre a orientação das fibras nos dois tipos de colares cervicais dos implantes, porém, ao redor dos implantes com colar de zircônia, foi registrada profundidade média de sondagem, menor que ao redor de implantes com colar de titânio maquinado, que é compatível com uma menor resposta inflamatória.

Além do BIC similar, Kohal e cols. em 2004, demonstraram que o tecido mole acima do osso peri-implantar apresentou espessura similar para os grupos de teste e de controle.

Em 2006, Degidi e cols., num estudo que avaliou o infiltrado inflamatório nos tecidos moles peri-implantares de cicatrizadores de titânio e óxido de zircônia concluíram que o infiltrado inflamatório estava principalmente presente nas amostras de titânio. Sua extensão era muito maior do que nas espécimes de óxido de zircônio.

6. CONCLUSÃO

Através desta revisão da literatura à respeito dos implantes de zircônia, pôde-se concluir:

- Os estudos demonstraram que o osso responde de modo semelhante ou mesmo melhor a zircônia do que ao titânio e, portanto a zircônia pode ser utilizada – do ponto de vista da osseointegração – como material para fabricação de implantes dentais;
- Nos estudos pré-clínicos não existe diferença de BIC entre implantes de titânio e zircônia carregados tardiamente;
- Com relação à biomecânica, o uso dos implantes de zircônia ainda é limitado;
- A zircônia proporciona condições adequadas para a cicatrização dos tecidos moles;
- Não só estudos em humanos, mas estudos clínicos e laboratoriais dos implantes de zircônia com um controle de preservação maior devem ser feitos até que o uso dos implantes de zircônia possam ser uma opção confiável para o tratamento com implantes dentais.

REFERÊNCIAS

Akagawa Y, Hosokawa R, Sato Y, Kamayama K. Comparison between freestanding and tooth-connected partially stabilized zirconia implants after two years' function in monkeys: a clinical and histologic study. *J Prosthet Dent* 1998; 80:551–558.

Akagawa Y, Ichikawa Y, Nikai H, Tsuru H. Interface histology of unloaded and early loaded partially stabilized zirconia endosseous implant in initial bone healing. *J Prosthet Dent* 1993; 69:599–604.

Albrektsson, T., Brånemark, P-I, Hansson, H-A & Lindström, J. (1981) Osseointegrated titanium implants. Requiriments for ensuring a long-lasting, direct boneanchorage in man. *Acta Orthopaedica Scandinavica* 52, 155-170.

Andreiotelli M, Wenz HJ, Kohal R-J. Are ceramic implants a viable alternative to titanium implants? A systematic literature review. *Clin. Oral Impl. Res.* 20 (Suppl. 4), 2009; 32–47.

Andreiotelli, M. & Kohal, R.J. (2009) Fracture strength of zirconia implants after artificial aging. *Clinical Implants Dentistry & Related Research* 11: 158–166.

Bianco, P.D., Ducheyne, P. & Cuckler, J.M. (1996) Local accumulation of titanium released from a titanium implant in the absence of wear. *Journal of Biomedical Materials Research* 31: 227–234.

Brånemark P-I, Hansson BO, Adell R, et al. Osseointegrated implants in the treatment of the edentulous jaw. Experience from a 10-year period. *Scand J Plast Reconstr Surg Suppl* 1977; 16(suppl):1–132.

Cannizzaro J., Torchio C., Felice P., Leone M., Esposito M. Immediate occlusal versus non-occlusal loading of single zirconia implants. A multicentre pragmatic randomised clinical trial *Eur J Oral Implantol* 2010;3(2):111–120.

Chevalier J. What future for zirconia as a biomaterial? *Biomaterial.* 27 (2006) 535–543.

Degidi M, Artese L, Scarano A, Perrotti V, Gehrke P, Piattelli A. Inflammatory infiltrate, microvessel density, nitric oxide synthase expression, vascular endothelial growth factor expression, and proliferative activity in peri-implant soft tissues around titanium and zirconium oxide healing caps. *J Periodontol* 2006;77:73–80.

Depprich, R., Ommerborn, M., Zipprich, H., Naujoks, C., Handschel, J. Wiesmann, H.P., Kübler, N.R. and Meyer, U., Behavior of osteoblastic cells cultured on titanium and structured zirconia surfaces *Head and Face Medicine*(2008) 4: 29

Depprich, R., Zipprich, H., Ommerborn, M., Naujoks, C., Wiesmann, H.P., Kiattavorncharoen, S., Lauer, H.C., Meyer, U., Kübler, N.R. & Handschel, J. Osseointegration of zirconia implants compared with titanium: an in vivo study. *Head and Face Medicine* (2008) 4: 30.

Garvie RC, Nicholson PS. Structure and thermodynamical properties of partially stabilized zirconia in the CaO-ZrO₂ system. *J Amer Ceram Soc* 1972;55:152–157.

Hisbergues M., Vendeville S., Vendeville P. Review Zirconia: Established Facts and Perspectives for a Biomaterial in Dental Implantology. *Journal of Biomedical Materials Research Part B: Applied Biomaterials* (2008).

Hoffmann, O., Angelov, N., Gallez, F., Jung, R.E. & Weber, F.E. (2008) The zirconia implant–bone interface: a preliminary histologic evaluation in rabbits. *The International Journal of Oral & Maxillofacial Implants* 23: 691–695.

Kohal R. J., Weng D., Bäch M., Strub J. R. Loaded Custom-Made zirconia and titanium implants show similar osseointegration: an animal experiment. *J. Periodontol* 2004; 75: 1262-1268.

Kohal R. J., Finke H. C., Klaus G. Stability of Prototype Two-Piece Zirconia and Titanium Implants after Artificial Aging: An In Vitro Pilot Study. *Clinical Implant Dentistry and Related Research*, 2009 Dec;11(4):323-9.

Lalor, P.A., Revell, P.A., Gray, A.B., Wright, S., Railton, G.T. & Freeman, M.A. (1991) Sensitivity to titanium. A cause of implant failure? *Journal of Bone and Joint Surgery – British Volume* 73: 25–28.

Manicone e cols. Review An overview of zirconia ceramics: Basic properties and clinical applications. *Journal of Dentistry* 35 (2007) 819 – 826.

Nath S, Sinha N, Basu B. Microstructure, mechanical and tribological properties of microwave sintered calcia-doped zirconia for biomedical applications. *Ceram Int*. Forthcoming.

Oliva J., Oliva X., Oliva J. D. Five-year Success Rate of 831 Consecutively Placed Zirconia Dental Implants in Humans: A Comparison of Three Different Rough Surfaces. *INT J ORAL MAXILLOFAC IMPLANTS* 2010;25:336–344.

Oliva, J., Oliva, X. & Oliva, J.D. (2007) One-year follow-up of first consecutive 100 zirconia dental implants in humans: a comparison of 2 different rough surfaces. *The International Journal of Oral & Maxillofacial Implants* 22: 430–435.

Piconi C., Maccauro G.: Review: Zirconia as a ceramic biomaterial. *Biomaterials*. 1999 20: 1 -25.

Pirker W., Kocher A.: Immediate, non-submerged, root-analogue zirconia implants placed into single-rooted extraction sockets: 2-year follow-up of a clinical study. *Int. J. Oral Maxillofac. Surg.* 2009; 38: 1127–1132.

Schulte W. The intra-osseous Al₂O₃ (Frialit) Tuebingen implant. Developmental status after eight years (I-III). *Quintessence Int* 1984;15:1–39.

Sennerby, L., Dasmah, A., Larsson, B. & Iverhed, M. (2005) Bone tissue responses to surface-modified zirconia implants: a histomorphometric and removal torque study in the rabbit. *Clinical Implants Dentistry & Related Research* 7 (Suppl. 1): S13–S20.

Stanic V, Aldini NN, Fini M, Giavaresi G, Giardino R, Krajewski A, Ravaglioli A, Mazzocchi M, Dubini B, Bossi MG, Rustichelli F. Osteointegration of bioactive glass-coated zirconia in healthy bone: an in vivo evaluation. *Biomaterials* 2002;23:3833–3841.

Tetè S., MD, Mastrangelo F., Bianchi A., Zizzari V., Scarano A. Collagen Fiber Orientation Around Machined Titanium and Zirconia Dental Implant Necks: An Animal Study. *INT J ORAL MAXILLOFAC IMPLANTS* 2009;24:52–58.

Weingart, D., Steinemann, S., Schilli, W., Strub, J.R., Hellerich, U., Assenmacher, J. & Simpson, J. (1994) Titanium deposition in regional lymph nodes after insertion of titanium screw implants in maxillofacial region. *The International Journal of Oral and Maxillofacial Surgery* 23: 450–452.

Welander M, Abrahamsson I, Berglundh T. The mucosal barrier at implant abutments of different materials. *Clin Oral Implants Res* 2008;19:635–641.

Wenz HJ, Bartsch J, Wolfart S, Kern M. Osseointegration and Clinical Success of Zirconia Dental Implants: A Systematic Review. *Int J Prosthodont.* 2008 Jan-Feb;21(1):27-36.

Zembic A, Sailer I, Jung RE, Hämmerle CHF. Randomized-controlled clinical trial of customized zirconia and titanium implant abutments for singletooth implants in canine and posterior regions: 3-year results. *Clin. Oral Impl. Res.* 20, 2009; 802–808.