

Pedro Leonel Rocha da Costa

Implantes em Zircónio: Uma solução de futuro

Universidade Fernando Pessoa

Faculdade de Ciências da Saúde

Porto, 2009

Pedro Leonel Rocha da Costa

Implantes em Zircónio: Uma solução de futuro

Universidade Fernando Pessoa

Faculdade de Ciências da Saúde

Porto, 2009

Pedro Leonel Rocha da Costa

Implantes em Zircónio: Uma solução de futuro

“Monografia apresentada à Universidade Fernando Pessoa como parte dos requisitos para a obtenção do grau de Licenciatura em Medicina Dentária”.

RESUMO

Por séculos, os objectivos dos povos foram criar meios eficazes de reabilitação oral, no entanto, só no final dos anos 60 do século passado foi possível obter-se pela primeira vez um implante oral osteointegrado por Bränemark. Apesar destes implantes permitirem uma boa integração funcional e histológica, a necessidade de satisfazer os requisitos estéticos nem sempre era possível, tendo sido introduzido os implantes cerâmicos de óxido de alumina, e mais recentemente, para colmatar algumas falhas ainda existentes, os implantes em zircónio.

O zircónio é um metal, frequentemente confundido com uma cerâmica graças as suas qualidades ópticas e estéticas, podendo ser encontrado sobre diferentes formas. Das várias formas de apresentação do zircónio, a mais estável na medicina dentária é a forma tetragonal, disponível nos implantes em comercialização. No entanto, pode em determinadas condições apresentar alguns problemas de degradação, na presença de humidade, baixas temperaturas ou micro fissuras, conduzindo a uma transformação de fase tetragonal em monolítica.

Os estudos *in vivo* e *in vitro* realizados até hoje, com implantes em zircónio, demonstram uma óptima osteointegração e uma resistência aceitável do ponto de vista funcional na prática clínica diária. Esta poderá ser uma opção de reabilitação oral a ponderar, especialmente no sector anterior, onde qualquer falha estética pode comprometer os resultados e expectativas dos pacientes.

Para a prática clínica diária, deve ser ponderada a utilização de implantes em zircónio, apenas em pacientes cuidadosamente seleccionados, pois os estudos são escassos e não garantem o sucesso das reabilitações a longo prazo em pacientes com alterações da oclusão.

Através da realização de estudos a médio e longo prazo, pode alcançar-se no futuro uma solução óptima e viável para a reabilitação oral, superando todos os critérios de sucesso implantológico.

A revisão bibliográfica realizada no decurso desta monografia, teve como objectivo avaliar a viabilidade de uma nova solução na implantologia, que permitirá cada vez mais melhorar os resultados estéticos e aumentar a satisfação e motivação, não só dos pacientes, mas também dos profissionais com o seu trabalho.

ABSTRACT

For centuries, the objective of people have been the creation of effective meanings for oral rehabilitation, however, only in late 60's of the last century was achieved for the first time an osteointegration of an oral implant by Bränemark. Although these implants allow good histological and functional integration, the need to meet the aesthetic requirements was not always been possible, and in that time was been introduced implants made of ceramic alumina oxide, and more recently, to fill some gaps that still persist, the implants in zirconium.

The zirconium is a metal, but it is often mixed up with a ceramic through their optical and aesthetic qualities, and can be found on different forms. Of the multiple forms of zirconium presentation, the most stable in dentistry is the tetragonal form, currently available in the implants in marketing. However, under certain conditions may present problems of degradation in the presence of humidity, low temperature or micro cracks, leading to a transformation of the tetragonal phase in monolithic.

Studies *in vivo* and *in vitro* carried out until today, in zirconium implants, show optimal osteointegration and acceptable resistances from the point of view function in daily clinical practice. This may be an option of oral rehabilitation to consider, especially in the anterior region, where any failure could compromise the aesthetic results and expectations of patients.

For daily clinical practice, should be considered the use of zirconium implants only in carefully selected patients, because studies are scarce and do not guarantee the long-term success of rehabilitation in patients with occlusion changes.

Through studies in the medium and long term in the future we can achieve a good and viable solution for the oral rehabilitation, overcoming all criteria for implantologic success.

The literature review made in the course of this monograph was to assess the viability of a new solution in dental implantology, which will increasingly improve the aesthetic results and increase the satisfaction and motivation, not only of patients, but also for professionals with their work.

Aos meus pais, por tudo o que fizeram para atingir o meu sonho.

À Catarina, a minha namorada e o meu amor.

AGRADECIMENTOS

Ao meu orientador, o Dr. Carlos Falcão, pela simpatia, compreensão, ajuda prestada e conselhos para seguir sempre o caminho correcto.

A todos os professores que ajudaram à minha formação ao longo de 6 anos, e enriqueceram os meus conhecimentos.

A todos aqueles que me ajudaram pela Europa fora, da Alemanha à Itália.

Aos meus pais, que sempre me ajudaram e se esforçaram para atingir o meu sonho e os meus objectivos.

À Catarina, obrigado por todas as horas passadas a rever o texto, e principalmente, por todo o teu amor. Estás quase no fim também.

À Ana e à Filipa, vizinhas de box e amigas de sempre.

Ao Sandro e aos muitos quilómetros feitos a pedalar juntos.

À minha madrinha de faculdade, Ângela, muito sucesso na cirurgia oral.

A todos os meus amigos que ficam ao longo da vida, desde o início da minha vida até ao último dia do universitário.

Muito Obrigado!

Em ciência, as soluções são sempre provisórias mas a procura de soluções, essa sim, é permanente.

Albert Einstein

ÍNDICE

ÍNDICE DE FIGURAS	vii
ÍNDICE DE TABELAS	viii
LISTA DE ABREVIATURAS	ix
INTRODUÇÃO.....	1
I -REVISÃO BIBLIOGRÁFICA.....	4
I.1 - HISTÓRIA DOS IMPLANTES NA MEDICINA DENTÁRIA.....	4
I.2 - FACTORES DE ÊXITO EM IMPLANTOLOGIA	9
I.3 - MATERIAIS NA IMPLANTOLOGIA ORAL	11
II - ZIRCÓNIO: UMA NOVA APROXIMAÇÃO NA MEDICINA DENTÁRIA.....	13
II.1- FORMAS QUÍMICAS USADAS NA MEDICINA DENTÁRIA	13
II.2 - SUPERFÍCIES IMPLANTARES.....	18
II.3 - ESTUDOS “ <i>IN VITRO</i> ”	23
II.4 - ESTUDOS “ <i>IN VIVO</i> ”	35
DISCUSSÃO.....	48
CONCLUSÃO	64
BIBLIOGRAFIA.....	67

ÍNDICE DE FIGURAS

Figura 1 – Fotografia de mandíbula onde foram implantados fragmentos de concha, da época Maia, 600 D.C.. Poderá ter sido o primeiro de caso de sucesso de um implante endosteal aloplástico realizado num se humano.	4
Figura 2 – Implante de Linkow.	7
Figura 3 – Diagrama de fases da produção de $ZrO_2-Y_2O_3$.	14
Figura 4 – Superfície de implante em zircónio com matrix óssea agregada.	19
Figura 5 – Superfície de implante em titânio com matix óssea agregada.	19
Figura 6 – Aspecto da superfície de um implante em zircónio maquinado, com jacto de alumina, com jacto de alumina e ataque ácido, e de um implante em titânio com superfície SLA.	33
Figura 7 – Superfície de titânio com cocus e bacterias filamentosas a recobrir o material, e superfície em zircónio com um pequeno número de bactérias a recobrir a superfície.	36
Figura 8 – Ausência do dente 1.3	45
Figura 9 – Colocação de um implante em zircónio	45
Figura 10 – Restauração final com coroa em zircónio mimetizando as marcas de tetraciclinas da dentição natural	46

ÍNDICE DE TABELAS

Tabela 1 - Materiais já utilizados para confecção de implantes endo-ósseo.	11
Tabela 2 - Propriedades do Zircônio de acordo com os óxidos frequentemente utilizados.	16
Tabela 3 - Propriedades mecânicas e físicas entre o Zircônio, Alumina e Titânio usado a nível dentário.	17
Tabela 4 - Superfícies e designs mais utilizados em diferentes estudos	22
Tabela 5 - Resultados obtidos no teste de resistência à fractura de Andreiotelli e Kohal	26

LISTA DE ABREVIATURAS

Zr – Zircônio.

Y-TZP – Zircônio Tetragonal Totalmente Estabilizado por Ítrio.

PSZ – Zircônio Parcialmente Estabilizado.

Y-PSZ – Zircônio Parcialmente Estabilizado por Ítrio.

Mg-PSZ – Zircônio Parcialmente Estabilizado por Magnésio.

ZTA – Zircônio Tetragonal Infiltrado com Alumina.

LTD – Degradação a Baixa Temperatura.

CSZ – Zircônio Estabilizado por Cálcio.

CaO – Óxido de Cálcio.

MgO – Óxido de Magnésio.

Y₂O₃ – Óxido de Ytrio.

TPS – Titanium Plasma Spray.

MiRNA – Micro RNA.

MG63 – Cultura de Células Semelhantes a Osteoblastos.

CAL72 – Células Semelhantes a Osteoblastos.

S. Sanguinis – Streptococcus Sanguinis.

S. Oralis – Streptococcus Oralis.

S. Mutans – *Streptococcus Mutans*.

S. Sobrinus – *Streptococcus Sobrinus*.

Er:YAG – *Erbium Doped Yttrium Aluminium Garnet*.

EDX – *Energy-Dispersive X-ray Spectroscopy*.

Raio-X de Espectroscopia por Energia Dispersiva.

SLA – *Sand Blasted Large-Grit Acid Etched Surface*.

Superfície Tratada com Jacto de Sílica e Ataque Ácido.

Al₂O₃ – Óxido de Alumina.

Ti-Ox – Óxido de Titânio.

RTQ – Torque de Remoção.

ISO – *International Organization for Standardization*.

Organização Internacional para a estandardização.

BMP4 – *Bone Morphogenetic Protein 4*.

Proteína Morfogenética Óssea 4.

BMP7 – *Bone Morphogenetic Protein 7*.

Proteína Morfogenética Óssea 7.

NOG – Proteína *Noggin*.

Bq – Bequerel

INTRODUÇÃO

A humanidade desde que se conhecem registos das primeiras civilizações, sempre apreciou e valorizou os dentes de uma forma inquestionável, e sempre tentou por diversas formas alcançar a função que tinha previamente, mas principalmente a estética, como um factor determinante, na concepção de alternativas viáveis à substituição de peças dentárias ausentes (Rudy et al., 2008).

Os pioneiros da medicina dentária começaram à 200 anos a realizar enormes progressos para atingir o que até então não seria possível, substituir dentes perdidos por outros dispositivos com ancoragem intraóssea. Muitos foram tentando sem alcançar o sucesso, com falhas em grande parte, devido à falta de biocompatibilidade dos materiais, levando a reabsorções ósseas precoces e a consequente perda dos implantes (Rudy et al., 2008).

Em meados dos anos 60 Brånemark e a sua equipa, em investigações realizadas em coelhos com parafusos de titânio descobriu acidentalmente um dos mais importantes conceitos da implantologia, a osteointegração. As suas descobertas permitiram o desenvolvimento de um implante endo-ósseo com aplicações na Medicina Dentária e cuja fixação depende firme e directamente da ancoragem óssea (Albrektsson et al., 2003, p. 809).

A partir desse momento, a busca por novas reabilitações implanto-suportadas progrediu incessantemente, de forma a responder às necessidades e desejos dos pacientes, tornando-se o principal objectivo dos investigadores e clínicos, a busca de novas restaurações que estejam totalmente integradas no complexo dento-facial, de uma forma histológica, funcional, fonética e estética (Kohal et al., 2006).

Por mais de 30 anos que o titânio vem sendo o material de eleição quando se realizam reabilitações com implantes dentários intra-ósseos. Como todos os materiais únicos, o titânio apresenta vantagens, mas também inconvenientes, que podem comprometer o resultado estético de toda uma reabilitação. Podemos destacar como principais limitações do titânio, o escurecimento da mucosa peri-implantar em periodontos finos e a recessão gengival, que pode tornar visível a cabeça do implante. Estudos recentes revelam ainda concentrações elevadas

de titânio nos tecidos moles adjacentes aos implantes e nos linfonodos regionais, o que pode indicar um potencial risco para a saúde, apesar de não haver ainda informação clínica relevante acerca destes factos (Wenz et al., 2008).

Desde os anos 70 que se pensava num novo material alternativo ao titânio e as investigações ao longo dos anos levaram a que em meados dos anos 80 fosse lançado um implante cerâmico. No entanto, as suas propriedades biomecânicas quando comparadas com os de titânio, ditaram o seu fim em pouco tempo (Wenz et al., 2008); (Kohal et al., 2006). Recentemente foi introduzido um novo material cerâmico na Medicina Dentária e as suas propriedades físicas, comparáveis ao titânio, as suas propriedades químicas e a sua biocompatibilidade, estudada em animais, possibilitou a sua aplicação na área da implantologia (Kohal et al., 2002); (Kohal et al., 2006).

Este material, o zircónio, pode assumir diversas formas químicas desde uma estrutura monolítica, tetragonal ou cúbica. A nível oral, os testes revelaram que a forma tetragonal deste composto é extremamente estável quando adicionados óxidos à sua constituição. Espera-se assim, num futuro próximo, ter à disposição uma nova forma de reabilitação oral suportada por implantes mais “patient friendly” e mantendo as características e taxas de sobrevivência que caracterizaram a previsibilidade dos implantes orais, com um material que não liberte qualquer toxicidade para os tecidos adjacentes (Wenz et al., 2008); (Kohal et al., 2006); (Kohal et al., 2002); (Wataha, 1996).

Nos últimos anos a pesquisa tem-se centrado na busca de novas formas e superfícies implantares que possam estabelecer um melhor e mais íntimo contacto, favorecendo desta forma a osteointegração do zircónio. Estas pesquisas pretendem essencialmente avaliar a viabilidade desta nova solução para a implantologia, em alternativa ao titânio e a capacidade deste material responder às necessidades e expectativas dos pacientes mais exigentes. Será que estamos já perante dados que nos possam confirmar a vulnerabilidade dos implantes? (Tolstunov, 2006).

Para tentar encontrar respostas a esta nova solução aplicada à Medicina Dentária partiu-se para a realização de uma pesquisa bibliográfica com o intuito de sistematizar a

evolução dos estudos até à presente data, cruzando dados e pesquisas de diversos autores sobre a viabilidade do uso na clínica diária dos implantes em zircónio.

A pesquisa foi efectuada na internet, através da *b-on* (biblioteca do conhecimento online) pertencente a *FCCN* (fundação para a computação científica nacional), na *Cochrane database* parte integrante da *Wiley*, na base de dados *Scielo* (Scientific Electronic Library Online) pertencente à *FAPESP* (Fundação de Amparo à Pesquisa do Estado de São Paulo) e *BIREME* (Centro Latino-Americano e do Caribe de Informação em Ciências da Saúde), na *LILACS* da responsabilidade da *BVS* (Biblioteca Virtual em Saúde) e na Pubmed um serviço da *United States National Library of Medicine*, e que usa a bases de dados da MEDLINE. Para isso foram utilizadas diversas palavras-chave com diferentes combinações usando MeSH para identificar a problemática em si como os vários factores que a rodeiam. Durante a pesquisa e devido à escassez de material não foram impostos limites, à excepção da língua, tendo-se restringido a busca a artigos em Inglês, Português, Francês, Espanhol e Alemão. Através deste parâmetros foi procurado pela expressão “zirconia dental implants”, “implantes zirconia”, o que resultou na pesquisa de 138 artigos até á data, dos quais foram filtrados os que estavam directamente relacionados com o tema e ficando assim reduzidos a 42 artigos.

Durante a realização desta dissertação monográfica foi possível identificar a rápida evolução que a implantologia atravessa, e que em poucos anos ira certamente dar lugar a uma nova revolução, com qualidades semelhantes ou talvez superiores às actualmente existentes no mercado, mas com a enorme vantagem de atingir cada vez mais a perfeição estética, funcional e fonética na integração dos implantes a nível oral e dos tecidos peri-implantares.

I - REVISÃO BIBLIOGRÁFICA

I.1 – HISTÓRIA DOS IMPLANTES NA MEDICINA DENTÁRIA

Desde há mais de 15 séculos atrás que o homem busca uma forma de solucionar a perda dentária, através de objectos e formas artificiais que primitivamente iriam restaurar a função mastigatória. Os primeiros registos de tentativas de implantes dentários provêm da civilização Maia, na América Central, onde foram encontrados vestígios de um esqueleto datado do ano 600 antes de Cristo, que possuía uma pedra escura, fina e afiada como um dente implantada no osso. Existem dados que nos permitem afirmar que, já no antigo Egipto e no Médio Oriente teriam sido realizadas tentativas de reabilitações com implantes orais (Jovanovic et al., 2002, p. 882).



Figura 1 - Fotografia de mandíbula onde foram implantados fragmentos de concha, da época Maia, 600 D.C.. Poderá ter sido o primeiro de caso de sucesso de um implante endosteal aloplástico realizado num ser humano (Ring, 1995).

Apesar de ser uma busca do homem por séculos, só nos últimos 200 anos é que foram realizados progressos substanciais no que concerne à substituição de dentes perdidos através de meios intra-ósseos que permitissem uma ancoragem fixa. Esta “nova era” da busca incessante pela substituição de peças dentárias de forma permanente, começou em 1809 por Maggiolo, que descreveu uma forma de implantar raízes em ouro. Na sua época, outros lhe seguiram os passos, tentando abordar novas formas de obter uma ancoragem óssea, como foram os casos de Rogers em 1845, Younger no ano de 1885, no ano seguinte por Edmunds e Harris, e 1895 por Bonwill, Edwards também o tentou em 1889, Payne em 1898, e Schonol em 1905 (Rudy et al., 2008).

As razões para nenhuma das soluções ter funcionado deve-se em parte aos materiais utilizados por todos eles, sendo que no século XIX era mais comum o uso de metais, como ouro, ferro, ou chumbo, mas também chegou a ser descrito o uso de porcelana. Devido à sua composição, estes materiais não eram biocompatíveis, provocando uma rápida reabsorção, o que na época conduziu a enormes fracassos (Rudy et al., 2008).

Algumas destas investigações só foram possíveis devido a outras descobertas que anos antes ocorreram na área da medicina, como é o caso da esterilização de instrumentos, os conceitos sobre assepsia, bem como a descoberta do raio-x na Alemanha, no Inverno de 1895. Já no ano de 1885, com a invenção do anestésico local, foi possível aos médicos dentistas desenvolver técnicas de reimplante intencional dentário (Rudy et al., 2008).

No início da primeira década do século passado, o conhecimento de diversas técnicas reabilitação de zonas edêntulas era já conhecido, podendo destacar-se os casos de transplante e reimplante intencional dentário, no entanto, muito pouco era ainda conhecido acerca da colocação de implantes artificiais para a reabilitação de zonas edêntulas (Rudy et al., 2008).

Surge então no ano de 1913 numa revista conceituada para a época, a *Dental Cosmos*, uma experiência detalhada realizada por Greenfield, que reconheceu as limitações que tinha o transplante e reimplante dentário, nomeadamente a reabsorção radicular, a curto ou longo prazo. Foi introduzindo então, um novo conceito de implantes produzidos em fio de iridoplatina soldados a ouro de 24 quilates que ganhavam a forma de um “cesto oco”, graças às descobertas de Montague Gosset e Marion Sims, que em países tão distantes como a América e Inglaterra, constataram ao mesmo tempo que a sutura de metal era bem tolerada pelos tecidos moles, e posteriormente no ano de 1875 por Hugh Thomas que utilizou fio de prata para estabilizar uma mandíbula fragmentada. Foi graças a todas estas descobertas que Greenfield se dedicou à pesquisa de um implante dentário metálico (Rudy et al., 2008).

Greenfield foi um inovador no seu tempo graças à concepção de uma descrição cirúrgica para a colocação de implantes, usando um método que começava com um retalho dos tecidos moles, com uma broca guia, seguido por uma broca piloto e uma broca final. Este procedimento que ele descreveu é ainda muito similar aos utilizados usualmente, isto volvidos mais de 96 anos desde a sua publicação. Greenfield defendia que a osteotomia deveria ser o

tamanho preciso do “hollow cylinder”, para assim não haver micro movimento e existir uma estabilidade do mesmo. Este conceito hoje em dia se denomina estabilidade primária. Além disso sugeria que se fizessem radiografias pós-operatórias para confirmar a posição do implante (Rudy et al., 2008).

Em meados da década de 20 do século passado foram levados a cabo estudos com cães, realizados por Arthur Zierold, para comparar as reacções tecidulares no decurso da implantação de diversos metais, tendo como objectivo de descobrir se um metal implantado em osso poderia provocar alguma reacção de corpo estranho (Rudy et al., 2008).

No Texas, entre 1936 e 1938, os cirurgiões Venable e Stuck levaram a cabo pesquisas no seguimento das que Zierold fez para apurar se a corrosão dos metais seria a causa principal para a falta de biocompatibilidade. Nas suas descobertas evidenciaram um metal que é uma mistura de cobalto, crómio e molibdénio, o vitallium, que apresentava uma baixa corrosão e era electricamente neutro (Rudy et al., 2008).

No ano seguinte foi a vez de A. Strock, da universidade de Harvard, que aproveitando os desenvolvimentos das investigações anteriores, aplicou um novo design de “parafuso” a um implante em vitallium, acreditando que esta nova forma era responsável pela estabilidade do mesmo. Pela primeira vez na história da implantologia não se desenvolveu uma reacção adversa no local de implantação. Pelo contrário Grienfield conheceu o insucesso devido às fracas propriedades mecânicas em carga que os seus implantes apresentavam, e não devido a falta de biocompatibilidade dos mesmos, sendo devido ao fracasso dos implantes que a profissão começou a deixar dúvidas na sua previsibilidade de tratamento (Rudy et al., 2008).

Foi no ano de 1940, que na tentativa de expandir os conhecimentos sobre o papel electrostático que os materiais provocariam numa reacção adversa dos tecidos peri-implantares adjacentes que três investigadores de Chicago incidiram, eram eles Bothe, Beaton e Davenport. E de acordo com Rudy et al. (2008), eles referiram que “a resposta óssea ao titânio foi boa, senão melhor, que a das ligas não corrosivas, e no qual houve mais tendência do osso a fundir-se com o mesmo”, tendo-se mostrado relevante a inclusão deste metal na implantologia alguns anos mais tarde.

A implantologia oral, como hoje conhecemos, iniciou-se em 1952 quando Brånemark e a sua equipa conduzia investigações sobre a microvascularização óssea em coelhos, e para isso colocou na tíbia dos mesmos, um dispositivo oco em titânio numa tentativa de visualizar a circulação sanguínea no osso. Quando concluiu a investigação tentou retirar os dispositivos mas não foi possível removê-los, tendo compreendido nesse momento que o osso tinha crescido e integrado o implante, contradizendo totalmente o que na época estava publicado. Foi através desta casualidade que Brånemark atribuiu o termo osteointegração (Dental Implants USA homepage); (Jovanovic et al., 2002, p. 882).

Foi na época de Linkow, com os seus implantes em forma de lâmina, que foi realizada a transição para o titânio na implantologia oral. Os seus implantes foram lançados na época em que Brånemark publicou os seus primeiros estudos, e não conheceram o sucesso que se esperaria, pois Linkow não teve em conta a biomecânica, bem como o protocolo de carga, o que se repercutiu numa integração em grande parte, fibro-óssea (Rudy et al., 2008).

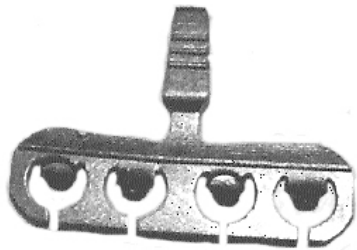


Figura 2 - Implante de Linkow (Osseotech homepage).

Alguns anos após Brånemark e os seus colaboradores na Universidade de Gotemburgo iniciaram a pesquisa para um novo design de implante dentário que clinicamente dependesse de uma ancoragem óssea directa, tendo mais tarde sido publicado, apesar da comunidade internacional estar relutante devido à falta de meios para visualizar directamente esse novo conceito para a época, a osteointegração (Albrektsson et al., 2003, p. 809).

Brånemark, teve a felicidade de publicar as suas pesquisas numa época em que a maioria dos implantes eram subperiosteais, podendo provocar uma grande morbidade mas ainda assim, manterem-se em função. A seu favor tinha ainda, conhecimentos mecânicos superiores aos dos investigadores de então, e na sua publicação de 1969 falava no conceito de

ancoragem e estabilidade implantar, que referia até ser excelente na época. A grande maioria dos cirurgiões defendia que a conexão fibro-óssea que se estabelecia era óptima para ligação entre o implante e osso, já que funcionaria como um suposto ligamento (Rudy et al., 2008).

Decorridos 7 anos das publicações de Brånemark, um médico dentista de seu nome Schroeder juntamente com a sua equipa, demonstrou que o pseudoligamento que se formava quando havia cargas excessivas ou demasiado recentes apresentava fibras com uma orientação diferente às do dente natural. A radiolucidez observada então, passou a ter um termo patológico de encapsulação fibro-óssea, não demonstrando qualquer capacidade para a absorção de forças pelo pseudoligamento (Rudy et al., 2008).

Entre os anos de 1974 a 1979, Schroeder, Sutter e os seus colegas, investigaram a importância que teria uma superfície rugosa na implantologia. Com os 5 anos de pesquisa efectuados chegaram à conclusão que, a ligação osso-implante apresentava um maior contacto nos implantes com superfície rugosa comparativamente com os de superfície lisa, bem como um menor tempo de espera para a colocação do implante em carga. Esta foi considerada uma das evoluções mais significativas na implantologia até aos dias de hoje (Rudy et al., 2008).

No início da época de 70 do século passado os investigadores pensavam já num material alternativo para o titânio. Sandhaus foi um dos pioneiros nesta área, com a descrição do implante de osso cristalino, estando sempre ligado ao desenvolvimento dos implantes cerâmicos (Wenz et al., 2008).

Na década de 80 desenvolveu-se um implante em óxido de alumínio, o Tübinger, que consistia num implante imediato mas que foi rapidamente excluído de utilização devido à sua deficiente resistência e enorme percentagem de fractura, tendo até alguns estudos indicado que existiria um menor contacto entre implante e osso do que nos tradicionais implantes em titânio, levando a uma sobrevida muito reduzida (Wenz et al., 2008); (Kohal et al., 2006).

Nos últimos tempos, a atenção tem estado voltada para um novo material que pode ser aplicado à implantologia, o zircónio, na sua forma de tetragonal estabilizado com ítrio, que no futuro pode ter resultados promissores e trazer uma nova solução ao tradicional e mais do que provado sucesso dos implantes de titânio.

I.2 – FACTORES DE ÊXITO EM IMPLANTOLOGIA

Desde sempre autores e investigadores dirigiram as suas buscas por soluções implantares fiáveis, sempre com mais ou menos êxito, foram estabelecendo critérios e protocolos para que o tratamento pudesse ser o mais previsível possível, e duradouro.

Para isso contribuiu em grande parte o conceito que Brånemark e os seus colegas introduziram no ano de 1977, o conceito de osteointegração, que corresponderia a uma ancoragem directa entre o osso e um implante em titânio, que pudesse resistir a longo prazo a cargas funcionais. Durante alguns anos, este conceito foi posto em causa pela comunidade internacional já que não haveria forma possível para microscopicamente constatar esse facto, só após a remoção do implante era possível verificar a intimidade que existia (Albrektsson et al., 2003, p. 809); (Brånemark et al., 1977).

Foi um investigador Suíço, de seu nome Schroeder, que a meio da década de 70 do século passado comprovou a existência de osteointegração, utilizando uma técnica que permitia cortar osso e implante conservando a ancoragem de ambos. Ao mesmo tempo na Alemanha, outro investigador de seu nome Schulte, seguia pelo mesmo caminho, ao pesquisar os fenómenos da osteointegração (Albrektsson et al., 2003, p. 810).

Osteointegração segundo Brånemark, pressupõe a existência de uma conexão implanto-óssea, como se trata-se de um dente anquilosado, sem qualquer tecido intermediário. Para que tal ocorra é necessário que a resposta biológica do material seja inerte quando implantado no osso, e permitindo que o organismo haja como se fosse uma parte do mesmo e não o rejeitando (Brånemark, 1983); (Wataha, 1996).

Para que seja possível estabelecer uma osteointegração com sucesso é necessário cumprir diversos requisitos como seja, a utilização de materiais biocompatíveis, de forma a evitar a formação de tecido de granulação e mais tarde a encapsulação fibro-óssea. Deve ser passível de realizar uma cirurgia o menos traumática possível, para minimizar os danos tanto mecânicos como térmicos que possam ocorrer. Deve-se ter um cuidado especial para manter uma boa irrigação e nunca passar 47° de aquecimento ósseo por mais de um minuto, ou teremos lesões ósseas irreversíveis. Além disso, o implante deve ficar perfeitamente adaptado

ao preparo ósseo realizado e imóvel. Desta forma é possível que o implante não seja rejeitado pelo organismo (McGlumphy e Larsen, 2002).

De acordo com Smith e Zarb (1989) o critério de sucesso para um implante sobre cinco requisitos que devem ser cumpridos. O implante unitário, deve estar imóvel quando testado clinicamente, não pode apresentar nenhuma evidência de radiolucidez peri-implantar numa radiografia que tenha sido realizada com sucesso. Não deve haver perda óssea superior 0.02mm de altura por ano, 12 meses após a cirurgia, nem deve estar presente qualquer tipo de dor, desconforto ou infecção que possa ser atribuído ao implante. Por fim, os autores referem que o design do implante não deve em momento algum impedir a colocação de uma coroa ou prótese, com uma aparência satisfatória para o paciente e para o médico dentista (Smith e Zarb, 1989); (Tolstunov, 2006); (Hobo et al., 1989). Esposito et al. (1998) refere ainda a presença de um factor adicional aos anteriores que Zarb referia, a função, uma vez que o implante deve possibilitar ao paciente ter uma capacidade funcional de mastigação e fonação.

O posicionamento perfeito a três dimensões do implante, bem como das estruturas a ele conectadas, são de uma importância vital se quisermos atingir um resultado estético final agradável, mimetizando a aparência do dente natural. Especialmente quando estamos perante pacientes com uma linha de sorriso muito alta, ou um sorriso gengival, onde se colocam maiores desafios ao médico dentista (Kohal et al., 2008).

Uma das últimas investigações realizadas com o objectivo de avaliar e melhorar a osteointegração, decorre do uso de micro vibrações aplicadas na periferia do implante, levando a um aumento do crescimento ósseo, para frequências de 20hz. Não se pode em momento algum esquecer que, no caso de existir função imediata, deve-se ter em conta que o implante está a interagir com um sistema biológico deveras diferente do osso maturo que existe no organismo (Torcasio et al., 2008).

I.3 – MATERIAIS NA IMPLANTOLOGIA ORAL

Ao longo dos anos as evoluções na implantologia foram acontecendo a um ritmo avassalador. Na actualidade verifica-se que o titânio é o material geralmente aceite pela comunidade mundial, com provas dadas, no entanto, muitos foram já os materiais utilizados por todos os investigadores na busca da perfeição, sendo certo que o futuro nos irá proporcionar novos horizontes neste campo.

Na área dos biomateriais pode dividir-se os materiais utilizados em implantes endo-ósseos em três tipos diferentes: As cerâmicas, metais e polímeros (Wataha, 1996).

O quadro seguinte resume todos os materiais que já foram utilizados na implantologia endo-óssea até meados dos anos 90 do século passado.

Material	Nome comum/ Abreviatura
Metais	
Titânio	CpTi
Liga de Titânio	Ti6Al4V
Aço Inoxidável	SS, 316L SS
Liga Crómio-Cobalto	Vitallium, Co-Cr-Mo
Liga de ouro	
Tátalo	Ta
Cerâmicas	
Alumina	Al ₂ O ₃ , amorfo ou cristal de safira (Kyocera)
Hidroxiapatite	HA, Ca ₁₀ (PO ₄) ₁₀ (OH) ₂
Tricálcio Beta-fosfato	B-TCP, CA ₃ (PO ₄) ₂
Carbono	C, vítreo, (LTI) isotrópico de baixa temperatura, (ULTI) isotrópico de muito baixa temperatura
Carbono-Silica	C-Si
Bioglass	SiO ₂ /CaO/ Na ₂ O/P ₂ O ₅
Polímeros	

Poli metil metacrilato	PMMA
Poli tetra fluoretileno	PTFE
Poli etileno	PE
Poli sulfato	PSF
Poli uretano	PU

Tabela 1: Materiais já utilizados para implantes endo-ósseos (Lemons, 1990); (Wataha, 1996).

Na publicação desta tabela já eram conhecidos os problemas que muitos dos materiais apresentam, seja na sua biocompatibilidade, como o caso do aço inoxidável ou das ligas de cromo-cobalto, quer fosse relativo a sua resistência mecânica, como é o caso das cerâmicas, dos polímeros ou dos carbonos. Estes levaram ao longo dos anos a enormes insucessos clínicos, entre os quais e de extrema importância a formação de uma encapsulação fibrosa entre osso e o implante, ou a fractura do mesmo (Wataha, 1996).

No entanto, actualmente, estão a ser realizadas pesquisas com um material que nos anos 90 foi introduzido na medicina dentária, e que foi agora aplicado à implantologia oral, graças às suas excelentes propriedades físicas, de biocompatibilidade e de osteocondução, o zircónio (Manicone et al., 2007); (Hisbergues et al., 2009).

II – ZIRCÓNIO: UMA NOVA APROXIMAÇÃO NA MEDICINA DENTÁRIA

II.1- FORMAS QUIMÍCAS USADAS NA MEDICINA DENTÁRIA

Zircônio tornou-se um material amplamente utilizado em biomedicina, altamente biocompatível e inerte tal como as cerâmicas, tendo permitido grandes avanços na última década em especial a nível da medicina dentária e da implantologia.

Habitualmente os implantes endo-ósseos estão em contacto com pelo menos três superfícies distintas, o epitélio bucal, o tecido conjuntivo gengival e o osso alveolar. O zircônio apresenta-se como uma alternativa viável, pois não promove a encapsulação por tecido conjuntivo quando implantado, nem a libertação de resíduos para o organismo, como acontece com os implantes em titânio. Uma propriedade que também tem vindo a ser atribuída ao zircônio é a osteocondução, que permite o crescimento ósseo quando se encontra em contacto com osso (Hisbergues et al., 2009).

Pode ser encontrado em forma de minério como o zircão e a bandelite, tendo o seu elemento químico base, o Zircônio ou zircónia (Zr), sido descoberto pelo químico alemão Martin Klaproth no ano de 1789, e apenas 35 anos depois o suíço Jöns Berzelius o conseguiu isolar (Hisbergues et al., 2009). Este pode ser encontrado em rochas sedimentares ou ígneas, com cristais tetragonais de cor amarela, castanha ou vermelha dependendo da quantidade de impurezas presentes. Para a sua purificação têm de ser realizadas duas passagens por soluções clorídricas, e posteriormente calcinado para a sua forma de óxido (Park e Lakes, 2007).

Ao contrário do que muitos autores afirmam, este material não é uma cerâmica, mas sim um metal, com algumas propriedades especiais, que o fazem comportar-se em alguns aspectos a nível oral como uma cerâmica, nomeadamente a sua óptima biocompatibilidade, propriedades químicas e translucidez. No entanto, outros factores fazem com que se perceba a sua proveniência metálica, nomeadamente as suas propriedades físicas e mecânicas, a sua elevada resistência, dureza, resistência ao desgaste, coeficiente de expansão térmica, elevada resistência à fractura e coeficiente de expansão térmico, semelhante ao aço (Torcasio et al., 2008).

O zircão tem sido utilizado em indústrias de fundição de areia, indústrias de refracção, bem como na opacificação de cerâmica. A zircónia, que é um óxido de zircónio impuro, é utilizada para revestimento de fornalhas em metalurgia bem como para a concepção de material de uso em laboratórios. O zircónio, na sua forma mais purificada, serve como base no revestimento de tubagens na indústria química de produtos corrosivos, onde se requer altas temperaturas. Existem também as ligas deste metal, usadas na indústria nuclear para o revestimento das varetas de combustível, e dos sarcófagos para os resíduos nucleares (Torcasio et al., 2008).

O zircónio pode apresentar-se em três formas distintas, monolítica, cúbica e tetragonal. À temperatura ambiente assume a forma mais rudimentar, monolítica, mas se a misturarmos com outros óxidos metálicos como, óxido de magnésio, óxido de cálcio ou óxido de ítrio, poderemos ter uma elevada estabilidade molecular, durante a sinterização e o processo de envelhecimento do zircónio (Manicone et al., 2008).

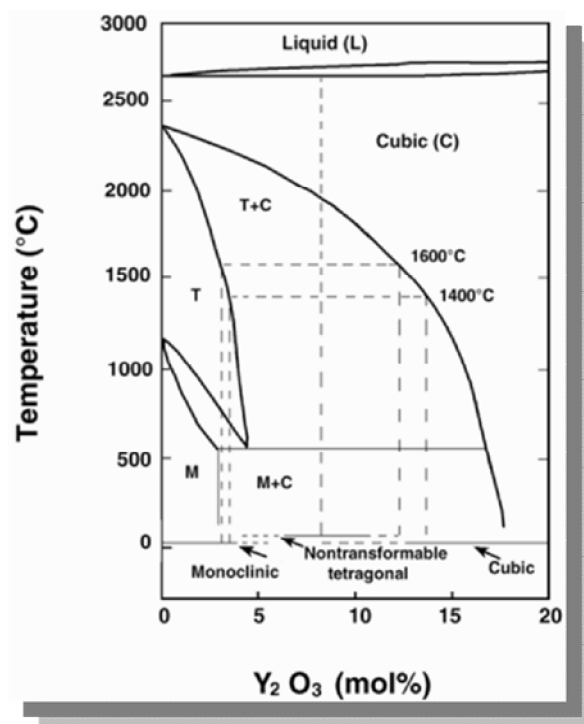


Figura 3: Diagrama de fases da produção de $ZrO_2-Y_2O_3$ (Park e Lakes, 2007).

A transição de fases é um processo complexo e extremamente difícil, envolvendo elevadas temperaturas e rigorosos protocolos de produção. No caso da transformação da fase monolítica para a fase tetragonal é necessário elevar a temperatura entre os 1000° e 1200°

centígrados, e para a fase cúbica seria necessário atingir os 2370°, apesar de na medicina em geral se utilizar o zircónio tetragonal totalmente estabilizado (Y-TZP). Existem ainda produtos que utilizam o zircónio de uma forma parcialmente estabilizada (PSZ), resultado da transformação na região de duas fases (Park e Lakes, 2007).

A forma habitualmente mais utilizada na medicina dentária é o Y-TZP, sob a forma química de 3Y-TZP possuindo assim um estado electricamente neutro. Esta forma é utilizada na concepção de coroas e pontes em próteses fixas dentárias, na produção de cabeças de fémures para ortopedia e recentemente introduzida para a produção de implantes dentários (Denry e Kelly, 2008).

Outra forma existente de zircónio é o PSZ, resultante da mistura do óxido de magnésio com zircónio, formando Mg-PSZ, como quimicamente é denominado. Actualmente ainda é utilizado em aplicações biomédicas, apesar do mesmo apresentar alguns fracassos, devido essencialmente a uma elevada porosidade atribuída ao tamanho dos grãos, que variam entre 30 a 60 micras. Existe uma elevada dificuldade no controlo da produção do PSZ, coexistindo SiO₂ na composição final, tornando este material pouco estável e com propriedades mecânicas inferiores (Denry e Kelly, 2008).

A nível da medicina dentária pode-se encontrar ainda, mais recentemente, uma nova forma de zircónio denominado zircónia infiltrada com alumina (ZTA). Obtém-se utilizando a capacidade do zircónio se transformar quando induzido em stress, combinando-se dessa forma com uma matriz de alumina, obtendo-se assim um material com uma reduzida contracção. Esta forma de zircónio tem uma maior porosidade que o Y-TZP, o que leva a propriedades mecânicas inferiores, exibindo no entanto, melhores resultados quando se analisa a sua estabilidade térmica e a sua degradação a baixa temperatura (LTD) (Denry e Kelly, 2008).

Se estivermos perante uma estrutura em PSZ e surgir uma ligeira fissura do material, ocorre uma transformação para a fase monolítica no local da fractura e a propagação da mesma. No entanto, no caso do Y-TZP, implica que a fissura não se propague mais, ocorrendo a transformação em fase monolítica das partículas próximas à fissura, que conseqüentemente aumentam o seu volume, conduzindo à compressão da fissura e

encerramento da mesma, obtendo-se assim um material de elevada resistência (Park e Lakes, 2007); (Chevalier et al., 2007).

Propriedades	CSZ	Y-Mg-PSZ	Y-TZP
Módulo de Young (GPa)	210	210	210
Resistência à flexão (MPa)	200	600	950
Dureza (Vickers)	1250	1250	1250
Resistência à Flexão (MPa m ^{1/2})	-	5.8	10.5
Módulo de Weibull	8	25	18
Densidade	6.1	5.85	6

Tabela 2: Propriedades do zircónio de acordo com os óxidos frequentemente adicionados (Park e Lakes, 2007).

No entanto, para se manter a estabilidade do composto é necessário que os precipitados da fase tetragonal contenham menos de 0.2 micras, levando a uma maior resistência à fractura. Se as partículas apresentarem um tamanho superior pode ocorrer posteriormente a transformação na fase monolítica, levando a fissuras no material e diminuindo a resistência do mesmo (Park e Lakes, 2007); (Denry e Kelly, 2008).

Cada um dos diversos óxidos metálicos que podem ser adicionados ao zircónio leva a que o mesmo, no final da reacção tenha comportamentos e características ligeiramente diferentes. Entre os mais relatados, pode destacar-se a capacidade superior de combinação do zircónio com o óxido de ítrio, que conduz a uma maior resistência à flexão bem como uma maior resistência à fractura, mas que diminui o módulo de Weibull (Park e Lakes, 2007).

Através de pigmentos é possível alterar a cor ao zircónio, o que influencia a resistência à flexão, mas não a dureza ou a resistência à fractura do mesmo, não sendo descrito a forma como acontece nem como varia as suas propriedades. Os pigmentos mais utilizados são o cério (Cr), o praseodímio (Pr) e o érbio (Er) (Hisbegues et al., 2009).

O seu enfraquecimento pode ocorrer por diversos factores, e logo no início da cadeia de produção do material exige-se um especial cuidado na formação e no controlo do tamanho dos grãos (Park e Lakes, 2007). Se este for sujeito a tratamentos de superfície, pode ocorrer

alterações nas propriedades físicas do zircónio, se for sujeito a stress mecânico exagerado, ou a um ambiente húmido, por um longo período de tempo, pode sofrer degradação das suas propriedades físicas, e a este fenómeno dá-se o nome de envelhecimento do zircónio. Hoje em dia, ainda não são totalmente conhecidos os efeitos do envelhecimento nas reabilitações orais no futuro (Manicone et al., 2007).

O envelhecimento pode resultar também de um fenómeno bem documentado, a degradação a baixa temperatura (LTD), que é exacerbada pela presença de água, já que os radicais da mesma penetram entre os grãos do zircónio. Este processo pode acarretar consequências como, a degradação da superfície com a separação da camada mais superficial de grãos, micro fracturas e também a diminuição da resistência do mesmo (Denry e Kelly, 2008); (Chevalier et al., 2007). No entanto, segundo Isabelle Denry, actualmente não existe uma relação directa de causa efeito entre este fenómeno e o uso de zircónio como uma biocerâmica (Denry e Kelly, 2008), apesar de Jérôme Chevalier contradizer o mesmo, apoiando-se na sensibilidade que os estudo *in vivo* de degradação de próteses femorais apresentam (Chevalier et al., 2007).

	Modulo elasticidade (Gpa)	Resistência à flexão (MPa)	Densidade (g/cm ³)	Ponto de fusão (°C)
Ti (grade 4)	110	1302	4.51	1660
Óxido	380	400	3.97	2054
Alumina				
Zircónio	210	600-1000	5.74 – 6	1855

Tabela 3: Propriedades mecânicas e físicas entre o zircónio, alumina e titânio usado a nível dentário. Adaptado de (Lemons 1990); (Wataha 1996); (Park e Lakes, 2007); (Denry e Kelly, 2008); (Kohal et al, 2002); (Rocha et al, 2006).

Através da análise cuidada das propriedades mecânicas e físicas do titânio, alumina e zircónio pode verificar-se que o material com maior elasticidade é o óxido de alumina, que pelo contrário possui pior resistência à flexão. O titânio por seu lado apresenta uma baixa elasticidade mas, uma resistência à flexão que supera todos os outros materiais. O zircónio tenta combinar o melhor dos dois materiais situando-se a meio termo entre os outros dois materiais. A resistência à flexão do zircónio pode variar de acordo com o tipo de óxido

adicionado, sendo a versão mais estável do mesmo, Y-TZP, a que possui maior resistência à flexão (Denry e Kelly, 2008).

II.2 – SUPERFÍCIES IMPLANTARES

As superfícies implantares foram sempre um desafio colocado aos investigadores na tentativa de atingir o objectivo principal, a osteointegração. As superfícies com rosca encontram-se no mercado há mais de 30 anos, mostrando até hoje um enorme sucesso na implantologia e podendo ser encontradas em pacientes parcialmente ou totalmente edêntulos (Alberktsson et al., 2003).

No entanto, investigadores e empresas foram enriquecendo as superfícies com tratamentos mais alargados para aumentar a rugosidade dos mesmos, sugerindo que poderiam ser colocados em carga precocemente, já que promoveriam uma estabilidade mecânica acentuada, logo após a colocação. O aumento da superfície de contacto promoveria uma retenção mais favorável do coágulo, bem como, a estimulação da cicatrização óssea (Alberktsson et al., 2003).

As características que as superfícies apresentam, de natureza física, poderiam afectar a ancoragem óssea bem como a força de união requerida na zona de interface entre o implante e osso. A superfície rugosa e a porosidade do implante aumentam a área óssea coberta pelo implante, favorecendo a estabilidade e fixação do mesmo e aumentando a velocidade de integração dos implantes (Martínez, 2001).

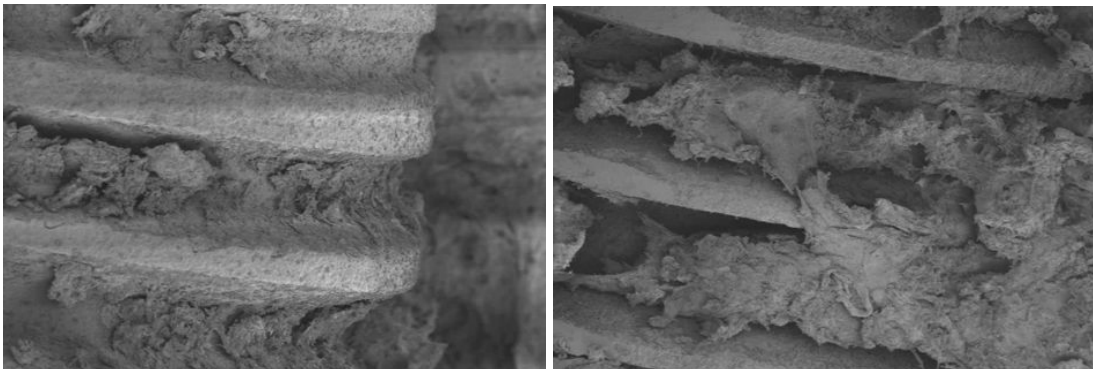
Uma das formas implantares que mais contribuiu para a obtenção de uma melhor estabilidade primária foram os implantes cilíndricos de rosca, pois permitiam distribuir as forças oclusais em vectores multidireccionais, aumentando ainda, a interface osso-implante. Os implantes auto-roscantes diminuíram as taxas de fracasso ao permitir que a resistência provocada pelas forças oclusais no osso fosse dissipada em qualquer direcção, ao contrario dos implantes em lâmina, que conduziam a um insucesso elevado (Martínez, 2001).

Outro factor a ter em conta na superfície implantar é a sua rugosidade. Na literatura está descrito e provado que as superfícies implantares rugosas, que podemos encontrar nos

implantes TPS (Titanium Plasma Spray), favorecem a fixação e estabilidade dos implantes endo-ósseos comparativamente com as superfícies lisas (Martínez, 2001).

A superfície do implante está exposta a um meio aquoso que contém diversas moléculas quando colocado na cavidade oral, sendo que o sangue é um desses exemplos, este favorece a formação de um coágulo que conduz posteriormente à formação de osso (Martínez, 2001).

Diversos estudos foram realizados até hoje com implantes em zircónio e muitas foram as superfícies já testadas na tentativa de encontrar uma solução mais adequada e que possa ser no futuro, uma opção viável e com sucesso na implantologia. As superfícies implantares influenciam a formação, integridade e duração do selamento entre o tecido mole e o implante, por isso é necessário que seja o mais lisa possível, conseguindo-se então uma adesão perfeita entre os mesmos (Martínez, 2001).



Figuras 4 e 5 – Superfície de implantes em zircónio (esquerda) e titânio (direita), com matrix óssea agregada, onde foi realizado apenas ataque ácido (Ampliação 50xmm). (Depprich et al, 2008).

Em quase todos casos clínicos descritos na literatura podem encontrar-se implantes de Y-TZP rosqueáveis, alguns feitos à medida e outros com tamanhos padrão, de acordo com as marcas comerciais. Num estudo de Kohal e seus colaboradores (2004) foi realizado um tratamento à superfície implantar com jacto de óxido de alumina, mas não foi realizado qualquer ataque ácido (Kohal et al., 2004). Por outro lado, investigadores como Depprich

recorreram a um implante em Y-TZP de rosca, com a superfície modificada apenas através de ataque ácido (Depprich et al., 2008a); (Depprich et al., 2008b); (Depprich et al., 2008c).

Sennerby e a sua equipa (2005) optaram por investigar várias superfícies, utilizando para isso três superfícies diferentes, em implantes de rosca, Y-TZP. Uma das superfícies foi maquinada e depois sinterizada, sem mais nenhum tratamento de superfície. As outras duas superfícies, além de sofrerem o mesmo tratamento de maquinação e posterior sinterização, foram sujeitas também, a um jacto para a formação de uma superfície rugosa nos implantes, este jacto continha uma mistura com pó de zircónia e uma substância formadora de poros, que diferia entre os dois grupos, estando as mesmas sob registo de patente internacional, não sendo as suas composições descritas no estudo (Sennerby et al., 2005).

Andreiotelli e seu colega (2009) apresentam um estudo com diversos implantes em Y-TZP. Em um dos grupos utilizaram-se implantes em zircónio da marca Sigma[®] de rosca mas sem qualquer referência à utilização de tratamentos nas suas superfícies. Num outro grupo do mesmo estudo, o tratamento de superfície dado aos implantes de zircónio passa pela adição de uma camada fina de pó de alumina. Um terceiro grupo de estudo era constituído por implantes em que a superfície teve um tratamento ZiUnite[®] (Andreiotelli e Kohal, 2009).

Num estudo de Langhoff e seus colaboradores foi realizada a colocação de implantes de Y-TZP com rosca e superfície tratada com jacto de areia e ataque ácido parcial (Langhoff et al., 2008).

No caso que Hoffmann apresentou com seus colegas, para a colocação de implantes de Y-TZP em coelhos foram utilizados implantes de rosca e com uma superfície rugosa, mas sobre a qual não existem dados sobre o tratamento sofrido (Hoffmann et al., 2008).

Uma pesquisa realizada com leitões por Gahlert e sua equipa (2007), foram estudadas duas superfícies diferentes de implantes em zircónio de rosca, sendo que metade foi submetida apenas a maquinação e esterilização com raios gama. O outro grupo, contendo metade dos implantes, além de maquinados, foram sujeitos a um jacto de óxido de alumina a 5bars, finalizando com a esterilização através de raios gama (Gahlert et al., 2007).

Em um dos primeiros estudo realizados com implantes de zircónio, publicado por Akagawa e seus colaboradores (1998) na universidade de Hiroshima, foi utilizada zircónia parcialmente estabilizada (PSZ) para a concepção dos implantes de rosca. Estes foram submetidos à maquinação e a um polimento (Akagawa et al., 1998).

Pirker e seu colega (2008) descreveram um caso clínico que consistiu na substituição de uma raiz após extracção por um implante de Y-TZP com a mesma forma da raiz, sem rosca, com uma rugosidade superficial provocada por jacto de areia e posteriormente sinterizado. Antes da colocação dos implantes, estes foram imersos num banho de etanol por 10min e finalizado o processo com esterilização por vapor (Pirker e Kocher, 2008).

O investigador Oliva e sua equipa (2007) colocaram 100 implantes de Y-TZP em pacientes, dividindo-os em dois grupos consoante o tratamento que a superfície recebera. Ao primeiro grupo foram adicionadas mecanicamente rugosidades através de uma broca diamantada, tendo sido o segundo grupo revestido com uma mistura de diversas cerâmicas, Na₂O-K₂O-MgO-Al₂O₃-CaO-SiO₂-P₂O₅-F. Após o tratamento de superfície de ambos os grupos, estes foram sinterizados até a densidade total (Oliva et al., 2007).

Do mesmo autor pode encontrar-se um caso clínico de 2008, em que foi substituído um incisivo central maxilar por um implante de Y-TZP, tendo o mesmo sofrido um tratamento de superfície não especificado para obter a rugosidade da mesma, também não foi realizada qualquer preparação mecânica no implante (Oliva et al., 2008) Em um outro caso clínico, os mesmos investigadores optaram por usar um implante de Y-TZP, onde a superfície não era rugosa, sofrendo apenas um ataque ácido prévio (Oliva et al., 2008).

Estudo	Design do Implante	Tratamento de superfície
Andreiotelli e Kohal (2009)	Rosqueados, provenientes da Sigma [®] e Nobel [®]	Sigma [®] : não fornece dados Nobel [®] (Grupo D): Pontilhado com alumina Nobel [®] (Grupo E, F e G): recobertos com

Implantes em Zircónio: Uma Solução de Futuro

		pó de zircónio e formador de poros antes da sinterização.
Depprich et al (2008)	Rosqueados	Ataque ácido
Akagawa et al (1998)	Rosqueados	Nenhum
Kohal et al (2004)	Rosqueados	Jacto de óxido de alumina
Sennerby et al (2005)	Rosqueados	Dois grupos com superfícies porosas, diferentes, não identificadas por motivos de patente internacional. Um grupo sem qualquer tratamento.
Gahlert et al (2006)	Rosqueados	50% Foram maquinados 50% Tratados com jacto de óxido de alumina
Langhoff et al (2008)	Rosqueados	Jacto de areia e banho alcalino
Hoffmann et al (2008)	Rosqueados	Superfície rugosa, sem referencia de como foi obtida
Depprich et al (2008)	Rosqueados	Ataque ácido
Pirker e Kocher (2007)	Semelhante raiz segundo pré-molar superior	Jacto de areia
Oliva et al (2007)	Rosqueados	Grupo 1: Rugosidades criadas por uma roda diamantada mecânica. Grupo 2: Revestidos com substância bioactiva
Oliva et al (2008)	Cilíndrico para compactação	Ataque ácido

Tabela 4: Superfícies e designs mais utilizados em diferentes estudos. (Kohal et al., 2004); (Depprich et al., 2008); (Akagawa et al., 1998); (Sennerby et al., 2005); (Gahlert et al., 2007); (Langhoff et al., 2008); (Hoffmann et al., 2008); (Depprich et al., 2008), (Depprich et al., 2008); (Pirker e Kocher, 2008); (Oliva et al., 2007).

II.3 – ESTUDOS *IN VITRO*

A palavra *in vitro* provém do latim “em vidro”, referindo-se a estudos feitos em laboratório, através de tubos de ensaio ou outras formas. Isto permite que os cientistas possam isolar bactérias, vírus ou células para ambientes controlados de forma a estudar os mesmos separadamente sem qualquer tipo de interacção. No entanto, os resultados *in vitro* nem sempre são os esperados quando se prossegue para estudo *in vivo*, já que o corpo humano e os animais são sistemas complexos que dependem de diversos factores. Os estudos *in vitro* são reproduzidos com maior facilidade pela comunidade científica por não serem levantados tantos problemas éticos, por terem custos bastante inferiores e por serem mais rápidos (About.com Homepage [b]).

Decorriam os primeiros anos do século XXI quando apareceram estudos *in vitro* sobre zircónio, por Kohal et al (2002), em que analisaram através de computação, o stress provocado entre implantes de titânio puro e implantes de zircónio parcialmente estabilizado com ítrio (YPSZ).

O estudo decorreu utilizando um software e hardware padrão, de acordo com outros estudos prévios de análise finita de elementos a três dimensões, para avaliar o stress provocado no osso circundante aos implantes. Como referência para o estudo, foi utilizado um incisivo central, devido à sua forma e possibilidade de ser sujeito a forças oclusais oblíquas. Foram elaborados dois modelos de acordo com os mesmos padrões, um utilizando titânio de grau 2, restaurado com uma coroa metalo-cerâmica e o outro com YPSZ e uma coroa totalmente cerâmica. A variação da restauração final, segundo Kohal, deve-se ao facto de que um implante cerâmico apresentar melhores resultados estéticos com restaurações totalmente cerâmicas (Kohal et al., 2002).

Assumiu-se em todos os modelos uma osteointegração dos implantes de 50% e foram seleccionadas regiões chave para analisar o comportamento dos implantes sob stress. A primeira região avaliada foi, a zona em que o implante entra na cortical óssea, a segunda região avaliada foi, a cortical óssea, a junção entre a cortical óssea e o osso medular foi considerada a terceira região e por fim, a quarta e ultima região foi, o terço apical do implante em contacto com o osso (Kohal et al., 2002).

Os resultados obtidos foram semelhantes para os dois tipos de implantes, sendo que a área que mais stress apresentou localizou-se na interface de entrada do implante no osso, com forças a rondar os 4,5 MPa. Nas faces lingual e vestibular de ambos os implantes encontraram-se valores elevados de stress (4 a 5MPa), em comparação com os valores interproximais. Um factor interessante é, o resultado obtido de stress em direcção apical do implante, com os valores a diminuírem exponencialmente, mesmo no primeiro milímetro do leito implantar ósseo (Kohal et al., 2002).

A distribuição do stress na região dois e três, em ambos os modelos, apresenta valores díspares e alternados, com zonas de elevado stress (4 a 5MPa), correspondentes às zonas mais convexas e proeminentes do alvéolo, e outras de baixo stress (1,3 a 2MPa), correspondentes às zonas mais côncavas e interiores do alvéolo. Os valores mais elevados foram encontrados também na região quatro, o terço apical do contacto entre implante e osso (Kohal et al., 2002).

Num estudo posterior, Andreiotelli e Kohal (2009), realizaram uma investigação com o objectivo de, avaliar a resistência à fractura de implantes em zircónio após o seu envelhecimento de forma artificial.

Para tal, utilizaram 120 implantes, tanto de zircónio como de titânio, divididos por 7 grupos e subdivididos em mais 15 grupos. O grupo A, composto por implantes de titânio Brånemark[®] serviu como controlo, sendo dividido por dois subgrupos, um deles submetido a carga artificial e no final ao teste de resistência à fractura, tendo o outro subgrupo sido sujeito além dos mesmos procedimentos a uma exposição num ambiente que recriava artificialmente o meio oral artificialmente, através de teste cíclico térmico. O grupo B serviu também como controlo e era composto por implantes de titânio NobelDirect[®] divididos novamente por dois subgrupos, o primeiro subgrupo foi sujeito ao teste de carga artificial e no final, ao teste de resistência à fractura, o segundo subgrupo foi sujeito a envelhecimento artificial, com teste cíclico térmico, além dos testes também realizados no primeiro subgrupo (Andreiotelli e Kohal, 2009).

Os grupos teste foram todos compostos por implantes em zircónio, destacando desde logo o grupo C, composto por implantes de Y-TZP da Sigma[®], que tal como os grupos de controlo, estava dividido em dois subgrupos. Ao primeiro subgrupo foi aplicado o teste de

carga artificial e no fim o teste de resistência à fractura, ao segundo subgrupo adicionou-se um envelhecimento artificial num meio que simulava a cavidade oral além do teste cíclico térmico. O grupo D era também constituído por implantes de Y-TZP pontilhados por alumina, subdividido em três grupos, o primeiro submetidos a carga artificial e no fim ao teste de fractura, ao segundo grupo foi adicionado o envelhecimento artificial juntamente com o teste cíclico térmico, tendo o terceiro grupo sido submetido aos mesmos procedimentos que o segundo, à excepção do teste térmico cíclico. O grupo E era constituído por implantes de Y-TZP com superfície ZiUnite[®], dividido também em dois grupos, dos quais o primeiro esteve sujeito apenas ao teste de fractura e o segundo a uma carga artificial, prévia ao teste de fractura. No grupo F foram utilizados implantes semelhantes ao grupo anterior, novamente subdivididos em dois grupos. O primeiro foi preparado com um chanfro de 0.5mm em toda a sua circunferência, sendo sujeito apenas ao teste de fractura final, o segundo foi preparado com um chanfro semelhante, sujeito ao teste de carga artificial e por fim ao teste de fractura. Por fim no grupo G os implantes empregues foram semelhantes aos dos dois grupos anteriores, divididos em dois subgrupos. No primeiro foi executado um chanfro de 0.5mm em toda a circunferência do implante, colocada uma coroa cerâmica, e sujeito a carga artificial e por fim ao teste de fractura, no segundo grupo apenas se alterou o facto da preparação do chanfro ser de 1mm (Andreiotelli e Kohal, 2009).

Nos resultados foram obtidas 7 falhas durante o teste de carga entre os 120 implantes do estudo, tomando por base que estes tenham falhado com cargas de 98N. No grupo A falharam dois implantes, que fracturam ao nível do parafuso do pilar, no grupo B houve flexão de um dos implantes de titânio. Nos grupos D, E, F, e G que continham implantes de Y-TZP verificou-se a fractura dos mesmos na mesma zona da resina que os mantinha no local de análise (Andreiotelli e Kohal, 2009).

No teste de resistência à fractura entre os implantes de Y-TZP não se verificou em nenhum dos grupos, qualquer influência da exposição dos implantes ao meio que simulava a cavidade oral, em todos os grupos, sendo apenas significativa a preparação do chanfro entre os grupos E1 e F1 (Andreiotelli e Kohal, 2009).

A resistência à fractura variou segundo a tabela seguinte:

Implantes em Zircônio: Uma Solução de Futuro

Grupo	Minimo (N)	Média (N)	Máximo (N)
A1	663	825	1001
A2	98	715	931
B1	2896	5715	7007
B2	2162	2749	3441
C1	1089	1337	1632
C2	98	855	1941
D1	804	940	1102
D2	761	879	1045
D3	98	980	1479
E1	711	850	1001
E2	98	725	978
F1	530	578	663
F2	479	607	805
G1	403	542	638
G2	464	539	657

Tabela 5: Resultados obtidos no teste de resistência de Andreiotelli e Kohal (2009).

A estabilidade de um implante de duas peças em zircónio e titânio, após envelhecimento artificial foi investigada por Kohal e os seus colegas (2008), com o intuito de obter informações numa área ainda não estudada. A estabilidade foi avaliada como objectivo primário da investigação, através de testes de resistência à fractura, e de uma forma secundária, tentaram ainda aferir como as restaurações com coroas poderiam influenciar a estabilidade do implante em si (Kohal et al., 2008).

Para o estudos foram utilizados 3 grupos, o primeiro com 16 implantes em titânio de grau 2 e dois grupos de 16 implantes em Y-TZP com superfície tratada a jacto de alumina, ambos fabricados no laboratório de prostodontia da Universidade de Friburg, Alemanha, e posteriormente recobertos com coroas com uma uniformidade de 0.6mm de espessura (Kohal et al., 2008).

Metade dos elementos de cada grupo foram sujeitos a um teste com um simulador de mastigação, com uma força de 48N durante 1,2 milhões de ciclos. Após o teste anterior todos os elementos foram sujeitos ao teste de resistência à fractura (Kohal et al., 2008).

Os resultados obtidos no testes de simulação de mastigação, nos grupos dos implantes de Y-TZP, evidenciaram apenas a fractura de uma coroa, apresentando-se todos os implantes sem qualquer dano aparente. Por contrário, no grupo dos implantes de titânio ocorreram seis falhas, sobrevivendo apenas dois dos implantes aos testes simulação de mastigação, sendo todas as falhas ao nível do parafuso do pilar (Kohal et al., 2008).

No teste de resistência à fractura não ocorreram diferenças significativas, à excepção do grupo que não foi sujeito a cargas de mastigação, comparativamente com o grupo sujeito a essa mesma carga. A diferença entre ambos foi mais acentuada nos grupos com implantes em titânio (Kohal et al., 2008).

Um estudo com o objectivo de avaliar a capacidade mutagénica e carcinogénica do zircónio com alta pureza foi realizado por Covacci e seus colegas (1999), movidos pela dúvida de como os processos de fabrico do zircónio poderiam retirar as impurezas de urânio, radão e tório, investigaram os possíveis efeitos carcinogénicos das impurezas presentes e os efeitos adversos nos tecidos. Foram utilizados dois tipos diferentes de zircónio, não purificado

e Y-TZP, tendo sido estudada a sua capacidade de adesão e o crescimento celular sobre as superfícies, bem como o potencial tóxico que o material poderia apresentar. Após separação das células, não foi possível verificar a existência de algum tipo de mutação ou transformação (Covacci et al., 1999).

Para a execução da investigação foram utilizados discos de zircónio inseridos em placas de Petri, com culturas celulares 10T_{1/2} provenientes de células embrionárias de ratos, ficando as mesmas em crescimento por 72h num meio específico. O meio foi renovado ao fim de 6 e 12 dias, procedendo-se à fixação celular final ao fim de 16 dias de crescimento, onde apenas colónias viáveis com no mínimo 20 células foram incluídas no estudo. Como controlo positivo foram utilizadas as mesmas células induzidas por raio-X, com uma intensidade de 4,0 Gy, sendo o controlo negativo realizado com uma cultura de fibroblastos numa placa de Petri sem qualquer disco de cerâmica no seu interior (Covacci et al., 1999).

Após os 6 primeiros dias, as contagens demonstraram uma diminuição do número de fibroblastos nos discos cerâmicos em comparação com o controlo, apesar da viabilidade celular ultrapassar em todos eles os 95%. A capacidade das células formarem colónias, após exposição a um potencial composto tóxico foi avaliada, tendo sido possível constatar a adesão e proliferação celular, e a ausência de danos nas células em estudo. Para ser possível identificar as células mutadas utilizou-se um inibidor metabólico, com este procedimento foi possível observar que em placas mais espessas de zircónio não purificado (5mm) ocorreu mutação em uma das colónias da placa, enquanto para o Y-TZP não foi observada qualquer mutação (Covacci et al., 1999).

Uma investigação realizada por Palmieri e a sua equipa (2008) teve como objectivo avaliar o possível efeito que o zircónio e o titânio provocariam no microRNA dos osteoblastos. O microRNA (miRNA) está envolvido em diversos processos biológicos, como a proliferação celular e a regulação da expressão de genes, levando à apoptose das mesmas (Palmieri et al., 2008a); (Palmieri et al., 2008b).

Foi realizada uma cultura com células semelhantes a osteoblastos (MG63) contendo um meio de cultura com substrato essencial ao crescimento celular, bem como, estreptomomicina, mantidos numa atmosfera a 37°C. A um conjunto de placas foram adicionados

discos de titânio grau 3, previamente esterilizados, e a outro conjunto adicionaram-se discos esterilizados de zircónio do mesmo tamanho dos anteriores. Após 24 horas de cultura procedeu-se à extracção celular do miRNA de cada placa, no grupo de controlo e no grupo de estudo, tendo sido em primeiro lugar lavado e hibridizado, e finalmente, digitalizado após análise num “microarray” (Palmieri et al., 2008a); (Palmieri et al., 2008b).

A hibridização do miRNA em sequências facilitou a análise sistemática do processo de translação induzido pelo zircónio e pelo titânio. Comparativamente houve seis miRNA regulados acima e quatro diminuídos no zircónio, comparativamente ao titânio. A escolha destes genes de entre milhares recaiu pelo facto de estar comprovado que apenas estes influenciariam a osteogénese e a remodelação óssea, não tendo sido estudados os genes com efeito contrário (Palmieri et al, 2008a); (Palmieri et al, 2008b).

Para tentar aferir a fiabilidade que um implante em zircónio de uma só peça poderia apresentar Silva et al (2008) decidiram analisar 48 implantes rosqueados de Y-TZP, incorporados numa resina acrílica de polimetacrilato e colocados com uma angulação de 30° em relação ao eixo vertical, e por fim, divididos em dois grupos aleatoriamente (Silva et al., 2008).

O primeiro grupo consistia apenas em implantes Y-TZP, incorporados em resina acrílica, no segundo grupo, além do mesmo procedimento foi realizado em cada um dos implantes um preparo para a colocação de uma coroa dentária. Os grupos foram então submetidos a uma bateria de testes, o primeiro grupo para determinar a resistência à fractura dos implantes e o segundo grupo um teste de fadiga e stress de material, tendo o mesmo sido realizado debaixo de água. Os implantes que passaram no teste de fadiga foram submetidos a uma análise cuidada sob microscopia, para determinar possíveis fissuras, em particular no sector onde foi efectuado um maior esforço tênsil (Silva et al., 2008).

Os resultados obtidos para o primeiro grupo mostraram um valor médio de fractura de 1023N, e no teste de fadiga, apenas metade sobreviveram. Os resultados foram altamente influenciados por duas falhas precoces, bem como pela elevada quantidade de sobreviventes. Foi calculada uma curva de Weibull para todos os sobreviventes e fracassados, concluindo que a carga aplicada no ciclo não influenciaria a fractura dos implantes (Silva et al., 2008).

No grupo dois, os implantes com preparo para receber coroas totais, tiveram um valor médio de fractura que rondou os 1,111N, semelhante ao primeiro grupo. O módulo de Weibull, calculado novamente, demonstrou que o teste de fadiga não afectou directamente a fractura dos implantes (Silva et al., 2008).

Cruzando os dados de ambos os grupos para o módulo de Weibull, pode-se verificar que a fiabilidade é semelhante entre eles. Nos dois grupos as falhas ocorreram principalmente na zona onde a força é aplicada, por lingual do implante. Além disso, o grupo em que foram preparados para coroa tiveram diferentes falhas, um fracturou diagonalmente e outros três tinham fracturas combinadas (Silva et al., 2008).

Uma interessante dúvida foi também investigada por Meier e a sua equipa (2007), esta relacionava-se com a adesão de estreptococos orais às cerâmicas dentárias, presentes nos primeiros passos da adesão do biofilme bacteriano e consequente formação de placa bacteriana. O estudo teve por objectivo investigar a adesão e a vitalidade de duas colonizações bacterianas precoces, *S. Sanguinis* e *S. Oralis*, bem como duas colónias associadas a cáries, *S. Mutans* e *S. Sobrinus*. Houve um especial cuidado em explicar o efeito da rugosidade da superfície, da hidrofobia e o conteúdo de vidro que os materiais apresentavam (Meier et al., 2008).

Foram comparados diferentes materiais cerâmicos, iniciando-se pela análise da rugosidade das suas superfícies. Os materiais utilizados foram, a cerâmica feldspática, alumina infiltrada com vidro, zircónio infiltrado com alumina e reforçado por vidro e Y-TZP, tendo sido utilizado um grupo de controlo com superfície de vidro, por esta apresentar uma adesão semelhante ao esmalte (Meier et al., 2008).

Os diferentes tipos bacterianos foram mantidos durante uma noite a 37°C, crescendo de uma forma aeróbia. Após essa noite, foram recolhidos através de ultra-sons e posteriormente centrifugados e suspensos em saliva humana para a formação final de colónias (Meier et al., 2008).

Durante o período experimental foi possível constatar que, na primeira hora a densidade e vitalidade bacteriana presente na saliva se mantinha, aumentando o pH

ligeiramente na parte final do teste. Os dados obtidos da rugosidade foram esclarecedores mostrando o vidro, a cerâmica feldspática e o Y-TZP com resultados semelhantes, sendo também os que apresentam menor rugosidade. A hidrofobicidade do substrato na superfície foi analisada medindo o ângulo de contacto na água, obtendo-se resultados semelhantes entre todos os materiais cerâmicos e para o vidro inclusive, o que demonstra uma superfície com hidrofobia elevada. As mesmas superfícies, cobertas com saliva humana, fizeram diminuir drasticamente os valores em todos os grupos analisados (Meier et al., 2008).

Na adesão bacteriana à superfície, os resultados foram semelhantes entre os *S. Sanguinis* e os *S. Oralis*, mostrando a sua grande afinidade na adesão às cerâmicas, sendo o valor mais elevado para os *S. Sanguinis* registado no Y-TZP. Por outro lado, com uma afinidade bastante inferior, estão os *S. Mutans* e *S. Sobrinus*, apresentando esta última estirpe, uma maior adesão ao Y-TZP. Outro aspecto relatado na investigação está relacionado com a quantidade e diversidade de bactérias aderidas aos materiais, e a concentração das mesmas em relação à composição de vidro existente em cada material do estudo. Os valores obtidos demonstraram que, para os *S. oralis* e *S. Sobrinus*, a sua viabilidade aumenta de acordo com a concentração de vidro na cerâmica, ao passo que os *S. Mutans* e os *S. Sobrinus* não apresentam qualquer variação com o aumento ou diminuição do vidro contido da constituição da cerâmica (Meier et al., 2008).

Um ano após a investigação da adesão bacteriana às cerâmicas, Strübinger et al (2008) estudaram as alterações provocadas na superfície do zircónio quando irradiado por ter tipos diferentes de laser, Er:YAG, CO₂ e laser de diodo. O laser tem sido uma das terapias mais eficazes no combate à peri-implantite, mas o conhecimento acerca do seu efeito nas superfícies em zircónio era desconhecido.

Para a realização deste estudo foram utilizados discos de Y-TZP, irradiados por laser de Er:YAG, CO₂ e diodo, com os valores padrão dos construtores, divididos em três grupos distintos de acordo com a ordem anterior, e um grupo como controlo. A irradiação foi seguida de acordo com os parâmetros base para os implantes em titânio, com uma angulação aproximada de 90°, a uma distância de 0,5mm a 1mm. Foi necessário também, recorrer à análise com um microscópio electrónico de varrimento, um aparelho de raios-X de energia dispersiva (EDX) e a um microscópio de luz branca a três dimensões (Strübinger et al., 2008).

Os resultados obtidos e analisados em microscopia electrónica de varrimento demonstraram que, para o laser de diodo e para o laser de Er:YAG, não foi possível observar qualquer alteração na superfície do Y-TZP em comparação com o grupo de controlo, não tendo também o tempo de irradiação provocado qualquer alteração na superfície dos implantes, comprovado pela análise no EDX. O laser de Er:YAG provocou elevadas alterações nas estruturas onde o Y-TZP estava inserido. O laser de CO₂, por outro lado, provoca alterações significativas na superfície do material, em qualquer opção do laser, seja com um maior tempo de radiação e menor potência, seja com maior potência e um menor tempo de radiação. O aumento do tempo de radiação provoca um número acentuado de fissuras no Y-TZP, e numa análise ao microscópio electrónico de varrimento observam-se pequenas lesões semelhantes a folhas de gelo. O EDX aferiu que nos implantes em zircónio existe uma concentração mais elevada de oxigénio quando comparado com o grupo de controlo (Strübinger et al., 2008).

O comportamento de culturas celulares semelhantes a osteoblastos (CAL72) em diferentes superfícies de zircónio foi estudado por Bächle et al (2006). O objectivo principal foi avaliar o efeito da rugosidade da superfície na proliferação, morfologia e propagação de células semelhantes a osteoblastos (CAL 72), em zircónio.

Para a concepção do estudo foi necessário criar cinco grupos, um grupo era constituído por poliestireno, outro grupo era composto por titânio com superfície tratada com jacto de areia e ataque ácido (SLA), sendo os outros três grupos constituídos por superfícies em Y-TZP, uma maquinada (TZP-m), outra tratada com jacto de partículas de Al₂O₃ (TZP-s) e a última tratada com jacto de partículas de Al₂O₃ e ataque ácido por 5 minutos (TZP-sa). As culturas celulares foram isoladas de osteosarcomas humanos, procedendo-se à mudança de meio de cultura a cada três dias. A proliferação celular foi medida ao fim de 3, 6 e 12 dias, com um kit específico para a sua análise em espectrofotometria. A morfologia celular foi analisada por microscopia electrónica de varrimento, tendo sido a área recoberta por células analisada 12 dias após a incubação, recorrendo à sua recolha e fixação em formaldeído durante três dias (Bächle et al., 2006).

A topografia de superfície realizada através da microscopia óptica de varrimento mostrou que, as superfícies eram bastante diferentes entre si, à excepção dos discos de TZP-s

e TZP-sa. Os discos de TZP-m continham linhas paralelas resultantes da maquinação do material, enquanto a superfície de titânio SLA apresentava pequenos pontos resultantes do tratamento que sofrera. A rugosidade aumentou respectivamente do poliestireno, TZP-m, TZP-s, TZP-sa e por fim a mais rugosa o SLA. As duas primeiras eram significativamente inferiores na sua rugosidade, mas estatisticamente não eram apresentadas diferenças elevadas entre SLA, TZP-sa e TZP-s (Bächle et al., 2006).

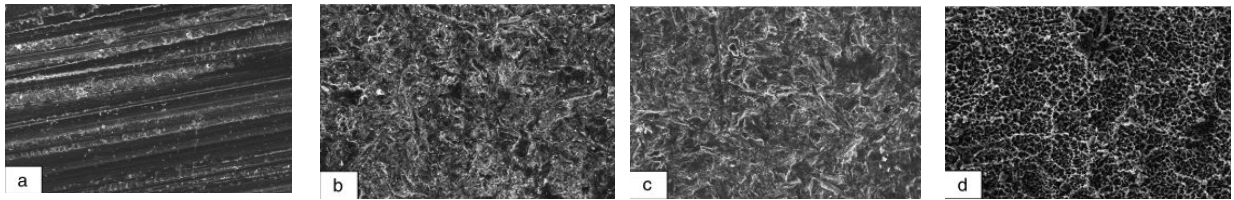


Figura 6 – Aspecto da superfície de um implante em zircónio maquinado [a], com jacto de alumina [b], com jacto de alumina e ataque ácido [c], e de um implante em titânio com superfície SLA [d] (Bächle et al., 2006).

A proliferação celular ocorreu em todas as superfícies, obtendo-se um crescimento inferior na superfície de TZP-m ao dia 3, 6 e 12, comparando com as superfícies de TZP-s, TZP-sa e poliestireno. A superfície de SLA teve um fraco desenvolvimento celular ao terceiro dia quando comparado com os dias 6 e 12 da mesma cultura. Todas as culturas analisadas em microscopia electrónica de varrimento demonstraram elevada afinidade em ambos os grupos do estudo, apresentando a superfície de SLA uma maior proliferação celular, seguida de perto por todas as culturas celulares em Y-TZP. A superfície recoberta pelas células foi máxima no poliestireno com 52,2% da sua superfície recoberta por células CAL72, com resultados próximos do SLA e das superfícies de Y-TZP, sendo inferior na superfície de TZP-sa, com apenas 40% da superfície recoberta (Bächle et al., 2006).

Na Alemanha, foi conduzido um estudo por uma equipa liderada por Depprich et al (2008), na tentativa de avaliar o comportamento de culturas contendo células osteoblásticas, cultivadas sobre titânio e zircónio.

Para este estudo foram utilizados discos em zircónio (Y-TZP), com superfície modificada por ataque ácido, tal como no grupo de implantes em titânio, tendo-se procedido à sua limpeza com álcool e esterilização com raios gama. Posteriormente, a avaliação foi realizada por microscopia electrónica de varrimento com a incorporação do equipamento EDX. As células utilizadas nas culturas foram recolhidas de bovinos, tendo sido a sua proliferação medida ao fim de 1, 3 e 5 dias respectivamente, com um marcador fluorescente, procedendo-se posteriormente à separação das células do material. Foi possível também obter resultados imunoquímicos acerca da diferenciação osteoblastica, expressão de colagénio I, osteocalcina e osteonectina (Depprich et al., 2008).

Na superfície do material, quando analisada com microscopia electrónica de varrimento, foi possível visualizar enormes diferenças nas superfícies entre o zircónio e o titânio, sendo que o último apresenta poros e ranhuras com diferentes tamanhos distribuídos uniformemente pela superfície do disco. Por seu lado o zircónio apresenta uma superfície mais suave e menos porosa (Depprich et al., 2008).

A análise no EDX mostrou que o titânio continha na sua constituição não só o titânio e oxigénio mas também silício e carbono, por outro lado, o zircónio apresentou na sua constituição além do zircónio e oxigénio algum háfnio (Depprich et al., 2008).

Um dos aspectos importantes da pesquisa foi a proliferação celular, que apresentou no primeiro dia resultados semelhantes entre o zircónio e o titânio, alterando-se ao terceiro dia com uma proliferação celular mais elevada no zircónio que na mesma superfície do titânio, elemento que foi possível observar e reforçar novamente ao quinto dia (Depprich et al., 2008).

Os resultados apresentados demonstraram que, ao fim de 5, 15 ou 25 minutos, o zircónio apresentava uma maior separação celular, estabilizando após 35 minutos, quando comparado à superfície mais rugosa do titânio. Na imunoquímica, ao fim de 7 dias verificou-se a expressão de colagenio I, osteocalcina e osteonectina em ambas as superfícies de zircónio ou titânio, mantendo-se igual ao fim de 14 dias. Findo os 21 dias da experiência ainda eram detectáveis as proteínas derivadas do osso, mantendo-se com resultados semelhantes entre ambos os materiais, exceptuando uma ligeira diminuição de colagenio I na superfície do zircónio (Depprich et al., 2008).

II.4 – ESTUDOS *IN VIVO*

Um estudo *in vivo* procura através da realização de testes médicos em organismos vivos (animais ou humanos), uma resposta para a reacção do organismo a determinada substância. Comparativamente aos estudos *in vitro*, estes são estudos mais dispendiosos, necessitando de mais tempo para a sua realização, sendo ainda necessária, a sua aprovação por um conselho de ética (About.com Homepage [a]); (About.com Homepage [b]).

No final do século passado, iniciaram-se os primeiros estudos *in vivo* relativos à osteointegração dos implantes em zircónio. Akagawa e a sua equipa (1998) no Japão, realizaram um estudo com macacos, com o objectivo de avaliar o papel da osteointegração em implantes de zircónio parcialmente estabilizado (PSZ), livres ou ligados por pontes à dentição, colocados em 1 fase clínica e avaliados após dois anos em função (Akagawa et al., 1998).

Para a realização do estudo foram necessários 32 implantes em PSZ, e 8 macacos japoneses, não tendo sido utilizado qualquer grupo de controlo com outro material. Os animais foram alimentados com uma dieta mole por 3 meses até ocorrer a cicatrização óssea entre os implantes e o osso. A placa bacteriana foi removida semanalmente, com a ajuda de anestesia geral, de forma a manter a mucosa peri-implantar saudável. Ao fim dos 3 meses, confeccionaram-se 3 tipos de estruturas, a primeira a recobrir o implante livre, a segunda, uma ponte metálica de metais nobres conectando dois implantes e em terceiro lugar, uma ponte semelhante a anterior, mas conectando um implante com um dente. Um mês após a colocação dos implantes, foram realizados os primeiros exames clínicos à mucosa em redor dos implantes e dos dentes que suportavam a ponte, tendo sido avaliado o índice de placa, o índice gengival e de volume do fluido crevicular (Akagawa et al., 1998).

Os macacos foram então divididos em dois grupos, o primeiro grupo iniciaria a sua observação aos 12 meses e o segundo, aos 24 meses, sendo que neste último grupo, um dos macacos foi excluído, devido à elevada mobilidade que um dos seus implantes apresentava ao fim de 2 meses. No final desse período, os animais foram eutanasiados e as suas mandíbulas removidas, para posterior exame radiográfico e histológico (Akagawa et al., 1998).

Durante a investigação, os animais não apresentaram qualquer alteração na sua forma de mastigação habitual, apresentando-se a mucosa em redor dos implantes perfeitamente saudável ao longo de todo o estudo, com valores de sondagem periodontal dentro dos limites normais (3mm). O fluido crevicular estava ligeiramente aumentado no grupo analisado aos 24 meses, mas ainda assim, sem diferenças significativas. A mucosa implantar e a mucosa presente nos dentes naturais aparentava ser semelhante. Dos 28 implantes colocados, apenas 9 apresentavam uma ligeira perda óssea, não havendo qualquer diferença neste aspecto entre o grupo de 12 ou 24 meses, nem qualquer problema na estrutura sobre os implantes, onde a perda óssea foi similar, rondando os 1,6mm a 2,3mm. Apenas foram observadas células inflamatórias na mucosa peri-implantar ao fim de 24 meses. A aposição óssea nas superfícies implantares ocorreu praticamente em todos os espécimes em estudo, não sendo registada a presença de qualquer tecido fibroso. No período a 12 meses e 24 meses não foram encontradas diferenças entre a percentagem óssea em contacto com implante e a percentagem de área recoberta por osso em ambos os grupos, variando a percentagem de contacto ósseo entre os 70-77% buco-lingual e os 54-70% mesio-distal, à excepção do grupo com a ponte implanto-dento-suportada (Akagawa et al., 1998).

Um estudo comparando a adesão bacteriana entre titânio e zircónio foi realizado por Scarano e seus colegas (2004), contando com a participação de 10 voluntários e utilizando um microscópio electrónico de varrimento para avaliar a quantidade bacteriana presente na superfície de ambos os materiais (Scarano et al., 2004).

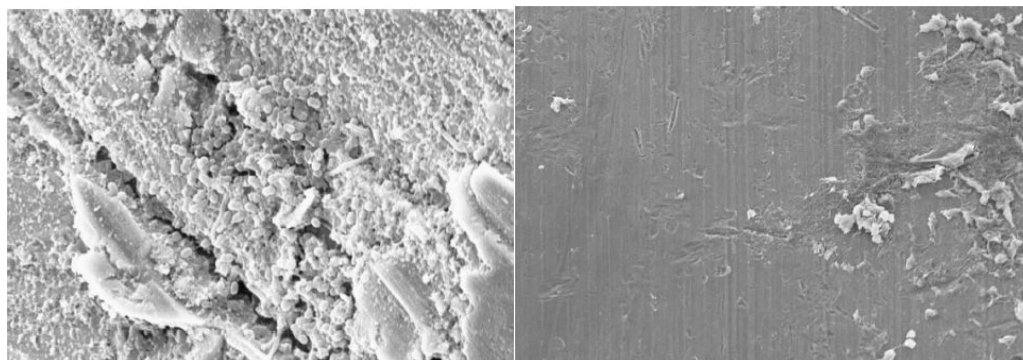


Figura 7 – Superfície de titânio com cocus e bactérias filamentosas a recobrir o material, na esquerda, com ampliação de 1000x, e superfície em zircónio com um pequeno número de bactérias a recobrir a superfície, à direita, 100x (Scarano et al., 2004).

Os participantes apresentavam uma saúde sistémica irrepreensível e os critérios de inclusão dos voluntários pressupunham, que a estes não tenham sido administrados antibióticos e colutórios orais, nos 6 meses prévios à experiência, apresentassem uma boa saúde periodontal e ausência de sinais de respiração bucal. Procedeu-se à colocação de 2 discos em zircónio e dois discos em titânio em cada um dos pacientes, tendo-se utilizado como controlo um grupo de 10 discos. A avaliação foi feita através de microscopia óptica de varrimento, 24 horas após a colocação dos discos no meio oral, tendo sido realizada a contagem bacteriana por três investigadores através de fotografia num software de computador pessoal (Scarano et al., 2004).

Ambas as superfícies continham poros e estrias, devido ao processo de fabrico das mesmas, com a rugosidade do titânio a ser ligeiramente superior à do zircónio. No titânio, foi possível encontrar alguns cocos, bem como uma maior quantidade de bactérias filamentosas e em forma de bastão. Foi possível observar ainda, bactérias a recobrir cerca de 19,3% da superfície, mas não aparentando qualquer mineralização. Por outro lado, os discos de zircónio continham apenas algumas colónias de cocos, sem qualquer calcificação bacteriana presente, distribuindo-se por 12,1% da superfície do material. No grupo de controlo a contagem bacteriana foi significativamente inferior, uma vez que não se encontrava em meio oral (Scarano et al., 2004).

Estudos comparando implantes de zircónio e titânio, feitos à medida, foram elaborados em animais com o intuito de verificar a osteointegração dos mesmos, realizado por Kohal et al (2004).

Para este estudo foram utilizados 6 macacos, aos quais se extraíram os incisivos central e lateral superior, tendo sido colocados, após 5 meses de cicatrização, 12 implantes em titânio e 12 implantes em Y-TZP feitos à medida. Os implantes de titânio tiveram um tratamento de superfície com jacto de Al_2O_3 e posterior ataque ácido, enquanto os implantes de Y-TZP apenas sofreram o tratamento com o jacto de Al_2O_3 , tendo a rugosidade em ambos cessado, 3mm abaixo do ombro do implante. Antes da sua colocação procedeu-se à sua limpeza, com álcool e esterilização. Aquando da sua inserção, teve-se o cuidado de posicionar a transição entre a superfície suave e rugosa na crista alveolar. O pilar foi colocado 6 meses após a inserção do implante, com as coroas a serem colocadas em função 3 meses após, com

posterior controlo de placa através da escovagem. Volvidos 5 meses sobre a colocação das coroas, foram seccionados os implantes e os tecidos moles circundantes, para a avaliação histológica (Kohal et al., 2004).

Posteriormente realizaram-se 3 medições, a primeira das quais avaliava a distância entre a margem gengival e o contacto implanto ósseo (espaço biológico), a segunda media a distância entre a margem gengival e o epitélio de junção, e a última a distância entre o epitélio de junção e a ligação com o tecido conjuntivo (Kohal et al., 2004).

Os implantes apresentaram estabilidade primária aquando da sua colocação e ao longo de todo o processo. A avaliação dos tecidos moles mostrou a formação de epitélio oral queratinizado, tendo o mesmo sido posteriormente convertido em epitélio sulcular e terminando com epitélio de união. Alguns casos apresentavam uma ligeira inflamação gengival, que segundo o autor poderia ser atribuída ao elevado nível de higiene, não sendo possível encontrar mais diferenças histológicas entre o zircónio e o titânio. Após medição, o espaço biológico era de aproximadamente 5mm em redor dos implantes em titânio e cerca de 4,5mm nos implantes de zircónio, tendo-se verificado uma diferença entre os grupos, na distância entre, o epitélio de junção e o de ligação ao tecido conjuntivo, correspondendo neste caso a 1,5mm para o zircónio e 2,4mm para o titânio. Ao fim de 9 meses de colocação do implante, e 5 meses em carga, pode-se verificar 72,9% de mineralização entre osso e implante no caso do titânio, sendo para o zircónio 67,4% (Kohal et al., 2004).

Para se obter a melhor osteointegração possível, foram estudadas diferentes superfícies, por Sennerby e seus colegas (2005), recorrendo à colocação de implantes de zircónio com duas superfícies porosas diferentes, em coelhos, determinando qual a resposta óssea aos mesmos (Sennerby et al., 2005).

Para a realização da investigação foram utilizados 12 coelhos da Nova Zelândia e 72 implantes de zircónio, colocados na tíbia e no fémur dos coelhos e divididos em 3 grupos distintos, consoante a sua superfície. Para se obterem as superfícies rugosas, recorreu-se a uma mistura de zircónio com dois formadores de poros distintos, um para cada grupo, tendo sido atribuído a cada um dele o nome de Zr-A e Zr-B, a formação de poros ocorreu após a sinterização do zircónio. Foram utilizados dois grupos de controlo, um contendo implantes de

zircónio sem qualquer tratamento (Zr-Ctr), e um último grupo com implantes de titânio (Ti-Ox). Um exemplar de cada grupo foi fotografado num microscópio óptico de varrimento e analisado num interferómetro, obtendo-se medições da parte superior, media e inferior dos implantes (Sennerby et al., 2005).

Ao fim de 6 semanas todos os animais foram sacrificados, metade foram utilizados para testes de torque aquando da remoção dos implantes, tendo sido aplicada uma rotação constante até se obter uma ruptura da ligação osso-implante. O outro grupo foi utilizado para análise histológica, tendo sido realizadas medições para se obter o grau de contacto entre implante e osso, bem como, a percentagem de área ocupado por osso nos implantes (Sennerby et al., 2005).

Os implantes dos grupos de Ti-Ox e Zr-A apresentaram as superfícies mais rugosas, seguidas pelos Zr-B e em último lugar pelos Zr-Ctr. Na sua colocação, todos apresentaram uma boa estabilidade primária, tendo apenas um fracturado parcialmente a sua cabeça de encaixe para o aperto. O teste do torque de remoção de implantes foi conclusivo, indicando um valor mais baixo para os implantes do grupo Zr-Ctr, tanto em tibia como no fémur dos coelhos e um valor mais alto para o grupo do Zr-A e Zr-B, superiores ao Ti-Ox mas sem significado estatístico (Sennerby et al., 2005).

Histologicamente, todos os implantes apresentavam formação óssea e integração, com o crescimento a ocorrer maioritariamente da periferia para o implante. Foi possível verificar também, o crescimento ósseo do implante para o osso nos grupos de Zr-A, Zr-B e Ti-Ox. Pequenos locais com osso mineralizado foram encontrados em íntimo contacto na superfície, demonstrando a existência de crescimento ósseo na superfície do implante em direcção aos tecidos periféricos. Na tibia o grupo que apresentou melhor resultado foi Zr-A, tanto a nível do contacto ósseo, como na área coberta por osso (Sennerby et al., 2005).

Na análise ao microscópio electrónico de varrimento foi possível observar fractura do zircónio em dois implantes, um do grupo Zr-A e outro pertencente ao grupo Zr-B, sem explicação se devido ao teste do torque de remoção ou se por um indevido processo de preparação. Foi verificado ainda, a existência de tecido ósseo agregado aos implantes nos

grupos Zr-A, Zr-B e Ti-Ox, indicando a presença de uma fractura óssea em vez de uma simples separação da interface implante-osso (Sennerby et al., 2005).

A comparação entre o vulgarmente usado titânio e o zircónio voltou a prevalecer em mais um estudo realizado por Gahlert e a sua equipa (2006). Este foi realizado através de uma análise biomecânica e histomorfológica de implantes em zircónio e titânio, recorrendo à colocação de implantes em leitões, e procedendo depois à sua remoção por torque de acordo com o modelo de Buser (Gahlert et al., 2007).

Foram utilizados 13 leitões para o estudo, implantes em zircónio divididos em dois grupos, um com a sua superfície maquinada e outro com a superfície tratada com jacto de Al_2O_3 e implantes em titânio com uma superfície SLA. A pureza química de todas as superfícies foi provada pela análise no EDX, a topografia ficou a cargo de microscopia electrónica de varrimento e quantitativamente mensurada por um microscópio de luz branca confocal a 3 dimensões (Gahlert et al., 2007).

Inicialmente procedeu-se à extracção dos incisivos maxilares dos animais, seguindo-se uma fase de cicatrização de 6 meses. Colocaram-se 5 implantes em cada leitão, divididos aleatoriamente em dois maquinados e três rugosos em metade dos animais e o inverso nos restantes, tendo um dos animais recebido apenas implantes em titânio. A eutanásia ocorreu às 4, 8 e 12 semanas de acordo com o grupo de inserção dos mesmos, tendo sido realizado posteriormente o teste de torque à remoção dos implantes e registado os seus valores com um sensor especial. Recorreu-se ao raio-X para avaliar a osteointegração dos implantes, não sendo possível determinar qual o tipo ósseo em que os mesmos estavam inseridos (Gahlert et al., 2007).

Dos implantes inseridos, 7 não osteointegraram, 2 de zircónio maquinado, 2 implantes de zircónio com superfície rugosa e 1 implante de titânio com superfície SLA. O torque médio de remoção (RTQ) foi superior nos implantes com superfície SLA de titânio, rondando os 75,7 a 132,8N/cm, enquanto os de zircónio maquinados obtiveram apenas valores entre os 23,3 e 29,1N/cm, a superfície rugosa de zircónio foi um pouco melhor com um RTQ que variou entre 46,9 e 348N/cm. A microscopia electrónica de varrimento mostrou que as superfícies de SLA e zircónio com jacto de Al_2O_3 são semelhantes, mas no último caso, estas

apresentavam um perfil mais plano e com menos porosidades, cerca de metade da superfície de SLA (Gahlert et al., 2007).

Um estudo com ovelhas foi realizado por Langhoff et al (2008) onde foram utilizados seis tipos diferentes de implantes com a sua superfície modificada de forma química ou farmacológica, com o objectivo de testar a sua osteointegração.

Tanto nos implantes de titânio, como de zircónio, foi efectuado previamente o tratamento de superfície com jacto de areia e ataque ácido, ficando os de titânio confinados a grupo de controlo. Foi realizado o tratamento químico das superfícies em três grupos distintos, no primeiro grupo optou-se pela anodização por plasma (TPS), no segundo grupo pelo revestimento com fosfato de cálcio, e no terceiro utilizaram-se implantes tratados com jacto de areia e ataque ácido. Em relação ao tratamento farmacológico, optou-se pelo revestimento do quarto grupo de implantes com colagénio tipo I, e recorrendo a bifosfonados para o quinto grupo. O último grupo foi constituído por implantes em Y-TZP com a superfície modificada quimicamente, como já descrito, por jacto de areia e ataque ácido (Langhoff et al., 2007).

A colocação dos implantes foi realizada na crista ilíaca das ovelhas, caracterizada por uma predominante quantidade de osso esponjoso e quantidade máxima de 3mm de osso cortical. A cicatrização foi avaliada ao fim de 2, 4 e 8 semanas. Foram ainda utilizadas películas radiográficas oncológicas de maior precisão, para visualizar o estado de calcificação nos locais adjacentes aos implantes, com recurso também, a microscopia óptica (Langhoff et al., 2007).

Durante a colocação dos implantes foi denotada a necessidade de uma energia superior para a colocação dos implantes de Y-TZP. Não foram encontrados no entanto, quaisquer sinais de inflamação ou infecção, com os implantes firmemente ancorados. Em todos os grupos, foi evidenciada a presença de novo osso calcificado juntamente com pequenas quantidades de osteóide ao fim de duas semanas, maturando-se até as oito semanas, não sendo visualizada qualquer reabsorção óssea patológica em qualquer um dos grupos. Os implantes do grupo de zircónio mostraram ao fim de duas semanas, 20% mais contacto ósseo que o

grupo de referência em titânio, 10% ao fim de 4 semanas, reduzindo 5% em relação ao grupo de referência ao fim de 8 semanas (Langhoff et al., 2007).

A interface entre implante e osso foi estudada em coelhos, através de um estudo histológico preliminar realizado por Hoffmann e a sua equipa (2008), no qual pretendiam descrever a aposição óssea inicial nos implantes de zircónio, em comparação com implantes em titânio, com superfície modificada, ao fim de 2 e 4 semanas (Hoffmann et al., 2008).

Tal como no estudo de Sennerby et al (2005), foram utilizados coelhos da Nova Zelândia e implantes em zircónio com superfície rugosa, disponíveis comercialmente (Z-Look®), e um grupo de controlo, com implantes de titânio com superfície SLA. Os implantes foram todos colocados segundo o protocolo do fabricante, e no caso dos Y-TZP foi necessário remover a porção mais superior do pilar do implante com turbina e broca de diamante. Para a análise histológica foi utilizado um microscópio óptico e para evitar erros na medição do contacto implante-osso, esta foi realizada na área mais contígua dos implantes (Hoffmann et al., 2008).

Os implantes não apresentaram qualquer sinal de infecção, inflamação ou mobilidade, não tendo sido observados quaisquer lacunas na superfície entre o implante e osso, nem a presença de tecido conjuntivo. Ao fim de duas semanas, os resultados da percentagem de osso recoberto entre os diferentes grupos eram já significativos, com o grupo de Y-TZP a variar entre os 54,8% e os 55,4%, tendo o grupo de titânio valores entre os 42,8% e os 52,5%. Na quarta semana, os valores sofreram variações significativas, com os implantes de titânio a revelar uma melhor aposição óssea com valores entre os 68% e os 91,75 e os de Y-TZP variando entre os 62,2% e os 80,7% (Hoffmann et al., 2008).

Depprich e os seus colegas (2008) utilizaram leitões, como Gahlert (2006), para comparar uma vez mais, a osteointegração de implantes de zircónio com superfície modificada por ataque ácido, com implantes em titânio (Depprich et al., 2008a); (Depprich et al., 2008b).

Neste estudo foram utilizados leitões, onde se colocaram 24 implantes de Y-TZP rosqueáveis com a superfície modificada por ataque ácido, e um grupo onde foram colocados

24 implantes em titânio sofrendo o mesmo tratamento de superfície. Os animais foram eutanasiados ao fim de 1, 4 e 12 semanas, de acordo com o grupo em que estavam inseridos, e as secções ósseo-implantares removidas e analisadas em microscopia óptica, tendo o rácio de contacto implanto ósseo sido medido recorrendo a um software. No outro estudo, foi utilizado para análise dos mesmos espécimes, microscopia electrónica de varrimento e um equipamento de EDX (Depprich et al., 2008a); (Depprich et al., 2008b).

A análise em microscopia óptica revelou um tecido de regeneração com coágulo entre o implante e o osso, ao fim da primeira semana. Após 4 semanas, já era possível perceber a existência de um tecido de regeneração maturado, com a presença de osteóide e tecido ósseo, podendo visualizar-se crescimento ósseo circunferencial na superfície dos implantes de Y-TZP. No final das 12 semanas, foi possível observar a integração de ambos os grupos de implantes utilizados, apresentando osso maturo em contacto directo com ambos os implantes. Não foram registados quaisquer sinais de inflamação em nenhum espécime. O contacto implanto-ósseo registou um aumento ao longo do tempo em ambos os grupos, tendo sido o titânio sempre ligeiramente superior, cerca de 10%, em todos os períodos de tempo, e no final das 12 semanas, o contacto implanto-ósseo médio era de 71,4%, para os implantes de Y-TZP, e 82,9% para os implantes de titânio (Depprich et al., 2008).

Os resultados com microscopia electrónica de varrimento evidenciaram que, no período após 1 semana, já era possível observar-se uma matriz óssea aderida às superfícies implantares de ambos os grupos, tendo os implantes de Y-TZP apresentado, em contacto com a sua superfície, uma densa matrix fibrosa de colagénio, bem como, componentes celulares, em quantidades mais elevadas do que os verificados nas superfícies de titânio. Na 4ª semana foi possível identificar um contacto íntimo com células ósseas, apresentando os implantes de Y-TZP, uma ligeira mineralização, superior aos implantes de titânio. No final das 12 semanas foi possível ainda, verificar o íntimo contacto do osso maturo com os implantes de ambos os grupos, não sendo possível identificar em nenhum dos grupos, qualquer reacção de corpo estranho, durante o período em que decorreu o estudo (Depprich et al., 2008).

Foram também testados, em casos clínicos, implantes de zircónio, pós extraccionais imediatos, com a mesma forma da raiz do dente natural como Pirker e o seu colega (2007) demonstraram (Pirker e Kocher, 2008).

A paciente apresentou-se à consulta com o dente 1.4 endodonciado e uma cárie profunda na raiz distal, tendo sido decidido a extracção do dente e a sua substituição por um implante de zircónio feito à medida. Foi então realizada a extracção atraumática da peça dentária, tendo sido digitalizada a raiz, por laser, para a confecção de um implante em Y-TZP. A superfície do implante foi sujeita a um tratamento com jacto de areia e posterior sinterização por 8 horas, período após o qual se pode proceder à limpeza com etanol e esterilização (Pirker e Kocher, 2008).

O alvéolo foi curetado novamente ao fim de 4 dias e o implante colocado com um martelo, tendo sido verificada a estabilidade primária por palpação e precursão. A paciente foi medicada com anti-inflamatório e antibiótico por 4 dias, aconselhada a fazer uma dieta mole e a mastigar com o lado contralateral. Passados 10 dias, na consulta de controlo, foi observada uma margem gengival saudável sem qualquer sangramento, infecção ou queixa da paciente (Pirker e Kocher, 2008).

Ao fim de 2 anos, a paciente apresenta-se com o implante estável, sem reabsorção óssea, monitorizada radiograficamente, sem sangramento à sondagem e com resultados estéticos excelentes (Pirker e Kocher, 2008).

Em Espanha, foi realizado um estudo com um “follow-up” de um ano, aos pacientes onde foram colocados os 100 primeiros implantes em Y-TZP e estudado por Oliva et al (2007), utilizando duas superfícies implantares diferentes.

Os pacientes incluídos no estudo tinham idades compreendidas entre os 19 e 80 anos, tendo sido excluídos deste estudo pacientes fumadores ou portadores de doenças sistémicas que pudessem contra-indicar procedimentos cirúrgicos. Para este estudo, foram utilizados implantes de peça única em Y-TZP, aos quais foram realizados dois tratamentos de superfície distintos, no primeiro grupo, foram criadas rugosidades com o auxílio de uma roda diamantada, e no segundo grupo, os implantes foram revestidos com uma biocerâmica activa ($\text{Na}_2\text{-K}_2\text{O-MgO-Al}_2\text{O}_3\text{-CaO-SiO}_2\text{-P}_2\text{O}_5\text{-F}$), tendo-se procedido à sua sinterização, no final de ambos os processos (Oliva et al., 2007).

Utilizou-se um interferômetro para caracterizar a rugosidade da superfície, tendo o segundo grupo apresentado uma maior rugosidade. Foram fabricados 5 tipos diferentes de implantes de acordo com a sua localização na cavidade oral, tendo sido criado um perfil de emergência para posterior restauração protética. Os implantes de cada grupo foram distribuídos de uma forma aleatória, sendo preferencialmente e quando possível, utilizado uma técnica cirúrgica “flapless”. Foram realizados procedimentos regenerativos nos casos em que existia falha óssea vertical ou horizontal, com material autólogo ou heterólogo proveniente de bovino (Oliva et al., 2007).

Todos os implantes foram colocados no 2º e 5º sextante, com um torque superior a 35N/cm, e com restauração provisória em ligeira infra-oclusão, ferulizada ao dente ou implante adjacente, para minimizar o risco de mobilidade e conseqüente insucesso. Os pacientes foram instruídos a manter uma boa higiene oral e a não utilizar os implantes para mastigar ou comer nos primeiros dois meses. As consultas de controle foram realizadas ao fim de 15 dias, sendo verificado a mobilidade, dor e profundidade de sondagem dos mesmos, tendo sido realizado também, procedimentos de higiene e desinfecção do meio oral em alguns casos. As restaurações definitivas foram colocadas ao fim de 4 meses após a primeira cirurgia, e em casos de enxerto ósseo ou levantamento do seio as restaurações finais foram realizadas ao fim de 8 meses (Oliva et al., 2007).



Figura 8, 9 e 10 – Ausência do dente 1.3, com colocação de um implante em zircônio e restauração final com coroa em zircônio mimetizando as marcas de tetraciclinas da dentição natural (Oliva et al., 2008).

Os pacientes foram seguidos no mínimo por 1 ano, tendo 1 implante de cada grupo falhado nos 15 primeiros dias após a cirurgia. Os implantes falharam em casos semelhantes, onde no mesmo dia, foi realizado o levantamento do seio maxilar, restando menos de 5mm de crista alveolar. Durante o ano em que decorreu a investigação não foi reportado qualquer caso de dor, inflamação, sangramento ou radiolucidez. A taxa de sucesso dos implantes ao fim de 1 ano de “follow-up” foi de 98% em ambos os grupos (Oliva et al., 2007).

Foi apresentado por Oliva e seus familiares, mais um caso clínico de restaurações totalmente cerâmicas para restabelecer os incisivos centrais maxilares utilizando implantes em zircónio. (2008). O paciente com 28 anos de idade, sem qualquer problema de saúde e não fumador, revelou preocupações quanto a estética do seu sorriso (Oliva et al., 2008).

Este, apresentava ambos os incisivos centrais superiores endodonciados com coras metalo-cerâmicas que descimentavam frequentemente. Foi diagnosticada uma fractura radicular no 2.1, com inflamação e lesões peri-apicais crónicas. O paciente apresentava uma linha do sorriso muito alta, com cerca de 5mm de gengiva visível acima do colo do incisivo central superior. O plano de tratamento passou pela extracção atraumática de ambos os incisivos centrais superiores e a colocação de implantes em zircónio de peça única de enroscar, com secção trangengival festonada, para suporte dos tecidos gengivais interproximais e um pilar que não necessita de preparação para a restauração provisória ou final (Oliva et al., 2008).

Os implantes foram inseridos com o auxílio de um contra-ângulo, posicionados 1,5mm apical aos incisivos laterais adjacentes, para compensar a extrusão dos centrais. Foi atingida a estabilidade primária dos implantes com a colocação a mais de 30N/cm. Foi realizada a confecção dos provisórios com um especial cuidado para os deixar em infra-oclusão, informando o paciente que deve evitar mastigar com a restauração provisória durante 1 mês (Oliva et al., 2008).

Nos 15 dias posteriores à cirurgia os tecidos moles apresentavam boas condições, sendo apenas evidente uma ligeira inflamação, não tendo sido observado qualquer sangramento. Três meses após a colocação dos implantes, procedeu-se à restauração final, com o paciente sem qualquer sangramento ou inflamação em redor dos implantes. A papila

inter-incisiva apresentava-se intacta, com a coloração gengival semelhante à dos dentes vizinhos. A restauração final foi colocada em ligeira infra-oclusão para evitar o contacto excessivo em relação cêntrica e máxima intercuspidação (Oliva et al., 2008).

Ao fim de 1 ano de “follow-up” o paciente apresentava-se com os implantes estáveis, sem qualquer queixa, com uma aparência estética melhorada, referindo-se bastante satisfeito com o resultado final (Oliva et al., 2008).

Recentemente, foi referido um novo design de implantes com forma ovóide para substituição de pré-molares, num caso clínico realizado por Oliva e seus colegas (2008), com um paciente não fumador e com uma boa saúde geral, que apresentava o dente 1.4 sem qualquer viabilidade (Oliva et al., 2008).

A higiene oral era deficiente e apresentava os segundos e terceiros molares dessa hemi-arcada destruídos por cárie. O pré-molar não evidenciava qualquer sinal de infecção radiográfica, sendo o biótipo periodontal fino e bastante festonado. Depois de apresentadas as várias alternativas de reabilitação com implantes, o paciente concordou com a utilização do implante ovóide em zircónio, seleccionado com o intuito de alcançar um melhor resultado estético, como era o seu desejo, uma vez que a alternativa em titânio para o seu biótipo periodontal, poderia transparecer a cor cinza do implante (Oliva et al., 2008).

Foi então realizada a extracção atraumática do dente 1.4 e após boa irrigação do alvéolo procedeu-se à perfuração para a colocação de um implante ovóide, com a superfície tratada com ataque ácido. A colocação do implante foi realizada por compactação, sendo utilizado uma coroa provisória apenas a recobrir o pilar, para que os tecidos moles não o invadissem na cicatrização. Dois meses após a cirurgia, os tecidos moles em redor do implante encontravam-se saudáveis, sem inflamação ou sangramento à sondagem, mantendo-se as papilas intactas e a cor da gengiva semelhante à dos dentes adjacentes. A restauração final foi realizada 3 meses após a cirurgia e mais uma vez, foram tomadas precauções para evitar contactos excessivos em relação cêntrica e em protrusão (Oliva et al., 2008).

DISCUSSÃO

Os materiais dentários têm evoluído de uma forma exponencial nos últimos anos, tendo o zircônio ocupado um lugar de destaque entre outros materiais cerâmicos, graças às excelentes propriedades que apresenta (Denry e Kelly, 2008). Mecanicamente, o zircônio apresenta propriedades semelhantes ao aço inoxidável, com resistência à tração variando entre os 900MPa e 1200MPa e uma resistência à compressão de 2000MPa, tolerando bem o stress cíclico (Manicone et al., 2007) para além de apresentar vantagens como, uma menor acumulação de placa, ótimas capacidades de osteointegração e manipulação de tecidos moles, apresentando-se como uma alternativa estética ótima (Hisbergues et al., 2009).

Quando é estabelecida a comparação entre implantes orais em titânio e zircônio, verifica-se que, o zircônio não se apresenta como uma alternativa viável para suportar cargas oclusais elevadas, uma vez que a sua resistência à flexão é inferior em mais de 300MPa, o que implica que, indivíduos com bruxismo possam apresentar insucesso em reabilitações realizadas com este tipo de implantes. No entanto, o módulo de elasticidade do zircônio apresenta valores duas vezes superiores ao titânio, levando a considerar a possibilidade de suportar melhor as forças de cisalhamento e de distribuição do stress por uma área implantar superior, desde que dentro da normalidade funcional (Wataha, 1996); (Kohal et al, 2002).

O zircônio com interesse médico, é estabilizado numa estrutura tetragonal através da adição de óxidos, nomeadamente, CaO, MgO ou Y₂O₃. Desta forma, é possível prevenir a propagação de fissuras por incremento de 4% no volume do zircônio, levando por seu lado, a um material de elevada resistência (Denry e Kelly, 2008). Este processo pode criar fissuras e pequenos estilhaços de zircônio, conduzindo a uma espontânea e continua transformação da fase tetragonal em fase monolítica, fenómeno conhecido como envelhecimento do zircônio (Hisbergues et al., 2009).

O processo de envelhecimento do zircônio pode ser prevenido, sendo para isso fundamental, em primeiro lugar, o controlo da densidade e tamanho dos grãos, para além do controlo da homogeneidade na distribuição dos grãos formados na fase tetragonal e do stress residual na superfície do zircônio (Chevalier et al., 2007). Verificando-se a elevada importância da microestrutura do zircônio para a estabilidade e o envelhecimento adequado

da cerâmica (Hisbergues et al., 2009). Para assegurar assim a produção de um material de maior qualidade, prevenindo possíveis falhas na sua superfície, foi aconselhado por Chevalier (2006), a modificação dos padrões de qualidade standard internacional para ISO 13356 no fabrico de zircónio de grau médico (Wenz et al., 2008).

Um dos principais problemas associados ao Y-TZP, e que poderá prejudicar a sua função na cavidade oral, prende-se com o facto de em ambientes húmidos ou em água, os radicais de H₂O penetrarem na estrutura tetragonal do zircónio, degradando-o e criando também fissuras no material, promovendo a sua transformação para uma forma monolítica. Para prevenir este acontecimento, estão a ser realizados estudos com ZTA, uma solução diferente, onde se utiliza zircónio tetragonal e que pressupõe, durante a produção, a infiltração com alumina nos espaços que possivelmente seriam preenchidos pelos radicais de H₂O. A transformação da forma tetragonal para monolítica poderá também ocorrer nos locais sujeitos a forças de cisalhamento mais elevadas (Chevalier et al., 2007); (Wenz et al., 2008); (Andreiotelli e Kohal, 2009).

Uma das principais vantagens deste material, é a estética que este proporciona no sector anterior, algo que foi descurado até ao final do século passado, onde apenas se pretendia obter a integração dos implantes endo-ósseos nos tecidos duros e o restabelecimento da função mastigatória dos pacientes. Na actualidade, com o sucesso da osteointegração, o objectivo central passou a ser, a reabilitação de dentes perdidos no sector mais estético, a parte anterior da maxila, onde continua a ser um desafio atingir o sucesso (Park et al., 2007). É necessário para isso, manter uma dimensão vertical e horizontal estável e tecidos moles periodontalmente são, sendo o espaço biológico um factor importante a ter em consideração para se atingir resultados estéticos aceitáveis, uma vez que, a recessão gengival na face vestibular pode comprometer o resultado final do tratamento. A grande dificuldade na análise desta questão, reside no facto de, serem poucos os estudos que definem de uma forma concreta os parâmetros estéticos a valorizar (Ishikawa-Nagai et al., 2007).

O material mais utilizado actualmente para o fabrico de implantes intra-orais é o titânio, no entanto, como já referido, o zircónio aparece como uma alternativa, particularmente em casos onde a estética assume uma posição fundamental. O problema do titânio em localizações estéticas, coloca-se principalmente em, periodontos finos e resulta do

risco de transparecer uma cor acizentada na mucosa gengival, quando comparada com dentes naturais adjacentes. Segundo Park et al (2007), que avaliou num estudo, o resultado estético final de restaurações com titânio, existem diferenças significativas nos tecidos moles adjacentes aos implantes em titânio, comparativamente com, os tecidos adjacentes à dentição natural, sendo a diferença mais marcada, quanto mais próxima da margem gengival fosse analisada, dependendo da espessura do periodonto do paciente (Park et al., 2007). Desta forma, percebe-se facilmente que, a utilização de implantes de zircónio, que apresentam uma cor mais aproximada à dentição natural, podem constituir uma melhor opção de tratamento em situações em que ocorra retracção gengival ou em sorrisos mais gengivais. Existe no entanto, outras soluções, criadas com o intuito de ultrapassar este facto, nomeadamente, a utilização de pilares revestidos com cerâmica, no entanto, devido ao seu tamanho e espessura nem sempre é possível dissimular a cor acizentada do metal (Ishikawa-Nagai et al., 2007).

Mas será viável a colocação de implantes em zircónio em pacientes? Para responder a esta questão, a pesquisa deve-se iniciar pelos estudos onde se avalia a resistência do material comparativamente com o titânio, a base da implantologia na actualidade, com provas reconhecidas na osteointegração e taxas de sucesso a longo prazo.

Sendo os implantes, dispositivos colocados na cavidade oral, sujeitos a forças mastigatórias, é imprescindível avaliar a resistência do material que o constitui, às forças de mordida do paciente. Os valores padrão de mordida, na região posterior variam entre os 110N e 125N, e na região anterior entre os 60N e 75N. Deve-se no entanto, considerar as situações patológicas, como o bruxismo, que fazem variar os valores de mordida, na dentição posterior entre os 250N e 400N e na região anterior entre os 140N e 170N. Sempre que se considerar a possibilidade de colocação de um implante em zircónio, deve ser avaliada a sua estabilidade e resistência, uma vez que, são relatadas, algumas marcas comerciais, que apresentam fracturas com cargas oclusais padrão (Andreiotelli e Kohal, 2009).

Um factor que diminui a resistência dos implantes em zircónio é a preparação de chanfros nos implantes, não havendo correlação entre as falhas e a profundidade do chanfro realizado, sendo um indicador para que no futuro, as marcas adoptem sistemas onde não seja necessário proceder à preparação do implante para a sua reconstrução. Para realizar os chanfros, é necessário recorrer a brocas diamantadas, pois o zircónio tem uma dureza elevada,

bem como a turbinas de alta rotação, com elevado poder de corte, gerando muito calor e ao mesmo tempo um arrefecimento brusco pela refrigeração da turbina. A preparação dos chanfros pode produzir falhas na superfície dos implantes e que segundo os testes realizados, conduzem a uma diminuição da resistência do material à flexão, bem como, uma maior transformação da fase tetragonal para a monolítica, diminuindo ainda mais a resistência e fiabilidade do Y-TZP, aumentando o tempo de consulta, algo que deve ser controlado ao máximo em pacientes ansiosos. As falhas ocorrem principalmente nos locais onde são aplicadas forças tênsil e na face lingual dos implantes em zircónio (Andreiotelli e Kohal, 2009); (Silva et al., 2008).

A literatura tem contra-indicado os implantes de zircónio para reabilitações orais extensas, ficando desta forma a utilização destes implantes, restrita a reabilitações no sector anterior, e apenas para substituição de uma peça dentária, como confirma, Silva e os seus colegas (2008). Nas suas pesquisas, o autor constatou a fractura dos implantes de zircónio com forças apenas três vezes superiores às máximas realizadas na dentição natural anterior, em condições de normalidade oclusal, tendo obtido resultados ligeiramente superiores a Andreiotelli e Kohal (2009), comparando implantes da Nobel[®] em ambos os estudos. Em casos de bruxismo, ou outras parafunções oclusais, em casos de reabilitações mais complexas, este tipo de reabilitação pode ser então, uma desvantagem. No entanto, são ainda necessários estudos a longo prazo prospectivos e retrospectivos, para que os resultados obtidos possam ser considerados conclusivos. É preferível utilizar um implante em titânio que, apesar de menos estético, tem uma probabilidade muito inferior de fracturar, no caso de pacientes com parafunções oclusais (Silva et al., 2008).

Devido à dificuldade de posicionamento no espaço tridimensional do implante em uma peça, foi tentada uma solução de implantes em zircónio de duas peças. Apesar de ser utilizado Y-TZP, surgiram diversas falhas na interface entre o implante e o pilar, talvez por qualidade inferior do zircónio utilizado, ou devido à má concepção do encaixe na interface entre ambas as peças do implante. Nos testes de fractura realizados, foi possível obter valores médios a rondar os 277N, estando dentro dos limites aceitáveis de resistência usados neste tipo de estudos, que segundo Körber e Ludwig, como cita Kohal no seu estudo, será de “aproximadamente 200N para o cálculo da força de mordida” (Kohal et al., 2008), no entanto

muito próximo do limiar fisiológico humano normal, como referido anteriormente (Andreiotelli e Kohal, 2009).

É referido também por alguns autores a capacidade dos implantes de duas peças, conduzirem com maior facilidade, a processos inflamatórios, e a uma perda óssea superior, quando comparado com implantes de uma peça única. Não se deve esquecer que, mesmo possuindo uma boa adaptação marginal, as lacunas, cavidades e espaços ociosos são locais onde se podem alojar as bactérias. Por outro lado, os implantes de peça única apresentam também algumas desvantagens, em que podemos destacar, a necessidade de uma inserção perfeita no espaço tridimensional, podendo apenas ser corrigida a inclinação do pilar de uma forma quase insignificante. Em locais onde a estética predomina, como a região do segundo sextante, a necessidade de uma colocação perfeita é fundamental, mesmo que seja possível a realização de uma preparação no implante, para correcção da inclinação, esta não é recomendada, por diminuir de forma acentuada a resistência. A configuração de peça única, neste tipo de implantes, também não permite colocar qualquer tipo de “attachments” para uma possível reabilitação com sobredentadura, de qualquer forma, mesmo que fosse possível, esta situação não traria qualquer vantagem estética final, uma vez que os implantes ficariam totalmente recobertos por falsa gengiva em acrílico ou cerâmica. Na eventualidade de fractura da cabeça do implante, não será mais possível a sua remoção ou restauração, pelo que se deverá ter sempre em consideração este facto e avaliar de forma precisa a oclusão do paciente para não ocorrerem falhas inesperadas (Andreiotelli e Kohal, 2009).

Para se desvendar o efeito a curto prazo do zircónio e do titânio no miRNA utilizam-se genes conhecidos, e linhas celulares que têm como vantagens a facilidade na reprodução dos dados, pois não ocorre variabilidade como aconteceria com pacientes, mas também desvantagens, como a falta de fiabilidade dos dados em comparação com estudos em que se recorre a osteoblastos. As investigações revelam que, os implantes em titânio mostram um aumento da expressão genética de uma proteína, a BMP7, sendo visível em menor quantidade em implantes de zircónio. Esta proteína desempenha um papel fundamental na formação e crescimento ósseo, sendo também um auxiliar no desenrolar inicial do processo de desenvolvimento ósseo. Entre os genes com uma expressão genética reduzida encontra-se uma proteína codificada pelo gene NOG, que se liga e inactiva proteínas como as BMP4, tanto no grupo dos implantes em titânio como no grupo com implantes em zircónio. Estes

genes aparentam ter um efeito pleiotrópico, tendo a sua variação influência em várias características fenotípicas dos indivíduos. No entanto, as vantagens no processo inicial de osteointegração que as BMP7 e BMP4 não se traduzem por enquanto, num efeito significativo in vivo, de qualquer forma, o aumento da expressão de BMP's aliada a uma superfície rugosa pode melhorar a osteointegração, uma condição a investigar no futuro (Palmieri et al., 2008).

Uma das principais vantagens do zircónio é a sua biocompatibilidade. Os estudos têm demonstrado que este material não apresenta qualquer efeito tóxico directo. O zircónio também não possui qualquer capacidade mutagénica ou carcinogénica, apresentando uma viabilidade superior a 95% das colónias. As linhagens celulares após terem sido expostas a compostos tóxicos conseguiram aderir e proliferar nos discos de ambos os grupos de zircónio, não mostrando qualquer efeito na funcionalidade celular, nem a existência de qualquer citotoxicidade do zircónio, seja não purificado ou Y-TZP, caso contrário não ocorreria a adesão e crescimento celular normal (Covacci et al., 1999).

O zircónio de Y-TZP, mais purificado no processo de fabrico, não provoca em momento algum qualquer mutação celular, sendo a sua radioactividade inferior a 50Bq/kg, ao passo que, no zircónio não purificado a mesma radiação pode atingir 42500 Bq/Kg, um valor muito elevado para linhas celulares $10T_{1/2}$, e para o corpo humano, onde o limite é de 500Bq/Kg (Covacci et al., 1999). O efeito do zircónio e do titânio sobre o RNA das células semelhantes a osteoblastos, demonstrou que o zircónio provoca uma resposta fisiológica inferior nos tecidos, em comparação com o titânio, não apresentando também qualquer toxicidade ou efeito mutagénico ou carcinogénico nas células, como Covacci et al (1999) e Palmieri et al (2008) referem (Palmieri et al, 2008).

O comportamento de células semelhantes a osteoblastos (CAL-72) foi estudado em diferentes superfícies de zircónio, tendo sido possível comprovar durante a investigação que as superfícies de zircónio tratadas com jacto de areia e ataque ácido se tornaram mais rugosas. Este tipo de células tem maior afinidade que culturas bovinas ou de osteosarcomas humanos, exibindo as mesmas características morfológicas, imuno-histoquímicas e moleculares das linhagens osteoblásticas humanas. A ligação entre a superfície implantar e o osteoblastos ocorre rapidamente, com a interacção de moléculas da matriz extra celular, proteínas das células membranares e proteínas do citoesqueleto. Os estudos demonstram que a adesão

celular ocorre de uma forma mais eficaz em superfícies rugosas, não só de titânio, mas também de zircónio, dependendo além disso da química e topografia da superfície, factores que afectam a qualidade e quantidade da formação de novo tecido ósseo (Bächle et al., 2006).

O sucesso clínico dos implantes em zircónio depende de uma superfície rugosa, que pode ser produzida de uma forma química ou mecânica, dependendo do processo de fabrico, bem como, das irregularidades das superfícies, que poderão ser um factor determinante na diferenciação e maturação celular, já que as células são capazes de distinguir ligeiras diferenças na rugosidade superficial do material como também, diferentes topografias em rugosidades semelhantes. A realização de ataque ácido não demonstrou potenciar qualquer efeito na superfície dos implantes de zircónio (Kohal et al, 2008); (Bächle et al., 2006). O contacto íntimo entre as camadas celulares e os implantes em zircónio, obtém-se tal como, nos implantes de titânio, demonstrando uma boa adesão e ancoragem das células, confirmando um elevado crescimento celular, sobre ambos os materiais. Contudo, a adesão e ancoragem celular, melhora em casos de superfícies rugosas, sendo, significativamente inferior, em superfícies maquinadas de implantes em zircónio (Bächle et al., 2006); (Sennerby et al., 2005).

Apesar dos implantes em titânio terem uma superfície mais rugosa, observa-se em alguns estudos, a adesão e dispersão celular tanto no titânio como no zircónio. No entanto, as células osteoblásticas desprendem-se mais facilmente da superfície de zircónio, quando são utilizados implantes com superfície tratada por ataque ácido e que não apresentam, à primeira vista qualquer rugosidade. Para uma melhor ancoragem dos osteoblastos, é necessário que a superfície exiba alguma rugosidade, recorrendo-se para isso, a tratamentos de superfície com jacto de areia ou substâncias formadoras de poros, como defendem Sennerby et al (2005) e Kohal et al (2004), embora este último, afirme que o ataque ácido sobre zircónio, não produz qualquer efeito. São fundamentais mais estudos para se compreender as complexidades das reacções osteoblásticas na composição e topografia da superfície do zircónio (Depprich et al., 2008).

Alguns autores indicam que, o ataque ácido altera as superfícies dos implantes em zircónio, contrariando Kohal et al (2004), estas alterações das superfícies implantares ocorrem a nível submicrométrico e nanométrico, sendo necessária a medição do tamanho dessas

rugosidades, para a sua correcta avaliação, o que não foi descrito no estudo de Deprich et al (2008), sugerindo meramente hipóteses não comprovadas, para essas alterações na superfície do zircónio. No entanto, os osteoblastos têm 10µm de diâmetro, um tamanho bastante superior a essas rugosidades, não possuindo então qualquer capacidade de agregação nessas rugosidades (MukundaKrishnan et al., 2004). A topografia das superfícies vai determinar as reacções celulares, entre elas, a orientação, adesão, forma e motilidade celular, sendo de elevada importância no início do processo de osteointegração. Apesar dos implantes em zircónio, com superfície modificada, apresentarem rugosidade inferior aos implantes de titânio, a osteointegração de ambos os materiais é semelhante, devendo por isso ter-se em conta que a topografia da superfície não deverá ser o único factor a valorizar na resposta biológica ao material implantado (Deprich et al., 2008).

Alguns estudos têm sido realizados para avaliar a adesão bacteriana aos materiais cerâmicos. Muitos mimetizam as diversas variáveis presentes na cavidade oral, como a saliva humana, as estirpes bacterianas bem como as forças de cisalhamento no meio circundante, no entanto não têm em consideração que, a cavidade oral está a uma temperatura que ronda os 34° a 36° C, sendo a maioria dos estudos realizados à temperatura ambiente, embora na literatura, os resultados de adesão bacteriana obtidos a 22° ou 35° C aparentam ser semelhantes (Meier et al., 2008).

A adesão bacteriana inespecífica é facilitada se as bactérias e as superfícies envolvidas tiverem propriedades hidrofóbicas semelhantes, devendo ter-se em conta que, se estivermos perante superfícies revestidas, estas produzem uma redução da hidrofobia do substrato, por diminuição do ângulo de contacto. Uma adesão mais firme pode ser obtida entre as bactérias e as superfícies dos materiais, através de interacções específicas, devido aos receptores presentes nas moléculas na superfície do substrato e na superfície dos organismos. A adesão específica da película aderida é mediada também por polisacarídeos extracelulares, estando directamente relacionada com a presença de sacarose na síntese extra celular do *S. Mutans* e *S. Sobrinus*, tendo ambos uma adesão superior aos materiais. A rugosidade das superfícies prova ser um factor importante na adesão bacteriana às superfícies implantares, não sendo no entanto determinante. Ficou demonstrado que são mais importantes as interacções específicas que se estabelecem com a superfície bacteriana na adesão, do que a rugosidade do material propriamente dita, devendo ter-se em consideração, que a concentração de vidro no material

cerâmico resultante, diminui a presença bacteriana vital, sendo mesmo inferior em alguns casos à adesão no esmalte. Ficaram no entanto, diversos parâmetros ficaram por analisar, como a influência dos componentes salivares e outras substâncias que possam interferir (Meier et al., 2008).

Quando se compara titânio e zircónio em humanos os parâmetros são diferentes, recorrendo a voluntários, sem qualquer patologia sistémica, com uma boa condição periodontal e sem sinais de respiração bucal. Ficou demonstrada uma diferença significativa na adesão bacteriana entre o titânio, que apresenta uma colonização bacteriana uniforme e o zircónio, onde apenas são detectadas algumas colónias dispersas. As bactérias demonstram uma maior afinidade nas ligações estabelecidas quando são estas a doar electrões ao substrato, e a afinidade diminui, nos casos onde são as bactérias a receber electrões do substrato. O zircónio apresenta uma adesão bacteriana inferior, em parte devido à condução eléctrica do material, pois a sua rugosidade é muito semelhante à do titânio. Estando a sobrevivência dos implantes a longo prazo, estritamente ligada à adesão bacteriana e ao controlo que exercemos sobre as bactérias na região peri-implantar, percebe-se assim a importância de estudos que avaliem adequadamente a adesão bacteriana ao zircónio (Scarano et al., 2004).

Embora não desejado, o desenvolvimento de peri-implantites pode ocorrer e diversos motivos podem estar na sua origem, dos quais podemos destacar a falta de higiene oral. No tratamento destas situações, actualmente, o laser surge como uma forma de tratamento promissor. As pesquisas são escassas neste campo quando relacionadas com o zircónio mas, acredita-se que o laser possa auxiliar o tratamento de peri-implantites, onde ocorre a perda de tecido mole e duro nas áreas adjacentes às superfícies implantares. No entanto, alguns tipos de laser, como o de Er:YAG, não podem ser utilizados no zircónio, pois as suas ondas penetram neste material e propagam-se até à extremidade oposta do mesmo sem provocar qualquer absorção nem danos no zircónio, mas podendo provocar sérios danos no osso e tecidos moles adjacentes. O laser de CO₂ por seu lado, provoca alterações na superfície do zircónio, levando mesmo a fissuras e fracturas do material, já que os seus raios provocam um aquecimento rápido da superfície e quando se desliga o laser, o arrefecimento brusco do material provoca a degradação do zircónio. O laser de diódo é, por enquanto, o único que tem potencialidades para ser utilizado em superfícies implantares de zircónio, sendo ainda necessário um longo caminho e diversos estudos até que se possa aplicar clinicamente, já que alguns dos efeitos

que podem ocorrer, nomeadamente, ao nível das propriedades físicas e mecânicas do zircónio, não estão completamente esclarecidos (Strübinger et al., 2008).

Os estudos em animais não mostraram diferenças significativas na osteointegração para pontes implanto-suportadas e pontes implanto-dento-suportadas, facto que pode ser explicado pela elasticidade óssea, por uma maior elasticidade do zircónio, ou pelas forças aplicadas sobre os implantes no sentido vertical, realizadas pelos animais, nos movimentos de charneira que executam e que não são tão lesivas como as laterais ou de cisalhamento. A percentagem de contacto ósseo entre, osso e implante é um factor importante na informação quantitativa da osteointegração, tendo-se obtido valores de osteointegração inferiores nos grupos de implantes livres, inferiores mesmo às estruturas implanto-dento-suportadas. O fenómeno que conduz a esta situação é ainda desconhecido, podendo apenas supor-se que resulta da capacidade e força da língua a passar sobre os implantes livres, que acaba por provocar uma carga superior nos mesmos quando existe alguma parafunção (Akagawa et al., 1998).

Quando avaliada a perda óssea em redor dos implantes conectados por ponte implanto-suportada ou implanto-dento-suportada, esta não foi significativamente diferente entre o grupo de 12 ou 24 meses, tendo estabilizado provavelmente no final dos 24 meses, no entanto, nos casos de implantes livres foi constatada uma maior perda de contacto ósseo. Isto pode resultar de uma má concepção do design do implante, este pode não possuir rigidez suficiente, criando pontos de tensão no osso cortical, ou pode ainda resultar de outras causas desconhecidas. De acordo com os dados recolhidos, é preferível a utilização na cavidade oral, de implantes conectados entre si a implantes livres. Os casos de conexões entre implantes e dente, por meio de uma ponte, não demonstraram no entanto, resultados adversos como se pensaria observar, mas mais estudos são ainda necessários (Akagawa et al., 1998).

Segundo Kohal e a sua equipa (2004), implantes feitos à medida em titânio e zircónio, não produzem qualquer reacção adversa nos tecidos moles, no entanto, quando os implantes são colocados em carga ocorre um ligeiro decréscimo na osteointegração. Neste estudo, o espaço biológico do titânio foi cerca de 5mm, enquanto outros autores obtiveram valores entre os 3mm e 3,5mm. Esta variação nos resultados obtidos, pode resultar dos diferentes tipos de amostra utilizados, já que alguns autores recorreram a macacos, enquanto outros autores

usaram mandíbulas de cães. Verificou-se além disso, uma diferença na espessura da camada de proteoglicanos, que no zircónio variava entre os 300 e 500 Å, enquanto o titânio apresentava valores entre 200 e 400 Å, sendo superior no zircónio. Será importante nesta situação destacar que, quanto maior a camada de proteoglicanos, melhor a osteointegração do material (Kohal et al., 2004).

Quando se comparam diferentes superfícies de implantes em zircónio, pode assumir-se que a sua biocompatibilidade é semelhante, no entanto, foi demonstrada uma maior resposta óssea nas superfícies de zircónio modificadas e uma maior resistência no teste de remoção, pelo contrário, os implantes de zircónio sem a superfície modificada, foram significativamente menos estáveis (Sennerby et al., 2005).

Os implantes maquinado apresentam uma capacidade de obter um crescimento ósseo implantópeto, enquanto os implantes com superfícies modificadas apresentam além do crescimento ósseo implantópeto um crescimento também implantófugo. Para este fenómeno sabe-se que a topografia da superfície implantar é deveras importante, bem como, a influência química da superfície do implante, e no caso do estudo de Sennerby et al (2005), foi possível observar o crescimento implantófugo nos grupos que tinham a superfície modificada. Outro facto que importa destacar na osteointegração, é a conservação do coágulo sanguíneo na superfície implantar, que acaba por ter uma grande importância para a obtenção de um óptimo contacto implanto ósseo durante a cicatrização (Sennerby et al., 2005).

Segundo Gahlert e a sua equipa, existe uma maior afinidade óssea com as superfícies de zircónio rugoso quando comparado com as superfícies maquinadas do mesmo material, indo de encontro as palavras de Sennerby. No entanto, após serem submetidos ao teste de torque, os implantes de titânio com superfície SLA apresentaram valores superiores aos implantes em zircónio. Os implantes em titânio apresentavam uma superfície duas vezes mais rugosa que os implante de zircónio rugosos, motivo pelo qual a osteointegração foi superior, demonstrado pelo teste de RTQ. Tal como no estudo de Sennerby et al (2005), foi também possível observar neste estudo, um crescimento ósseo na superfície dos implantes de zircónio rugosos e na superfície SLA do titânio, enquanto nos implantes de zircónio maquinados não foi possível observar esse crescimento implantófugo, sendo esta última superfície implantar, uma hipótese pouco viável de reabilitação oral, a ponderar de futuro (Gahlert et al., 2007).

A osteointegração foi também investigada por Langhoff et al (2008), recorrendo para isso à alteração das superfícies implantares, de uma forma química ou farmacológica. Apesar de o zircónio ter sido também, sujeito a um tratamento de superfície químico, obteve-se nas primeiras 4 semanas, os melhores resultados na superfície de contacto implanto-ósseo, no entanto, ocorreu um decréscimo até à 8ª semana. As causas deste fenómeno são desconhecidas, sendo necessárias investigações futuras para tentar clarificar a questão.

Existem condicionantes que podem afectar a análise dos resultados obtidos, nomeadamente, a diferença entre o osso do cõndilo femural das ovelhas, que aparenta ser muito mais compacto que o osso mandibular, o que dificulta a obtenção de uma correcta cicatrização. No entanto, as ovelhas têm uma remodelação e proporções ósseas semelhantes aos humanos (Langhoff et al., 2008).

O estudo realizado por Hoffmann e a sua equipa (2008), utiliza coelhos, que possuem um metabolismo, duas a três vezes superiores aos humanos, atendendo a esse facto, os autores tentaram transpor os resultados de cicatrização para os humanos no período entre as 4 e 12 semanas, com o intuito de avaliar, qual a melhor altura para colocar os implantes de zircónio sob carga. O estudo tentou comparar a cicatrização inicial a nível histológico entre implantes em titânio e zircónio. Nas primeiras duas e quatro semanas após o início do estudo, os implantes de zircónio demonstraram uma aposição óssea, superior aos de titânio, possivelmente indicando uma cicatrização superior, consequência de uma melhor biocompatibilidade do zircónio, não se sabendo no entanto, como seriam os resultados ao fim de 8 semanas, como aconteceu a Gahlert et al. Por sua vez, o titânio demonstrou uma maior aposição óssea ao longo do tempo, mas inferior na fase inicial, não sendo no entanto estatisticamente significativo. Após 4 semanas, os resultados de aposição óssea não demonstram ser inferiores a outros estudos com tempos de cicatrização superiores, o que leva a pensar que, nem sempre um maior período de cicatrização seja melhor (Hoffmann et al., 2008).

Mais uma vez a osteointegração de implantes em zircónio foi estudada, neste caso por, Depprich et al (2008) que verificaram níveis semelhantes de osteointegração entre implantes de titânio e de zircónio com superfície modificada. Neste caso é importante destacar que a amostra era reduzida e os procedimentos de modificação da superfície através de ataque ácido

contrariam a opinião de outros investigadores, Kohal et al (2004) e Bächle et al (2006). Estes afirmavam, como já referido anteriormente, que o ataque ácido não produzia qualquer efeito sobre as superfícies de zircónio. O contacto implanto-ósseo ao fim de 4 semanas foi superior a 60%, tal como obtido por Kohal et al (2004) e Sennerby et al (2005). Apesar de terem sido sujeitos apenas ao tratamento de superfície com ataque ácido, os resultados às 4 semanas foram semelhantes ao estudo de Sennerby et al (2005) (Depprich et al., 2008).

Já foi referido que as superfícies rugosas promovem mais facilmente a osteocondução, este fenómeno ocorre devido ao aumento da área disponível para a formação de uma rede de fibrina, que ao fim de 4 dias se forma, juntamente com uma matriz de colagénio. Ao fim de 8 dias, pode constatar-se a interdigitação e cobertura das superfícies com uma matriz mais madura de colagénio e fibrina, e aos 16 dias, as superfícies implantares tinham sido totalmente recobertas por uma mistura de osteóide, uma matriz mais densa e tecido mineralizado. Deve-se frisar a influência positiva que a textura da superfície exerce sobre a osteointegração, não sendo no entanto o único factor a predispor-la. (Depprich et al., 2008).

Um caso pós extraccional imediato, com a mesma forma da raiz do dente natural extraído, foi realizado por Pirker e o seu colega (2007). Apesar de o artigo abordar apenas um único caso clínico, e de o implante não apresentar a forma retentiva tradicional nem ter sido possível a sua colocação com o torque mínimo de 35N/m para ocorrer estabilidade primária, os resultados a dois anos demonstram um sucesso clínico do mesmo, não tendo sido descrito em que momento o mesmo foi colocado em oclusão. Foi possível obter um resultado superior aos descritos na literatura com implantes de titânio com a forma semelhante à raiz e colocados logo após a extracção do dente natural, possivelmente por não ter sido sujeito a forças mastigatórias excessivas e apresentando uma dissipação de stress por uma maior superfície, graças às retenções (Pirker e Kocher, 2008). O design do implante em forma de raiz, resulta numa distribuição de stress mais apical e nas superfícies mais convexas do mesmo, sendo por isso, mais favorável, a utilização de implantes de rosca, que conseguem distribuir as forças por toda a sua superfície e em diversos vectores. Para além das vantagens descritas anteriormente, esta reabilitação contribui também para uma melhoria significativa da estética dos pacientes (Kohal et al, 2002).

Kohal e Klaus (2004) tinham já procedido à substituição de um incisivo central maxilar esquerdo, que segundo o autor, foi o primeiro caso clínico apresentado na literatura até então. A previsibilidade *in vivo* do comportamento dos implantes era escassa, algo que só foi possível aferir nos primeiros 6 meses de cicatrização. Após esse período, não existe qualquer registo do sucesso ou insucesso implantológico do caso. No entanto, deve destacar-se que, apesar da necessidade de realizar mais estudos nesta área, os superiores interesses dos pacientes devem sempre prevalecer, ficando a interrogação, se deveriam ser utilizados dispositivos de reabilitação em pacientes, sem ter certezas da sua fiabilidade (Kohal e Klaus, 2004).

Com uma amostra elevada foi possível tirar algumas conclusões do estudo de Oliva e seus colegas (2007). Os dois implantes que falharam no estudo, foram colocados em pacientes onde foi também realizada, a elevação do seio maxilar com uma crista óssea residual de 5mm, muito pouco osso e um local onde a taxa de sucesso implantar em condições normais é inferior ao resto da cavidade oral, necessitando estes casos, uma maior precaução e estudos mais aprofundados. Apesar de terem ocorrido falhas em dois implantes, a taxa de sucesso clínico geral neste estudo, foi de 98%, podendo ser comparável aos implantes em titânio, no entanto, estes implantes foram colocados em pacientes cuidadosamente seleccionados (Oliva et al., 2007).

Um caso clínico onde foi realizada a substituição de um pré-molar por um implante de zircónio ovóide, com a aprovação do paciente, em que se obteve um bom resultado imediato. Sobre os implantes ovóides, pode destacar-se que, foram concebidos para a substituição de pré-molares, apresentando um perfil de emergência progressivo, não sendo necessário que exista compensação da anatomia dentária como num comum implante cilíndrico, tendo como principais desvantagens para o paciente, o facto de ser colocado por meio de compactação e não suportar cargas imediatas (Oliva et al., 2008).

Foram também substituídos incisivos centrais maxilares de um paciente por implantes em zircónio, em outro caso clínico. Neste caso não foi necessária a preparação de chanfro para a posterior realização da restauração, de forma a não diminuir a resistência do material, tal como no estudo de Andreiotelli e Kohal (2009), tendo sido usados implantes em zircónio com superfície rugosa, para obter uma osteointegração mais favorável (Oliva et al., 2008).

Deve ser tida em conta sempre, uma criteriosa avaliação dos pacientes candidatos a este tipo de implantes, estes devem apresentar uma oclusão estável e não sujeita a stress parafuncional, deve ainda ter-se presente que é necessária uma colocação perfeita no espaço tridimensional deste tipo de implantes, já que as restaurações que vão suportar serão cimentadas. São necessários mais estudos onde se possam comparar superfícies semelhantes em zircónio e titânio, bem como, estudos clínicos a longo prazo, que possam aferir o sucesso dos mesmos. (Oliva et al., 2007); (Oliva et al., 2008).

Kohal et al (2008) reconhece a existência de diversos problemas que surgiram no passado com implantes da anca, onde ao fim de algum tempo, ocorriam fracturas devido a um processo de corrosão, provocado pela presença de um meio aquoso. Hoje em dia o controlo de produção do zircónio para fins médicos está sujeito a um maior número de regras, a parâmetros ISO 13356 no controlo de produção para assegurar assim, zircónio de alta qualidade. Nos últimos tempos foram iniciadas pesquisas com zircónio tetragonal infiltrado com alumina, tendo por objectivo suprimir algumas das deficiências que o zircónio apresenta, existindo ainda, um conhecimento científico insuficiente acerca deste novo material, apesar de estarem a ser realizados estudos na Universidade de Freiburg, Alemanha, com taxas de sucesso de 96,6% a 1 ano. No entanto, e como em todos os estudos e casos clínicos apresentados com implantes em zircónio, são necessários mais estudos, ensaios clínicos a longo prazo e amostras mais significativas (Wenz et al., 2008); (Kohal et al., 2008).

Como descreve Wataha (1996) numa revisão sistemática, o titânio tem apresentado alguns efeitos prejudiciais ao libertar iões metálicos no organismo, tanto a nível dos tecidos adjacentes aos implantes como a nível sistémico, não sendo ainda totalmente compreendido este fenómeno, o que implica que, investigações futuras procurem esclarecimentos sobre este assunto. Sabe-se no entanto que, em próteses de anca os valores linfáticos de resíduos de titânio estão entre, duas vezes e meia a mais de doze vezes superiores ao normal, sendo que o nosso organismo não consegue excretar todo o titânio mas sim 1/10000 do que diariamente alguns pacientes libertavam para o organismo.

Andreiotelli e Kohal (2009) avaliaram também os problemas que o titânio pode provocar nos humanos, este pode induzir uma resposta inespecífica na imunomodulação e auto-imunidade do organismo. Além disso, é descrita a hiper-sensibilidade em alguns casos

ao titânio, no entanto as repercussões clínicas e os processos que conduzem a estes fenômenos são desconhecidos (Andreiotelli e Kohal, 2009). É referido ainda que, os produtos da corrosão provenientes do titânio e as hiper-sensibilidades apresentadas por alguns pacientes são controversos, apoiando as conclusões de Andreiotelli e Kohal (2009), sendo necessária uma profunda e cuidada investigação sobre o tema (Hisbergues et al., 2009).

Outro factor que, num futuro a médio prazo poderá ser preponderante para ajudar a estabelecer uma melhor e mais eficaz osteointegração é a frequência e quantidade de carga aplicada, juntamente com a vibração, que permite melhorar a adaptação óssea e que foi avaliado numa revisão sistemática que Torcasio e seus colegas realizaram (2008). Devido à complexidade em medir a resposta celular *in vivo*, os parâmetros calculados são quase todos matemáticos, no entanto, é reconhecida a existência de parâmetros mecânicos que influenciam a resposta anabólica do tecido ósseo quando sujeito a carga, entre os quais, a taxa de esforço, o número de ciclos, a distribuição da força, o local de aplicação do gradiente de força e os períodos de descanso. Os últimos resultados sugerem a aplicação de uma força a 20Hz ocorrendo nova formação óssea na interface implante-osso, no periósseo e na porção endo-óssea (Torcasio et al., 2008).

No entanto, muito pouco ainda se sabe acerca deste processo e como poderá influenciar de forma positiva a osteointegração dos implantes em zircônio, se as vibrações provocadas não irão conduzir a fissuras no material. São estudos controversos dentro da comunidade científica, carecendo de maior e cuidada investigação (Torcasio et al., 2008).

Os estudos com implantes de zircônio necessitam ainda de uma maturação, sendo para isso fundamental a realização de mais estudos a longo prazo, prospectivos e retrospectivos (Silva et al., 2008); (Sennerby et al., 2005); (Oliva et al., 2007); (Oliva et al., 2008a); (Oliva et al., 2008b); (Kohal et al., 2008); (Andreiotelli e Kohal, 2009); (Hisbergues et al., 2009).

CONCLUSÃO

Esta revisão bibliográfica sistemática tentou avaliar, através dos escassos dados existentes até à data, a viabilidade da utilização de implantes intra-orais em zircónio, na prática clínica diária, e se no futuro a sua aplicação será uma solução ideal na implantologia oral.

Tendo por base os dados disponíveis nas publicações científicas a nível mundial, pode concluir-se que os implantes em zircónio apresentam uma boa osteointegração, comparável à obtida pelos implantes em titânio. Os melhores resultados são obtidos em estudos onde se utilizam implantes de zircónio com superfícies modificadas e que apresentam uma maior rugosidade, conduzindo a uma cicatrização inicial mais rápida e favorável.

A rugosidade criada nas superfícies dos implantes em zircónio pode ser produzida de quatro formas básicas: ataque ácido, jacto de óxido de alumina, por combinação de ambos, ou com substâncias formadoras de poros colocadas na superfície antes da sinterização do material. São as substâncias formadoras de poros que permitem a obtenção de melhores resultados, seguindo-se os outros tipos de tratamento de superfície, com resultados semelhantes. Diversos autores defendem que o ataque ácido não produz qualquer efeito sobre o zircónio, no entanto, este permite criar micro e nano rugosidades, algo que ainda não está provado.

O zircónio actua sobre os genes que regulam a osteointegração de forma a regular acima dos valores normais as BMP 4 e BMP 7, favorecendo os períodos iniciais da osteointegração. Em composto purificado, apresenta uma óptima citocompatibilidade, demonstrando não ocorrer qualquer efeito mutagénico e carcinogénico celular.

A proliferação e adesão celular são óptimas, comprovando ser um biomaterial com excelentes propriedades neste aspecto, obtendo-se resultados superiores com rugosidades mais acentuadas do zircónio.

Na cavidade oral a adesão bacteriana às superfícies de zircónio é reduzida, em comparação com outros materiais, como o titânio, o que conseqüentemente diminui o risco de peri-implantites e de perda óssea na região adjacente aos implantes, o que poderia conduzir à perda dos mesmos.

No tratamento de peri-implantites, o uso do laser deve ser ponderado e utilizando apenas laser de diodo, uma vez que, segundo os dados, o laser de CO₂ provoca a fractura do zircónio e o laser de Er:YAG penetra até aos tecidos adjacentes destruindo-os.

Apesar das vantagens do zircónio, este também apresenta falhas e no futuro um dos principais inconvenientes do zircónio poderá ser, a degradação a baixa temperatura, exacerbada em ambientes húmidos e que conduz a um envelhecimento precoce do zircónio. Algumas destas falhas podem ser colmatadas com um rigoroso controlo do processo de produção do material, através do controlo do tamanho dos grãos, densidade e homogeneidade na distribuição das fases.

Quando sujeito a um processo de preparação, o zircónio vai perder resistência e fiabilidade, devendo ter-se também em consideração o stress residual aplicado sobre as superfícies, bem como, aos locais onde as forças tensesis estão presentes.

A utilização de implantes de zircónio em duas peças não é recomendável, já que estes apresentam elevados índices de fractura na interface. Se nos implantes de peça única, a cabeça do implante fracturar, impossibilita a sua desinserção do leito ósseo e a sua reparação. Como não é possível adicionar “attachments”, nem suportam forças mastigatórias elevadas, estes implantes não são viáveis para a realização de sobredentaduras. Devem ser sempre colocados tridimensionalmente de uma forma perfeita, pois apenas se podem realizar pequenos ajustes, principalmente nas zonas mais estéticas.

Apesar de não existirem estudos a longo prazo, esta poderá ser uma alternativa viável no futuro da implantologia, substituindo em alguns casos o titânio, nomeadamente no sector anterior, onde a estética predomina e os implantes em titânio poderão deixar transparecer um tom cinza na mucosa oral, em pacientes com um periodonto mais fino e uma linha de sorriso elevada. Ao longo do tempo, esta situação pode progredir, conduzindo a uma recessão gengival que pode evidenciar a cabeça do implante.

Além disso, o zircónio poderá ainda colmatar alguns problemas do titânio, como situações de hipersensibilidade e de alterações imunológicas nos pacientes implantados com este metal. Nas ligas de titânio utilizadas na implantologia oral, pode ainda encontrar-se, nos tecidos adjacentes e a nível hepático, concentrações elevadas dos fragmentos provenientes da degradação do material.

A resistência à fractura dos implantes em zircónio situa-se actualmente, no limiar para a sua utilização clínica, devendo ser por isso bem ponderada a sua utilização. Os implantes de zircónio não devem ser usados em pacientes que apresentem uma oclusão desfavorável sob o risco de falharem, deve considerar-se o paciente como um todo e ao mesmo tempo, prestar atenção, já que cada ser humano é único em todos os aspectos, como tal, cada caso é um caso. No entanto, actualmente, ainda se encontra um grande défice de estudos a médio e longo prazo para comprovar, segundo os critérios de sucesso internacionais, a viabilidade a longo prazo dos implantes de zircónio.

BIBLIOGRAFIA

About Dot Com Homepage. [Em linha]. Disponível em <<http://lungcancer.about.com/od/glossary/g/invivo.htm>>. [Consultado em 06/02/2009].

About Dot Com Homepage. [Em linha]. Disponível em <<http://std.about.com/od/glossary/g/invitrogloss.htm>>. [Consultado em 06/02/2009].

Akagawa, Y. et alii (1998). Comparison between freestanding and tooth-connected partially stabilized zirconia implants after two years function in monkeys: A clinical and Histologic study. *The Journal of Prosthetic Dentistry*, 80(5), pp. 551-558.

Alberktsson, T., Berglundh T. e Lindhe, J. (2003). Historic Background and Current Concepts. In: Lindhe, J., Karring, T. e Lang, N. (Ed.). *Clinical Periodontology and Implant Dentistry*. 4ª Ed. Oxford, U.K., Blackwell Munksgaard, pp. 809-821.

Andreiotelli, M. e Kohal, R. (2009). Fracture strength of zirconia implants after artificial aging. *Clinical Implant Dentistry and Related Research*, 11(2), pp. 158-166.

Bächle, M. et alii (2007). Behaviour of CAL72 osteoblast-like cells cultured on zirconia ceramics with different surface topographies. *Clinical Oral Implants Research*, 18, pp. 53-59.

Brånemark, PI. et alii (1977). Osseointegrated implants in the treatment of the edentulous jaw. Experience from a 10-year period. *Scandinavian Journal of Plastic and reconstructive surgery: Supplementum*, 16, pp. 1-132.

Brånemark, PI (1983). Osseointegration and its experimental background. *The Journal of Prosthetic Dentistry*, 50(3), pp. 399-410.

Chevalier, J., Gremillard, L. e Deville, S. (2007). Low-Temperatura Degradation of Zirconia and Implications for Biomedical Implants. *The Annual Review of Materials Research*, 37, 10.1146/annurev.matsci.37.052506.084250.

Covacci, V. et alii (1999). *In vitro* evaluation of the mutagenic and carcinogenic power of high purity zirconia ceramic. *Biomaterials*, 20, pp. 371-376.

Denry, I. e Kelly, J. (2008). State of the art of zirconia for dental applications. *Dental materials*, 24, pp. 299-307.

Dental Implants USA homepage. [Em linha]. Disponível em <http://dentalimplants-usa.com/Treatment/implants/history.html>. [Consultado em 12/01/2009].

Depprich, R. et alii (2008). Behaviour of osteoblastic cells cultured on titanium and structured zirconia surfaces. *Head e face medicine*, 4 (29). [Em linha]. Disponível em <http://www.head-face-med.com/content/4/1/29>. [Consultado em 20/12/2008].

Depprich, R. et alii (2008). Osseointegration of zirconia implants: an SEM observation of the bone-implant interface. *Head e face medicine*, 4 (25). [Em linha]. Disponível em <http://www.head-face-med.com/content/4/1/25>. [Consultado em 20/12/2008].

Depprich, R. et alii (2008). Osseointegration of zirconia implants compared with titanium: an *in vivo* study. *Head e face medicine*, 4 (30). [Em linha]. Disponível em <http://www.head-face-med.com/content/4/1/30>. [Consultado em 20/12/2008].

Esposito, M. et alii (1998). Biological factors contributing to failures of osseointegrated oral implants. (I). Success criteria and epidemiology. *European Journal of Oral Sciences*, 106, pp. 527-551.

Gahlert, M. et alii (2007). Biomechanical and histomorphometric comparison between zirconia implants with varying surface textures and titanium implant in the maxilla of miniature pigs. *Clinical Oral Implants Research*, 18, pp. 662-668.

Hisbergues, M., Vendeville, S. e Vendeville, P. (2009). Zirconia: Established facts and perspectives for a biomaterial in dental implantology. *Journal of Biomedical Materials Research*. Part B, Applied Biomaterials, 88(2), pp. 519-529.

Hobo, S. (1989). Introduction. *In: Hobo, S., Ichida, E., Gareva, L. T. (Ed.). Osseointegration and Occlusal Rehabilitation*. Tokyo, Japan, Quintessence books, pp. 3-13.

Hoffmann, O. et alii (2008). The zirconia implant-bone interface: A preliminary histologic evaluation in rabbits. *The International Journal of Oral & Maxillofacial Implants*, 23(4), pp. 691-695.

Ishikawa-Nagai, S. et alii (2007). Optical phenomenon of peri-implant soft tissue. Part II. Preferred implant neck color to improve soft tissue esthetics. *Clinical Oral Implants Research*, 18, pp. 575-580.

Jovanovic, S., Bernard, G. e Carranza, F. (2002). Biologic Aspects of Dental Implants. *In: Newman, M., Takei, H., Carranza, F. (Ed.). Carranza's Clinical Periodontology*. 9ª Ed. Philadelphia, U.S.A., Saunders Company, p. 882.

Kohal, R. et alii (2008). Ceramic abutments and ceramic oral implants: An update. *Periodontology 2000*, 47, pp. 224-243.

Kohal, R., Finke, H. e Klaus, G. (2008). Stability of prototype two-piece zirconia and titanium implants after artificial aging: An in vitro pilot study. *Clinical Implant dentistry and related research*. [Em linha]. Disponível em <http://www3.interscience.wiley.com/cgi-bin/fulltext/121402774/PDFSTART>. [Consultado em 24/11/2008].

Kohal, R. e Klaus, G. (2004). Sistema de corona-implante de zirconio: Informe de un caso. *Revista Internacional de Odontología Restauradora y Periodoncia*, 8(2), pp. 156-163.

Kohal, R., Klaus, G. e Strub, J. (2006). Zirconia-implant-supported all-ceramic crowns withstand long-term load: a pilot investigation. *Clinical Oral Implants Research*, 17, pp. 565-571.

- Kohal, R. J., et alii (2002). Three-dimensional computerized stress analysis of commercially pure titanium and yttrium-partially stabilized zirconia implants. *The International Journal of Prosthodontics*, 15(2), pp. 189-194.
- Kohal, R. et alii (2004). Loaded custom-made zirconia and titanium implants show similar osteointegration: An animal experiment. *Journal of periodontology*, 75, pp. 1262-1268.
- Langhoff, J. D. et alii (2008). Comparison of chemically and pharmaceutically modified titanium and zirconia implant surfaces in dentistry: A study in sheep. *The International Journal of Oral & Maxillofacial Surgery*, 37(12), pp. 1125-1132.
- Lemons. J. E. (1990). Dental implant biomaterials. *Journal of the American Dental Association*, 121(6), pp. 716-719.
- Manicone, P., Iommetti, P. e Raffaelli, L. (2007). An overview of zirconia ceramics: basic properties and clinical applications. *Journal of Dentistry*, 35, pp. 819-826.
- Martínez, A. B. (2001). Osteointegración: Historia y Conceptos Básicos. In: Martínez A. B. (Ed.). *Peridoncia Clínica e Implantología Oral*. 2ª Ed. Madrid, Ediciones Avances, pp. 604-605.
- McGlumphy, E. e Larsen, P. (2002). Contemporary Implant Dentistry. In: Hupp, J., Ellis, E., Tucker, M. (Ed.). *Contemporary Oral and Maxillofacial Surgery*. 4ª Ed. Amsterdam, Elsevier, p. 308.
- Meier, R., et alii (2008). Adhesion of oral streptococci to all-ceramics dental restorative materials in vitro. *Journal of Material Science: Materials in Medicine*, 19(10), pp. 3249-3253.
- MukundaKrishnan, K., et alii (2004). Modeling of Phosphate Ion Transfer to the Surface of Osteoblasts under Normal Gravity and Simulated Microgravity Conditions. *Annals New York Academy of Sciences*, 1027, pp. 1-14.

Oliva, J. et alii (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(3), pp. 430-435.

Oliva, J. et alii (2008). Ovoid Zirconia Implants: Anatomic Design for Premolar Replacement. *The International Journal of Periodontics & Restorative Dentistry*, 28(6), pp. 609-615.

Oliva, J. et alii (2008). Replacement of congenitally missing maxillary permanent canine with a zirconium oxide dental implant and crown. A case report from an ongoing clinical study. *Oral Surgery*, 1(3), pp. 140-144.

Oliva, J. et alii (2008). Zirconia Implants and All-Ceramic Restorations for the Esthetic Replacement of the Maxillary Central Incisors. *The European Journal of Esthetic Dentistry*, 3(2), pp. 174-185.

Osseotech Homepage. [Em linha]. Disponível em <http://www.osseotech.com/images/1161655289bladeimplant.jpg>. [Consultado em 25/05/2009].

Palmieri, A. et alii (2008). Short-period effects of zirconia and titanium on osteoblast microRNAs. *Clinical implant dentistry and related research*, 10(3), pp. 200-205.

Palmieri, A. et alii (2008). Zirconium Oxide Regulates RNA Interfering of Osteoblast-like Cells. *Journal of Materials Science: Materials in Medicine*, 19(6), pp. 2471-2476.

Park, S. E. et alii (2007). Optical phenomenon of peri-implant soft tissue. Part I. Spectrophotometric assessment of natural tooth gingival and peri-implant mucosa. *Clinical Oral Implants Research*, 18, pp. 569-574.

Park, J. e Lakes, R. (2007). Ceramic implant materials. In: Park, J. e Lakes, R. (Ed.). *Biomaterials: An introduction*. 3ª Ed. New York, Springer New York, pp. 139-171.

Pirker, W. e Kocher, A. (2008). Immediate, non-submerged, root-analogue zirconia implant in single tooth replacement. *The International Journal of Oral & Maxillofacial Surgery*, 37, pp. 293-295.

Ring, M. (1995). *Historia de la Odontologia*. Barcelona, Mosby.

Rocha, R., Pinheiro, A. e Villaverde, A. (2006). Flexural strength of pure Ti, Ni-Cr and Co-Cr alloys submitted to Nd:YAG laser or TIG welding. *Brazilian Dental Journal*, 17(1), pp. 20-23.

Rudy, R. J. et alii (2008). Intraosseous Anchorage of Dental Prostheses: An Early 20th Century Contribution. *Compendium of Continuing Education in Dentistry*, 29(3), pp. 2-15.

Scarano, A. et alii (2004). Bacterial adhesion on commercially pure titanium and zirconium oxide disks: An in vivo human study. *Journal of Periodontology*, 75(2), pp. 292-296.

Sennerby, L. et alii (2005). Bone tissue responses to surface-modified zirconia implants: A histomorphometric and removal torque study in the rabbit. *Clinical Implant Dentistry and Related Research*, 7(1), pp. S13-S20.

Silva, N. R. et alii (2008). Reability of One-piece Ceramic Implant. *Journal of Biomedical Materials Research Part B: Applied Biomaterials*, 88(2), pp. 419-426.

Smith, D. e Zarb, G. (1989) Criteria for success of osseointegrated endosseous implants. *The Journal of Prosthetic Dentistry*, 52(5), pp. 567-572.

Stübinger, S. et alii (2008). Effect of Er:YAG,CO2 and Diode laser irradiation on surface properties of zirconia endosseous dental implants. *Lasers in Surgery and Medicine*, 40, pp. 223-228.

Tolstunov, L. (2006). Dental Implant Success-Failure Analysis: A concept of Implant Vulnerability. *Implant Dentistry*, 15(4), pp. 341-346.

Torcasio, A., Lenthe, V. e Oosterwych, V.H. (2008). The Importance of Loading Frequency, Rate and Vibration for Enhancing Bone Adaptation and Implant Osseointegration. *European Cells and Materials*, 16, pp. 56-68.

Wataha, J. C. (1996). Materials for Endosseous Dental Implants. *Journal of Oral Rehabilitation*, 23, pp. 79-90.

Wenz, H. J. et alii (2008). Osseointegration and clinical success of zirconia dental implants: A systematic review. *The Internacional Journal of Prosthodontics*, 21(1), pp. 27-36.