

Instituto Latino Americano de Pesquisa e Ensino Odontológico

Gabriel Marques

**Reparação tecidual entre interface osso e zircônia e osso e titânio. Análise
histológica em tíbias de coelhos.**

CURITIBA
2011

Gabriel Marques

**Reparação tecidual entre interface osso e zircônia e osso e titânio. Análise
histológica em tíbias de coelhos.**

Dissertação apresentada ao
Instituto Latino Americano de Pesquisa e Ensino Odontológico,
como parte dos requisitos para obtenção do título
de Mestre em Odontologia área de concentração Implantodontia

Orientador: Prof. Dr. Luis Eduardo Marques Padovan

CURITIBA
2011

Marques, Gabriel
M357r Reparação tecidual entre interface osso e zircônia e osso e titânio.
Análise histológica em tíbias de coelhos. Curitiba, 2011
106f. : il. ; 31cm

Dissertação (mestrado) – Instituto Latino Americano de Pesquisa e
Ensino Odontológico – Programa de Pós - Graduação em Odontologia -
Área de Concentração: Implantodontia. Curitiba, 2011
Orientador: Prof. Dr. Luis Eduardo Marques Padovan

Bibliografia

1. Zircônia. 2. Óxido de Zircônia. 3. Implantes Dentários.
4. Osseointegração. I. Título.

Gabriel Marques

Reparação tecidual entre interface osso e zircônia e osso e titânio. Análise
histológica em tíbias de coelhos.

Presidente da banca: Prof. Dr. Luis Eduardo Marques Padovan

BANCA EXAMINADORA

Prof. Dr^a. Ana Paula Bassi

Prof. Dr. Fabiano Rodrigues Palma

Aprovada em: 25/05/2011.

Dedicatória

A minha mãe **Valtraude**, por ter proporcionado a vida, além disto por toda a sua dedicação dispensada, estando sempre ao meu lado, incentivando-me e zelando por mim, mesmo nas horas mais difíceis, agradeço aos teus ensinamentos, pelo teu carinho mesmo quando por vezes não retribuído, por tudo que tu já fizeste por mim, enfim pelo amor incondicional e quem sabe algum dia eu possa retribuir tudo aquilo que tu já fizeste por mim. Te amo muito.

A meu pai **Valni** (*in memoriam*), que apesar do destino ter me privado do teu convívio muito cedo, soubeste nos poucos anos que tive a felicidade de estar ao seu lado, transmitir valores inestimáveis para a formação do carácter de um verdadeiro homem e com eles sigo constantemente na busca de me tornar um ser humano melhor, mais digno, tentando sempre respeitar o próximo. Pai, esteja você onde estiver, tenha certeza que sigo todos os dias praticando o que me ensinaste e tenho mais certeza ainda de que tu continuas guiando meus passos na busca tornar-me tudo aquilo que tu sonhaste.

Ao meu irmão **Estefano**, por tudo o que tu significas para mim, além de irmão, um grande amigo, com quem eu sei que sempre pude e sempre poderei contar, um grande abraço.

Agradecimentos

Ao **Dr. Luis Eduardo Marques Padovan**, meu orientador, pela amizade, pelos ensinamentos e pelas horas dispensadas (muitas vezes ausentando-se de sua família) para que esse trabalho se tornasse realidade. Agradeço muito a confiança em mim depositada, peço desculpas se em algum momento eu tenha deixado algo a desejar e dizer-lhe que além de um grande cirurgião, considero uma grande pessoa. Muito obrigado por tudo.

Ao **Dr. Fabiano Rodrigues Palma**, pelas oportunidades e confiança em mim depositadas, pelos ensinamentos, conselhos e por dividir sua experiência profissional comigo. Tenha certeza de que muito aprendi e ainda vou aprender contigo, serei sempre grato. Um grande abraço.

Ao colega e amigo **Rodrigo Vieira**, que nesses dois anos de convivência demonstrou um grande caráter e ser um grande amigo, agradeço pela ajuda no desenvolvimento desta pesquisa e pela parceria de estrada. Que essa amizade possa perdurar pela vida toda. Um grande quebra costela.

Aos parceiros de clínica **Ricardo Piotto** e **Sidnei Bosi**, por esses dois anos de convivência e aprendizagem, um grande abraço aos dois.

A todos os colegas do mestrado **Arlindo Ferreira Jr, Eloana Tomé, Felipe Medina Freeman, Felipe Sasaki, Gilson Reinert, Giuliano Pacher, Hélio de Paula Lemes, Hugo Peixoto, Jacques Luiz, José Marcelo, Piño Jesus, Rogéria Acedo Vieira, Rosa Cristina Mendes, Roseli Trevisan Latenek** Com certeza foi muito importante a convivência com todos vocês durante estes dois anos, foram muitos os aprendizados e as oportunidades de troca de experiências e com certeza fazem parte de minha formação como profissional.

Ao professor **Dr. Paulo Domingos Ribeiro Júnior** pelos ensinamentos e auxílio na pesquisa, muito obrigado por tudo.

A **Elisa Mattias Sartori**, pela imensa ajuda e dedicação na realização deste trabalho, sem a sua ajuda com certeza o caminho teria sido muito mais longo e árduo, desejo todo sucesso do mundo, pela dedicação e amor com que tu faz odontologia. Muito obrigado.

Ao **William Saranholi**, obrigado pelo auxílio na execução da pesquisa e pelo tempo dispensado. Um grande abraço

A **Profª Drª Mariza Akemi Matsumoto** pelo tempo e auxílio na pesquisa, sem o que, este trabalho não seria possível. Muito obrigado por tudo.

A **Profª Drª Ana Paula Bassi**, “pequena em tamanho”, mas grande como mulher e profissional, com um coração enorme, sempre disposta a ajudar a todos e com certeza conquistou o respeito de todos pela pessoa que é. Muito obrigado.

A **Profª Drª Ivete Aparecida de Mattias Sartori**, não só pelo respeito e paciência para com toda a turma do mestrado, mas por dividir sua imensa experiência na prática da odontologia de forma clara e sincera. Com certeza levarei para toda a minha vida o exemplo de inesgotável dedicação com que realiza a arte de ensinar. Muito obrigado.

A **Profª Drª Ana Claudia Melo** e ao **Prof. Dr. Roberto Shimizu**, pelos ensinamentos, sempre conduzindo a turma com muita humildade, respeito e dedicação, com certeza, pessoas que levarei como exemplos para sempre. Muito obrigado.

A **todos os professores, sejam eles do ILAPEO ou convidados**, pelos conhecimentos divididos da forma mais clara possível, com certeza todos foram igualmente importantes na minha formação. Muito obrigado.

A **todos os funcionários do ILAPEO**, pela dedicação e respeito com quem fazem seu trabalho.

A **Empresa Neodent**, pelo apoio e incentivo à pesquisa e a doação dos materiais e implantes.

Sumário

Listas

Resumo

1. Introdução	19
2. Revisão de Literatura	
2.1 Histórico da Implantodontia	22
2.2 Considerações Biológicas e Clínicas Referentes à Osseointegração	26
2.3 Materiais Utilizados na Implantodontia Oral.....	27
2.3.1. Titânio e Ligas de Titânio	29
2.3.2. Titânio Comercialmente Puro (cpTi).....	30
2.3.3. Ligas de Titânio.....	31
2.3.4. Zircônia	31
Histórico	31
Ocorrência Mineral.....	32
Aplicações da Zircônia	33
Características Químicas e Físicas da Zircônia.....	34
Classificação das Zircônias	36
Tranformação Martensítica	37
Mecanismo de Tenacificação	37
Degradação em Baixa Temperatura da Zircônia (LTD)	38
Utilização da Zircônia na Odontologia	40
3. Proposição	52
4. Materiais e Métodos	
4.1. Animais e procedimento cirúrgico	53
4.2. Eutanásia dos animais e obtenção das amostras para análise.....	58
4.3. Critérios para análise microscópica descritiva	59
5. Artigo Científico.....	61
6. Referências.....	76
7. Apêndice	82
7.1. Apêndice 1	82

7.1. Apêndice 2	94
8. Anexo	
7.1. Anexo 1	105
7.1. Anexo 2	106

Lista de Figuras

Figura 1 - Badeleita (ZrO_2) e Zirconita ou Zircão	32
Figura 2 - Representação esquemática das três estruturas da zircônia: (a) cúbica; (b) tetragonal; (c) monoclnica.....	35
Figura 3 - Transformação induzida por tensão de partículas de ZrO_2 no campo de tensão elástica da trinca.....	38
Figura 4 - Degradação em baixa temperatura da zircônia.	39
Figura 5 - Coelho adulto da raça Nova Zelândia utilizado na pesquisa.	53
Figura 6 - (A) Realização da tricotomia da região anterior e lateral da tíbia e (B) anti-sepsia utilizado uma solução de polivinilpirrolidona-iodo (PVP-I) a 10%, solução tópica.	54
Figura 7 - (A) incisão cutânea, (B) incisão e divulsão da musculatura.....	55
Figura 8 - (A) descolamento periostal, (B) exposição óssea da região.	55
Figura 9 – (A-B-C-D-E-F) Preparo cirúrgico utilizando o protocolo preconizado por Bränemark 1985..	56
Figura 10 - Instalação dos implantes.....	56
Figura 11 - Implantes utilizados na pesquisa.....	57
Figura 12 - (A) Reposição dos tecidos e sutura intradérmica (B) Sutura cutânea.....	57
Figura 13 - Aplicação da medicação pós-operatória.....	58
Figura 14 - Implantes utilizados na pesquisa (fig. 01 artigo)	66

Figura 15 - Resultado histológico grupo zircônia e titânio 07 dias (fig. 02 artigo).....	69
Figura 16 - Resultado histológico grupo zircônia e titânio 60 dias (fig. 03 artigo).....	69
Figura 17 - Resultado histológico grupo zircônia 07 dias.....	84
Figura 18 - Resultado histológico grupo titânio 07 dias.....	85
Figura 19 - Resultado histológico grupo zircônia 15 dias.....	86
Figura 20 - Resultado histológico grupo titânio 15 dias	87
Figura 21 - Resultado histológico grupo zircônia 30 dias.....	88
Figura 22 - Resultado histológico grupo titânio 30 dias	89
Figura 23 - Resultado histológico grupo zircônia 45 dias.....	90
Figura 24 - Resultado histológico grupo titânio 45 dias	91
Figura 25 - Resultado histológico grupo zircônia 60 dias.....	92
Figura 26 - Resultado histológico grupo titânio 60 dias	93

Lista de Tabelas

Tabela 1 - Materiais já utilizados como implantes endoósseos	29
--	----

Lista dos Símbolos

PSZ-Y	Zircônia Parcialmente Estabilizada por Ítria
PSZ	Zircônia Parcialmente estabilizada
TZP	Zircônia Tetragonal Policristalina (TZP)
3Y-TZP	Zircônia Parcialmente Estabilizada a 3% mol de ítria
pH	Potencial de hidrogênio iônico
(m)	Fase monoclínica
(t)	Fase tetragonal
(c)	Fase cúbica
Al ₂ O ₃	Óxido de Alumínio
°C	Grau Celsius
cpTi	Titânio comercialmente puro
O	Oxigênio
Fe	Ferro
N	Nitrogênio
C	Carbono
H	Hidrogênio
Ti-6Al-4V	Liga Titânio-Alumínio-Vanádio
Ti	Titânio
Al	Alumínio
V	Vanádio
α	Fase Alfa

β	Fase Beta
%	Porcentagem
ZrO ₂	Óxido de Zircônio
ZrO ₂ .SiO ₂	Silicato de Zircônio
Zr	Zircônio
CaO	Óxido de Cálcio
MgO	Óxido de Magnésio
Y ₂ O ₃	Óxido de Ítrio
CeO ₂	Óxido de Cério
HgO	Óxido de Mercúrio
LTD	Degradação em Baixa Temperatura da Zircônia
CAD-CAM	Computer Aided Design and Computer Aided Manufacturing
N.cm	Newton Centímetros
BIC	Contato Osso-Implante (<i>Bone-to-Implant Contact</i>)
rBVD	Densidade Relativa Periimplantar de Volume Ósseo
CaP	Fosfato de Cálcio
g	Gramas
mg	Miligramas
Kg	Quilogramas
ml	Mililitro
nº	Número
mm	Milímetros
µm	Micrômetros
UI	Unidade Internacional

PVPI

Solução de Polivinilpirrolidona-Iodo a 10%

Resumo

A crescente valorização da estética somada à expectativa do paciente tem levado o questionamento do uso de ligas metálicas em implantes instalados na região anterior. A melhora das propriedades mecânicas dos materiais cerâmicos principalmente a zircônia parcialmente estabilizada por ítria, vem sendo alvo de inúmeras pesquisas. Poucos estudos foram realizados até o momento, com o objetivo de elucidar as propriedades biológicas da zircônia, e a proposta deste trabalho foi analisar o comportamento da reparação tecidual entre a interface osso e zircônia e osso e titânio em tíbias de coelhos, por meio de uma análise histológica descritiva. Foram instalados 30 implantes, sendo 15 de zircônia parcialmente estabilizada por ítria e 15 de titânio, ambos com superfície lisa, em 30 tíbias de coelhos da raça Nova Zelândia. Os períodos de sacrifício foram de 7, 15, 30, 45 e 60 dias, para análise histológica. Os resultados mostraram ausência de diferenças significativas na morfologia da reparação tecidual entre os grupos até a avaliação de 30 dias. Apresentando uma tendência para uma maturação óssea mais precoce, com aspecto ósseo corticalizado mais uniforme em toda extensão do implante para o grupo do titânio a partir da avaliação de 45 dias e persistindo na avaliação de 60 dias. Concluindo que ambos dos materiais apresentaram-se compatíveis ao tecido ósseo.

Palavras-chave: Zircônia, Óxido de Zirconia, Implantes Dentários, Osseointegração.

Abstract

The growing appreciation of aesthetics coupled with patient expectation has led the questioning of the use of alloys in implants placed in the anterior region. The improvement of mechanical properties of ceramic materials, especially the Y-TZP, has been the subject of numerous studies. Few studies have been conducted so far, with the goal of elucidating the biological properties of zirconia. The purpose of this study was to analyze the behavior of tissue repair and bone interface between zirconia and titanium in tibia of rabbits by means of an analysis Histological description. Thirty implants were installed, 15 Y-TZP and 15 of titanium, both with machined surface in the tibia of 30 New Zealand rabbits. The sacrifice periods were 7, 15, 30, 45 and 60 days for histological analysis. The results showed no significant differences in the morphology of tissue repair between the groups until the 30-day trial. Showing a trend toward earlier maturation bone with bone corticalization more uniform appearance to the fullest extent of the implant for the group of titanium from the assessment of 45 days and persisting in the 60-day trial. Concluding that both materials were compatible to bone.

Keywords: Zirconia, Zirconium Oxide, Dental Implants, Osseointegration.

1. Introdução

O desenvolvimento da implantodontia trouxe uma melhoria significativa na qualidade de vida para uma grande parcela da sociedade, pacientes que até pouco tempo atrás, estavam fadados ao uso de prótese convencionais após a perda de seus dentes, passaram a ter uma nova alternativa de tratamento com a descoberta dos implantes osseointegráveis na década de 1960 pelo professor Brånemark, os quais começam a ser utilizados mundialmente em larga escala, a partir do final da década de 1970 e início dos anos 80, quando o primeiro estudo longitudinais mostrando sucesso no uso destes dispositivos, são apresentados à comunidade científica. (BRÅNEMARK et al., 1977; ADELL et al., 1981).

Inicialmente o uso dos implantes osseointegráveis ficou restrito aos pacientes que necessitavam reabilitações totais (ADELL et al., 1981; ADELL et al. 1990), porém com os excelentes resultados obtidos nestes pacientes, novas modalidades de tratamentos foram propostas e começam a ser utilizadas para reabilitações de perdas dentais parciais e unitárias (LEWIS et al., 1988; JEMT, LEKHOLM & ADELL 1989), o que acarretou em mudança no conceito de tratamento, que até então consistia apenas na devolução da função mastigatória dos pacientes, passando a incrementar o fator estética, aumentando a expectativa quanto ao tratamento, principalmente nos pacientes com perdas dentárias parciais e unitárias. (SHARIFI, PANG & CHAI 1994; BELSER et al., 2000)

Atualmente, o material padrão para a confecção de implantes e componentes protéticos é o titânio, este apresenta altos índices de sucesso nas mais diversas modalidades de tratamento, impulsionando a implantodontia a níveis de exigência extrema, associado a isto, a busca pela excelência nos tratamentos reabilitadores, têm estimulado a indústria de implantes dentários na pesquisa e desenvolvimento de materiais que possam suprir certas deficiências do titânio, principalmente no que tange a questão estética. Nos últimos anos os materiais cerâmicos têm sido propostos como uma

alternativa ao uso do titânio e dentre eles os que mais têm se destacado são os compostos de zircônia, principalmente em virtude de suas características físicas e biológicas. (ANDREIOTELLI, WENZ & KOHAL 2009; VAGKOPOULOU et al., 2009)

O zircônio consiste em um metal amplamente distribuído na crosta terrestre, nunca sendo encontrado livre na natureza, pois caracteriza-se por ser muito reativo, apresentando-se sempre em associação a outros elementos (CAMPOS, 1993). A zircônia pura é uma estrutura polimórfica e apresenta três estruturas cristalinas bem definidas: monoclinica (m), tetragonal (t) e cúbica (c), estáveis em determinadas faixas de temperaturas durante a sinterização. Porém essas mudanças de fases acarretam uma alteração volumétrica na estrutura induzindo o aparecimento de trincas, diminuindo desta forma a resistência mecânica do material e tornando a zircônia pura inviável para a utilização estrutural na indústria. Desta forma a adição de óxidos estabilizadores, altera o comportamento das fases tornando as fases cúbica e tetragonal estáveis na temperatura ambiente, melhorando assim as propriedades mecânicas das cerâmicas de zircônia. (KELLY & DENRY 2008)

Com essa descoberta, surgem no mercado as zircônias com adição de óxidos estabilizadores, passando a ser classificadas de acordo com o tipo e a quantidade de óxidos presentes no material, podendo ser denominadas de Zircônia Parcialmente ou Totalmente Estabilizada, ou ainda mais recentemente Zircônia Tetragonal Policristalina (WATAHA, 1996). Atualmente a Zircônia Parcialmente Estabilizada por Ítria (PSZ-Y) vem ganhando espaço na utilização como material odontológico, mostrando vantagens em relação a outros materiais cerâmicos, devido a suas propriedades mecânicas. (COSTA, 2009)

A Zircônia Parcialmente Estabilizada por Ítria, tem sido alvo de alguns estudos para avaliar a reação da sua superfície com os tecidos vivos, onde tem mostrado resultados promissores quanto à biocompatibilidade. (WENZ et al., 2008)

Devido a poucas pesquisas realizadas até o momento objetivando elucidar suas propriedades biológicas, no que diz respeito a osseointegração, quando comparado ao número de trabalhos referenciando o titânio, idealizou-se esta pesquisa que teve por objetivo realizar uma avaliação histológica descritiva para analisar o padrão comportamental da reparação tecidual entre a zircônia e o titânio sem tratamento específico de superfície.

2. Revisão de Literatura

2.1. Histórico da Implantodontia

Ao longo da história, a humanidade tem apreciado o valor dos dentes e procurado maneiras de substituir as suas perdas, no entanto, somente nos últimos 200 anos os pesquisadores e profissionais da área médica e odontológica, obtiveram progressos substanciais na substituição dos dentes perdidos. Nos últimos dois séculos, diversos relatos e artigos utilizando os mais variados materiais e técnicas foram descritos, obtendo inúmeros resultados e conclusões a respeito da utilização de implantes em seres vivos. Entretanto, apenas na segunda metade da década de 1930 os cirurgiões *Venable* e *Stuck* observam em um metal, composto por uma liga de Cobalto, Cromo e Molibdênio (*Vitallium*), que este apresentava baixa corrosão e eletricamente neutro, a partir destes estudos, em 1939, *A. E. Strock* da universidade de Harvard, aplica o *Vitallium* como implante em regiões após extrações dentárias e pela primeira vez um material não desenvolve reação adversa. (RUDY et al. 2008)

Contudo, apenas no ano de 1940, com o intuito de comparar a reação dos tecidos a diferentes metais, em um estudo em animal, *Bothe, Beaton e Davenport* de Chicago, observam que o uso do titânio obteve uma excelente resposta e relatam que: "A resposta do osso ao titânio foi tão boa, se não melhor, que as ligas não-corrosivas, onde houve maior tendência do osso se fundir com ele" e descreve ainda: "se a evolução metalúrgica no futuro, tornar possíveis trabalhar de forma adequada, este possui força e dureza necessária para um apoio adequado" porém sugerem mais trabalhos experimentais para provar a igualdade ou superioridade às ligas não-corrosivas como material protético. Finalmente em 1951 *Gottlieb S. Leventhal* da Filadélfia utiliza parafusos de titânio para a fixação de fraturas ósseas. (RUDY et al., 2008)

A implantodontia oral, como é conhecida atualmente, inicia-se na década de 1950, quando um cirurgião ortopédico e pesquisador sueco chamado *Per-Ingvar Brånemark* e sua equipe realizam pesquisas no campo da medicina, para avaliar a micro vascularização óssea em coelhos. Neste experimento *Brånemark* utilizava um dispositivo confeccionado em titânio para auxiliar na visualização do fluxo sanguíneo do osso e após o término das pesquisas, na tentativa de removê-los, visualizou que os mesmos estavam solidamente integrados ao osso, concluindo dessa forma que o titânio apresentava uma propriedade até então não observada por nenhum material, a característica de unir-se intimamente ao osso sem causar qualquer reação de corpo estranho, surgindo então o termo “Osseointegração”. A partir desse momento ele inicia uma série de pesquisas para avaliar o sucesso a longo prazo do titânio em animais e humanos, relatando os dados obtidos em 1969. (BRÂNEMARK et al., 1969)

Embora a equipe de *Brånemark* sugerir uma ancoragem direta entre o titânio e o tecido ósseo, a comunidade científica continuava desacreditada nesta teoria, questionando o fenômeno e seus possíveis potenciais, isso devido à deficiência dos métodos histológicos que comprovassem o fenômeno da época. Porém *Schroeder* e seus colaboradores em 1976 na Suíça empregando uma tecnologia recém desenvolvida para corte de tecido ósseo não desmineralizado sem separação prévia do implante, conseguem comprovar a união direta entre o osso e o implante. (ALBREKTSSON, 1999)

Concomitantemente, a equipe do Dr. *Schroeder* desenvolve um projeto de implante que consistia em um cilindro oco baseado nos estudos descritos por *Greenfield* em 1913, este apresentava na superfície em contato com o tecido ósseo, uma camada de plasma de titânio, o qual era pulverizado com a finalidade de criar rugosidade superficial a fim de promover uma melhora na ancoragem do implante, destacando ainda como vantagens, a aceleração da resposta de cicatrização do osso frente ao trauma de instalação e aumento na área da superfície de contato entre o implante e o osso, dando

origem assim as pesquisas que levariam ao desenvolvimento das superfícies dos implantes dentários. (RUDY et al. 2008)

Entre os anos de 1977 e 1981, surgem as primeiras publicações com acompanhamentos de longo prazo utilizando implantes endoósseos, estas mostram taxas significativas de sucesso. (BRÅNEMARK et al., 1977; ADELL et al., 1981)

No ano de 1983, *George Zarb* da Universidade de Toronto no Canadá, toma conhecimento da pesquisa realizada por *Brånemark* em cães e resolve ir até Gotemburgo para conhecer melhor os estudos, após uma primeira estadia na Europa, retornou por mais uma vez, onde permaneceu por mais seis meses, quando convence *Brånemark* a dividir os resultados de sua pesquisa com o mundo. No mesmo ano, são então apresentados os resultados de acompanhamento clínico de 15 anos, em uma conferência realizada no Canadá sobre Osseointegração na Clínica Odontológica, a qual ficou conhecida como Conferência de Toronto, a partir desse momento as descobertas ganham o mundo e o termo osseointegração começa a ser amplamente aceito e praticado, o conceito de osseointegração é definido por *Brånemark* em 1985, como sendo: “um processo caracterizado por uma conexão direta, funcional e estruturada entre osso organizado e vital e a superfície de implantes sujeitos a cargas funcionais”. (BRÅNEMARK, ZARB & ALBREKTSSON 1985)

Com a publicação dos primeiros estudos referentes à reabilitação de pacientes edêntulos, empregando implantes osseointegrados como meio de ancoragem e suporte para próteses, abre-se uma nova perspectiva de tratamento para a reabilitação dos pacientes inválidos orais, (ADELL et al., 1981) publicam um estudo, onde fazem um acompanhamento de 15 anos, no qual avaliam as reabilitações de pacientes com arcos edêntulos, tratados com implantes osseointegrados e obtém resultados clínicos satisfatórios a partir de um protocolo tradicional de dois estágios cirúrgicos, onde ressaltam a necessidade de um procedimento cirúrgico inicial para a instalação dos implantes, seguido de um período de cicatrização destes (período este variando de 3-4

meses em mandíbula e 5-6 meses em maxila) e posteriormente a essa espera um segundo procedimento cirúrgico com a finalidade de instalação dos *abutments* e início da confecção das próteses, resultados estes ratificados posteriormente. (ADELL et al. 1990)

Com a sedimentação da técnica desenvolvida pela equipe de *Brånemark* em pacientes edêntulos totais, inicia-se a busca de protocolos e maiores conhecimentos no uso dos implantes para o tratamento de pacientes parcialmente desdentados, dando início as pesquisas com estes pacientes, os primeiros estudos utilizam os mesmos princípios cirúrgicos e protéticos da técnica para edêntulos totais e obtém resultados positivos. (JEMT, LEKHOLM & ADELL 1989; VAN STEENBERGHE et al., 1990)

Naturalmente com a evolução das técnicas e protocolos, novos horizontes surgem e pacientes com perdas dentárias unitárias começam a ser tratados com implantes osseointegrados, obtendo resultados igualmente satisfatórios, porém em virtude do perfil destes (pacientes com perdas parciais ou unitárias), há um aumento da expectativa quanto ao tratamento, além disso problemas antes pouco freqüentes, como afrouxamento de componentes e deficiências estéticas começam a ser questionados, surgindo dessa forma a necessidade do desenvolvimento de novos componentes protéticos, diagnósticos adequados, indicações e planos de tratamentos com a finalidade de sanar esses problemas. (JEMT, LEKHOLM & ADELL 1989; JEMT et al., 1991; SHARIFI, PANG & CHAI 1994; BELSER et al., 2000)

Apesar da excelente aceitação biológica e altas taxas de sucesso do titânio, a indústria de implantes volta seus olhos para o uso de novos materiais com propriedades que possam suprir as deficiências estéticas dos metais. Em virtude do aumento na expectativa estética das reabilitações, na década de 1980 surge um implante confeccionado com a coloração semelhante a dos dentes naturais, feito em material cerâmico à base de óxido de alumínio (Al_2O_3), estes apresentavam excelente biocompatibilidade e foram denominado de implante *Tübingen* (Frialit I[®]), porém devido a

deficiência das propriedades mecânicas a longo prazo, foram retirados do mercado. (SCHULTE I, II e III 1984; ZETTERQVIST, ANNEROTH & NORDENRAM 1991)

Nos últimos anos, pesquisas no campo dos materiais cerâmicos para restauração dos dentes naturais e implantes dentários se intensificaram. A cerâmica de zircônia em particular a Y-PSZ vem sendo alvo de diversos estudos quanto a sua utilização como material odontológico, tendo demonstrado várias vantagens em relação a outros materiais cerâmicos, devido a suas propriedades mecânicas, tendo em vista isso, no futuro talvez ela possa se tornar um substituto ao implantes de titânio, proporcionando excelente qualidade estética, devido a sua semelhança muito grande com a coloração natural das raízes dentárias. (COSTA, 2009)

2.2. Considerações Biológicas e Clínicas Referentes à Osseointegração

Na década de 1950, *Brånemark* realizando uma pesquisa para avaliar a micro vascularização óssea em coelhos, observa que um dispositivo em titânio, utilizado para auxiliar na visualização do fluxo sanguíneo do osso, após o uso apresentava-se unido ao tecido ósseo, sem causar qualquer reação de corpo estranho ao hospedeiro, após esta constatação sugere o termo osseointegração para esse fenômeno. (BRÅNEMARK et al., 1969)

No início da década de 1960 *Brånemark* e seus colaboradores iniciam o desenvolvimento de pesquisas no campo da implantodontia, com a finalidade de obter um implante baseado nos resultados obtidos na década anterior, onde o sucesso deste dependeria da união direta entre osso-implante, a qual havia sido denominada osseointegração, porém apesar dos estudos em laboratório realizados pela sua equipe demonstrarem claramente que a ancoragem direta do implante ao osso seria possível, a comunidade científica apresentava-se descrente e continuava acreditar na idéia de que o implante estaria envolto por uma camada de tecido fibroso. Porém em meados dos anos

1970, um pesquisador suíço chamado *André Schroeder* consegue comprovar a teoria de *Brånemark* através de novas técnicas histológicas, onde ele demonstra claramente a união direta implante-osso. (ALBREKTSSON, 1999)

O conceito de osseointegração é então definido como sendo: “um processo caracterizado por uma conexão direta, funcional e estruturada entre osso organizado e vital e a superfície de implantes sujeitos a cargas funcionais”. (BRÅNEMARK, ZARB & ALBREKTSSON 1985)

(ALBREKTSSON et al., 1986) fazem uma publicação, onde propõem critérios para a avaliação do sucesso de implantes dentais e dentre eles citam:

1. Um implante quando testado clinicamente não pode apresentar mobilidade.
2. Radiograficamente deve estar ausente de qualquer evidência de radiolucidez peri-implantar.
3. Quando avaliada a perda óssea, esta não pode ser maior que 0,2 mm ao ano, após o primeiro ano em função.
4. Ausência de sinais ou sintomas persistentes ou irreversíveis de dor, infecção, neuropatias, parestesias ou violação do canal mandibular.

Além disto ainda relatam que para a obtenção de êxito na implantodontia há a necessidade de vários componentes, como a utilização de materiais biocompatíveis, natureza da macro e micro-superfície do implante, estado do leito receptor do implante no que se refere à saúde (ausência de infecção) e morfologia (qualidade óssea), cuidado na técnica cirúrgica e uma boa fase de cicatrização, além de subsequentemente um bom planejamento protético.

2.3. Materiais Utilizados na Implantodontia Oral

Uma grande variedade de materiais tem sido utilizado no último século como implantes endoósseos (Tabela 1), a baixa corrosão e a ausência de toxicidade destes

implantes eram vistos como vantagens, porém a resposta biológica muito baixa, quando comparado aos materiais utilizados atualmente fizeram com que muitos destes implantes falhassem. Dentre os materiais cerâmicos a alumina, hidroxiapatita e tri cálcio fosfato foram introduzidos na década de 1960 e 70, não obtendo resultados aceitáveis para a maioria dos implantes, a hidroxiapatita e fosfato tri cálcio ainda hoje são utilizados como revestimentos metálicos com boa resposta biológica, o cristal de safira e o *bioglass* obtiveram respostas biológicas bastante favoráveis. Dentre os polímeros utilizados como implantes endoósseos, a maioria tem apresentado propriedades mecânicas e respostas biológicas pobres, o que tem limitado a sua utilização, porém possuem uma vantagem de ser facilmente fabricados na forma desejada. Os metais são provavelmente as formas mais antigas de material utilizado como implantes dentários, uma série de metais e ligas têm sido relatadas, dentre elas, as ligas de ouro foram as primeiras a serem utilizadas, porém em virtude da interface fibrosa com o osso, foram substituídas pelo aço inoxidável e tântalo na década de 1940 e 50. As ligas de cobalto-cromo também foram usadas como implantes, mas assim como todos outros, não obtiveram uma resposta satisfatória. Atualmente todos estes materiais têm sido substituídos pelo titânio comercialmente puro ou pelas ligas de titânio. (WATAHA, 1996)

A introdução de zircônia como um material odontológico gerou considerável interesse na comunidade odontológica, devido às suas propriedades físicas e químicas, as propriedades mecânicas da zircônia são as mais altas relatadas entre as cerâmicas odontológicas, associada a isto, a sua cor branca, semelhante à cor dos dentes naturais e a capacidade de transmitir a luz, a torna um material adequado para restaurações estéticas, tornando-a útil em áreas esteticamente importantes da cavidade oral. A zircônia tem sido utilizada para a confecção de pinos em canais radiculares, bráquetes ortodônticos, *abutments* de implantes, próteses fixas *metal-free* e mais recentemente, sido alvo de pesquisas no campo dos implantes dentários como substituto ao titânio, devido a sua alta resistência à fratura em comparação com a alumina e outros materiais

cerâmicos, por ser um material bioinerte e pela excelente resistência à corrosão. (COSTA, 2009; VAGKOPOULOU et al. 2009; KOUTAYAS et al. 2009; ÖZKURT, İŞERİ & KAZAZOĞLU 2010; GIORDANO & SABROSA 2010)

Tabela 1 - Materiais já utilizados como implantes endoósseos (Adaptado de WATAHA 1996).

POLÍMEROS	
Titânio	cpTi
Liga de Titânio	Ti ₆ Al ₄ V
Aço Inoxidável	SS, 316 LSS
Liga de Cobalto-Cromo	Vitallium, Co-Cr-Mo
Liga de Ouro	
Tântalo	Ta
CERÂMICAS	
Alumina	Al ₂ O ₃ amorfo ou cristal de Safira (Kyocera)
Hidroxiapatita	HA, Ca ₁₀ (PO ₄) ₁₀ (OH) ₂
Beta Tricálcio-fosfato	B-TCP, Ca ₃ (PO ₄) ₂
Carbono	C, vitreo, (LTI) isotrópico de muito baixa temperatura, (ULTI) isotrópico de muito baixa temperatura
Carbono Silica	C-Si
Bioglass	SiO ₂ /CaO/Na ₂ O/P ₂ O ₅
POLÍMEROS	
Polimetilmetacrilato	PMMA
Politetrafluoretileno	PTFE
Polietileno	PE
Polisulfato	PSF
poliuretano	PU

2.3.1. Titânio e Ligas de Titânio

O titânio foi descoberto, em 1791, por *William Gregor* ao realizar experiências de

tratamento da ilmenita com ácido sulfúrico e ácido clorídrico concentrado. O nome titânio tem origem na palavra grega *Titanes*, que na mitologia grega é um dos filhos de *Urano* (Céu) e *Gaia* (Terra). (BALTAR, 2005)

Compreende cerca de 0 - 6% da crosta terrestre, na natureza o titânio apresenta-se como dióxido de titânio (TiO_2) ou ilmenite ($FeTiO_3$), o titânio metálico existe em uma estrutura cristalina hexagonal compacta, chamada de “fase alpha”, à temperatura ambiente ($25^\circ C$), tornando-se uma estrutura cúbica cristalina a cerca de $883^\circ C$, chamada de “fase beta”, a temperatura de fusão ocorre a $1.672^\circ C$. (WATAHA, 1996)

Titânio e suas ligas são os materiais atualmente utilizados como implantes osseointegrados.

2.3.2. *Titânio Comercialmente Puro (cpTi)*

O titânio conhecido como comercialmente puro (cpTi) apresenta um teor de pureza que varia de 98 a 99,5%, suas propriedades físicas variam de acordo com a presença de elementos residuais, os quais são chamados de impurezas, que permanecem após o processo de purificação, tais como: oxigênio (O), ferro (Fe), nitrogênio (N), carbono (C) e hidrogênio (H). Estas impurezas são responsáveis pela determinação quanto ao grau do cpTi (grau I, II, III ou IV) e apesar de estarem presentes em pequenas quantidades, consideráveis mudanças em algumas propriedades mecânicas ocorrerão, principalmente devido ao O e ao Fe, isso se deve pois estes elementos passam a ocupar áreas dentro do arranjo cristalino (interstício), causando desalojamento parcial dos átomos de titânio, o que acarreta um “travamento”, fazendo com que haja uma diminuição no deslizamento dos átomos quando sujeitos a forças externas, aumentando dessa forma a resistência a possíveis deformações plásticas. (BAUER, 2007)

2.3.3. Ligas de Titânio

Dentre as ligas de titânio, a mais comum encontrada e utilizada é a liga de Titânio-Alumínio-Vanádio (Ti-6Al-4V), consiste basicamente numa liga de titânio e oxigênio associada a outros elementos como o nitrogênio, carbono, hidrogênio e ferro, tal como acontece com cpTi, porém associado a estes elementos, cerca de 6% em peso de alumínio (Al) e 4% em peso de vanádio (V), essa composição consiste em uma mistura de fase alfa (α) e beta (β) na temperatura ambiente (25°C), onde o Al é responsável pela estabilização da fase α , aumentando a resistência da liga e diminuindo a sua densidade, já o V estabiliza da fase β , inibindo a corrosão. (WATAHA 1996; BAUER 2007)

2.3.4. Zircônia

Histórico

O zircônio foi descoberto em 1789 pelo químico alemão *Martin Heinrich Klaproth*, que a partir do zircão e através de uma série de reações químicas, verificou ser possível a obtenção do dióxido de zircônio, óxido do elemento até então desconhecido. A partir da descoberta de *Klaproth*, seguiram-se alguns trabalhos esparsos sobre o dióxido de zircônio, porém devido às dificuldades experimentais, a presença de impurezas e ao desconhecimento de métodos mais adequados, somente em 1925, *Van Der Arkel* e *De Boer* obtiveram o zircônio compacto com alto grau de pureza pelo método da dissociação térmica do composto. A partir da década de 1950, em decorrência das aplicações na tecnologia nuclear houve um aumento dos estudos na área da extração do zircônio em virtude de suas propriedades estruturais. (CAMPOS, 1993)

Ocorrência Mineral

O zircônio encontra-se amplamente distribuído na crosta terrestre, é encontrado em rochas cristalinas (especialmente em calcário), *gnaiesses*, sienitos, granitos e leitos de minérios de ferro, pegmatito, arenito e areias ferruginosas. Estima-se que cerca de 0,028 % da crosta terrestre é composta pelo zircônio, sendo mais abundante que o cobre, chumbo, estanho, zinco, níquel e outros metais. Nunca é encontrado livre, visto que é muito reativo, mas é encontrado geralmente como óxido ou silicato. (CAMPOS, 1993)

Dentre os minerais de zircônio mais conhecidos podemos destacar a Badeleita e a Zirconita ou Zircão (Figura 1), a Badeleita consiste em óxido de zircônio (ZrO_2), em uma concentração de 80 a 99% e a Zirconita ou Zircão, apresenta-se na forma de silicato de zircônio ($ZrO_2.SiO_2$), com uma concentração de ZrO_2 de 60 a 64%, já o Caldasíto, constituído pela mistura de silicato e óxido de zircônio, com uma relação aproximada de 75% e 25% respectivamente. O zircônio também é encontrado como constituinte menor em muitos outros minerais, como o titânio, nióbio, tântalo e elementos de terras raras. (CAMPOS, 1993, PINHEIRO, 2008; VAGKOPOULOU et al. 2009)

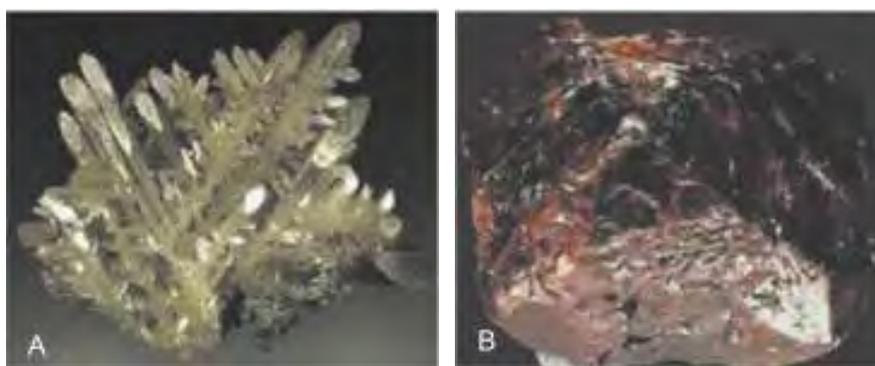


Figura 1 - (A) Badeleita (ZrO_2) e (B) Zirconita ou Zircão (Imagens retiradas de VAGKOPOULOU et al. 2009).

Aplicações da Zircônia

Dentre os materiais cerâmicos de alto desempenho, poucos apresentam potencial de aplicação tão grande quanto aqueles à base de zircônia, isso se deve em função da combinação de suas propriedades térmicas, mecânicas, químicas, elétricas e óticas, que estão sendo cada vez mais utilizadas devido a um melhor entendimento das transformações de fases e do desenvolvimento da microestrutura desses materiais. (SOUZA, 2007)

Atualmente, cerca de 80% da produção mundial de zircônia é usada para aplicações convencionais como: materiais estruturais, refratários, pigmentos, opacificantes, vitrificadores (*glazers*), abrasivos, sensores, na fabricação dos chamados “filamentos de *Nernst*” usados como fontes de radiação infravermelha, como resistências para aquecimento de fornos elétricos de altas temperaturas, na tecnologia nuclear, a zircônia isenta de háfnio, se constitui em importante insumo para produção das ligas estruturais designadas “*zircalloys*”, utilizado também para a fabricação de gemas artificiais imitando o diamante, entre outros. Além disto, a partir dos anos 1960, tem se destacado nas pesquisas como biomaterial, utilizado principalmente na medicina e odontologia. (CAMPOS, 1993, PINHEIRO, 2008; VAGKOPOULOU et al., 2009)

Na medicina, a zircônia biomédica foi introduzida 20 anos atrás para resolver o problema da fragilidade da alumina em implantes ortopédicos, desde então mais de 600.000 próteses de cabeças de fêmur em zircônia foram implantadas em todo o mundo, principalmente nos Estados Unidos da América e Europa. Porém no ano de 2001, cerca de 400 destes implantes falharam em um curto período de tempo, gerando na comunidade científica uma série de dúvidas quanto ao uso da zircônia como implantes ortopédicos, apesar dos fabricantes alegarem que este problema estava associado à falha pelo envelhecimento acelerado de dois lotes de um produto chamado (*Prozyrs*®), estes eventos obtiveram um impacto catastrófico para o uso da zircônia na ortopedia,

havendo uma diminuição de mais de 90% na sua comercialização entre os anos de 2001 e 2002. Ao mesmo tempo, a comunidade odontológica parece ter descoberto os benefícios estéticos e mecânicos do uso de zircônia, não parecendo estar tão preocupado com problemas de envelhecimento, tendo nos últimos anos um crescimento médio de 12% ao ano na sua comercialização. (CHEVALIER, 2006)

A zircônia na odontologia tem sido utilizada como facetas laminadas, coroas dentárias, próteses parciais fixas, pinos intra-radulares, bráquetes ortodônticos, pilares para implantes, sendo mais recentemente empregados como implantes dentários. Dentre os tipos de zircônia, a Y-TZP na forma de 3Y-TZP é a mais utilizada atualmente. (VAGKOPOULOU et al. 2009; KOUTAYAS et al. 2009; ÖZKURT, İŞERİ & KAZAZOĞLU 2010; GIORDANO & SABROSA 2010)

Características Químicas e Físicas da Zircônia

O zircônio (Zr), é um elemento do grupo 4 da tabela periódica, caracteriza-se por ser um metal de transição, com número atômico 40, brilhante e excepcionalmente resistente à corrosão, em sua forma pura apresenta uma estrutura cristalina caracterizado como um metal branco e dúctil enquanto na forma amorfa consiste em um pó azul e preto, um aspecto importante da química do zircônio é o de formar um grande número de íons complexos e entre eles podemos destacar o dióxido de zircônio (ZrO_2), também conhecido como zircônia, é um óxido de zircônio cristalino branco, embora não ocorra puro na natureza, é encontrado principalmente nos minerais badeleita e zircão. (CAMPOS, 1993; VAGKOPOULOU et al. 2009)

A zircônia pura é polimórfica, apresenta três estruturas cristalinas bem definidas (Figura 2): monoclinica (m), estável à temperatura ambiente e pressão normal até aproximadamente 1170°C, quando se transforma em tetragonal (t) que é estável até aproximadamente 2370°C, a partir desta temperatura passa a adquirir uma estrutura

cúbica (c) com sua estabilidade garantida até a temperatura de fusão, em torno de 2680°C. O polimorfismo apresentado pela zircônia, contribuiu para aumentar o potencial de aplicação industrial desse material, em virtude da faixa de estabilidade das várias estruturas cristalinas e dos mecanismos de transformação destas fases, esta possui uma influência crítica em muitas propriedades importantes da zircônia. Durante a sinterização, a transformação da fase tetragonal para monoclínica ($t \rightarrow m$), durante o resfriamento, é acompanhada de um aumento de volume de aproximadamente de 3 a 6%, induzindo à trincas e fraturas nos corpos cerâmicos, tornando dessa forma, a utilização da zircônia pura, na maior parte das aplicações, inviável. Entretanto, na década de 1970 a engenharia cerâmica descobre que a adição de certos óxidos de menor valência como o CaO, MgO, Y_2O_3 , CeO_2 HgO, entre outros, durante a sinterização da zircônia alteraria o comportamento do material, tornando as fases cúbica e tetragonal estabilizadas à temperatura ambiente, desta forma melhorando as suas propriedades mecânicas. (MORAES, 2004; YAMAGATA, 2004; KELLY & DANRY 2008; PINHEIRO, 2008; VAGKOPOULOU et al., 2009)

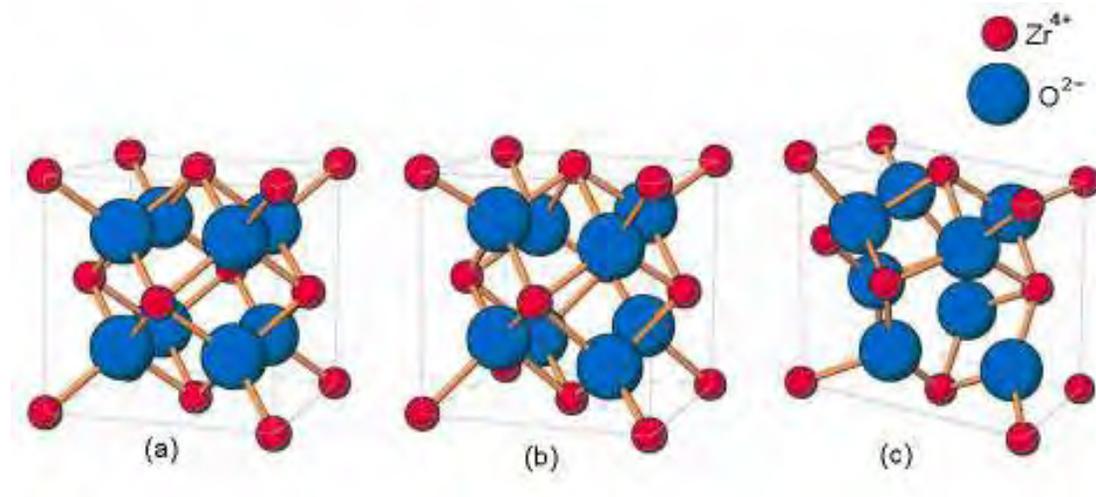


Figura 2 - Representação esquemática das três estruturas da zircônia: (a) cúbica; (b) tetragonal; (c) monoclínica. (SANTOS, 2008)

(SOUZA, 2007) em seu estudo enfatiza a zircônia dopada com ítrio, como um promissor material para aplicações estruturais e biomédicas, em virtude da biocompatibilidade e de sua excelente resistência mecânica, tenacidade à fratura, em combinação com alta resistência ao desgaste e inércia química, como pode ser visto pelos valores de tenacidade à fratura ($6,0 \text{ MPa m}^{1/2}$), resistência à flexão (900-1200 MPa), resistência à compressão (2000 MPa), Módulo de Young (210 GPa).

Classificação das Zircônias

ZIRCÔNIA TOTALMENTE ESTABILIZADA

Uma zircônia totalmente estabilizada na forma é obtida através da adição de quantidades suficientes de óxidos estabilizadores, como 16% mol (5,86% peso de MgO), 8% mol (13,75% peso de Y_2O_3), 16% mol (7,9% peso de CaO), entre outros. (MORAES, 2004; PINHEIRO, 2008)

ZIRCÔNIA PARCIALMENTE ESTABILIZADA (PSZ)

A adição de óxidos estabilizadores em quantidade inferior à necessária para a estabilização completa produz uma zircônia parcialmente estabilizada, que é uma mistura de finas partículas de zircônia tetragonal metaestáveis dispersas em uma matriz de zircônia cúbica. Usualmente, a zircônia parcialmente estabilizada (PSZ) consiste de quantidades maiores que 8% mol (2,77 % peso de MgO), 8 % mol (3,81 % peso de CaO) ou ainda 3 % - 4 % mol (5,4 % - 7,1 % peso de Y_2O_3). (MORAES, 2004; PINHEIRO, 2008)

ZIRCÔNIA TETRAGONAL POLICRISTALINA (TZP)

Uma zircônia tetragonal policristalina é constituída essencialmente pela fase tetragonal com uma concentração baixa de aditivos estabilizadores na faixa de 3% - 5% mol para o ítrio. Este material é, na verdade, uma zircônia parcialmente estabilizada,

devido a sua baixa concentração de aditivos estabilizadores, porém com características especiais em relação à microestrutura e tamanho dos grãos. (MORAES, 2004; PINHEIRO, 2008)

Transformação Martensítica

A transformação da forma tetragonal para a forma monoclinica da zircônia é do tipo martensítica ocorrendo com o resfriamento do material, esta transformação está associada a uma expansão volumétrica de 3 - 5%, suficiente para exceder a resistência do material, esta expansão de volume somente pode ser acomodada pela formação de trincas, o que inviabiliza a utilização da zircônia pura. Porém, com a adição de alguns óxidos (MgO, CaO, CeO₂, Y₂O₃...), as fases cúbica e tetragonal podem ser parcial ou totalmente estabilizadas na temperatura ambiente, possibilitando a obtenção de propriedades mecânicas necessárias para sua utilização. Esta transformação da zircônia tetragonal em monoclinica é um fenômeno influenciado pela temperatura, vapor, tamanho de grão, micro e macro trincas no material, e também pela concentração do óxido estabilizador. (MORAES, 2004; PINEIRO, 2008)

Mecanismo de Tenacificação

É o potencial da zircônia de aumentar a resistência e a tenacidade pelas transformações de fases, barrando desta forma a propagação de trincas. O mecanismo ocorre pela presença de um campo de tensões em frente a uma trinca, fazendo com que essas partículas tetragonais mantidas metaestáveis sofram transformação para a fase monoclinica estável, com esta transformação, há um ligeiro aumento no volume das partículas e o resultado é que são estabelecidas tensões compressivas sobre as superfícies das trincas nas regiões próximas à suas extremidades, as quais tendem a

estrangular e fechar a trinca, obstruindo, dessa forma, o seu crescimento. O aumento de tenacidade é induzido por tensão, microtrincamento e tensões superficiais compressivas (Figura 3 A-B-C-D-E-F). (MORAES, 2004; YAGAMATA, 2004; SOUZA, 2007; PINEIRO, 2008; VAGKOPOUPOU et al., 2009)

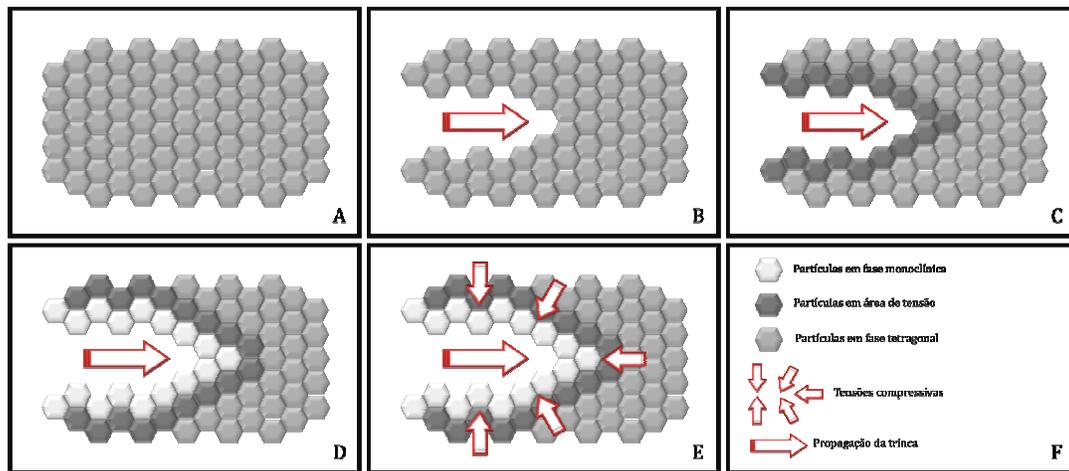


Figura 3 – (A-B-C-D-E-F) Transformação induzida por tensão de partículas de ZrO_2 no campo de tensão elástica da trinca (reproduzido a partir de SOUZA 2007)

Degradação em Baixa Temperatura da Zircônia (LTD)

A principal questão relativa as cerâmicas de zircônia no uso como biomaterial é a sua sensibilidade à degradação em baixa temperatura (LTD), esta vem sendo estudada e coloca em questionamento o uso da zircônia como biomaterial, principalmente após 2001, quando cerca de 400 próteses de cabeça de fêmur em zircônia (Prozyrs[®]) falharam após curto período de tempo, estas falhas foram associadas ao envelhecimento precoce sofrido pelos implantes após a esterilização a vapor. (CHEVALIER, 2006)

O envelhecimento se dá pela susceptibilidade da zircônia a degradação em baixas temperaturas e consiste em uma lenta transformação da superfície, onde ocorre uma mudança da fase (t) para (m) estável, na presença de ambiente úmido a

temperaturas relativamente baixas (150-400°C), esta inicia-se na superfície da zircônia e avança em direção ao interior. Esta transformação ocorre inicialmente em forma de nucleação de alguns grãos e é acompanhada por um aumento de volume que leva a um efeito em cascata provocando tensões nos grãos vizinhos e assim sucessivamente, resultando em uma zona de micro-fissuras, evoluindo para o descolamento da camada superficial dos grãos gerando uma rugosidade da superfície, o que acaba por conduzir a degradação da força (Figura 4). Tendo em vista isso, qualquer fator que seja prejudicial para a estabilidade da zircônia tetragonal pode promover degradação em baixa temperatura e entre esses fatores estão o tamanho dos grãos, a quantidade de estabilizador e a presença de tensões residuais. Em consequência disto em 1997 foi lançado pela *Food and Drug Administration* FDA, um comunicado advertindo a esterilização a vapor das próteses de cabeça femoral de prótese total de quadril e especificando que poderia causar transformação de fase e rugosidade do material, levando ao aumento do desgaste do componente acetabular. (BURLINGTON, 2007; CHEVALIER, 2006; KELLY & DANRY 2008)

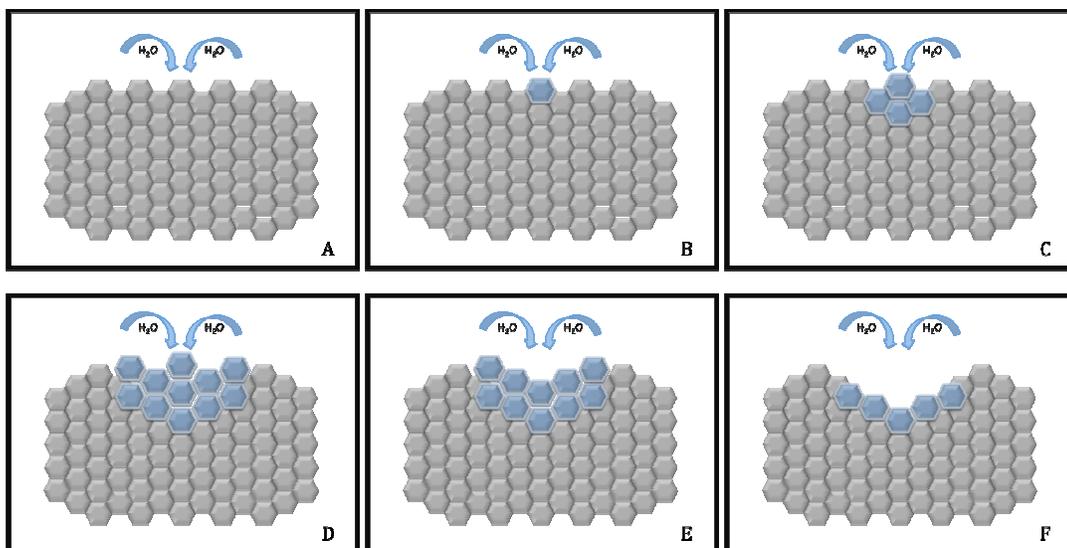


Figura 4 - Degradação em baixa temperatura da zircônia (LTD)
(reproduzido a partir de CHEVALIER, 2006)

Utilização da Zircônia na Odontologia

ESTUDOS IN VITRO:

Em um estudo utilizando elementos finitos tridimensionais (KOHAL, KLAUS & STRUB 2006) analisam os padrões de distribuição de estresse em implantes feitos em cpTi e Y-PSZ e observaram um baixo, favorável e bom padrão de distribuição de estresse, muito semelhante ao do titânio.

Avaliando os requisitos biomecânicos para uso clínico dos implantes de zircônia, restaurados com diferentes coroas *all-ceramic*, *Empress-1*[®] (Ivoclar Vivadent) e *Procera*[®] (Nobel Biocare) utilizando como controle, implantes de titânio restaurados com coroas metalo-cerâmicas, observaram que os implantes de zircônia restaurados com coroas *Procera*[®] (Nobel Biocare), podem eventualmente satisfazer os requisitos biomecânicos em dentes anteriores, porém a utilização do sistema *Empress-1*[®] (Ivoclar Vivadent), em implantes de zircônia, foi questionada devido à propagação de trincas em áreas sujeitas a cargas, diminuindo assim significativamente a resistência destas coroas. (STEFLLIK et al. 1996)

O comportamento à fadiga cíclica de subestruturas para próteses parciais fixas posteriores de zircônia densa (VITA In-Ceram[®], YZ cubes for CEREC[®]) em meio aquoso, foi avaliado por (SOUZA, 2007), onde foi observado que as subestruturas YZ obtidas pelo método CAD-CAM apresentaram elevada resistência fadiga, sobretudo quando submetidas a cargas de mastigação inferiores a 450N/cm, mas os autores salientam a importância de se analisar clinicamente essas subestruturas e observar o seu sucesso clínico comparado ao comportamento de outros materiais, tanto metálicos quanto cerâmicos.

Em outro estudo foi investigado o crescimento de trincas sob tensões cíclicas na presença de água em três materiais cerâmicos que são utilizados para a fabricação de

restaurações de cerâmicas puras, foram utilizados: zircônia parcialmente estabilizada a 3% mol de ítria (3Y-TZP, Cercon, Degudent GmbH), um compósito de vidro de $Al_2O_3-ZrO_2$ (Inceram[®] Zirconia, Vita GmbH Zahnfabrik) e uma cerâmica vítrea de $Li_2O-2SiO_2$ (Empress 2[®], Ivoclar Vivadent AG), onde os autores concluíram que apesar da sensibilidade notável para a fadiga em água, o material 3Y-TZP foi considerado adequado para a elaboração de pânticos totalmente em cerâmicas na região posterior em virtude de sua elevada resistência mecânica inicial, permitindo a preparação de pontes de três, quatro e cinco elementos com durabilidade comparável ao alcançado em restaurações metálicas e ainda com a vantagem da biocompatibilidade e estética das próteses em cerâmica. (STUDART et al., 2007)

A resistência à fratura de implantes em zircônia foi avaliada, após a exposição a um ambiente que recria artificialmente o meio oral, foram utilizados 120 implantes, fabricados em Y-TZP, zircônia tetragonal estabilizada por ítria dopada com alumina (Y-TZP-A) e titânio, sendo o último utilizado como controle. Os implantes foram submetidos a testes de acordo com cada grupo específico, onde foram observados valores de resistência à fratura dentro dos limites de aceitação clínica, não verificando qualquer influência da exposição dos implantes ao meio que simula a cavidade oral, apenas obtendo resultados significativamente inferiores quanto a resistência à fratura dos implantes, no grupo onde houve preparo prévio de chanfro na circunferência do implante, os autores recomendam a necessidade de avaliações clínicas a longo prazo para o uso dos implantes em zircônia na prática diária. (ANDREIOTELLI & KOHAL 2009)

Em um estudo piloto, foram utilizados implantes de duas peças fabricados em zircônia e titânio, submetidos a um envelhecimento artificial, onde foi observado que a estabilidade biomecânica em todos os grupos parece ser limítrofe para o uso clínico, não recomendando a utilização do protótipo para a prática clínica. (KOHAL, FINKE & KOCHER 2009)

Os efeitos mutagênicos e oncogênicos das impurezas presentes na cerâmica de

zircônia estabilizada por ítrio foram avaliados por (COVACCI et al. 1999), que estudaram a capacidade de adesão e o crescimento celular sobre as superfícies, além do potencial tóxico que estas poderiam apresentar e concluíram que a zircônia não provocou qualquer efeito mutagênico ou transformação sobre as células, considerando adequado para aplicações biomédicas.

Outro estudo avaliou e comparou a colonização bacteriana nas superfícies de discos fabricados em Y-TZP e titânio de grau 2, os resultados mostraram que a zircônia pode ser um material apropriado para a fabricação de *abutments* de implantes, com um baixo potencial de colonização bacteriana. (RIMONDINI et al. 2002) Também foi investigado a adesão bacteriana em cerâmicas, utilizando-se estreptococos orais em cerâmicas dentais na formação da placa bacteriana e avaliada a vitalidade das colônias bacterianas sobre diferentes materiais cerâmicos, os resultados mostraram que as interações específicas entre os estreptococos e a película de saliva predominam na adesão inicial e que as propriedades dos materiais como rugosidade da superfície e composição do vidro possuem pouca influência na aderência. (MEIER et al.,2008)

Investigando a resposta osteoblástica em relação a Y-TZP, com diferentes topografias superficiais e o efeito da rugosidade superficial na proliferação, morfologia e propagação de cultura de células isoladas de osteossarcoma humanos, foram utilizados cinco grupos com diferentes topografias, sendo eles compostos por poliestireno, titânio com superfície tratada por jateamento de areia mais ataque ácido e três grupos utilizando Y-TZP, uma apenas usinada, outra tratada com jato de Al_2O_3 e uma última tratada com jato de Al_2O_3 e ataque ácido, os resultados mostraram haver proliferação celular em todas as superfícies, sendo observado que a morfologia celular e a superfície coberta por células não foram afetados pelo tipo de substrato, os resultados sugeriram que a superfície rugosa da Y-TZP pode ser um substrato adequado para a proliferação e disseminação de células osteoblásticas. (BÄCHLE et al. 2007)

Também avaliando comportamento de osteoblastos sobre estruturas de zircônia e

superfícies de titânio, (DEPPRICH et al.,² 2008) utilizaram osteoblastos bovinos e os resultados demonstraram que a taxa de proliferação de células foi significativamente maior em superfícies de zircônia que superfícies de titânio, porém a aderência das células primária foi significativamente maior na superfícies de titânio, nenhuma diferença significativa foi encontrada na síntese de proteínas ósseas específicas, levando os autores a concluir que a zircônia melhora significativamente a proliferação celular durante os primeiros dias da cultura, mas não melhora a fixação e aderência, além disso, ambos os materiais não diferiram em relação à síntese de proteína ou a aparência ultra-estrutural dos osteoblastos, sendo os osteoblastos bovinos capazes de se unir, proliferar e se diferenciarem em superfícies de zircônia *in vitro*.

ESTUDOS IN VIVO:

No que diz respeito à resposta biológica dos tecidos aos materiais utilizados como implantes, diversos estudos tem sido propostos com o intuito de avaliar as respostas, (STEFLIK et al. 1996) apresentam um estudo histomorfométrico, onde avaliaram 120 implantes fabricados em titânio e cerâmica (óxido de alumina), encontrando resultados que demonstram o sistema de implantes de titânio, com significativamente mais osso aposicionado que sistema cerâmico.

Desde a introdução da zircônia na cirurgia ortopédica, em meados da década de 1970, estudos histológicos e biomecânicos vêm sendo realizados com o intuito de aumentar o conhecimento a respeito do comportamento deste material frente a dinâmica dos tecidos vivos, em um estudo avaliando a osseointegração de implantes feitos em PSZ sob diferentes condições de carga em macacos, os resultados mostraram não haver diferença no quadro clínico entre os diferentes tipos de próteses, em um intervalo de 12 e 24 meses de acompanhamento, a aposição óssea direta sobre os implantes foi vista em todos os grupos, histomorfometricamente, a quantidade de contato ósseo variou entre 66%

a 81%, enquanto a área óssea variou entre 49% e 78% em 24 meses após início da carga. (AKAGAWA et al. 1998)

Analisando comparativamente a biocompatibilidade entre os implantes de zircônia (Zr), titânio (Ti), alumínio (Al) e zircônia revestido por carbono diamante (DLC), os resultados mostraram uma boa osseointegração em todos os implantes, exceto com o alumínio, isso se deve provavelmente pela ação tóxica local induzida pelo Al, inibindo a mineralização, ou pela ação direta sobre os pré-osteoblastos, prejudicando a deposição de matriz osteóide, valores demonstraram que a porcentagem de contato direto entre osso-implante não apresentaram diferenças entre Zr, Ti e implantes (DLC), mas com o Al, foi significativamente menor. (GUGLIELMOTTI, RENOUE & CABRINI 1999)

Em um estudo utilizando cães, com o intuito de avaliar a qualidade da osseointegração de três diferentes implantes instalados em alvéolos previamente preenchidos com substitutos ósseo a base de carbonato de cálcio, resultados histomorfométricos mostraram valores médios de contato direto osso-implante de: $68\% \pm 13,9\%$ para implantes de alumina, $64,6\% \pm 12,7\%$ para implantes de zircônia e $54\% \pm 12,9\%$ para os implantes de titânio, não encontrando diferença estatisticamente significativa entre os 3 tipos de implante. (DUBRUILLE et al., 1999)

Em avaliação a resposta do tecido ósseo aos implantes de zircônia, (SENNERBY et al., 2005), observaram o contato ósseo e a resistência as forças de torque necessárias para a remoção dos implantes, foram utilizados quatro tipos de implantes, sendo três fabricados em zircônia (um com superfície usinada e dois com superfícies modificadas para aumentar a porosidade da superfície) e um fabricado em titânio oxidado (TiUnite™, Nobel Biocare AB, Goteborg, Suécia), os resultados demonstram não haver diferença significativa quanto ao contato osso-implante entre todos avaliados, já quanto a resistência ao torque de remoção, os implantes de zircônia com superfície modificada apresentaram uma força semelhante ao implante de titânio e um aumento de quatro a cinco vezes quando comparado com o implante de zircônia usinado, o que sugere que a

superfície modificada da zircônia pode chegar a uma firme estabilidade no osso. Outro estudo de avaliação biomecânica entre implantes produzidos em zircônia com diferente topografia superficial, foi realizada em relação ao implante de titânio com superfície (SLA[®] - Straumann AG), o estudo avaliou os implantes submetidos à testes de torque de remoção (RTQ), onde os resultados mostraram que os implantes SLA[®] obtiveram maior média de RTQ em relação aos implantes de zircônia, tanto os com superfície rugosas, quanto para os com superfícies apenas usinadas, com valores variando entre 75,7 e 132,8 N/cm para os implantes em titânio, média de 105,2 N/cm, 34,8 e 46,9 N/cm para os implantes em zircônia com superfície áspera, média 40,5 N/cm e 23,3 e 29,1 N/cm para os implantes em zircônia com superfície lisa, média 25,9 N/cm, estes valores, segundo o autor, podem ser atribuídos às diferentes rugosidade das superfícies. (GAHLERT et al., 2007)

Comparando a formação óssea de implantes em zircônia e titânio comercialmente puro, ambos com superfície modificada por ataque ácido em porcos, avaliou-se histologicamente num período de 1, 4 e 12 semanas, tendo os resultados da análise microscópica demonstrado uma matriz rica em regeneração tecidual deslocada do coágulo sangüíneo entre o implante e a superfície do tecido ósseo na primeira semana, após quatro semanas, foi encontrado regeneração com formação de tecido osteóide e tecido ósseo e após 12 semanas, tecido duro integrado ao titânio, bem como a zircônia. Histologicamente não houve diferenças detectáveis entre os implantes de zircônia e titânio, sendo encontrados valores de contato osso-implante (BIC) de: 1 semana, BIC de $35,3 \pm 10,8\%$ para a zircônia e $47,7 \pm 9,1\%$ para os implantes de titânio, respectivamente, 4 semanas, BIC para os implantes de zircônia $45,3 \pm 15,7\%$ e $58,6 \pm 9,5\%$ para os implantes de titânio e após 12 semanas, os valores do BIC foram de $71,4 \pm 17,8\%$ para a zircônia e $82,9 \pm 10,7\%$ para os implantes de titânio, portanto, não foram observadas diferenças estatisticamente significativas entre os implantes, no que se refere ao contato osso-implante após 1, 4 ou 12 semanas. Estes resultados sugerem que os implantes de

zircônia com superfícies modificadas apresentam características semelhantes às da osseointegração de implantes de titânio. (DEPPRICH et al.,³ 2008)

O mesmo autor em outro estudo, analisou em nível ultra-estrutural a osseointegração dos implantes de zircônia com superfície modificada por abrasão, avaliou comparativamente implantes de zircônia e titânio, com estrutura de superfícies semelhantes, obtendo resultados que não revelaram diferenças significativas na resposta do tecido ósseo entre os dois implantes. (DEPPRICH et al.,¹ 2008)

O grau de aposição óssea em torno de implantes de zircônia, instalados em coelhos foi avaliado, num período de 2 e 4 semanas após a inserção, em comparação com implantes de titânio de superfície modificada, observou-se uma taxa de aposição óssea de 55,40% e 54,80%, para os implantes de zircônia e 42,80% e 52,50%, para os implantes de titânio com duas semanas de cicatrização, enquanto os valores encontrados com quatro semanas, foram de: 62,20% e 80,70% para zircônia com, 68,00% e 91,70% para o titânio. (HOFFMANN et al., 2008)

Em um estudo utilizando ovelhas, foram utilizados os seis tipos de implantes com a mesma geometria, porém superfícies diferentes, sendo cinco implantes de titânio e um de zircônia, os de titânio foram modificados quimicamente, farmacologicamente e tratado com jateamento mais condicionamento ácido da superfície, foram realizadas avaliações utilizando visualização macroscópica, radiográfica e métodos histomorfométricos, os resultados mostraram todos os implantes osseointegrados, com boa biocompatibilidade não havendo diferença significativa no BIC ao final do estudo. (LANGHOFF et al., 2008)

(WENZ et al., 2008) fizeram uma revisão da literatura com o intuito de avaliar os diversos sistemas de implantes confeccionados em Y-TZP, disponíveis comercialmente nos últimos anos, foram avaliados: o sucesso clínico e se a osseointegração da Y-TZP é comparável a do titânio, onde observaram que os implantes de Y-TZP podem ter o potencial para se tornar uma alternativa aos implantes de titânio, mas atualmente não podem ser recomendados para uso clínico de rotina, devido à escassez de dados clínicos

a longo prazo disponíveis.

Avaliando a osseointegração em coelhos de implantes em zircônia com superfície micro-estruturada por nano-tecnologia, onde foram avaliadas quatro tipos de superfícies: três deles de zircônia com superfície modificada (ZiUnite), sendo uma delas com adição de fosfato de cálcio (CaP) e como controle a superfície de titânio (TiUnite), (LEE et al., 2009) observaram que as superfícies dos implantes de titânio e zircônia exibiram altos níveis de osseointegração e a adição de nano-tecnologia através de fosfato de cálcio à superfície de zircônia não melhora o osteocondutividade exibida pelas superfícies de zircônia e titânio dos implantes.

Também utilizando coelhos (ROCCHIETTA et al., 2009), avaliam resposta do tecido ósseo a implantes de zircônia, com três superfícies de diferentes modificações em comparação com a superfície de titânio oxidado, neste trabalho eles avaliam o RTQ e a histologia, onde os achados sugerem que modificações químicas específicas adicionais do implantes de zircônia e a topografia modificada não parecem aumentar o contato osso-implante e nem aumentar a resistência ao torque de remoção.

Outras comparações histológicas do tecido ósseo em respostas a superfície modificada de implantes em zircônia e titânio é apresentada por (GAHLERT et al., 2009), utilizando porcos adultos, os quais receberam os dois tipos de implantes na maxila seis meses após a extração, os animais foram sacrificados após 4, 8 e 12 semanas, a avaliação histológica revelou a integração óssea para ambos os materiais, onde os implantes de zircônia revelaram valores médios de densidade óssea peri-implantar de 42,3% ($\pm 14,5$) em 4 semanas, 52,6% ($\pm 5,7$) em 8 semanas e 54,6% ($\pm 11,5$) em 12 semanas, enquanto os implantes de titânio revelaram valores médios de 29% (± 10), 44,1% (± 18) e 51,6% ($\pm 8,6$) em intervalos de tempo correspondente, com relação ao BIC, os valores médios da zircônia variou entre 27,1% ($\pm 3,5$) e 51,1% ($\pm 12,4$) enquanto o titânio variou entre 23,5% ($\pm 7,5$) e 58,5% ($\pm 11,4$), não havendo diferenças estatisticamente significativa entre os dois tipos de implantes.

Utilizando fêmur de ratos (KOHAL et al., 2009) avalia a integração de implantes de zircônia com duas superfícies topográficas distintas comparadas ao titânio com topografias semelhantes, os implantes utilizados foram de zircônia e titânio com superfície usinada e áspera, a média de contato osso-implante após 14 e 28 dias para as superfícies ásperas foi de: titânio 36% - 45% e zircônia: 45% - 59% respectivamente e os valores de torque de remoção dos implantes foi de 34 N para o titânio e 45,8% para a zircônia, levando os autores a concluir que todas as superfícies testadas foram biocompatíveis e osteocondutivas, não apresentando diferenças estatísticas quanto os resultados histológicos e biomecânicos.

Outro estudo realizado em cães (KOCH et al., 2010) avaliou histomorfometricamente a osseointegração de quatro implantes de corpo único com geometria idêntica, porém de diferentes materiais: dois implantes de zircônia (com e sem revestimento), um de titânio e um experimental feito de um material sintético (*polyetheretherketone*), os implantes foram instalados de forma que em um lado ficassem submersos e no outro não. Após quatro meses os animais foram sacrificados e feita a análise histológica onde foram avaliados o contato osso-implante e a taxa de nível ósseo dos implantes, não houve perda de implantes e os autores concluem que os implantes de zircônia são capazes de estabelecer taxas de BIC semelhante aos de titânio.

Da mesma forma avaliando implantes de corpo único (STADLINGER et al., 2010) inseriram 14 implantes de zircônia de corpo único sendo a metade submersa e a outra não, além de sete implantes de titânio como referência em leitões e após um período de cicatrização de quatro semanas foi realizada uma análise histológica e histomorfometria dos tecidos moles e duros, onde avaliou-se o BIC e a densidade relativa peri-implantar de volume ósseo (rBVD), os resultados mostraram a perda de dois implantes de zircônia e quando observados, a zircônia submersas e os implantes de titânio, mostraram uma íntima ligação com o osso vizinho, alcançando um BIC de 53%, porém nos implantes de zircônia não-submersos, algumas cristas epiteliais estavam presentes resultando um BIC

de 48%, quanto aos valores de rBVD, a zircônia submersa foi de 80%, seguido de titânio 74% e zircônia não submersa 63%, concluindo-se que a zircônia não submetida a carga e titânio possuem resultados muito semelhantes.

Com o objetivo de avaliar qualidade dos tecidos moles e a orientação das fibras colágenas ao redor do pescoço dos implantes dentários, (TETÈ et al., 2009) realizaram um estudo *in vivo*, utilizando dois parafusos com diferentes pescoços, um fabricado com a superfície usinada em titânio e outro em zircônia, os resultados mostraram uma orientação semelhante, independente do material utilizado, os autores relatam ainda, uma menor profundidade de sondagem com pequena resposta inflamatória por parte do implante com pescoço em zircônia e atribuem isso a menor acúmulo de placa devido a superfície lisa da zircônia.

Alguns relatos clínicos utilizando implantes em zircônia começam a surgir na literatura, como o relatado por (KOHAL & KLAUS 2004), onde foi utilizando um implante e coroa em zircônia para a substituição de um incisivo central superior, relatando um excelente resultado estético e alta biocompatibilidade, porém, embora o relato desse caso seja encorajador, o autor recomenda mais pesquisas com acompanhamento por um período maior a fim de confirmar tais resultados.

Em um estudo prospectivo, (OLIVA, OLIVA & OLIVA 2007) demonstraram uma taxa de 98% de sucesso com a utilização de implantes de zircônia com 2 tipos de tratamento de superfície em seres humanos após 1 ano de acompanhamento.

(OLIVA, OLIVA & OLIVA 2008) relatam um paciente tratado com um implante ovóide de zircônia (CeraRootType® 14) para substituir um pré-molar, sendo este instalado imediatamente após a extração do referido dente e após três meses, fabricação da prótese usando um sistema *all-ceramic*®. Os autores acreditam que o sistema possa ser uma boa alternativa para restaurações, devido ao desenho anatômico do implante, o qual apresenta bom resultado estético respeitando o espaço biológico em torno de implantes.

(PIRKER & KOCHER 2009) relatam um estudo onde avaliam análogos de raízes

feitos em zircônia com dois tipos de superfícies, produzidos a partir de raízes removidas, onde após a extração eram escaneadas e manufaturadas em zircônia, um grupo teve a superfície apenas jateada para promover micro-retenções, enquanto no outro grupo foram promovidos macro-retenções adicional limitado ao espaço inter-dental, os implantes foram instalados de 1 a 8 dias após a extração sendo os provisórios confeccionado 3 a 5 meses mais tarde, no estudo foram avaliados o nível do osso marginal e as mudanças adversas nos tecidos moles e os resultados mostraram a perda de todos os implantes que tiveram apenas a superfície jateada, enquanto no grupo com as macro-retenções a taxa de sobrevida global foi de 92%, para este grupo excelentes resultados estéticos e funcionais foram conseguidos, com mínima reabsorção óssea e recessão de tecidos moles, o que leva os autores a concluir que modificações significativas, como macro-retenções parecem levar a estabilidade primária e osseointegração.

O uso da zircônia pode ser uma alternativa aos pacientes, que por algum motivo apresentam intolerância ao titânio, como pode ser visto em um relato feito por (OLIVA, OLIVA & OLIVA 2010²), onde descrevem uma reabilitação total com implantes em zircônia em uma paciente alérgica ao titânio, portador de Amelogênese Imperfeita severa, no qual foi primeiramente realizadas as extrações de todos os dentes e instalação de 15 implantes de zircônia (7 na maxila e 8 na mandíbula) e após três meses instalação de provisórios, os quais permaneceram por mais dois meses e em seguida finalização do caso com instalação de coroas *metal free* O acompanhamento após três anos mostrou boa estabilidade dos tecidos moles e ósseo, levando a crer que este tipo de restauração pode ser uma alternativa aos pacientes que por algum motivo apresentem intolerância ao titânio.

(CANNIZZARO et al., 2010) avaliam implantes em zircônia submetidos a carga oclusal ou não, no estudo foram instalados 40 implantes, observando um torque de instalação de pelo menos 35 N/cm, todos os pacientes receberam coroa provisória em

acrílico no mesmo dia da instalação do implante, as quais foram substituídas após 4-5 meses, por coroas em cerâmica, os pacientes foram acompanhados e os resultados mostraram que cinco implantes falharam precocemente, sendo três com carga oclusal e dois sem carga, três complicações ocorreram após a instalação de coroas cerâmicas, dos cinco implantes perdidos, quatro haviam sido instalados em sítios pós extração, de um total de 10 implantes, enquanto apenas 1 implante perdido não foi em sítios pós extração, os resultados deste estudo não forneceram uma resposta conclusiva se a carga imediata sem carga oclusal pode diminuir as falhas, porém os sítios pós-extração obteve altas taxas de insucesso.

OLIVA, OLIVA & OLIVA 2010¹ fazem uma retrospectiva da taxa de sucesso em 5 anos, onde foram instalados 831 implantes em zircônia de corpo único com três diferentes tipos de superfícies, os implantes foram acompanhados por até cinco anos (média de $3,40 \pm 0,21$) e os resultados mostraram uma taxa de sucesso de 95%, levando os autores concluir que a médio prazo os implantes dentários em zircônia com superfícies rugosas pode ser uma alternativa viável para substituição de dentes, porém há a necessidade de um maior prazo de acompanhamento para avaliar as taxas de sucesso a longo prazo.

3. Proposição

A proposta deste trabalho foi realizar um estudo para analisar o comportamento da reparação tecidual entre a interface osso e zircônia e osso e titânio, durante o período da osseointegração em tíbias de coelhos, avaliando os resultados diferenciais e comparativos destes biomateriais, por meio de uma análise histológica descritiva.

4. Materiais e Métodos

A pesquisa foi submetida a aprovação do Comitê de Ética em Pesquisa (CEP) da Universidade do Sagrado Coração, segundo o protocolo número CEP/USC 116/09, na data de 12 de agosto de 2009 (Anexo 1).

4.1. Animais e procedimento cirúrgico:

Para o estudo foram utilizados 15 coelhos adultos, da raça Nova Zelândia com idade de aproximadamente 10 meses e peso variando entre 4 e 5 kg (Figura 5). Os animais foram submetidos a anestesia geral através de injeção intramuscular de sedativo (*Francotar*¹, dose de 0,25 ml/kg) e um anestésico geral (*Vibrac*², dose de 0,15 ml/kg), os procedimentos foram realizados nas tíbias do lado direito e esquerdo.



Figura 5 - Coelho adulto da raça Nova Zelândia utilizado na pesquisa.

¹ *Francotar*, Ketamini; Lab.: Virbac
² *Vibrac*, Xilazina; Lab.: Virbac

Como protocolo cirúrgico pré-operatório foi realizado a tricotomia da região anterior e lateral da tíbia bilateralmente e posteriormente para a anti-sepsia da região anterior e lateral da tíbia foi utilizada uma solução de polivinilpirrolidona-iodo (PVP-I) a 10%, solução tópica (Figura 6 A-B)

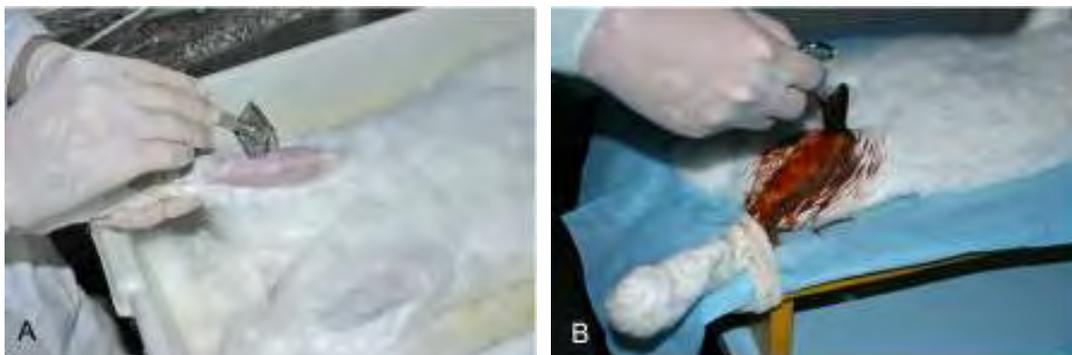


Figura 6 - (A) Realização da tricotomia da região anterior e lateral da tíbia e (B) anti-sepsia utilizando uma solução de polivinilpirrolidona-iodo (PVP-I) a 10%, solução tópica

O procedimento cirúrgico iniciou com uma incisão cutânea com lâmina de bisturi número 15C (Swann-Morton®, Sheffield, EUA), na região anterior da tíbia, com aproximadamente 3 cm de extensão, seguida de divulsão da musculatura subcutânea (Figura 7 A-B) até exposição periosteal onde uma nova incisão para descolamento deste tecido foi realizada e finalizando com a exposição óssea da região anterior, lateral e medial da tíbia (Figura 8 A-B).

As perfurações foram realizadas seguindo o protocolo descrito por Bränemark em 1985, com o uso de contra-ângulo redutor 20:1 (em torno de 1500 RPM) e sob irrigação abundante (Cloreto de sódio 0,9 %), a uma distância de aproximadamente 3 cm abaixo da cartilagem da tíbia.

Para o preparo e instalação dos implantes foi utilizado um Kit cirúrgico (Neodent® Curitiba, Brasil). A broca lança foi utilizada para a marcação inicial, seguida da broca helicoidal de 2.0 mm até o comprimento do implante (7 mm), posteriormente pela broca

piloto 2/3 mm usada como guia para a broca helicoidal de 3.0 mm, utilizada para o alargamento progressivo da perfuração e por último a fresa piloto Cone Morse foi até a primeira demarcação de 2 mm (Figura 9 A-B-C-D-E-F).

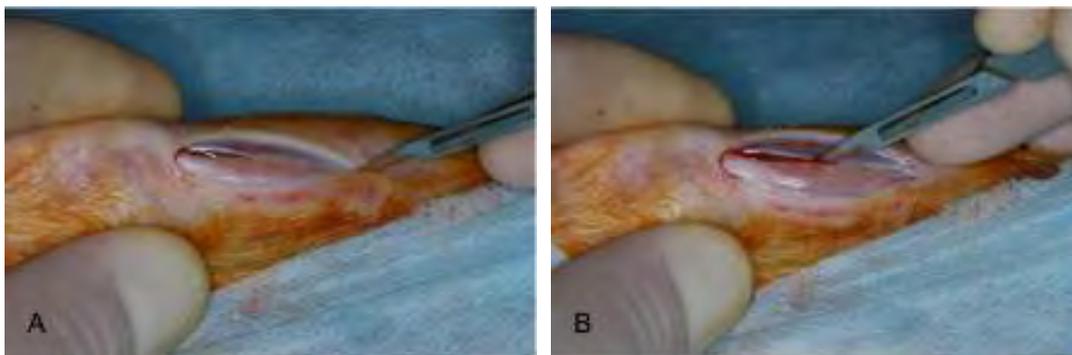


Figura 7 - (A) incisão cutânea, (B) incisão da musculatura.

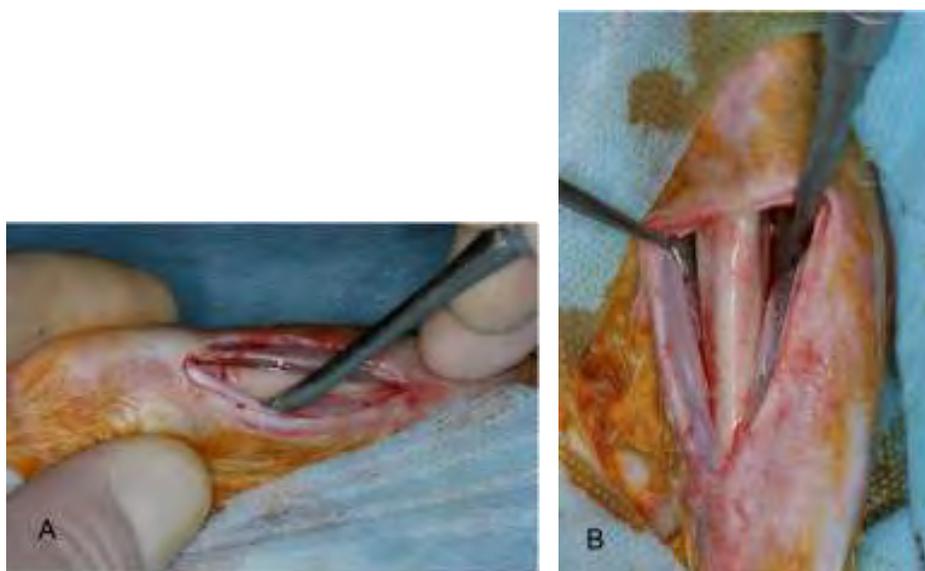


Figura 8 - (A) descolamento periosteal, (B) exposição óssea da região.

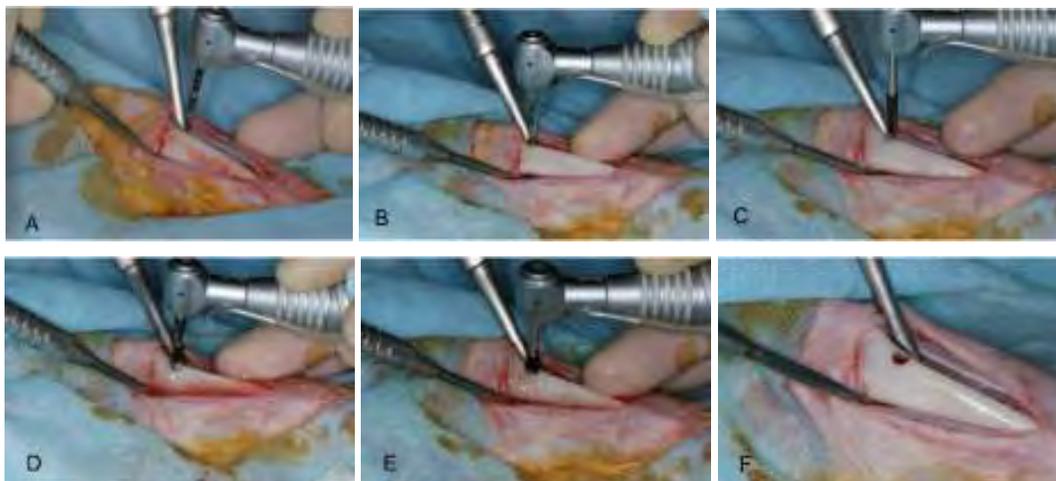


Figura 9 – (A-B-C-D-E-F) Preparo cirúrgico utilizando o protocolo preconizado por Bränemark 1985.

Terminado o preparo das lojas cirúrgicas os implantes foram instalados sob irrigação abundante e com uma rotação variando entre 20-30 rpm, sem controle quanto ao torque final de instalação. (Figura 10 A-B)



Figura 10 - Instalação dos implantes

Os implantes utilizados na pesquisa, foram implantes cilíndricos com interface protética cone Morse (Titamax[®] cone Morse, NEODENT[®] Curitiba - Brasil) de diâmetro de 3.5 x 7mm, confeccionados em titânio com superfície lisa e em zircônia, também com

superfície lisa. Os implantes em zircônia foram confeccionados com uma modificação na plataforma, onde foi acrescentado um hexágono de altura de 1.5 mm para inserção do implante (Figura 11 A-B-C). Os implantes foram divididos em dois grupos: Grupo 1 (implantes em zircônia com superfície lisa) e Grupo 2 (implantes em titânio com superfície lisa como controle).



Figura 11 - Implantes utilizados na pesquisa

Os cuidados com as feridas foram realizados nas áreas, através de irrigação com 10 ml de solução fisiológica e aspiração contínua, mantendo uma distância semelhante em todas as irrigações e posteriormente os tecidos foram reposicionados e confeccionada sutura simples com fio de poliglactina 910 3-0 montado para o plano muscular e festonada com fio mono-nylon 4-0 montado (*Ethicon*³) para o fechamento cutâneo (Figura 12).

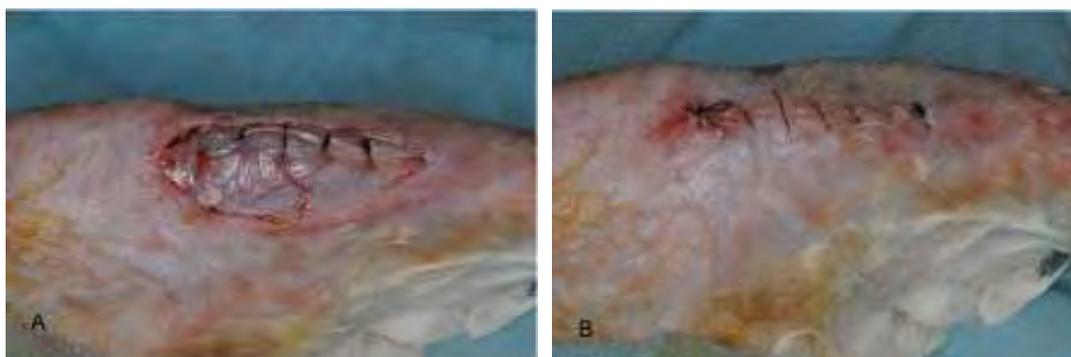


Figura 12 – (A) Reposição dos tecidos e sutura intradérmica (B) Sutura cutânea

Cada animal recebeu um implante em cada tíbia e após o procedimento cirúrgico,

³

Ethicon, Fio de poliglactina 910, N.C. Vicryl 3-0 e Mono-nylon 4-0, atraumática

foi realizada antibióticoterapia com (Penicilina Benzatina na dosagem de 40 a 50 UI/Kg) (Figura 13) e como medicação analgésica foi utilizada dipirona (D-500 – Fort Dodge, Brasil) na dose de 0,33 ml/kg em dose única, sendo após 6 horas liberata a dieta com ração sólida e água à vontade.

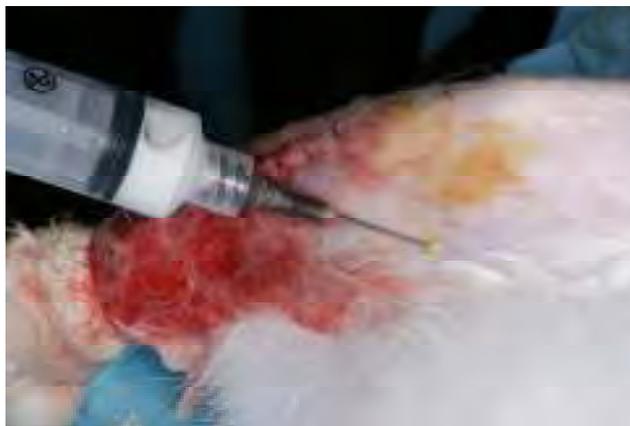


Figura 13 - Aplicação da medicação pós-operatória

4.2. Eutanásia dos animais e obtenção das amostras para análise

A eutanásia dos animais foi realizada através de injeção endovenosa de Hypnol 3%⁴ (Pentobarbital Sódico) com 8,0 ml/Kg em um período de 7, 15, 30, 45 e 60 dias do pós-operatório e para a remoção das peças, foi utilizado o mesmo acesso cirúrgico, com descolamento dermo-periostal amplo, utilizando discos de carborundum montados em peça reta com motor elétrico (Vector DTCEB), as amostras foram então identificadas e acondicionadas em frascos contendo formaldeído a 10% por um período de 48 horas, este processo foi realizado para a fixação das peças com a finalidade de conservação das células e dos tecidos para assegurar a morfologia dos elementos anatômicos e torná-los aptos à coloração.

Posteriormente, as amostras foram submetidas a processo de desmineralização, que consiste na remoção do cálcio tecidual, sem alteração das estruturas celulares do osso, em solução de ácido etilenodiaminotetracético (EDTA) a 10% tamponado com pH 7,0 e com trocas realizadas duas vezes por semana por 60 dias, aproximadamente, até não apresentarem mais resistência ao corte com navalha. As amostras foram então lavadas em água corrente seguindo-se a remoção dos implantes, após isto desidratadas em álcool com o uso de uma série de álcoois em concentração crescente 70% (1 hora), 80% (1 hora), 95% (2 horas) e 100% (2 horas), diafanizadas em xilol, processo utilizado para realizar uma “ponte” entre o álcool e a parafina (pois o álcool não é miscível com a parafina) e incluídas, levando as peças em banho de parafina fundida em tempos de 1 hora cada um e após o último banho foram incluídas definitivamente em moldes apropriados despejando novamente parafina fundida e com o auxílio de uma pinça a peça foi orientada no sentido desejado e posteriormente deixado solidificar, após etiquetadas as peças passaram por cortes semi-seriados de 5 micrômetros de espessura, utilizando-se um micrótomo rotatório elétrico Leica RM.

Para as análises foram empregados os cortes centrais das amostras, correspondente ao diâmetro central dos alvéolos dos implantes, o processo de coloração utilizou uma mistura de substâncias químicas corantes (hematoxilina e eosina – HE) e Tricrômico de Goldner.

4.3 Critérios para análise microscópica descritiva

Para obtenção dos dados foi realizada uma análise microscópica descritiva das lâminas com o auxílio de microscópio Olympus CBA binocular, onde foram analisados os tecidos adjacentes aos implantes previamente removidos, quanto a presença de infiltrado

inflamatório, formação de tecido conjuntivo fibroso, neoformação óssea, reabsorção óssea, reação do tipo corpo estranho

As imagens mostrando as descrições morfológicas microscópica foram registradas através de fotomicrografias, com a utilização de um aparelho Zeiss – Axioskope 2.

5. Artigo Científico

Artigo preparado segundo as normas da revista The International Journal of Maxillofacial
Implants (JOMI)

Reparação Tecidual Entre Interface Osso x Zircônia. Análise Histológica em Tíbias de Coelhos.

* *Gabriel Marques*

** *Luis Eduardo Marques Padovan*

* Especialista em Cirurgia e Traumatologia Bucomaxilofacial - ABO/PR (Curitiba/PR);
Mestrando em Implantodontia – ILAPEO – Curitiba – PR;
Membro da equipe de Cirurgia e Traumatologia Bucomaxilofacial do Hospital e
Maternidade Marieta Konder Borhausen – Itajaí – SC;

** Mestre e Doutor em Cirurgia e Traumatologia Bucomaxilofacial - UNESP
(Araçatuba/SP); Professor Assistente das Disciplinas de Cirurgia da Universidade
Sagrado Coração (USC - Bauru/SP) e Prof. Dr. do Curso de Mestrado em Implantodontia
do ILAPEO – Curitiba - PR.

Endereço para correspondência: Rua. 3604, n° 125, apto 2002, Centro Balneário
Camboriú – SC- Brasil. CEP – 88330-236, telefone para contato (47) 33982788, e-mail:
gabriel10m@hotmail.com ou gabrielmarques@itajai.sc.gov.br

Resumo

A crescente valorização da estética somada à expectativa dos pacientes leva-nos ao questionamento do uso de ligas metálicas em implantes instalados na região anterior. A melhora das propriedades mecânicas dos materiais cerâmicos principalmente a zircônia parcialmente estabilizada por ítria, vem sendo alvo de inúmeras pesquisas. Poucos estudos foram realizados até o momento, com o objetivo de elucidar as propriedades biológicas da zircônia, e a proposta deste trabalho foi analisar o comportamento da reparação tecidual entre a interface osso e zircônia e osso e titânio em tíbias de coelhos, por meio de uma análise histológica descritiva. Foram instalados 30 implantes, sendo 15 de zircônia parcialmente estabilizada por ítria e 15 de titânio, ambos com superfície lisa, em 30 tíbias de coelhos da raça Nova Zelândia. Os períodos de sacrifício foram de 7, 15, 30, 45 e 60 dias, para análise histológica. Os resultados mostraram ausência de diferenças significativas na morfologia da reparação tecidual entre os grupos até a avaliação de 30 dias. Apresentando uma tendência para uma maturação óssea mais precoce, com aspecto ósseo corticalizado mais uniforme em toda extensão do implante para o grupo do titânio a partir da avaliação de 45 dias e persistindo na avaliação de 60 dias. Concluindo que ambos dos materiais apresentaram-se compatíveis ao tecido ósseo.

Palavras chave: Zircônia, Óxido de Zirconia, Implantes Dentários, Osseointegração.

Histological Analysis *In Vivo* of The Tissue Repair Between Bone Implant Interface.

Abstract

The growing appreciation of aesthetics coupled with patient expectation has led the questioning of the use of alloys in implants placed in the anterior region. The improvement of mechanical properties of ceramic materials, especially the Y-TZP, has been the subject of numerous studies. Few studies have been conducted so far, with the goal of elucidating the biological properties of zirconia. The purpose of this study was to analyze the behavior of tissue repair and bone interface between zirconia and titanium in tibia of rabbits by means of an analysis Histological description. Thirty implants were installed, 15 Y-TZP and 15 of titanium, both with machined surface in the tibia of 30 New Zealand rabbits. The sacrifice periods were 7, 15, 30, 45 and 60 days for histological analysis. The results showed no significant differences in the morphology of tissue repair between the groups until the 30-day trial. Showing a trend toward earlier maturation bone with bone corticalization more uniform appearance to the fullest extent of the implant for the group of titanium from the assessment of 45 days and persisting in the 60-day trial. Concluding that both materials were compatible to bone.

Keywords: Zirconia, Zirconium Oxide, Dental Implants, Osseointegration.

Introdução

Com desenvolvimento da implantodontia diversas técnicas e materiais vêm sendo desenvolvidas ao longo do tempo, com o intuito de corresponder as expectativas dos pacientes quanto as reabilitações, principalmente levando-se em consideração o fator estético que tem se tornado cada vez mais importante nos tratamento.¹⁻⁷

Atualmente o titânio é considerado o material padrão para a confecção de implantes e componentes protéticos com altos índices de sucesso, porém apresentam algumas deficiências, principalmente no que tange a questão estética, em virtude disto, nos últimos anos os materiais cerâmicos vêm ganhando evidência na odontologia, e sendo introduzidos como uma alternativa ao titânio e dentre eles os que mais têm se destacado são os compostos de zircônia, principalmente em virtude de suas características físicas e biológicas.⁸⁻⁹

A Zircônia Parcialmente Estabilizada por Ítrio (PSZ-Y) vem ganhando espaço na utilização como material odontológico, mostrando vantagens em relação a outros materiais cerâmicos, devido a suas propriedades mecânicas e em virtude disto alguns estudos em animais têm sido propostos para avaliação da sua biocompatibilidade.

Quanto a comparação da formação óssea, diversos estudos histológicos têm sido feitos em diversos modelos animais, avaliando, não somente os materiais titânio e zircônia, mas também diferentes tratamentos de superfícies e desenhos de implantes e os resultados têm mostrando valores semelhantes quanto ao contato osso-implante (BIC) entre o titânio e a zircônia como podem ser vistos em diversos trabalhos.¹⁰⁻²²

Resultados semelhante são obtidos na qualidade dos tecidos moles e a orientação das fibras colágenas ao redor do pescoço dos implantes dentários com superfície usinada em titânio e zircônia, e ainda observando uma menor profundidade de sondagem com pequena resposta inflamatória por parte do implante com pescoço em zircônia e atribuem isso a menor acúmulo de placa devido a superfície lisa da zircônia.²³

Em uma revisão da literatura avaliando os diversos sistemas de implantes confeccionados em zircônia disponíveis comercialmente, os resultados mostram que os implantes de zircônia podem ter o potencial para se tornar uma alternativa aos implantes de titânio, mas atualmente não podem ser recomendados para uso clínico de rotina, devido à escassez de dados clínicos disponíveis a longo prazo.²⁴

Proposição

A proposta deste trabalho foi realizar um estudo para analisar o comportamento da reparação tecidual entre a interface osso e zircônia e osso e titânio, durante o período da osseointegração em tíbias de coelhos, avaliando os resultados diferenciais e comparativos destes biomateriais, por meio de uma análise histológica descritiva.

Materiais e métodos

A pesquisa iniciou após a aprovação do Comitê de Ética em Pesquisa (CEP) da Universidade do Sagrado Coração, segundo o protocolo número CEP/USC 116/09, na data de 12 de agosto de 2009.

Para o estudo foram utilizados 15 coelhos adultos, da raça Nova Zelândia com idade de aproximadamente 10 meses e peso variando entre 4 e 5 kg, os implantes foram instalados na região anterior da tíbia. Os animais foram submetidos a anestesia geral através de injeção intramuscular de sedativo (Francotar⁵, dose de 0,25 ml/kg) e um anestésico geral (Vibrac⁶, dose de 0,15 ml/kg), os procedimentos foram realizados nas tíbias do lado direito e esquerdo.

⁵ *Francotar*, Ketamini; Lab.: Virbac
² *Vibrac*, Xilazina; Lab.: Virbac

Para o preparo leito cirúrgico dos implantes foi utilizado um Kit cirúrgico (Neodent® Curitiba, Brasil) sendo realizado de acordo com a especificação do fabricante, em alta rotação (em torno de 1500 RPM) e sob irrigação abundante (Cloreto de sódio 0,9 %). Terminado o preparo das lojas cirúrgicas os implantes foram instalados sob irrigação abundante e com uma rotação variando entre 20-30 rpm.

Os implantes utilizados na pesquisa, foram implantes cilíndricos com interface protética cone Morse (Titamax® cone Morse, Neodent® Curitiba, Brasil) de diâmetro de 3.5 x 7mm, confeccionados em titânio com superfície lisa e em zircônia, também com superfície lisa, sendo os implantes em zircônia apresentando uma modificação na plataforma, onde foi acrescentado um hexágono de altura de 1.5 mm para inserção do implante (Figura 1 A-B-C). Os implantes foram divididos em dois grupos: Grupo 1 (implantes em zircônia com superfície lisa) e Grupo 2 (implantes em titânio com superfície lisa como controle).



Figura 1 - Implantes utilizados na pesquisa

A eutanásia dos animais foi realizada através de injeção endovenosa de Hypnol 3% (Pentobarbital Sódico) com 8,0 ml/Kg em um período de 7, 15, 30, 45 e 60 dias do pós-operatório, as amostras foram então identificadas e acondicionadas em frascos contendo formaldeído a 10% por um período de 48 horas para a fixação das peças, posteriormente, as amostras foram submetidas a processo de desmineralização, em solução de ácido etilenodiaminotetracético (EDTA) a 10% tamponado com pH 7,0 até não apresentarem mais resistência ao corte com navalha, foram então lavadas em água corrente, realizado-se a remoção dos implantes, desidratadas em álcool, diafanizadas em

xilol e incluídas em parafina, após etiquetadas as peças passaram por cortes semi-seriados de 5 micrômetros de espessura, utilizando-se um micrótomo rotatório elétrico Leica RM.

Para as análises microscópica descritiva, foram empregados os cortes centrais das amostras, correspondente ao diâmetro central dos alvéolos dos implantes, o processo de coloração utilizou uma mistura de substâncias químicas corantes (hematoxilina e eosina – HE) e Tricrômico de Goldner, onde foram analisados os tecidos adjacentes aos implantes previamente removidos, quanto a presença de infiltrado inflamatório, formação de tecido conjuntivo fibroso, neoformação óssea, reabsorção óssea, reação do tipo corpo estranho e ou ainda outros fenômenos que pudessem ser visualizados.

Resultados

Análise morfológica microscópica mostrou os seguintes resultado:

Período de 7 dias:

Grupo 1 (zircônia), observa-se área central óssea referente à região do implante circundada por superfície óssea apresentando constituição cortical, referente à cortical da tíbia, e nas porções mais profundas invadindo a região medular, superfície revestida ora por trabéculas ósseas neoformadas finas e delgadas em justaposição à superfície das impressões das rocas do implante permeadas por tecido conjuntivo fibroso ricamente vascularizado, ora por tecido medular. Na superfície da região cortical nota-se discreta camada de tecido conjuntivo. (Figura 2 A)

Grupo 2 (titânio), observam-se as superfícies das roscas do implante recobertas ora por trabéculas irregulares de tecido ósseo primário, ora por tecido de granulação. (Figura 2 B)

Período de 15 dias:

Grupo 1 (zircônia), o tecido ósseo justaposto à superfície do implante mostra-se mais organizado e denso, em fase de maturação, marcada por linhas de reversão. O tecido ósseo mostra-se mais denso na porção cortical, seguindo padrão trabecular à medida que avança para o espaço medular da tíbia.

Grupo 2 (titânio), trabéculas primárias em maturação, apresentando numerosas linhas basofílicas de reversão.

Período de 30 dias:

Grupo 1 (zircônia), tecido ósseo corticalizado justaposto à superfície do implante, constituído por numerosos sistemas de Havers, ricamente vascularizado e celularizado, mantendo-se em processo de remodelação.

Grupo 2 (titânio), já se observa tecido ósseo corticalizado em processo de maturação, marcado pelas linhas de reversão e numerosos sistemas de Havers. Neste período as trabéculas da medular também se limitavam somente a superfície do implante.

Período de 45 dias:

Grupo 1 (zircônia), observa-se tecido ósseo cortical maduro em remodelação, justaposto à superfície dos implantes. Nas porções mais inferiores do implante inserido no osso medular, apenas finas trabéculas estão em contato com sua superfície, sendo o tecido adjacente predominantemente medular.

Grupo 2 (titânio), o tecido ósseo justaposto permanecia em fase de remodelação, de aspecto corticalizado na superfície e trabecular na porção medular.

Período de 60 dias

Grupo 1 (zircônia), há justaposição óssea na porção cortical. Na medular, observa-se ora fina camada de trabéculas depositadas sobre a superfície do implante, ora tecido medular (Figura 3 A).

Grupo 2 (titânio), o tecido ósseo encontra-se maduro e em remodelação, evidenciado pelas linhas de reversão. O aspecto corticalizado é mais uniforme neste

grupo, apresentando trabéculas densas por praticamente toda a extensão do implante (Figura 3 B).

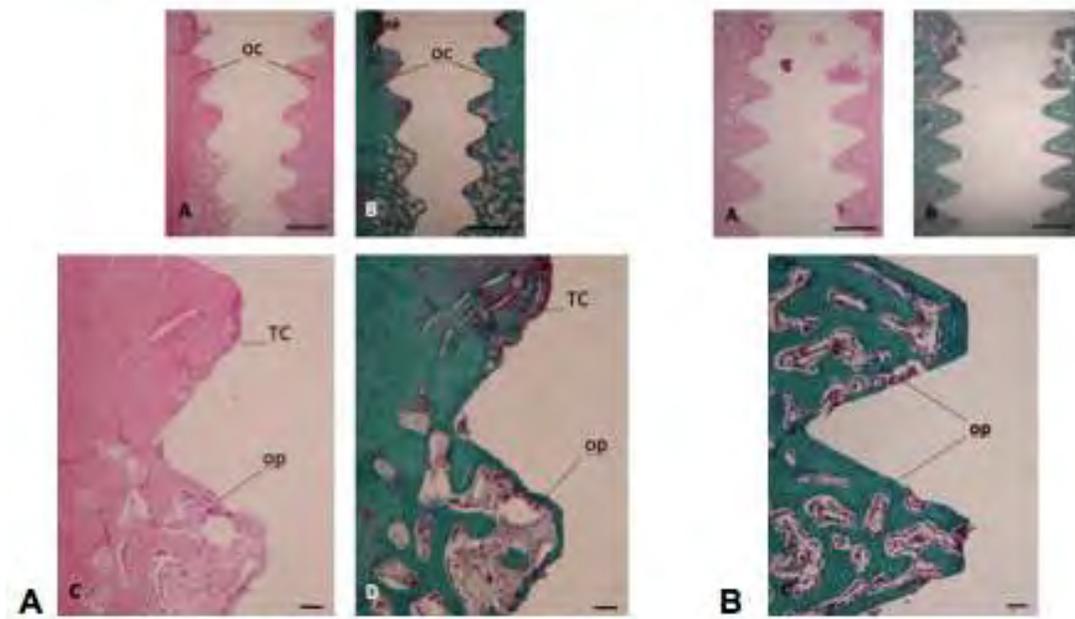


Figura 2 – (A) Grupo Zircônia (7 dias) – Nota-se tecido ósseo cortical apresentando fina camada de tecido conjuntivo (TC) em sua superfície. Na porção medular, observam-se trabéculas ósseas neoformadas (op) finas e delgadas (A, C – H.E.; B, D – Tricrômico de Goldner; barra = 100 μ m), (B) Grupo Liso (7 dias) – Presença de tecido ósseo primário (op) em contato com a superfície do implante (A – H.E.; B – Tricrômico de Goldner; barra = 100 μ m).

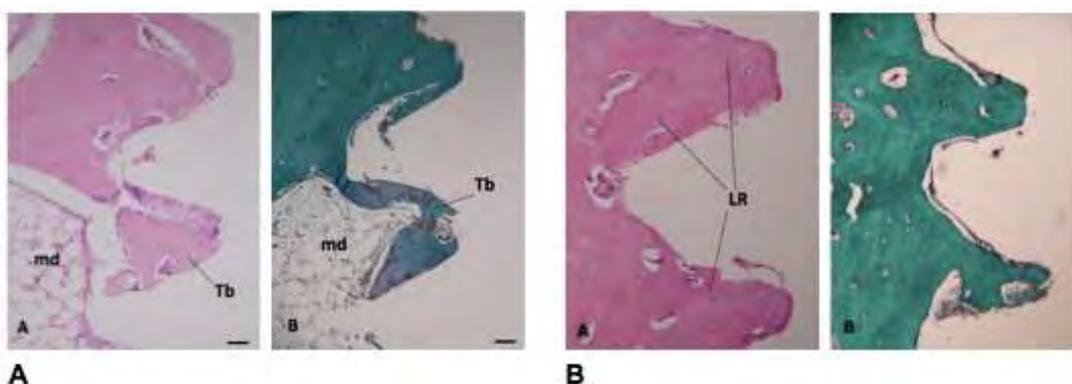


Figura 3 – (A) Grupo Zircônia (60 dias) – Na região medular se observa a presença de trabéculas (Tb) em contato com a superfície do implante. Subjacente, tecido medular (md) (A – H.E.; B – Tricrômico de Goldner; barra = 100 μ m), (B) Grupo Liso (60 dias) – No último período, tecido ósseo em remodelação, marcado por linhas basofílicas de reversão (LR) (A – H.E.; B – Tricrômico de Goldner; barra = 100 μ m)

Discussão

Com o desenvolvimento da Implantodontia, os pesquisadores buscam melhorar técnicas e materiais a serem empregados em procedimentos reabilitadores.²⁻⁷

Desde o início da reabilitação de pacientes com o uso de implantes osseointegrados, diversos materiais têm sido propostos, sempre na busca pela excelência de tratamentos.²⁵ O titânio é o material de eleição para a fabricação de implantes e componentes protéticos, porém esteticamente não alcança resultados satisfatórios em certos casos. Em virtude disso nos últimos anos os materiais cerâmicos têm ganho evidência na odontologia e entre eles, a zircônia se destaca, principalmente pelas suas propriedades físicas e biológicas.⁸⁻⁹

A zircônia vem sendo alvo de alguns estudos com o intuito de avaliar a reação da sua superfície com os tecidos vivos, com resultados promissores, dentre eles podemos destacar a ausência de efeitos mutagênicos e oncogênicos²⁶, baixo potencial de colonização bacteriana sobre a superfície da zircônia²⁷⁻²⁸ e uma adequada proliferação, morfologia e propagação de cultura de células osteoblásticas²⁹, podendo inclusive ter uma taxa de proliferação de células significativamente maior em superfícies de zircônia que em superfícies de titânio³⁰. Entretanto, poucos estudos até hoje foram relatados na literatura comparando a resposta óssea do titânio em relação a zircônia. Portanto, esse estudo teve como objetivo avaliar a biocompatibilidade da zircônia comparada ao titânio.

A metodologia utilizando coelhos foi utilizada pela fácil manipulação do animal, além da fisiologia deste, que possui um tempo de consolidação óssea 2 a 3 vezes mais rápida que nos seres humanos, dessa forma os intervalos de tempos compreendidos entre 7 e 60 dias corresponderia a aproximadamente 6 meses de cicatrização em seres humanos.³¹⁻³²

A área escolhida para a inserção dos implantes foi a região proximal da tíbia, aproximadamente 3 cm abaixo da cartilagem, com características morfológicas ósseas apresentadas semelhantes aos rebordos maxilares.

Empregou-se uma metodologia através do uso de microscopia óptica de luz e uma análise morfológica dos tecidos adjacente ao local onde estavam os implantes previamente, para posteriormente realizar a comparação entre as superfícies e períodos respectivos.³³

Os resultados obtidos na análise mostraram aos 7 dias em ambos dos grupos uma superfície recoberta por trabéculas de osso primário ricamente vascularizado, sendo observado também no grupo da zircônia a presença discreta de camada de tecido conjuntivo fibroso ausente no grupo do titânio.

Aos 15 dias, ambos dos grupos apresentam tecido ósseo em fase de maturação, marcado por linhas basofílicas de reversão, com presença de tecido ósseo neoformado, assim como observado por outro estudo.¹⁶

Aos 30 dias, observa-se tecido ósseo corticalizado em processo de maturação constituído por numerosos sistemas de Havers em ambos os grupos corroborando com o estudo realizados por Depprich.¹³

A partir dos 45 dias, foi observado no grupo da zircônia um tecido ósseo cortical maduro em remodelação e na porção mais inferior do implante inserido ao osso medular apenas trabéculas finas, com predominância medular, enquanto no grupo do titânio, um tecido ósseo em remodelação de aspecto mais corticalizado e trabecular na porção medular.

No grupo de 60 dias da zircônia apresentou uma justaposição óssea na porção cortical do implante, enquanto na porção medular observou-se fina camada de trabéculas depositadas sobre a superfície do implante e tecido medular. No grupo do titânio pode ser observado tecido ósseo maduro e em remodelação, evidenciado pelas linhas de reversão, além de apresentar um aspecto corticalizado mais uniforme que o grupo da

zircônia, constituído por trabéculas densas por praticamente toda a extensão do implante, determinando a inclinação para uma maturação óssea mais precoce para este grupo, porém sem condições de determinar uma diferença estatisticamente significativa entre os grupos ao final do processo de osseointegração, resultados este observados em vários trabalhos.^{10-12, 34, 13-22}

Conclusão

Tendo como base a análise microscópica morfológica dos espécimes e levando em consideração as limitações do modelo experimental, pode-se observar:

1. Ausência de diferenças significativas na morfologia da reparação tecidual entre os grupos até a avaliação de 30 dias;
2. Uma tendência para uma maturação óssea mais precoce, com aspecto ósseo corticalizado mais uniforme em toda extensão do implante para o grupo do titânio a partir da avaliação de 45 dias e persistindo na avaliação de 60 dias;
3. Ausência de condições de determinar uma diferença estatisticamente significativa entre os grupos ao final do processo de osseointegração;

Frente a estas observações, conclui-se que:

Os materiais estudados apresentam-se compatíveis ao tecido ósseo, podendo desta forma ser utilizados como implantes ósseos, porém os achados histológicos levam a crer em uma tendência aos implantes em titânio com superfície lisa a apresentar uma reparação e maturação tecidual mais precoce que os implantes em zircônia sem tratamento de superfície. Avaliações estatísticas quanto a quantidade de osso formado não podem ser determinadas com esta metodologia, sugerindo novos trabalhos com metodologia mais específica para a determinação.

Referência

1. Brånemark P, Hansson B, Adell R, Breine U, Lindström J, Hallén O, et al. Osseointegrated implants in the treatment of the edentulous jaw. Experience from a 10-year period. *Scand J Plast Reconstr Surg* 1977;16:1-132.
2. Adell R, Lekholm U, Rockler B, Brånemark P. A 15-year study of osseointegrated implants in the treatment of the edentulous jaw. *Int J Oral Surg* 1981;10(6):387-416.
3. Adell R, Eriksson B, Lekholm U, Brånemark P, Jemt T. Long-term follow-up study of osseointegrated implants in the treatment of totally edentulous jaws. *Int J Oral Maxillofac Implants* 1990;5(4):347-59.
4. Lewis SG, Beumer J, Perri GR, Hornburg WP. Single tooth implant supported restorations. *Int J Oral Maxillofac Implants* 1988;3(1):25-30.
5. Jemt T, Lekholm U, Adell R. Osseointegrated implants in the treatment of partially edentulous patients: a preliminary study on 876 consecutively placed fixtures. *Int J Oral Maxillofac Implants* 1989;4(3):211-7.
6. Sharifi MN, Pang I-C, Chai J. Alternative restorative techniques of the CeraOne single-tooth abutment: a technical note. *Int J Oral Maxillofac Implants* 1994;9(2):235-8
7. Belser UC, Mericske-Stern R, Bernard J-P, Taylor TD. Prosthetic management of the partially dentate patient with fixed implant restorations. *Clin Oral Implants Res* 2000;11(1):126-45.
8. Andreiotelli M, Wenz HJ, Kohal R-J. Are ceramic implants a viable alternative to titanium implants? A systematic literature review. *Clin Oral Implants Res* 2009;20(4):32-47.
9. Vagkopoulou T, Koutayas SO, Koidis P, Strub JR. Zirconia in dentistry: Part 1. Discovering the nature of an upcoming bioceramic. *Eur J Esthet Dent* 2009;4(2):130-51.
10. Akagawa Y, Hosokawa R, Sato Y, Kamayama K. Comparison between freestanding and tooth-connected partially stabilized zirconia implants after two years' function in monkeys: a clinical and histologic study. *J Prosthet Dent* 1998;80(5):551-8.
11. Guglielmotti MB, Renou S, Cabrini RL. A histomorphometric study of tissue interface by laminar implant test in rats. *Int J Oral Maxillofac Implants* 1999;14(4):565-70.
12. Dubruille J-H, Viguier E, Le Naour G, Dubruille M-T, Auriol M, Le Charpentier Y. Evaluation of combinations of titanium, zirconia, and alumina implants with 2 bone fillers in the dog. *Int J Oral Maxillofac Implants* 1999;14(2):271-7
13. Depprich R, Zipprich H, Ommerborn M, Mahn E, Lammers L, Handschel J, et al. Osseointegration of zirconia implants: an SEM observation of the bone-implant interface. *Head Face Med* 2008;4:25.

14. Depprich R, Zipprich H, Ommerborn M, Naujoks C, Wiesmann H-P, Kiattavorncharoen S, et al. Osseointegration of zirconia implants compared with titanium: an in vivo study. *Head Face Med* 2008;4:30.
15. Hoffmann O, Angelov N, Gallez F, Jung RE, Weber FE. The zirconia implant-bone interface: a preliminary histologic evaluation in rabbits. *Int J Oral Maxillofac Implants* 2008;23(4):691-5.
16. Langhoff JD, Voelter K, Scharnweber D, Schnabelrauch M, Schlottig F, Hefti T, et al. Comparison of chemically and pharmaceutically modified titanium and zirconia implant surfaces in dentistry: a study in sheep. *Int J Oral Maxillofac Surg* 2008;37:1125-32.
17. Lee J, Sieweke JH, Rodriguez NA, Schüpbach P, Lindström H, Susin C, Wikesjö UM. Evaluation of nano-technology-modified zirconia oral implants: a study in rabbits. *J Clin Periodontol* 2009;36:610-7.
18. Rocchietta I, Fontana F, Addis A, Schupbach P, Simion M. Surface-modified zirconia implants: tissue response in rabbits. *Clin Oral Implants Res* 2009;20:844-50.
19. Gahlert M, Röhling S, Wieland M, Sprecher CM, Kniha H, Milz S. Osseointegration of zirconia and titanium dental implants: a histological and histomorphometrical study in the maxilla of pigs. *Clin Oral Implants Res* 2009;20:1247-53.
20. Kohal R-J, Wolkewitz M, Hinze M, Han J-S, Bächle M, Butz F. Biomechanical and histological behavior of zirconia implants: an experiment in the rat. *Clin Oral Implants Res* 2009;20:333-9.
21. Koch FP, Weng D, Krämer S, Biesterfeld S, Jahn-Eimermacher A, Wagner W. Osseointegration of one-piece zirconia implants compared with a titanium implant of identical design: a histomorphometric study in the dog. *Clin Oral Implant Res* 2010;21:350-6
22. Stadlinger B, Hennig M, Eckelt U, Kuhlisch E, Mai R. Comparison of zirconia and titanium implants after a short healing period. A pilot study in minipigs. *Int J Oral Maxillofac Surg* 2010;39(6):585-92.
23. Tetè S, Mastrangelo F, Bianchi A, Zizzari V, Scarano A. Collagen fiber orientation around machined titanium and zirconia dental implant necks: an animal study. *Int J Oral Maxillofac Implants* 2009;24(1):52-8.
24. Wenz HJ, Bartsch J, Wolfart S, Kern M. Osseointegration and Clinical Success of Zirconia Dental Implants: A Systematic Review. *Int J Prosthodont* 2008;21:27-36.
25. Wataha JC. Materials for endosseous dental implants. *J Oral Rehabil* 1996;23(2):79-90.
26. Covacci V, Bruzzese N, Maccauro G, Andreassi C, Ricci GA, Piconi C, et al. In vitro evaluation of the mutagenic and carcinogenic power of high purity zirconia ceramic. *Biomaterials* 1999;20(4):371-6.

27. Rimondini L, Cerroni L, Carrassi A, Torricelli P. Bacterial colonization of zirconia ceramic surfaces: an in vitro and in vivo study. *Int J Oral Maxillofac Implants* 2002;17(6):793-8.
28. Meier R, Hauser-Gerspach I, Lüthy H, Meyer J. Adhesion of oral streptococci to all-ceramics dental restorative materials in vitro. *J Mater Sci Mater Med* 2008;19(10):3249-53.
29. Bächle M, Butz F, Hübner U, Bakalinis E, Kohal RJ. Behavior of CAL72 osteoblast-like cells cultured on zirconia ceramics with different surface topographies. *Clin Oral Implants Res* 2007;18(1):53-9.
30. Depprich R, Ommerborn M, Zipprich H, Naujoks C, Handschel J, Wiesmann H, et al. Behavior of osteoblastic cells cultured on titanium and structured zirconia surfaces. *Head Face Med* 2008;4:29.
31. Roberts WE, Turley PK, Brezniak N, Fielder PJ. Implants: Bone physiology and metabolism. *J Calif Dent Assoc* 1987;15:54–61.
32. Roberts WE. Bone tissue interface. *Int J Oral Implantol* 1988; 5:71–4.
33. Matsumoto MA, Filho HN, Padovan LE, Kawakami RY, De Assis Taveira LA. Tissue response to poly-L-lactide acid-polyglycolic acid absorbable screws in autogenous bone grafts: a histologic morphological analysis. *Clin Oral Implants Res* 2005;16(1):112-8.
34. Sennerby L, Dasmah A, Larsson B, Iverhed M. Bone tissue responses to surface-modified zirconia implants: A histomorphometric and removal torque study in the rabbit. *Clin Implant Dent Relat Res* 2005;7(1):S13-20.

6. Referências

1. Adell R, Lekholm U, Rockler B, Brånemark P. A 15-year study of osseointegrated implants in the treatment of the edentulous jaw. *Int J Oral Surg.* 1981;10(6):387-416.
2. Adell R, Eriksson B, Lekholm U, Brånemark P, Jemt T. Long-term follow-up study of osseointegrated implants in the treatment of totally edentulous jaws. *Int J Oral Maxillofac Implants.* 1990;5(4):347-59.
3. Akagawa Y, Hosokawa R, Sato Y, Kamayama K. Comparison between freestanding and tooth-connected partially stabilized zirconia implants after two years' function in monkeys: a clinical and histologic study. *J Prosthet Dent.* 1998;80(5):551-8.
4. Albrektsson T, Zarb G, Worthington P, Eriksson A. The long-term efficacy of currently used dental implants: a review and proposed criteria of success. *Int J Oral Maxillofac Implants.* 1986;1(1):11-25.
5. Albrektsson T. Osseointegração: Antecedentes históricos e conceitos atuais. In: Lindhe J, Karring T, Lang NP, Tratado de Periodontia Clínica e implantodontia oral. Rio de Janeiro: Guanabara Koogan;1999.p.623-30.
6. Andreietelli M, Wenz HJ, Kohal R-J. Are ceramic implants a viable alternative to titanium implants? A systematic literature review. *Clin Oral Implants Res.* 2009;20(4):32-47.
7. Andreietelli M, Kohal R-J. Fracture strength of zirconia implants after artificial aging. *Clin Implant Dent Relat Res.* 2009;11(2):158-66.
8. Bächle M, Butz F, Hübner U, Bakalinis E, Kohal RJ. Behavior of CAL72 osteoblast-like cells cultured on zirconia ceramics with different surface topographies. *Clin Oral Implants Res.* 2007;18(1):53-9.
9. Baltar CAM, Sampaio JA, Andrade MC. Minerais de Titânio. Rio de Janeiro: CETEM;2005. Rochas e Minerais Industriais: Uso e Especificações.p.655-76.
10. Bauer JRO. Propriedades Mecânicas do Titânio comercialmente puro e da liga de Ti-6Al-4V fundidos em diferentes ambientes. [tese]. São Paulo: Faculdade de Odontologia da Universidade de São Paulo; 2007.
11. Belser UC, Mericske-Stern R, Bernard J-P, Taylor TD. Prosthetic management of the partially dentate patient with fixed implant restorations. *Clin Oral Implants Res.* 2000;11(1):126-45.
12. Brånemark P, Adell R, Breine U, Hansson B, Lindström J, Ohlsson A. Intra-osseous anchorage of dental prostheses. I. Experimental studies. *Scand J Plast Reconstr Surg.* 1969;3(2):81-100.
13. Brånemark P, Hansson B, Adell R, Breine U, Lindström J, Hallén O, et al. Osseointegrated implants in the treatment of the edentulous jaw. Experience from a 10-year period. *Scand J Plast Reconstr Surg.* 1977;16:1-132.

14. Brånemark P-I, Zarb GA, Albrektsson T. Tissue integrated prostheses. In: Osseointegration in clinical dentistry. Chicago: Quintessence Publishing;1985.
15. Campos M. Obtenção da Zircônia (ZrO_2) estabilizada com Ítria (Y_2O_3) via precipitação simultânea [dissertação]. São Paulo: Universidade de São Paulo; 1993.
16. Cannizzaro G, Torchio C, Felice P, Leone M, Esposito M. Immediate occlusal versus non-occlusal loading of single zirconia implants. A multicentre pragmatic randomised clinical trial. *Eur J Oral Implantol*. 2010;3(2):111–120.
17. Chevalier J. What future for zirconia as a biomaterial? *Biomaterials* 2006;27:535–43
18. Costa PLR. Implantes em Zircônio: Uma solução de futuro [monografia]. Porto: Universidade Fernando Pessoa Faculdade de Ciências da Saúde; 2009.
19. Covacci V, Bruzzese N, Maccauro G, Andreassi C, Ricci GA, Piconi C, et al. In vitro evaluation of the mutagenic and carcinogenic power of high purity zirconia ceramic. *Biomaterials*.1999;20(4):371-6.
20. Depprich R, Zipprich H, Ommerborn M, Mahn E, Lammers L, Handschel J, et al. Osseointegration of zirconia implants: an SEM observation of the bone-implant interface. *Head Face Med*. 2008;4:25.
21. Depprich R, Ommerborn M, Zipprich H, Naujoks C, Handschel J, Wiesmann H, et al. Behavior of osteoblastic cells cultured on titanium and structured zirconia surfaces. *Head Face Med*. 2008;4:29.
22. Depprich R, Zipprich H, Ommerborn M, Naujoks C, Wiesmann H-P, Kiattavorncharoen S, et al. Osseointegration of zirconia implants compared with titanium: an in vivo study. *Head Face Med*. 2008;4:30.
23. Dubruille J-H, Viguier E, Le Naour G, Dubruille M-T, Auriol M, Le Charpentier Y. Evaluation of combinations of titanium, zirconia, and alumina implants with 2 bone fillers in the dog. *Int J Oral Maxillofac Implants*.1999;14(2):271-7.
24. Gahlert M, Gudehus T, Eichhorn S, Steinhauser E, Kniha H, Erhardt W. Biomechanical and histomorphometric comparison between zirconia implants with varying surface textures and a titanium implant in the maxilla of miniature pigs. *Clin Oral Implants Res*. 2007;18(5):662-8.
25. Gahlert M, Röhling S, Wieland M, Sprecher CM, Kniha H, Milz S. Osseointegration of zirconia and titanium dental implants: a histological and histomorphometrical study in the maxilla of pigs. *Clin Oral Implants Res*. 2009;20:1247–53.
26. Giordano R, Sabrosa CE. Zirconia: Material Background and Clinical Application. *Compend Contin Educ Dent*. 2010;31(9):710-5.
27. Guglielmotti MB, Renou S, Cabrini RL. A histomorphometric study of tissue interface by laminar implant test in rats. *Int J Oral Maxillofac Implants*.1999;14(4):565-70.
28. Hoffmann O, Angelov N, Gallez F, Jung RE, Weber FE. The zirconia implant-bone interface: a preliminary histologic evaluation in rabbits. *Int J Oral Maxillofac Implants*.2008;23(4):691-5.

29. Jemt T, Lekholm U, Adell R. Osseointegrated implants in the treatment of partially edentulous patients: a preliminary study on 876 consecutively placed fixtures. *Int J Oral Maxillofac Implants.* 1989;4(3):211-7.
30. Jemt T, Laney WR, Harris D, Henry PJ, Krogh PHJ, Polizzi G, et al. Osseointegrated implants for single tooth replacement: a 1-year report from a multicenter prospective study. *Int J Oral Maxillofac Implants.* 1991;6(1):29-36.
31. Kelly JR, Denry I. Stabilized zirconia as a structural ceramic: an overview. *Dent Mater.* 2008;24(3):289-98.
32. Koch FP, Weng D, Krämer S, Biesterfeld S, Jahn-Eimermacher A, Wagner W. Osseointegration of one-piece zirconia implants compared with a titanium implant of identical design: a histomorphometric study in the dog. *Clin Oral Implant Res.* 2010;21:350-6
33. Kohal R-J, Klaus G. A zirconia implant-crown system: a case report. *Int J Periodontics Restorative Dent.* 2004;24(2):147-53.
34. Kohal R-J, Klaus G, Strub J. Zirconia-implant-supported all-ceramic crowns withstand long-term load: a pilot investigation. *Clin Oral Implants Res.* 2006;17(5):565-71.
35. Kohal R-J, Wolkewitz M, Hinze M, Han J-S, Bächle M, Butz F. Biomechanical and histological behavior of zirconia implants: an experiment in the rat. *Clin Oral Implants Res.* 2009;20:333-9.
36. Kohal R-J, Finke HC, Klaus G. Stability of prototype two-piece zirconia and titanium implants after artificial aging: an in vitro pilot study. *Clin Implant Dent Relat Res.* 2009;11(4):323-9.
37. Koutayas SO, Vagkopoulou T, Pelekanos S, Koidis P, Strub JR. Zirconia in dentistry: part 2. Evidence-based clinical breakthrough. *Eur J Esthet Dent.* 2009;4(4):348-80.
38. Langhoff JD, Voelter K, Scharnweber D, Schnabelrauch M, Schlottig F, Hefti T, et al. Comparison of chemically and pharmaceutically modified titanium and zirconia implant surfaces in dentistry: a study in sheep. *Int J Oral Maxillofac Surg.* 2008;37:1125-32.
39. Lee J, Sieweke JH, Rodriguez NA, Schüpbach P, Lindström H, Susin C, Wikesjö UM. Evaluation of nano-technology-modified zirconia oral implants: a study in rabbits. *J Clin Periodontol.* 2009;36:610-17.
40. Lewis SG, Beumer J, Perri GR, Hornburg WP. Single tooth implant supported restorations. *Int J Oral Maxillofac Implants.* 1988;3(1):25-30.
41. Matsumoto MA, Avaliação da resposta tecidual frente a diferentes materiais de fixação em enxertos ósseos autógenos. Análise microscópica morfológica [tese]. Bauru: Faculdade de Odontologia da Universidade de São Paulo; 2002
42. Meier R, Hauser-Gerspach I, Lüthy H, Meyer J. Adhesion of oral streptococci to all-ceramics dental restorative materials in vitro. *J Mater Sci Mater Med.* 2008;19(10):3249-53.

43. Menuci Neto A, Análise histológica e morfológica dos efeitos do uso de alendronato de sódio na reparação óssea de defeitos críticos em crânio de coelhos [dissertação]. Bauru: Universidade do Sagrado Coração; 2009.
44. Moraes MCCSB. Microestrutura e Propriedades Mecânicas de Compósitos Alumina-Zircônia para Próteses Dentárias [tese]. Rio de Janeiro: Instituto Militar de Engenharia; 2004.
45. Oliva J, Oliva X, Oliva JD. One-year follow-up of first consecutive 100 zirconia dental implants in humans: a comparison of 2 different rough surfaces. *Int J Oral Maxillofac Implants*. 2007;22(3):430-5.
46. Oliva J, Oliva X, Oliva JD. Ovoid zirconia implants: anatomic design for premolar replacement. *Int J Periodontics Restorative Dent*. 2008;28(6):609-15.
47. Oliva J, Oliva X, Oliva JD. Five-year success rate of 831 consecutively placed Zirconia dental implants in humans: a comparison of three different rough surfaces. *Int J Oral Maxillofac Implants*. 2010;25(2):336-44.
48. Oliva X, Oliva J, Oliva JD. Full-mouth Oral Rehabilitation in a Titanium Allergy Patient Using Zirconium Oxide Dental Implants and Zirconium Oxide Restorations. A Case Report from an Ongoing Clinical Study. *Eur J Esthet Dent*. 2010;5(2):190-203
49. Özkurt Z, Işeri U, Kazazoğlu E. Zirconia ceramic post systems: a literature review and a case report. *Dent Mater J* 2010;29(3):233–245
50. Pinheiro TB. Processamento e caracterização da microestrutura e de algumas propriedades mecânicas da zircônia parcialmente estabilizada com ítria e da parcialmente estabilizada com magnésia [dissertação]. Rio de Janeiro: Universidade Federal do Rio de Janeiro; 2008.
51. Pirker W, Kocher A. Immediate, non-submerged, root-analogue zirconia implants placed into single-rooted extraction sockets: 2-year follow-up of a clinical study. *Int. J. Oral Maxillofac. Surg*. 2009;38:1127-32
52. Rimondini L, Cerroni L, Carrassi A, Torricelli P. Bacterial colonization of zirconia ceramic surfaces: an in vitro and in vivo study. *Int J Oral Maxillofac Implants*. 2002;17(6):793-8.
53. Roberts WE, Turley P K, Brezniak N, Fielder PJ. Implants: Bone physiology and metabolism. *J Calif Dent Assoc*. 1987;15:54–61.
54. Roberts WE. Bone tissue interface. *Int J Oral Implantol*. 1988; 5:71–4.
55. Rocchietta I, Fontana F, Addis A, Schupbach P, Simion M. Surface-modified zirconia implants: tissue response in rabbits. *Clin Oral Implants Res*. 2009;20:844–50.
56. Rudy R, Levi P, Bonacci F, Weisgold A, Engler-Hamm D. Intraosseous anchorage of dental prostheses: an early 20th century contribution. *Compend Contin Educ Dent*. 2008;29(4):2-9.
57. Santos V. Relação entre os parâmetros processuais e o controle de tipo e tamanho de fases na obtenção de partículas nanoestruturadas de ZrO₂ por sol-gel [tese]. Porto Alegre: Universidade Federal do Rio Grande do Sul; 2008.

58. Sartori EM. Estudo comparativo da porcentagem osso-implante em implantes de superfície lisa, submetidos a banho ácido e jateados com óxido de alumínio + banho ácido em tíbias de coelhos. Análise histomorfométrica [monografia]. Bauru: Universidade do Sagrado Coração;2010.
59. Sennerby L, Dasmah A, Larsson B, Iverhed M. Bone tissue responses to surface-modified zirconia implants: A histomorphometric and removal torque study in the rabbit. *Clin Implant Dent Relat Res.* 2005;7(1):S13-20.
60. Schulte W. The intra-osseous Al 2O3(Frialit) Tuebingen Implant. Developmental status after eight years (I-III). *Quintessence Int.* 1984;15:1–39.
61. Sharifi MN, Pang I-C, Chai J. Alternative restorative techniques of the CeraOne single-tooth abutment: a technical note. *Int J Oral Maxillofac Implants.*1994;9(2):235-8.
62. Souza CF. Resistência à Fratura de Subestruturas para Próteses Parciais Fixas Posteriores de Zircônia Densa sob Teste de Fadiga Cíclica [tese]. Rio de Janeiro, Universidade Federal do Rio de Janeiro; 2007.
63. Stadlinger B, Hennig M, Eckelt U, Kuhlisch E, Mai R. Comparison of zirconia and titanium implants after a short healing period. A pilot study in minipigs. *Int J Oral Maxillofac Surg.* 2010;39(6);585-92.
64. Steflik DE, Lake FT, Sisk AL, Parr GR, Hanes PJ, Davis HC, et al. A comparative investigation in dogs: 2-year morphometric results of the dental implant–bone interface. *Int J Oral Maxillofac Implants.*1996;11(1):15-25.
65. Studart AR, Filser F, Kocher P, Gauckler LJ. In vitro lifetime of dental ceramics under cyclic loading in water. *Biomaterials.*2007;28(17):2695-705.
66. Tetè S, Mastrangelo F, Bianchi A, Zizzari V, Scarano A. Collagen fiber orientation around machined titanium and zirconia dental implant necks: an animal study. *Int J Oral Maxillofac Implants.*2009;24(1):52-8.
67. Vagkopoulou T, Koutayas SO, Koidis P, Strub JR. Zirconia in dentistry: Part 1. Discovering the nature of an upcoming bioceramic. *Eur J Esthet Dent.* 2009;4(2):130-51.
68. van Steenberghe D, Lekholm U, Bolender C, Folmer T, Henry P, Herrmann I, et al. Applicability of osseointegrated oral implants in the rehabilitation of partial edentulism: a prospective multicenter study on 558 fixtures. *Int J Oral Maxillofac Implants.*1990;5(3):272-81.
69. Wataha JC. Materials for endosseous dental implants. *J Oral Rehabil.* 1996;23(2):79-90.
70. Wenz HJ, Bartsch J, Wolfart S, Kern M. Osseointegration and Clinical Success of Zirconia Dental Implants: A Systematic Review. *Int J Prosthodont* 2008;21:27–36.

71. Burlington DB. Steam Re-Sterilization Causes Deterioration of Zirconia Ceramic Heads of Total Hip Prostheses. Center for Devices and Radiological Health □ Food and Drug Administration. 1997. <http://www.fda.gov/MedicalDevices/Safety/AlertsandNotices/PublicHealthNotifications/UCM062472>
72. Yamagata C. Influência das Condições de Síntese por Precipitação nas Características da Zircônia Estabilizada com MgO e Aplicação no Sistema ZrO₂-MgO-Y₂O₃ [tese]. São Paulo: Universidade de São Paulo; 2004.
73. Zetterqvist L, Anneroth G, Nordenram Å. Tissue integration of Al₂O₃-ceramic dental implants: an experimental study in monkeys. *Int J Oral Maxillofac Implants*. 1991;6(3):285-93.

7. Apêndice

Apêndice 1

Resultados

Análise morfológica microscópica

Período de 7 dias (grupo 1 zircônia) observa-se área central óssea referente à região do implante circundada por superfície óssea apresentando constituição cortical, referente à cortical da tíbia, e nas porções mais profundas invadindo a região medular, superfície revestida ora por trabéculas ósseas neoformadas finas e delgadas em justaposição à superfície das impressões das rocas do implante permeadas por tecido conjuntivo fibroso ricamente vascularizado, ora por tecido medular. Na superfície da região cortical nota-se discreta camada de tecido conjuntivo (Figura 17 A-B-C-D).

Período de 7 dias (grupo 2 titânio) observa-se as superfícies das roscas do implante recobertas ora por trabéculas irregulares de tecido ósseo primário, ora por tecido de granulação (Figura 18 A-B-C).

Período de 15 dias (grupo 1 zircônia), o tecido ósseo justaposto à superfície do implante mostra-se mais organizado e denso, em fase de maturação, marcada por linhas de reversão. O tecido ósseo mostra-se mais denso na porção cortical, seguindo padrão trabecular à medida que avança para o espaço medular da tíbia (Figura 19 A-B-C-D).

Período de 15 dias (grupo 2 titânio), trabéculas primárias em maturação, apresentando numerosas linhas basofílicas de reversão (Figura 20 A-B-C)

Período de 30 dias (grupo 1 zircônia), tecido ósseo corticalizado justaposto à superfície do implante, constituído por numerosos sistemas de Havers, ricamente

vascularizado e celularizado, mantendo-se em processo de remodelação (Figura 21 A-B-C).

Período de 30 dias (grupo 2 titânio), já se observa tecido ósseo corticalizado em processo de maturação, marcado pelas linhas de reversão e numerosos sistemas de Havers. Neste período as trabéculas da medular também se limitavam somente a superfície do implante (Figura 22 A-B).

Período de 45 dias (grupo 1 zircônia) observa-se tecido ósseo cortical maduro em remodelação, justaposto à superfície dos implantes. Nas porções mais inferiores do implante inserido no osso medular, apenas finas trabéculas estão em contato com sua superfície, sendo o tecido adjacente predominantemente medular (Figura 23 A-B).

Período de 45 dias (grupo 2 titânio), o tecido ósseo justaposto permanecia em fase de remodelação, de aspecto corticalizado na superfície e trabecular na porção medular (Figura 24 A-B).

Período de 60 dias (grupo 1 zircônia), há justaposição óssea na porção cortical. Na medular, observa-se ora fina camada de trabéculas depositadas sobre a superfície do implante, ora tecido medular (Figura 25 A-B).

Período de 60 dias (grupo 2 titânio), o tecido ósseo encontra-se maduro e em remodelação, evidenciado pelas linhas de reversão. O aspecto corticalizado é mais uniforme neste grupo, apresentando trabéculas densas por praticamente toda a extensão do implante (Figura 26 A-B).

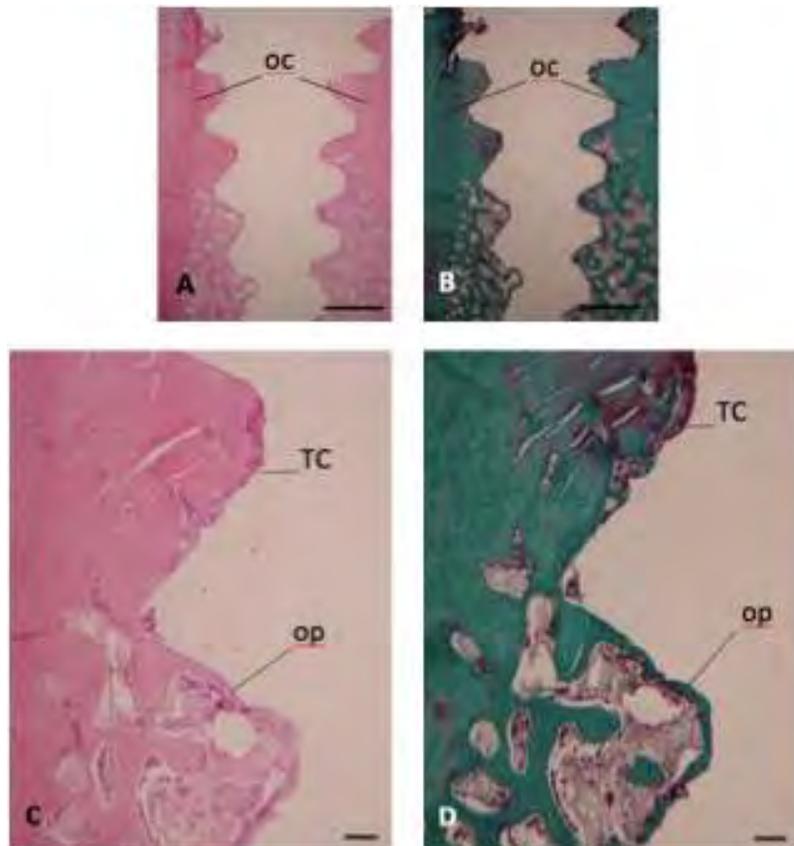


Figura 17 – Grupo 1 Zircônia (7 dias) – Nota-se tecido ósseo cortical apresentando fina camada de tecido conjuntivo (TC) em sua superfície. Na porção medular, observam-se trabéculas ósseas neoformadas (op) finas e delgadas (A, C – H.E.; B, D – Tricrômico de Goldner; barra = 100 μ m)

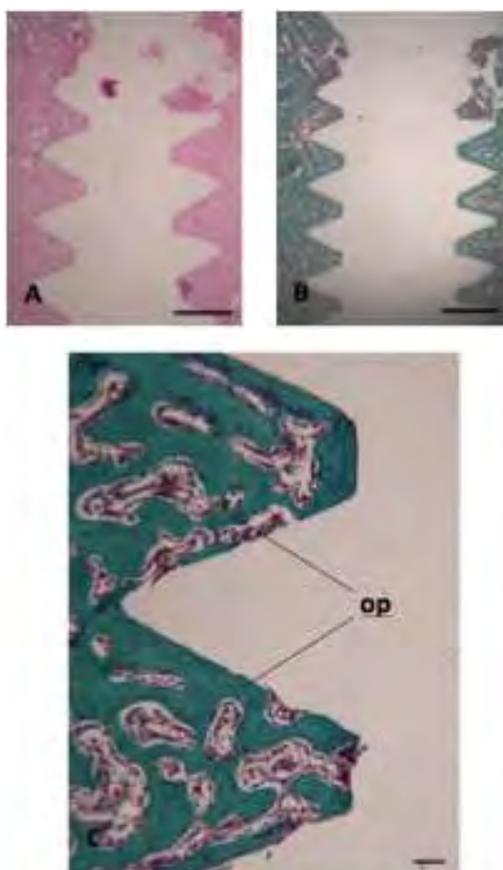


Figura 18 – Grupo 2 Titânio (7 dias) – Presença de tecido ósseo primário (op) em contato com a superfície do implante (A – H.E.; B,C – Tricrômico de Goldner; barra = 100 μ m)

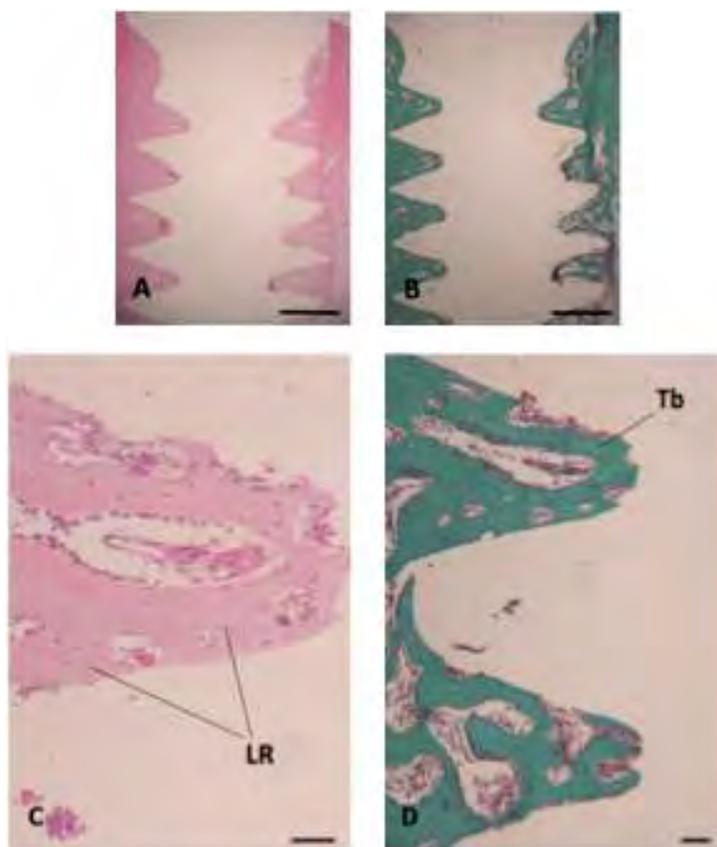


Figura 19 – Grupo Zircônia (15 dias) – Trabéculas ósseas(Tb) organizadas em fase de maturação, marcadas por linhas basofílicas de reversão (LR) (A, C – H.E.; B, D – Tricrômico de Goldner; barra = 100 μ m)

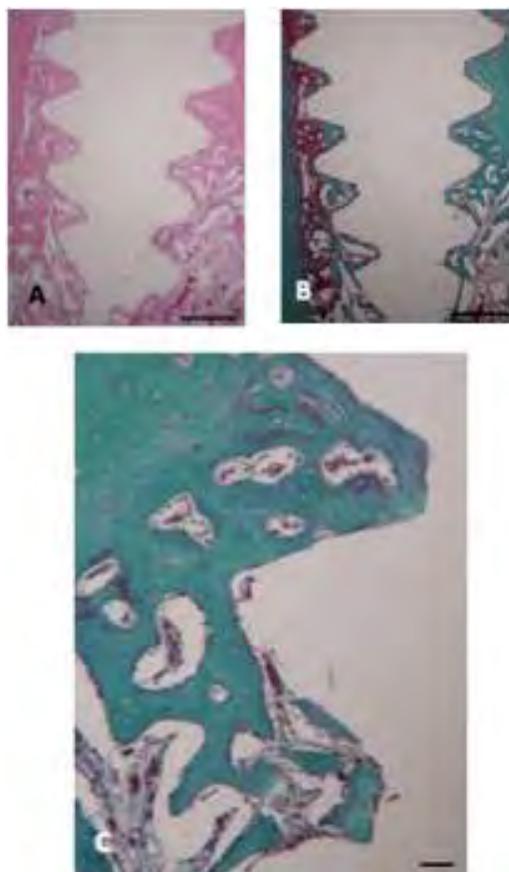


Figura 20 – Grupo Titânio (15 dias) – O tecido ósseo em contato com a superfície do implante mostra-se ricamente vascularizado e celularizado e em fase de maturação (A – H.E.; B, C – Tricrômico de Goldner; barra = 100 μ m)

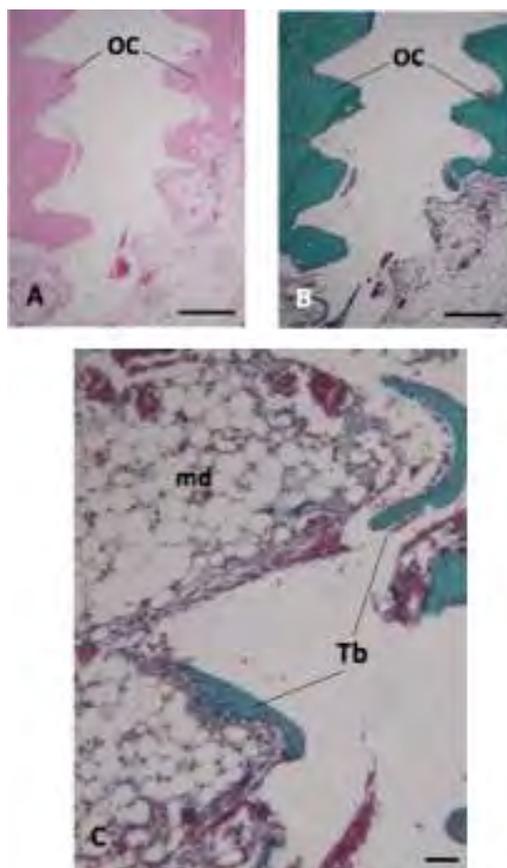


Figura 21 – Grupo Zircônia (30 dias) – Tecido ósseo denso (OC) em contato com a superfície implantar, constituído por numerosos sistemas de Havers e finas trabéculas (Tb) na região medular (md) (A – H.E.; B,C – Tricrômico de Goldner; barra = 100 μ m)

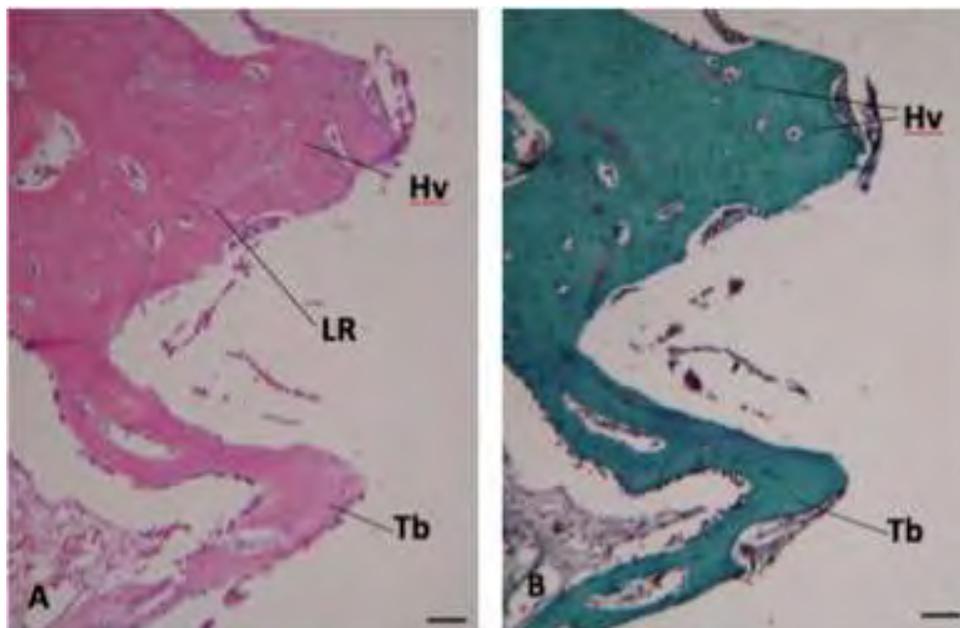


Figura 22 – Grupo Titânio (30 dias) – Porção do tecido ósseo corticalizado constituído por numerosos sistemas de Havers (Hv) em continuidade com osso trabecular (Tb), ambos em fase de intensa remodelação, marcada por linhas basofílicas de reversão (LR) (A – H.E.; B – Tricrômico de Goldner; barra = 100µm)

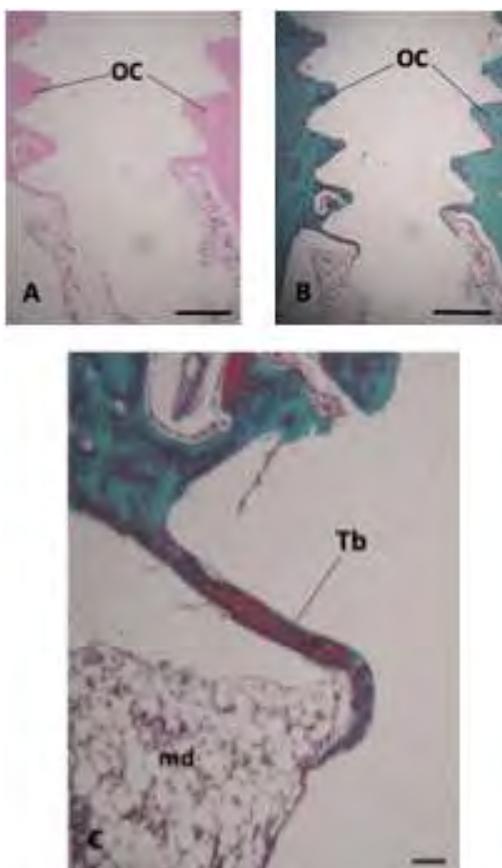


Figura 23 – Grupo Zircônia (45 dias) – Osso cortical (OC) na região cortical da tíbia e tecido ósseo medular (Tb) nas porções medulares (md) (A – H.E.; B, C – Tricrômico de Goldner; barra = 100 μ m)

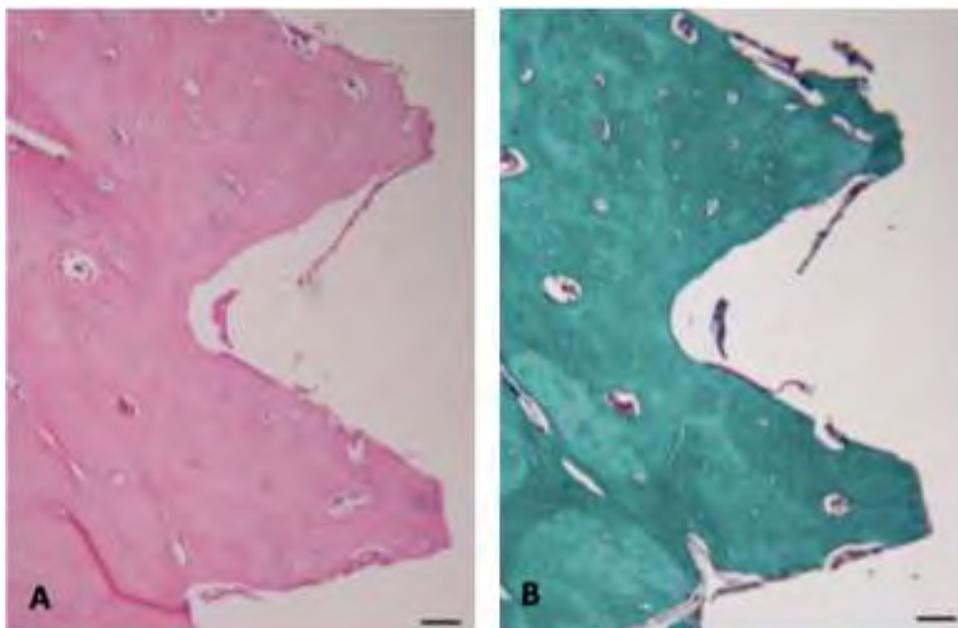


Figura 24 – Grupo Titânio (45 dias) – Tecido ósseo viável em remodelação (A – H.E.; B – Tricrômico de Goldner; barra = 100 μ m)

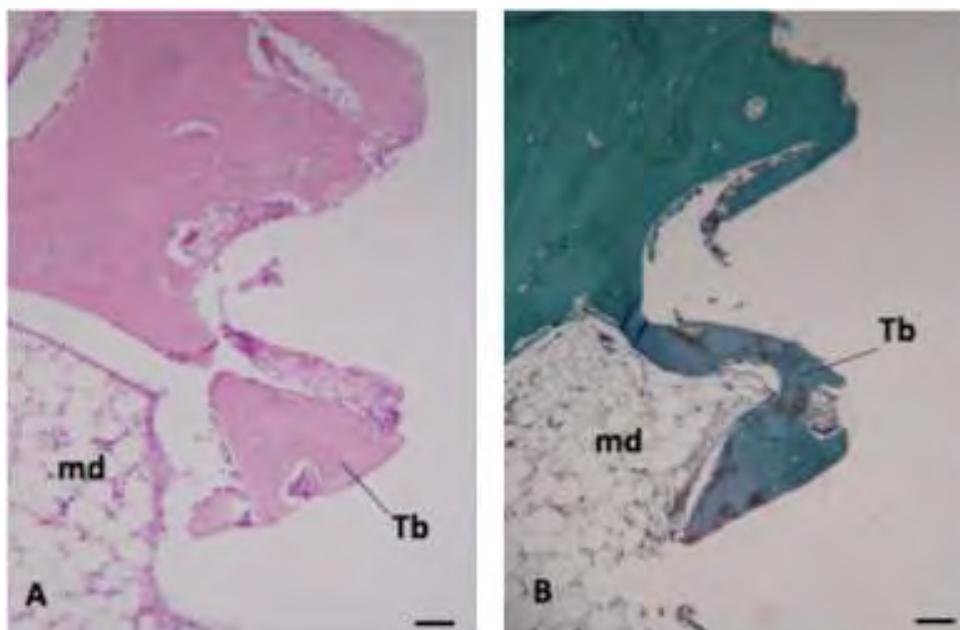


Figura 25 – Grupo Zircônia (60 dias) – Na região medular se observa a presença de trabéculas (Tb) em contato com a superfície do implante. Subjacente, tecido medular (md) (A – H.E.; B – Tricrômico de Goldner; barra = 100 μ m)

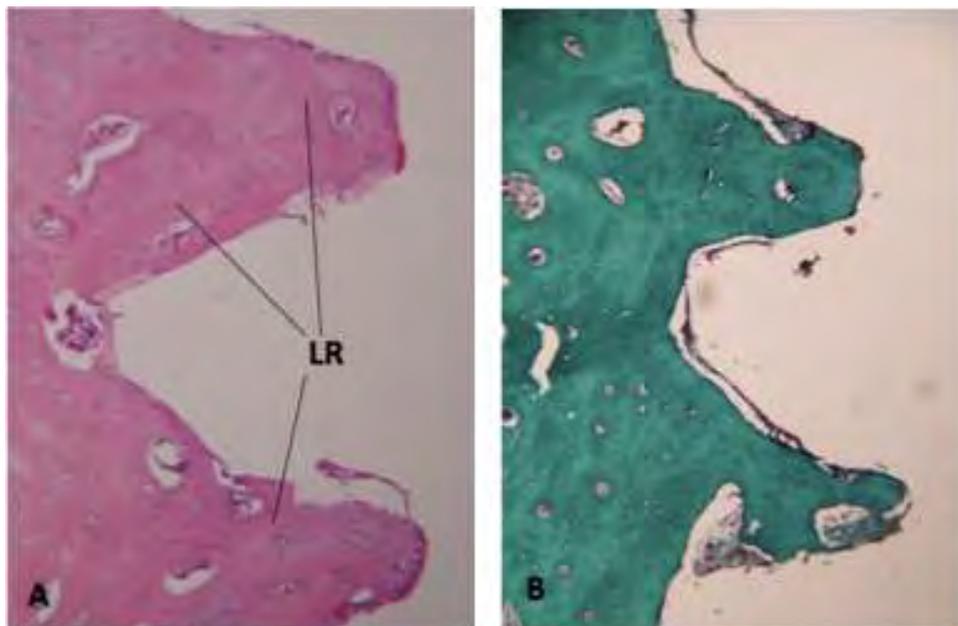


Figura 26 – Grupo Titânio (60 dias) – No último período, tecido ósseo em remodelação, marcado por linhas basofílicas de reversão (LR) (A – H.E.; B – Tricrômico de Goldner; barra = 100 μ m)

Apêndice 2

Artigo elaborado de acordo com as normas da revista ImplantNews.

UTILIZAÇÃO DO SISTEMA PIEZOELÉTRICO EM CIRURGIAS BUCAIS: INDICAÇÕES, VANTAGENS E DESVANTAGENS.

**Luis Eduardo Marques Padovan*

***Gabriel Marques*

* Mestre e Doutor em Cirurgia e Traumatologia Bucomaxilofacial - UNESP (Araçatuba/SP); Professor Assistente das Disciplinas de Cirurgia da Universidade Sagrado Coração (USC - Bauru/SP) e Prof. Dr. do Curso de Mestrado em Implantodontia do ILAPEO – Curitiba - PR.

** Especialista em Cirurgia e Traumatologia Bucomaxilofacial - ABO/PR (Curitiba/PR); Mestrando em Implantodontia – ILAPEO – Curitiba – PR; Membro da equipe de Cirurgia e Traumatologia Bucomaxilofacial do Hospital e Maternidade Marieta Konder Borhausen – Itajaí – SC;

Endereço para correspondência: Rua. 3604, nº 125, apto 2002, Centro Balneário Camboriú – SC- Brasil. CEP – 88330-236, telefone para contato (47) 33982788, e-mail: gabriell10m@hotmail.com ou gabrielmarques@itajai.sc.gov.br

Resumo

A ostectomia/osteotomia é uma manobra cirúrgica fundamental que pode afetar a reparação tecidual de modo a aumentar a morbidade do procedimento. O tipo de equipamento e/ou instrumental utilizado para a ostectomia pode influenciar diretamente no reparo ósseo. Com o advento da piezocirurgia, diversos procedimentos até então realizados com instrumentos rotatórios e serras, passaram a ser feitos como o sistema piezoelétrico, no intuito de diminuir o trauma cirúrgico e proteger tecidos nobres, conseqüentemente melhorar o reparo ósseo e pós-operatório do paciente. O objetivo deste trabalho foi realizar uma revisão bibliográfica a respeito da utilização do sistema piezoelétrico em cirurgias orais e maxilofaciais, avaliando as suas indicações, vantagens e desvantagens.

Unitermos: Cirurgia Piezoelétrica; Sistemas Ultrassônicos; Reparo Ósseo; Instrumentos Rotatórios; Cirurgia Oral.

Using the Piezoelectric System in Oral Surgery: Indications Advantages and Disadvantages

Abstract: The ostectomy / osteotomy is a surgical maneuver that could affect the fundamental tissue repair in order to increase the morbidity of the procedure. The type of equipment or instrument used for ostectomy can directly affect bone healing. With the advent of piezocirurgia, many procedures previously performed with rotary instruments and sawers, began to be made as the piezoelectric system in order to reduce the surgical trauma and protect soft tissue, consequently improving bone repair and postoperative patient. The objective was to review literature regarding the use of the piezoelectric system in oral and maxillofacial surgery and assessing the indications, advantages and disadvantages.

KeyWords: Piezoelectric Surgery; Ultrasonic Devices; Bone Repair, Rotary Instruments, Oral Surgery.

Introdução

A utilização de instrumentos ultrassônicos na odontologia vem sendo descrito desde a metade do século passado, entretanto na área da cirurgia oral, a utilização destes dispositivos começa a ser descrita na década de 1980, com o uso clínico do ultra-som em cirurgias ósseas¹. Contudo, apenas no final da década de 1990, começam a surgir trabalhos com a utilização de instrumentos ultra-sônicos, como substitutos aos instrumentos rotatórios, na cirurgia oral e maxilofacial, surgindo no mercado um novo dispositivo ultrassônico baseado no efeito piezoelétrico reverso, iniciando-se assim um novo conceito chamado de piezocirurgia, com o objetivo de proporcionar cirurgias ósseas com maior segurança para os tecidos moles e precisão nas osteotomias além de um excelente reparo tecidual²⁻⁴.

O interesse pela piezocirurgia tem nos últimos anos, aumentado exponencialmente, principalmente pelas vantagens propostas pelos fabricantes dos equipamentos e conseqüentemente a literatura tem relatado cada vez mais a suas utilizações nas mais diversas áreas, como por exemplo, o uso em cirurgias otorrinolaringológicas, na correção de defeitos estéticos ou funcionais⁵⁻⁶, na cirurgia de cabeça e pescoço para a remoção de tumores⁷⁻⁸, na cirurgia crâniomaxilofacial e bucomaxilofacial, em substituição aos instrumentos convencionais rotatórios para a realização de osteotomias e ostectomias⁹⁻¹³.

Dentro da cirurgia oral e maxilofacial, o dispositivo piezoelétrico tem sido utilizado para os mais diversos procedimentos, como por exemplo, na remoção de elementos dentais inclusos e ou impactados, exérese de lesões de ou em tecido ósseo próximas a estruturas nobres¹⁴⁻¹⁵. Outra forma de utilização consiste na confecção de osteotomias para a realização de distração osteogênica com a finalidade de tratamento deformidades maxilomandibulares e alvéolo dentárias, onde o dispositivo tem demonstrado bons resultados quanto à simplificação da técnica cirúrgica, reduzindo a incidência de complicações transoperatórias^{13, 16}. Na área da implantodontia, esta técnica pode ser indicada para procedimentos para levantamento do seio maxilar, remoção de enxerto ósseo ou mesmo para confecção do leito onde será instalado o implante osteointegrado.

O dispositivo piezoelétrico consiste em um equipamento composto por uma peça de mão com vários tipos de pontas de trabalho, a qual é conectada a uma fonte eletrônica central que converte a corrente elétrica em ondas que emitem vibrações ultrassônicas a uma frequência de 25 e 30kHz, com oscilação (amplitude) de 60 a 210 micrômetros e potência de até 50 W, de acordo com a densidade do tecido a ser incisado, o equipamento

ainda possui uma bomba peristáltica responsável pelo fluxo do líquido de resfriamento, o que permitiria um corte seletivo apenas em estruturas mineralizadas, sem danificar tecidos moles^{5,7,17}.

Entretanto, existem dúvidas na utilização do sistema piezoelétrico em cirurgia bucais, sendo assim, o trabalho tem como objetivo apresentar uma revisão de literatura sobre indicações, vantagens e desvantagens desta técnica.

Revisão da literatura:

No ano de 1880 os irmãos Curie, em seus trabalhos, observaram que certos materiais (p. ex., quartzo, turmalina, topázio), quando submetidos a estresse mecânico produziam cargas elétricas em sua superfície, a este fenômeno deram o nome de piezoelectricidade, do grego (piezo = pressão), anos mais tarde Gabriel Lippmann descobre um efeito inverso, onde observa, que quando induzido um campo elétrico nestes materiais, estes reagem produzindo deformações mecânicas, efeito este denominado piezoelétrico inverso/reverso¹⁸.

Desde então o efeito piezoelétrico vem sendo aplicado nas mais diversas áreas técnicas, tais como na comunicação e controles (rádios, celulares, televisões, radares automotivos, entre outros), na indústria (transdutores, sensores, bombas, motores, lavadores ultrassônicos), na área médica os equipamentos ultrassônicos que emitem ondas mecânicas inaudíveis e biologicamente inofensivas, esse simples fenômeno de agitação, induz uma desorganização e fragmentação de todas as interfaces entre corpos de natureza diferente, as vibrações ultrassônicas permitem a clivagem de interfaces sólido-sólido (por diferencial de vibração) e de interfaces sólido-líquido (por cavitação), as aplicações médicas dessas propriedades são inúmeras, desde a fragmentação de tártaro dentário e cálculos renais a utilização para confecção de cortes em tecidos ósseos (piezocirurgia), além de ser também utilizada na área de diagnóstico médico não invasivo – ultrasonografia¹⁹⁻²⁰.

O efeito da cavitação consiste em um fenômeno onde ocorrem micro-bolhas na presença de qualquer líquido, quando presente na interface sólido-líquido submetido a uma vibração sob frequência intermediária, onde ocorre uma ruptura da coesão molecular nos líquidos e o aparecimento de zonas de depressão as quais se enchem com bolhas de vapor

até o ponto que estas enlodem. Este fenômeno é utilizado em várias aplicações, tais como os tanques de limpeza ultra-sônica, onde a implosão destas bolhas na superfície dos instrumentos permite a sua limpeza, na piezocirurgia este fenômeno acontece quando o spray do líquido de resfriamento entra em contato com a ponteira vibrando em uma frequência intermediária²⁰.

A utilização deste efeito dentro da área médica acontece em virtude da descoberta de que este possibilitaria nas cirurgias onde se faz necessária a realização de osteotomias e/ou ostectomias, um corte seletivo do tecido ósseo (atuando apenas tecido ósseo, preservando tecidos moles) e este vêm ganhando espaço frente ao uso de técnicas convencionais, instrumentos rotatórios e oscilatórios. Dentro da cirurgia bucomaxilofacial e craniofacial as osteotomias, são corriqueiras, em virtude disto a piezocirurgia tem sido indicada para a execução de diversos procedimentos, onde podemos destacar a cirurgia ortognática com as osteotomias Le Fort I, associada ou não a expansões palatais e osteotomias sagitais oblíquas, osteotomias Le Fort III para o tratamento de pacientes sindrômicos, além da utilização na remoção de enxerto ósseo e outras osteotomias na região maxilofacial para o tratamento de patologias, onde se observa um menor poder de corte, principalmente quando comparado aos instrumentos de alto poder de corte (serras e brocas), aumentando dessa forma o tempo das osteotomias, porém quando analisado o tempo total de procedimento, não são observadas diferenças significativas, isso em virtude da ausência de injúrias à tecidos moles (dura-máter, mucosa palatal e nervo alveolar inferior (NAI)), precisão nas osteotomias e uma melhor visualização do campo cirúrgico devido a manutenção do campo cirúrgico com sangramento diminuído^{9, 11}. Alguns autores ainda relatam o uso da piezocirurgia assistida endoscopicamente para a realização da osteotomia vertical de ramo mandibular¹⁰.

Na cirurgia oral menor, principalmente em casos onde se faz necessária a remoção de elementos dentais impactados ou lesões próximas a estruturas nobres, como por exemplo, o nervo alveolar inferior (NAI), onde lesões são minimizadas e em alguns casos até ausentes, mesmo quando ocorre o contato direto do dispositivo com estas estruturas, reduzindo também o edema pós-operatório, pelo menor trauma cirúrgico^{12, 14, 15}.

Outro uso da piezocirurgia pode ser na confecção de osteotomias para a realização de distração osteogênica com a finalidade de tratamento de deformidades craniofaciais, maxilomandibulares e alvéolo dentário, sejam elas congênicas ou adquiridas, onde o dispositivo tem demonstrado bons resultados quanto à simplificação da técnica cirúrgica,

reduzindo a incidência de complicações transoperatórias, porém sugere-se que pode haver um risco aumentado de complicações pós-operatórias e pós-distração, como por exemplo, exposição do segmento transportado, desvio na direção da distração, deiscência e fenestrações, os autores sugerem que estas intercorrências possam estar associadas à forma do segmento gerado pela osteotomia, além da largura do “gap” formado entre este segmento e o osso basal, sugerindo a necessidade de cautela quanto ao uso da técnica na clínica diária^{13, 16}.

Na presença de volume e densidade óssea adequada, a instalação de implantes osseointegráveis para a reabilitação protética possui uma alta taxa de sucesso, no entanto, muitas vezes se faz necessário a realização de procedimentos que visam recompor o arcabouço ósseo, para a instalação dos implantes, onde podemos destacar as mais diversas técnicas de enxertia óssea. O uso da piezocirurgia pode ser considerada efetiva para estes procedimentos, criando osteotomias precisas, limpas, com boa visibilidade e segurança, com mínimo ou nenhum trauma para os tecidos moles, ao contrário da cirurgia convencional com uso de instrumentos rotatórios, além disso, produz menos vibrações, minimizando o estresse do paciente em procedimentos realizados sob anestesia local²¹⁻²².

Na reabilitação com implantes na região posterior de maxila, muitas vezes, apresenta-se atrofiada com quantidade óssea é insuficiente para instalação de implante. Um dos métodos mais eficaz para resolver essa condição anatômica desfavorável consiste na elevação o assoalho do seio maxilar por meio de um enxerto ósseo para obter uma dimensão adequada “sinus lifting”. Para realizar esta técnica cria-se um acesso ao seio maxilar pela confecção de uma janela óssea na parede lateral do seio maxilar, realizada com instrumentos rotatórios, peça de mão cirúrgica (elétrica ou pneumática) e utilização de brocas (diamantadas ou carbide) e posteriormente elevação da membrana sinusal com o uso de instrumentos manuais (curetas) para a inserção do enxerto. A principal complicação na utilização desta técnica consiste na possibilidade de uma perfuração acidental da membrana, seja ela durante a osteotomia ou com os elevadores manuais durante a separação desta, esta taxa de perfuração relatada pela literatura, varia de 14 a 56% com a utilização de instrumentos manuais e rotatórios. A utilização da piezocirurgia para a elevação do seio maxilar tem aumentado isto em virtude da proposta deste aparelho de apresentar um corte seletivo por tecidos duros, preservando os tecidos moles de possíveis lesões causadas por instrumentos rotatórios, conseqüentemente diminuindo o risco de perfuração da membrana durante os procedimentos, aumentando a visibilidade

trans-operatória devido a um melhor controle no sangramento além de proporcionar um maior conforto operatório²⁶⁻²⁸.

Discussão:

A utilização da piezocirurgia vem sendo indicada nos mais diversos procedimentos dentro da cirurgia bucal e maxilofacial devido a uma série de vantagens proposta pelos autores^{3, 5-7, 10, 12, 14, 13, 16, 21- 24,} e por ser ainda uma técnica recente e em desenvolvimento, diversos questionamentos vêm sendo feito, sobre as reais vantagens sobre as técnicas convencionais que utilizam instrumentos rotatórios ou serras.

A utilização do dispositivo piezoelétrico tem sido associada a uma característica chamada de “corte seletivo”, onde a vibração ultrassônica das ponteiros atua de forma específica em tecidos mineralizados, através do efeito de cavitação causando a ruptura desta estrutura e conseqüentemente promovendo o corte deste²⁰.

Dentro das principais vantagens inerentes a técnica, a literatura tem confirmado a proposta dos autores quanto à característica do equipamento em realizar cortes ósseos de forma precisa, proporcionando uma melhor visualização do campo operatório, com ausência de injúrias a tecidos moles (dura-máter, mucosas e tecido nervoso), além de uma diminuição do sangramento trans-operatório, com menor vibração, reduzindo desta forma o estresse do paciente em procedimentos sob anestesia local, quando comparados aos instrumentos convencionais^{9, 11, 13, 16, 21, 22, 26- 28}.

Além das vantagens citadas anteriormente, o uso da piezocirurgia proporcionou melhor reparo tecidual, comprovado por um estudo realizado em animais, onde foram avaliados histologicamente e histomorfométricamente o uso de instrumentos rotatórios (brocas de carbide e diamantadas) com o sistema piezoelétrico⁴, além de viabilidade do tecido ósseo coletado com o sistema piezoelétrico²³⁻²⁴.

A piezocirurgia está indicada na realização de procedimentos próxima a estruturas nobres, como vasos e nervos, demonstrando excelentes resultados, minimizando lesões e em alguns casos até tornando-as ausentes, mesmo quando ocorre o contato direto do dispositivo com estas estruturas¹⁴⁻¹⁵. Quando utilizado em procedimentos de elevação do seio maxilar, onde se faz necessária à preservação da membrana de sinusal, melhores resultados tem se observado, principalmente pela diminuição do risco de perfuração

desta²⁶⁻²⁸. Além de proporcionar uma redução do edema pós-operatório pelo menor trauma cirúrgico¹².

Entretanto o fato do sistema piezoelétrico apresentar grande precisão de corte, a sua eficiência implica em um desgaste prematuro das pontas causando uma diminuição na velocidade de corte²⁰, além disto, o mesmo autor sugere nunca utilizar mais de 10 vezes cada ponta ultrassônica, pois apesar do revestimento de nitreto de titânio ou diamante, as pontas desgastam rapidamente causando danos aos tecidos pelo aquecimento incontrollável e considera por vezes o sistema ultrassônico menos eficiente quando comparado a instrumentos tradicionais (instrumentos rotatórios de alto poder de corte), principalmente quando submetido a procedimentos em estrutura óssea altamente densa, levando o profissional experiente muitas vezes a retardar alguns procedimentos que seriam normalmente mais rápidos utilizando a técnica convencional.

Apesar das indicações, vantagens e desvantagens do sistema piezoelétrico propostas por esta revisão de literatura, novos estudos devem ser realizados, com o intuito de tornar este sistema mais preciso, seguro e vantajoso, para a sua aplicabilidade em cirurgias bucais.

Conclusão:

Podemos concluir após a revisão da literatura que o sistema piezoelétrico tem se demonstrado com uma técnica cirúrgica muito promissora, podendo ser indicada nas mais diversas áreas da cirurgia bucal. Este sistema proporciona osteotomias precisas, limpas e com mínimo de trauma para os tecidos moles, além de diminuição do sangramento trans-operatório, quando comparado a cirurgia convencional com uso de instrumentos rotatórios, porém essa precisão está intimamente ligada ao desgaste acentuado das pontas ultrassônicas elevando o custo da utilização do sistema e aumentando o tempo em alguns procedimentos.

Referências Bibliográficas:

1. Horton JE, Tarpley TMJr, Jacoway JR. Clinical applications of ultrasonic instrumentation in the surgical removal of bone. *Oral Surg Oral Med Oral Pathol* 1981;51(3):236-42.
2. Torrella F, Pitarch J, Cabanes G, Anitua E. Ultrasonic Osteotomy for the Surgical Approach of the Maxillary Sinus: A Technical Note. *Int J Oral Maxillofacial Implants* 1998;13:697-700.
3. Vercellotti T, Paoli S de, Nevins M. The Piezoelectric Bony Window Osteotomy and Sinus Membrane Elevation: Introduction of a New Technique for Simplification of the Sinus Augmentation Procedure. *Int J Periodontics Restorative Dent* 2001;21:561-7.
4. Vercellotti T, Nevins ML, Kim DM, Nevins M, Wada K, Schenk RK, Fiorellini JP. Osseous response following resective therapy with Piezosurgery. *Int J Periodontics Restorative Dent* 2005;25:543-9.
5. Salami A, Dellepiane M, Proto E, Mora R. Piezosurgery in otologic surgery: Four years of experience. *J Otolaryngol Head Neck Surg* 2009;140:412-8.
6. Robiony M, Polini F, Costa F, Toro C, Politi M. Ultrasound Piezoelectric Vibrations to Perform Osteotomies in Rhinoplasty. *J Oral Maxillofac Surg* 2007; 65:1035-38.
7. Salami A, Dellepiane M, Crippa B, Mora R. A new method for osteotomies in oncologic nasal surgery: Piezosurgery. *Otolaryngol Head Neck Surg* 2010;31(3):150-3.
8. Gleizal A, Béra JC, Lavandier B, Béziat JL. Voies d'abord craniofaciales des tumeurs orbitaires et découpe osseuse ultrasonique. *J Fr Ophtalmol* 2007;30(9): 882-91.
9. Beziat JL, Bera JC, Lavandier B, Gleizal A: Ultrasonic osteotomy as a new technique in craniomaxillofacial surgery. *Int J Oral Maxillofac Surg* 2007;36:493-500.
10. Robiony M, Polini F, Costa F, Sembronio S, Zerman N, Politi M. Endoscopically Assisted Intraoral Vertical Ramus Osteotomy and Piezoelectric Surgery in Mandibular Prognathism. *Int J Oral Maxillofac Surg*. 2007; 65:2119-24.

11. Landes C A, Stübinger S, Rieger J, Williger B, Linh Ha TK, Sader R. Critical Evaluation of Piezoelectric Osteotomy in Orthognathic Surgery: Operative Technique, Blood Loss, Time Requirement, Nerve and Vessel Integrity. *J Oral Maxillofac Surg* 2008; 66:657-74.
12. Sortino F, Pedullà E, Masoli V. The Piezoelectric and Rotatory Osteotomy Technique in Impacted Third Molar Surgery: Comparison of Postoperative Recovery. *J Oral Maxillofac Surg* 2008; 66:2444-8.
13. Heiland M, Blessmann M, Pohlenz P, Li L, Schmelzle R, Blake F. Intraoral osteotomies using piezosurgery for distraction in an infant with Pierre–Robin sequence. *Clin Oral Invest* 2007; 11:303–6.
14. Degerliyurt K, Akar V, Denizci S, Yucel E, Turkey A. Bone lid technique with piezosurgery to preserve inferior alveolar nerve. *Oral Surg Oral Med Oral Pathol Oral Radiol Endod* 2009;108:e1-e5.
15. Schaeren S, Jaquiéry C, Heberer M, Tolnay M, Vercellotti T, Martin I. Assessment of Nerve Damage Using a Novel Ultrasonic Device for Bone Cutting. *J Oral Maxillofac Surg* 2008; 66:593-96
16. García A G, Freitas M D, Martín M S, García A G. Piezoelectric and Conventional Osteotomy in Alveolar Distraction Osteogenesis in a Series of 17 Patients. *Int J Oral Maxillofacial Implants* 2008;23:891–6.
17. Kfoury FA, Duailibi MT, Bretos JLG, Ferreira LM, Duailibi SE. Cirurgia piezoelétrica em implantodontia: aplicações clínicas. *RGO-Revista Gaúcha de Odontologia*. 2009;57(1);121-6.
18. Ballato A. Piezoelectricity: Old Effect, New Thrusts. *IEEE Transactions on ultrasonics, Ferroeletrics, and frequency control* 1995;12(5):916-26.
19. Ballato A. Piezoelectricity: History and New Thrusts. *IEEE Ultrasonics Symposium* 1996: 575-83.
20. Leclercq P, Zenati C, Amr S, Dohan D M. Ultrasonic Bone Cut Part 1: State-of-the-Art Technologies and Common Applications. *Int J Oral Maxillofac Surg* 2008; 66:177-82.
21. Sohn DS, Ahn MR, Lee WH, Yeo DS, Lim SY. Piezoelectric Osteotomy for Intraoral Harvesting of Bone Blocks. *Int J Periodontics Restorative Dent* 2007;27:127–31.

22. Happe A. Use of a Piezoelectric Surgical Device to Harvest Bone Grafts from the Mandibular Ramus: Report of 40 Cases. *Int J Periodontics Restorative Dent* 2007;27:241–9.
23. Sivolella S, Berengo M, Scarin M, Mella F, Martinelli F. Autogenous particulate bone collected with a piezo-electric surgical device and bone trap: a microbiological and histomorphometric study. *Arch Oral Biol.* 2006;51:883-91.
24. Chiriac G, Hertzen M, Schwarz F, Rothamel D, Becker J. Autogenous bone chips: influence of a new piezoelectric device (Piezosurgery) on chip morphology, cellviability and differentiation. *J Clin Periodontol* 2005;32: 994-9.
25. Blus C, Moncler S S. Split-crest and immediate implantplacement with ultra-sonic bone surgery: a 3-year life-table analysis with 230 treated sites. *Clin. Oral Implants Res.* 2006;17:700–7.
26. Wallace S S, Mazor Z, Froum, S J, Cho S C, Tarnow D P. Schneiderian Membrane Perforation Rate During Sinus Elevation Using Piezosurgery: Clinical Results of 100 Consecutive Cases. *Int J Period Rest Dent* 2007;27:413–9.
27. Blus C, Moncler SS, Salama M, Salama H, Garber D. Sinus Bone Grafting Procedures Using Ultrasonic Bone Surgery: 5-Year Experience. *Int J Periodontics Restorative Dent* 2008;28:221-9.
28. Barone A, Santini S, Marconcini S, Giacomelli L, Gherlone E, Covani U. Osteotomy and membrane elevation during the maxillary sinus augmentation procedure A comparative study: piezoelectric device vs. conventional rotative instruments. *Clin Oral Implants Res.* 2008;19:511-5.

8. Anexo

Anexo 1

<p>USC SACRADO CORACAO</p> <p>PRPPG Pró-Reitoria de Pesquisa e Inovação</p>
<p align="center">COMITÊ DE ÉTICA EM PESQUISA Protocolo n.º 116/09</p> <p>Título do Projeto: ESTUDO COMPARATIVO DA OSSEOINTEGRAÇÃO EM IMPLANTES DE ZIRCONIA COM SUPERFÍCIES LISAS, IMPLANTES DE TITÂNIO COM SUPERFÍCIES LISAS E TRATADA. ANÁLISE HISTOLÓGICA</p> <p>Pesquisador (a) Responsável: LUIS EDUARDO MARQUES PADOVAN.</p>
<p>Comitê de Ética:</p> <p>O CEP analisou, baseado em parecer competente, o presente projeto e o considerou aprovado.</p>
<p>Data: 12/08/2009</p>
<p>Assinatura do Presidente: </p>
<p align="center"><i>Prof. Dr. Marcos da Cunha Lopes Virmond</i></p>

Anexo 2

Artigo 1

Normas da revista **The International Journal of Maxillofacial Implants (JOMI)**

http://www.quintpub.com/journals/omi/jomi_authorguide.pdf

Artigo 2

Normas da revista **Implantnews**

<http://implantnews.com.br/pdf/Normas.pdf>