UNIVERSIDADE DE SÃO PAULO
FACULDADE DE ODONTOLOGIA DE BAURU

ALINE BAÍA MIRANDA

**Análise histomorfométrica dos implantes de titânio grau 4 e grau 5:
estudo experimental em coelhos**

BAURU
2013

ALINE BAÍA MIRANDA

**Análise histomorfométrica dos implantes de titânio grau 4 e grau 5:
estudo experimental em coelhos**

Dissertação apresentada a Faculdade de Odontologia de Bauru da Universidade de São Paulo para obtenção do título de Mestre em Ciências no Programa de Ciências Odontológicas Aplicadas, na área de concentração Reabilitação Oral.

Orientador: Prof. Dr. Carlos dos Reis Pereira de Araujo

Versão Corrigida

BAURU
2013

M672
a
Miranda, Aline Baía
Análise histomorfométrica dos implantes de
titânio grau 4 e grau 5: estudo experimental em
coelhos / Aline Baía Miranda. – Bauru, 2013.
119 p. : il. ; 31cm.

Dissertação (Mestrado) – Faculdade de
Odontologia de Bauru. Universidade de São Paulo

Orientador: Prof. Dr. Carlos dos Reis Pereira de
Araujo.

Nota: A versão original desta dissertação encontra-se disponível no Serviço de Biblioteca e Documentação da Faculdade de Odontologia de Bauru – FOB/USP.

Autorizo, exclusivamente para fins acadêmicos e científicos, a
reprodução total ou parcial desta dissertação/tese, por processos
fotocopiadores e outros meios eletrônicos.

Assinatura:

Data:

Comitê de Ética da FOB-USP
Protocolo nº: 033/2011
Data: 18/10/2011

DEDICATÓRIA

Aos meus pais, Maria Leontina e Antônio Tarcísio, por todo o amor e educação que deram a mim e a minha irmã. Por acreditarem em mim e nas minhas escolhas, me apoiando e sonhando junto comigo cada passo almejado. Ensinando-me a ser uma pessoa e profissional cada vez melhor, segurando em minha mão no início de cada nova etapa. Obrigada por serem tão presentes na minha vida mesmo tão distante. Vocês são meu exemplo, meu amor, minha vida. Amo vocês!

À minha irmã linda, Tássia, por ser minha luz, minha alegria, minha melhor amiga. Obrigada por toda nossa infância juntas e ainda pela oportunidade de te ter do meu lado me apoiado ao longo deste último ano. Sua presença me deu muito mais força e tornou este período mais agradável.

À minha avó, Aureliana, que nos deixou recentemente. Do céu, onde está, receba nosso eterno carinho e admiração por tudo o que representa na nossa vida. Você foi e sempre será uma eterna fonte de alegria e inspiração. Obrigada por todo o amor em forma de seus sorrisos, ligações, momentos de ternura excessiva, dos quitutes e presentinhos feitos à mão com todo o capricho. Por suas histórias de família e sua luta.

À minha avó, Artúnia, nossa “Petúnia”, por todo o amor e exemplo de distinção. Aos meus familiares, pelo companheirismo e momentos agradáveis.

A todos vocês ofereço meu alegre sorriso, brilho no olhar e felicidade por esta vitória.

Obrigada!

AGRADECIMENTO ESPECIAL

Ao meu querido orientador Professor Dr. Carlos dos Reis Pereira de Araujo. Obrigada por ser o meu orientador e por me dar o privilégio de fazer parte de sua equipe de pesquisa. Muito obrigada pelo acolhimento e oportunidade de estudar o que gosto.

Agradeço todo o respeito, ensinamentos, gentileza e cultura que o Sr. transmite, repartindo conosco o bem mais precioso, a riqueza que ninguém pode nos roubar.

Com grande reconhecimento e admiração, muito obrigada!

AGRADECIMENTOS

A Deus, por sempre me dar oportunidades maravilhosas na vida e por colocar em meu caminho pessoas tão extraordinárias.

Aos meus pais e irmã que sempre me deram amor e carinho para que eu pudesse superar todas as barreiras da vida.

Aos queridos professores do Departamento de Prótese que me incentivaram, orientaram e deram os melhores ensinamentos na sala de aula e na clínica, Dra. Ana Almeida, Dra. Karen Neppelenbroek, Dra. Simone Soares, Dr. José Rubo, Dr. Renato de Freitas, Dr. Paulo Martins, Dr. Vinícius Porto. Em especial aos professores Dr. Acáccio Lins do Vale, Dr. Luíz Fernando Pegoraro, Dr. Gerson Bonfante e Dr. Pedro Oliveira pela grande contribuição para minha vida profissional tanto no mestrado quanto na especialização, o meu muito obrigada!

Ao professor Dr. Paulo C. R. Conti, por todos os ensinamentos, risadas e por fazer com que sua linha de pesquisa não fosse mais um grande mistério para mim. Obrigada pela ajuda neste trabalho para obter a renda Proap.

À professora Ma. Maria Angélica Rehder de Araujo, pela grande ajuda na pesquisa tendo inclusive sido responsável por todos os procedimentos cirúrgicos nos animais. Obrigada pela dedicação e todos os ensinamentos, sem a Sra. este trabalho não teria sido realizado.

A todas as pessoas que contibuiram para a realização desta pesquisa, principalmente nos dias de cirurgia, Dr. Renato O. F. da Silva, Me. Augusto C. R. Souza, Dr. Daniel Sartorelli, Rickson Mello, Verena Cunha, e em especial a Ma. Fernanda H. Stancari que não poupou esforços para me ensinar todos os passos da pesquisa e sempre me acompanhou no CIP. Muito obrigada pelo trabalho em equipe.

Ao professor Dr. César Benfati que nos auxiliou doando alguns materiais para a pesquisa e se disponibilizando intelectualmente. Muito obrigada.

Aos funcionários do Centro Integrado de Pesquisa- CIP, Márcia, Marcelo e Renato que todas as vezes que precisei me ajudaram. A Tânia do Departamento de Histologia que me auxiliou com suas dicas. Muito obrigada.

Aos amigos do mestrado 2011/2013, André Porporatti, Denise Gusmão, Dylton Neto, Juliana Hota, Karen Ayub, Laís Pires, Mércia Cunha, Vinícius Fardin, Yuri Costa. Em especial a Adriana Braga, Letícia Linares e Jozely Melo pela amizade. A todos, obrigada pela companhia durante esses 2 anos.

Aos amigos do doutorado, agradeço pelos ensinamentos em sala e pela amizade.

Ao professor Dr. José Roberto Pereira Lauris, por realizar a análise estatística da pesquisa.

À empresa Neodent, por disponibilizar os implantes para que a pesquisa pudesse ser realizada.

Aos minhas pacientes durante este período de mestrado, dona Yvonne Fantini, Rosângela Mendes, Rita de Cássia e Luzia Magalhães, que me deram a oportunidade de aprender. A vocês todo o meu carinho e estima.

A Cleusa e Hebe, funcionárias da FOB-USP, amigas que todas as vezes que eu entrava na clínica me recebiam que seus sorrisos alegres e abraços. Muito obrigada pela companhia e amizade.

À Capes, pela concessão de bolsa para a realização do mestrado.

À Faculdade de Odontologia de Bauru –USP, por abrir as portas para realizar meu sonho acadêmico de fazer parte desta instituição.

Às minhas grandes amigas, ou melhor, “meninhas lindas” que conquistei nesta cidade, Adriana Braga, Gizelle Vallinoto, Isabella Marques e Paula Faciola Pessôa, as quais me acolheram quando cheguei e me deram todo o suporte para começar e seguir. Tenho vocês no meu coração e sempre me lembro de nossos momentos de alegrias, aflições e até da “mesa redonda”. Obrigada por tudo, sinto muitas saudades!

Ao meu namorado, Kevin, obrigada pela companhia, atenção, amizade, momentos de felicidade e amor.

Aos meus amigos e amigas que apesar da distância sempre estiveram do meu lado, me apoiando e incentivando em cada etapa que quis enfrentar. Obrigada, por sempre estarem disponíveis quando estou de férias em casa e poder rever cada um de vocês. Encontros que sempre que acontecem não parece que passou tanto tempo, e sim, apenas um dia.

*“Enquanto eu tiver perguntas e não houver respostas...
continuarei a escrever.”*

Clarice Lispector

RESUMO

Os implantes dentários de titânio comercialmente puro (Ticp) grau 4 e os de titânio-alumínio-vanádio (Ti6Al4V) grau 5, possuem boas propriedades mecânicas. No entanto, algumas situações clínicas com restrição de espessura óssea impedem a utilização dos implantes com 3.75mm de diâmetro tradicionalmente fabricados em titânio 4 e que apresentam resistência mecânica testada em profusão. Como a liga de grau 5 possui superior resistência à tração e à fadiga, este estudo objetiva analisar a resposta óssea do titânio grau 4 e grau 5 em implantes curtos e estreitos através da análise do contato osso-implante (BIC) e da área de neoformação óssea. Para este fim, o presente estudo utilizou 15 coelhos da raça *New Zealand*, que receberam um total de trinta implantes divididos em suas tíbias direita e esquerda. Os implantes de grau 4 e de grau 5, com dimensões de 3.5x8mm e 2.9x7mm, respectivamente, foram fornecidos pela empresa NEODENT® (Curitiba-Brasil). Neste estudo, dois grupos foram formados, um com implantes de titânio grau 4 e outro com implantes de titânio grau 5, ambos contendo quinze implantes curtos e estreitos. Cortes histológicos foram realizados após duas semanas de osseointegração. Mensurações no analisador de imagens ImageJ foram feitas para verificar o BIC e a área de osso neoformado. Para a análise dos dados estatísticos, utilizou-se o teste “t” de Student para amostras independentes com nível de significância de $p < 0.05$. Os resultados mostraram que não houve diferença estatisticamente significativa entre os grupos nos dois tipos de análises. A média dos valores de BIC do titânio grau 4 obteve o valor médio mais alto de 56,53%, variando de 95,74% a 9,4%. O grupo de titânio grau 5 apresentou média de 50,63%, variando entre 84,3% e 13,12%. Com base em imagens com fluorescência, realizou-se análise da área óssea. O grupo de titânio grau 5 apresentou valor de 46,3% (variando entre 79% a 14,21%) em fluorescência, número ligeiramente maior do que o verificado no grupo de titânio grau 4 (44,73%, com variância entre 78,93% e 18,36%). Com isso, concluiu-se que implantes de titânio de grau 4 e de grau 5 obtiveram respostas biológicas equivalentes, quando avaliados o BIC e a área óssea neoformada.

Palavras-chave: Titânio. Liga de titânio. Regeneração óssea.

ABSTRACT

Histomorphometric evaluation of titanium implants grade 4 and grade 5: experimental study in rabbits

Commercially pure titanium implants (Ticp) of degree IV and of titanium-aluminum-vanadium degree V have good mechanical properties. However some clinical situations with limited bone thickness preclude the use of traditionally implants with 3.75mm diameter made from titanium IV and present strength tested in profusion. In addition, degree V alloy shows higher resistance to traction and fatigue, this study aims to analyze the bone response to degree IV and degree V titanium in short and narrow implants with the same surface treatment through the analysis of the bone-to-implant contact (BIC) and the area of the new bone formation. For such purpose, this study used 15 New Zealand white rabbits which had a total of thirty implants inserted in their right and left tibiae. Both degree IV and degree V implants, measuring 3.5x8mm and 2.9x7mm, respectively, were provided by dental implant manufacturer NEODENT® (Curitiba-Brazil). The implants were allocated into two distinct groups. Fifteen short and narrow implants of degree IV were utilized in a group, whereas fifteen short and narrow implants of degree V were employed in the other group. Histological sections samples were carried out after a two-week period of osseointegration. Subsequently, measurements were calculated using ImageJ software in order to verify the BIC and the area of the newly grown bone. Analysis of statistical data of independent samples with significance level $p < 0.05$ was carried out via Student's t-test. Results showed no statistically substantial difference between both groups regarding both measurement activities. The media values BIC for the degree IV titanium group reached the highest average value of 56,53%, varying from 95,74% to 9,4%. The degree V titanium group averaged 50,63%, oscillating between 84,3% and 13,12%. The bone areas were analyzed based on images with fluorescence. The degree V titanium group reached the percentage of 46,3% (varying from 79% to 14,21%) in fluorescence whereas the degree IV titanium group had a percentage of 44,73% (varying between 78,93% and 18,36%). Therefore, both degree IV and degree V implants had equivalent biological responses based on the analysis of BIC and newly grown bone areas.

Key words: Titanium. Titanium alloy. Bone Regeneration.

LISTA DE ILUSTRAÇÕES

- FIGURAS

Figura 1 – Implantes estreitos	36
Figura 2 – Implantes curtos	39
Figura 3 – Superfície do implante.....	44
Figura 4 – Microscopias eletrônicas da Superfície	48
Figura 5 – Superfície homogênea em todas as regiões dos implantes	49
Figura 6– Estudo histológico da resposta do tecido ósseo de implantes comercial- mente puros tratados com jateamento e ataque ácido. Contato direto do osso ao implante, mostrando osteogênese de contato e o potencial de indução óssea da superfície.....	49
Figura 7 – Implantes Drive e Facility	58
Figura 8 – Identificação dos animais	60
Figura 9 – Tricotomia	60
Figura 10 – Antissepsia.....	61
Figura 11 – Anestesia local	61
Figura 12 – Incisão.....	62
Figura 13 – Deslocamento do retalho	62
Figura 14 – Perfurações dos Implantes.....	62
Figura 15 – Instalação dos Implantes.....	62
Figura 16 – Sutura.....	63
Figura 17 – Tíbia com os 3 implantes após eutanásia e limpeza	64
Figura 18 – Implante armazenado individualmente em potes	64
Figura 19 – Implantes em frascos e identificados	65
Figura 20 – Nivelamento das amostras nas lâminas.....	67
Figura 21 – Plano de Corte	67
Figura 22 – Sistema Exakt de corte	67
Figura 23 – Segundo Corte da amostra com espessura variável de 150 a 300 µm ..	68
Figura 24 – Politriz Exakt.....	68
Figura 25 – Lixas de granulação 1000, 1200 e 2500	68
Figura 26 – Microscópio usado para fluorescência	69

Figura 27 – Área óssea com fluorescência	70
Figura 28 – Coloração com Fucsina ácida	70
Figura 29 – Microscópio óptico.....	71
Figura 30 - Medições com ImageJ	72
Figura 31 – Histológico do titânio grau 4 e grau 5 (aumento 10x)	79
Figura 32 – Análise histológica (objetiva de 10x)	79
Figura 33 – Implantes T4 com bastante e pouco BIC%, seguido de implantes T5 com as mesmas características do BIC%, objetiva de 10x	80
Figura 34 – Fluorescencia Grau 4 e Grau 5 com objetiva de 5x	80

LISTA DE ILUSTRAÇÕES

- GRÁFICOS

Gráfico 1 – Histograma dos valores médios do BIC de grau 4 e grau 5.....	78
Gráfico 2 – Histograma dos valores médios da fluorescência de grau 4 e grau 5.....	81

LISTA DE TABELAS

Tabela 1 – Composição do Ticp e Ti6Al4V	30
Tabela 2 – Propriedades mecânicas do Ticp e Ti6Al4V	31
Tabela 3 – Divisão dos grupos	58
Tabela 4 – Aleatorização dos grupos	59
Tabela 5 – Protocolo de Desidratação	65
Tabela 6 – Protocolo de Inclusão	66
Tabela 7 – Dados estatísticos do BIC e Fluorescência	81

LISTA DE ABREVIATURA E SIGLAS

Al	Alumínio
Al ₂ O ₃	Óxido de alumínio
ASTM	American Society for Testing and Materials
BIC	Contato osso-implante
BSP	Osso sialoproteína
C	Carbono
Cp	Comercialmente puro
Fe	Ferro
GPa	Gigapascal 10 ⁹
Grau 4/ T4	Titânio comercialmente puro grau 4
Grau 5/ T5	Titânio alumínio vanádio grau 5
H	Hidrogênio
H ₂ SO ₄	Ácido sulfúrico
HCl	Ácido clorídrico
HF	Ácido fluorídrico
HNO ₃	Ácido nítrico
Mm	Milímetros
MPa	Megapascal 10 ⁶
N	Nitrogênio
O	Oxigênio
OCN	Osteocalcina
ON	Osteonectina
OPN	Osteopontina
Si	Silício
Ti	Titânio
Ticp	Titânio comercialmente puro
Ti6Al4V	Titânio alumínio vanádio
TiO ₂	Óxido de titânio
TiCl ₄	Tetracloroeto de titânio
V	Vanádio
ZrO ₂	Zircônio
µm	Micrometros

LISTA DE SÍMBOLOS

α	alfa
β	beta

SUMÁRIO

1 INTRODUÇÃO	23
2 REVISÃO DE LITERATURA	27
2.1 TITÂNIO	27
2.2 GEOMETRIA DOS IMPLANTES	35
2.3 TIPOS DE SUPERFÍCIES	44
3 PROPOSIÇÃO	53
4 MATERIAL E MÉTODOS	57
4.1 SELEÇÃO DA AMOSTRA	57
4.2 SELEÇÃO DOS ANIMAIS	57
4.3 DIVISÃO DOS GRUPOS	57
4.4 ALEATORIZAÇÃO DOS IMPLANTES	58
4.5 PROCEDIMENTOS PRÉ-OPERATÓRIOS	60
4.6 PROCEDIMENTOS CIRÚRGICOS	61
4.7 PÓS-CIRÚRGICO	63
4.8 EUTANÁSIA E COLETA DAS AMOSTRAS	63
4.9 PROCESSAMENTO DAS AMOSTRAS	64
4.10 PREPARO DAS LÂMINAS HISTOLÓGICAS	66
4.11 MICROSCÓPIO DE FLUORESCÊNCIA	69
4.12 COLORAÇÃO DAS AMOSTRAS	70
4.13 OBTENÇÃO DAS IMAGENS HISTOLÓGICAS	71
4.14 ANÁLISE HISTOMORFOMÉTRICA	71
4.15 ANÁLISE ESTATÍSTICA	73
5 RESULTADOS	77
5.1 ANÁLISE HISTOLÓGICA	77
5.2 ANÁLISE DO CONTATO OSSO-IMPLANTE	78
5.3 ANÁLISE DA FLUORESCÊNCIA	78
6 DISCUSSÃO	85
7 CONCLUSÕES	99
REFERÊNCIAS	103
ANEXOS	119
ANEXO A – Aprovação do Comitê de Ética em Pesquisa de Animais	119

1 Introdução

1 INTRODUÇÃO

Implantes dentários reabilitam pacientes protéticos há algumas décadas restabelecendo funções como a mastigação, estética e fonética. Isto só ocorre, pois, o material usado na sua confecção possui propriedades físicas e mecânicas adequadas, interação óssea e biocompatibilidade. O titânio é um metal encontrado comercialmente puro ou com diversas variações de ligas, as quais são classificadas conforme concentração dos elementos de liga adicionados para modificar suas propriedades mecânicas e microestrutura (Mc CRACKEN et al., 1999).

Na implantodontia, o material mais comumente encontrado no mercado é o de titânio comercialmente puro (Ticp), muito documentado na literatura como um material de comprovado sucesso clínico. O Ticp constitui quatro graus definidos pela American Society for Testing and Materials (ASTM), sendo mais usados, na odontologia, os de grau 1 devido a boa resistência mecânica, e o Ticp grau 4 por possui maior resistência mecânica do grupo do titânio puro, com teores de até 98% de pureza. Enquanto que a liga de titânio-alumínio-vanádio é menos presente na odontologia, por ser menos estudada, apesar de possuir maior resistência em comparação com o outro material (DEGIDI et al., 2008). A liga Ti6Al4V se refere ao titânio grau 5 e possui boas propriedades mecânicas, resistência à corrosão e biocompatibilidade, tendo um papel significativo em numerosos procedimentos cirúrgicos no campo dos implantes ortopédicos. Dos estudos encontrados na implantodontia em relação aos dois materiais, Han et al. (1998) e Johansson et al. (1993) concluíram que o Ticp (grau 1) obteve maior interação com o tecido ósseo em relação ao Ti6Al4V. Porém, DeMaezu et al. (2003) obtiveram valores melhores da liga de titânio grau 5, enquanto outros trabalhos não obtiveram mudanças significantes na osseointegração em relação a esses materiais (JOHANSSON et al., 1998; PALMQUIST et al., 2009).

Além do investimento em material biocompatível com os tecidos, há uma grande preocupação quanto ao comprimento e diâmetro dos implantes dentários, assim como pelo seu *design*. Isto ocorre devido a muitas variações existentes na mandíbula e maxila quanto à quantidade e qualidade óssea, disponibilidade de espaço protético e tipo de edentulismo (OLATE et al., 2010 e DEGIDI et al., 2008). A

indicação clássica de implantes de diâmetro estreito se faz em regiões de baixa incidência de carga mastigatória e locais onde antes havia dentes com diâmetro cervical reduzido como nos incisivos laterais superiores e incisivos inferiores, podem também ser usados em regiões de crista óssea fina e espaço interradicular estreito. As limitações que os implantes estreitos com Ti de menor resistência podem apresentar em relação as suas propriedades mecânicas são por serem finos, e, portanto feitos com uma menor quantidade de material, assim, esses implantes são menos resistentes à fadiga. Quanto ao comprimento, implantes curtos possuem menor área de contato com o osso, possuem *design* de roscas diferenciado, e, geralmente, são instalados em regiões com maior carga mastigatória, não dispensando a boa resistência do material, principalmente quando associado ao diâmetro estreito (FERRARIS et al., 2011; COLOMBO et al., 2012).

O tipo de tratamento de superfície também está relacionado a melhorias nos implantes e é capaz de induzir a um melhor comportamento bioativo, preservando as propriedades do material do implante e acelerando o processo biológico. Atualmente, diversas superfícies podem ser encontradas, dentre elas o tratamento de superfície com jateamento de partículas e ataque ácido, deixando a superfície do implante rugosa de maneira uniforme, auxiliando na deposição óssea ao implante em direção ao osso e vice-versa, ou seja, aumentando a capacidade osteocondutora (JINDAL et al., 2012).

Visto a necessidade de haver implantes dentários estreitos e curtos com propriedades mecânicas superiores do Ticp grau 4, a liga de Ti6Al4V que possui melhor resistência, pode ser uma oportunidade de diminuir a taxa de falhas em implantes estreitos. Por isso, é necessário avaliar a resposta óssea do Ti6Al4V em relação ao Ticp grau 4 quando possuem condições semelhantes de tratamento de superfície através da análise do contato osso-implante e da área de neoformação óssea.

2 Revisão de Literatura

2 REVISÃO DE LITERATURA

2.1 TITÂNIO

Descoberto em Cornwall, na Inglaterra por William J. Gregor, em 1791, o titânio (Ti) é o 22º elemento da tabela periódica, um metal de transição leve da 4ª fileira, com massa atômica de 47,88. É duro, em baixas temperaturas é quebradiço e maleável quando aquecido. Não se apresenta em estado livre na natureza, mas quando combinado a outros elementos é o nono elemento em abundância na Terra. É encontrado em rochas, areias, argilas e outros tipos de solos, assim como em alguns minerais como o anatásio, ilmenita e rutilo (MAIA, 2001). Os principais depósitos de minérios de titânio do mundo estão localizados em países como a Noruega, Austrália, Estados Unidos, Canadá, Índia, China, África do Sul, Itália e Brasil.

Se comparado a outros metais é mais leve que o ferro, semelhante ao aço e tão resistente à corrosão quanto à platina. Possui uma forte afinidade com o oxigênio, fazendo com que a maior parte do titânio esteja na forma de óxido. Esses óxidos de titânio podem ser: a ilmenita, o leucóxênio, rutilo e, mais recentemente, o anatásio e a perovskita, mas apenas o dióxido tetragonal (TiO₂ - rutilo) apresenta compatibilidade (MAIA, 2001).

O titânio puro e suas ligas apresentam várias aplicações tanto na indústria aeroespacial, naval, bélica, nuclear, metalúrgica, aeronáutica, como na médica e odontológica; suas propriedades fazem com que este elemento seja muito utilizado em várias áreas (Mc CRAKEN et al., 1999). Dentre suas características, é um metal de brilho prateado, lustroso, de baixa densidade, leve, com tenacidade, inércia química e toxicidade nula, opacidade, resistência à corrosão, resistência mecânica, boa ductibilidade, alto índice de refração e capacidade de dispersão. Tem elevado ponto de fusão, é sólido na temperatura ambiente e possui uma transformação alotrópica, isto é, origina substâncias simples diferentes entre si, conforme sua temperatura, a qual gira em torno de 883 °C.

O titânio comercialmente puro é obtido pela redução de tetracloreto de titânio (TiCl_4 - intermediário na produção do titânio) com o magnésio e pode formar soluções sólidas com uma variedade de elementos de liga. Os elementos de liga do titânio são classificados de acordo com a modificação que produzem na temperatura de transformação alotrópica. Essas ligas são alumínio, gálio, vanádio, germano, carbono, oxigênio, nitrogênio, tântalo, nióbi, ferro, manganês, cromo, cobalto, níquel, cobre, silício e hidrogênio. Já os metais zircônio, hafnio e estanho, por possuírem uma temperatura sem grandes alterações alotrópicas são considerados neutros. As ligas de titânio são qualificadas conforme a concentração de elementos de liga adicionados para modificar sua microestrutura e propriedades mecânicas. Por ser um metal extremamente reativo, o titânio forma ainda uma camada de óxido, persistente, o qual contribui para sua passividade eletroquímica (Mc CRACKEN et al., 1999). Em termos de biocompatibilidade, as propriedades da camada de óxido, que se forma com a interação com o ar, sobre a superfície do implante são tão importantes quanto às do metal.

Pesquisas envolvendo o titânio e suas ligas, a fim de atender e auxiliar na saúde geral do paciente foi tornando seu uso progressivo na fabricação de implantes, tanto ortopédicos quanto odontológicos. Isso se deve a presença da excelente biocompatibilidade, da alta resistência mecânica, alta resistência à corrosão e a baixa densidade desse material (WILLIAMS, 1981; MANERA et al., 2009). É importante salientar que o desenvolvimento de biomateriais compatíveis com os tecidos se faz necessário para que se possa manter a viabilidade de células e induzir a proliferação e diferenciação em linhagens específicas. Muitos tipos de superfícies de metal e não metais têm sido utilizados com e sem revestimentos para esta finalidade (KAPOOR et al., 2010).

Segundo Mc Cracken et al.(1999) os implantes dentários são fabricados a base de diferentes biomateriais de titânio. Esses biomateriais estão divididos em 2 grupos: a) comercialmente puro (cp) e, b) os de ligas de titânio. Entre estes dois grupos gerais (Ticp e ligas de Ti), há materiais distintos definidos pela American Society of Testing e Materials (ASTM) e disponíveis comercialmente, com distintas propriedades mecânicas, físicas e diversas aplicações.

Conforme as quantidades de concentrações de ligas adicionadas com o objetivo de modificar as propriedades mecânicas e físicas, sua classificação é

alterada. Os elementos de liga são α e β estabilizadores, ou seja, dois grupos que variam de acordo com a influência sobre a temperatura de transformação alotrópica do titânio, com temperaturas abaixo e acima de 883° C, respectivamente. As diferenças dos graus de titânio devem ser reconhecidas a fim de utilizá-los em um planejamento ideal de tratamento ao paciente.

Dentre sua estrutura anatômica, o Ti possui elétrons altamente reativos que rapidamente formam um óxido, responsável pela biocompatibilidade do metal. Outros elétrons são relativamente estáveis e fortemente ligados. Com temperaturas até 883°C, o Ticp existe como uma estrutura atômica hexagonal estreita (fase α). Acima dessa temperatura, a estrutura é cúbica de corpo centralizado (fase β). Os elementos oxigênio, alumínio, carbono e nitrogênio estabilizam a fase α de titânio por causa de sua solubilidade na estrutura hexagonal. Elementos que estabilizam a fase β incluem manganês, cromo, ferro e vanádio. Ao contrário da maioria dos metais hexagonais, o titânio exibe boa ductilidade (Mc CRACKEN et al., 1999).

O titânio comercialmente puro (Ticp) faz parte da classe de ligas α e constitui quatro graus definidos de Ticp pela ASTM. O Ticp grau 1 possui menor resistência mecânica, porém apresenta alta ductilidade e facilidade para trabalho a frio, com as menores concentrações de oxigênio intersticial (agente endurecedor) e ferro residual, no qual diminui o endurecimento do material. O Ticp grau 2 possui boa resistência mecânica, semelhante ao aço inoxidável, boa ductilidade. O Ticp grau 3 possui resistência mecânica maior que o grau 2, devido a maiores concentrações de oxigênio e nitrogênio em sua composição, porém sua ductilidade não é comparável aos demais, visto que é muito inferior. O Ticp grau 4 apresenta a maior resistência mecânica se comparado aos outros Ticp, e possui teores entre 98 e 99,5% de pureza, com baixa ductilidade (MANERA et al., 2009; MAIA, 2001).

O titânio com ligas é englobado na classe de ligas β , porém no caso do Ti6Al4V como o alumínio e o vanádio são ligas α e β , em que o alumínio é o estabilizador α e o vanádio é β estabilizador, apresentam teores balanceados de elementos α e β estabilizadores. Com isso, a formação de fases α e β é levado para a temperatura ambiente (CASAVOLA et al., 2011). O titânio grau V possui extraordinárias propriedades mecânicas, resistência à corrosão e biocompatibilidade superior, tendo um papel significativo em numerosos procedimentos cirúrgicos no campo dos implantes ortopédicos, cardiovasculares e dentais (MC CRACKEN et al.,

1999; MAIA, 2001; CASAVOLA et al., 2011). Todos eses materiais de titânio são comercializados em implantes dentários. Na tabela 1 está listada a composição dos Ticp e Ti6Al4V.

Tabela 1 – Composição do Ticp e Ti6Al4V

Elemento	Grau I	Grau II	Grau III	Grau IV	Grau V
Nitrogênio (N)	0,03	0,03	0,03	0,03	0,05
Carbono (C)	0,10	0,10	0,10	0,10	0,08
Hidrogênio (H)	0,015	0,015	0,015	0,015	0,015
Ferro (Fe)	0,02	0,03	0,03	0,05	0,30
Oxigênio (O)	0,18	0,25	0,35	0,40	0,20
Alumínio (Al)	-	-	-	-	5,50 – 6,75
Vanádio (V)	-	-	-	-	3,50 – 4,50
Titânio (Ti)	balanço	balanço	balanço	balanço	balanço

Fonte: Mc Craken, 1999; Manera et al., 2009; e, Casavola et al., 2011

As propriedades mecânicas do titânio comercialmente puro e sua liga são listadas na tabela 2. Nela, podemos salientar que módulo de elasticidade do Ticp grau 1, 2, 3 e 4 varia de 102 à 104 GPa, apenas 2%, devido a maior quantidade de oxigênio presente em suas composições e da atração de átomos entre si, esta atração depende de cada átomo envolvido na estrutura cristalina do titânio (tabela 1). Já o Ti6Al4V possui módulo de elasticidade de 113GPa, ou seja, a adição de alumínio e vanádio, que compõem 10% de ligas de titânio eleva o módulo de elasticidade a mais de 10%. Assim, quanto maior o módulo de elasticidade do material, uma maior carga será necessária para deformar, de tal modo mais rígido o material é, e conseqüentemente, menor deformação. Porém, quando o módulo de elasticidade é menor, o material do implante transmite de maneira mais eficaz os esforços solicitantes ao osso.

A tensão de escoamento do Ticp grau I ao IV e do Ti6Al4V é tão diferente devido ao nível atômico, ou seja, átomos e tensões localizados que não conseguem se movimentar na sua estrutura, impedem o movimento de deslocamento e elevam a tensão de escoamento dos materiais. Quanto ao titânio, o oxigênio se dissolve na rede cristalina em forma de átomos intersticiais entre os íons de titânio, ocupando o lugar e apertando os átomos de titânio criando áreas de tensão na estrutura atômica. Devido a pouca movimentação dos planos de átomos a ductilidade é diminuída. O

Vanádio(V) estabiliza a fase β da liga Ti6Al4V, de modo que este existe como uma combinação das fases α e β , esta combinação de fases proporcionam mais resistência à liga. Quanto a tensão última, o Ti grau 5 possui uma resistência superior e, portanto, suporta valores de sobrecarga muito maiores em relação aos tipos de Ticp.

Tabela 2 – Propriedades mecânicas do Ticp e Ti6Al4V

Material	Módulo de elasticidade (GPa)	Tensão última (MPa)	Tensão de escoamento (MPa)	Deformação (%)
Ti Grau I	102	240	170	24
Ti Grau II	102	345	275	20
Ti Grau III	102	450	380	18
Ti Grau IV	104	550	483	15
Ti6Al4V	113	930	860	10

Fonte: Mc Craken, 1999; Casavola et al., 2011

Como já foi citado, o Ticp e ligas de Ti são muito usadas devido sua boa biocompatibilidade e resistência à corrosão. Quando expostos ao ar ou líquido, o titânio desenvolve uma camada de dióxido de titânio (TiO_2), caracterizado por ser um óxido denso e estável, se tornando não reativo quando produz esta camada (BARÃO et al., 2012; HUANG, 2003). Sabe-se que a camada de TiO_2 tem o objetivo de impedir que a corrosão aconteça, porém quando em contato com os tecidos do corpo e fluidos, ou melhor, quando submetidos à ácidos, fluoretos e a saliva, a proteção contra o óxido é perdida e um processo de corrosão é iniciado, com isso processos eletroquímicos começam a acontecer, tornando-o propenso à quebras, as quais libertam íons de partículas no meio. A degradação *in situ* de um implante metálico altera a integridade estrutural desse implante e há a libertação de partículas de íons que podem causar efeitos biológicos diferentes, afetando a biocompatibilidade e função de implantes dentários. Existem relatos na literatura evidenciando que é o metal que sofre corrosão e pode afetar o contato próximo entre o implante e o tecido ósseo (OLMEDO et al., 2012). Assim, tanto o Ticp quanto o Ti6Al4V sofrem semelhante processo de oxidação da superfície, exceto aqueles

que são enriquecidos com óxido de alumínio quando presente em ar. No entanto, a influência exata da liga de óxido de superfície na ligação de osteoblastos e de diferenciação ainda não foi completamente esclarecida (RAPUANO et al., 2012).

Na literatura odontológica, as implicações clínicas da corrosão dos implantes dentários são limitadas. Alguns estudos avaliaram a corrosão de ligas de Ti e do Tícp com base na presença de fluoretos, albumina, bactérias, condições inflamatórias e hiperglicêmicas e lipopolissacarídeo. Como um todo, essas situações aceleraram o processo de corrosão de ligas de Ti e Tícp (LAURENT et al 2001; HUANG 2003; CORRÊA et al. 2009; MERECI et al., 2009; SOUZA et al 2010; BARÃO et al. 2011; DHEDA et al., 2013). Assim, testes de biocompatibilidade são importantes para determinar como células interagem com a superfície do material.

Por uma perspectiva geral, o Tícp tem sido relatado como sendo o material mais estável em relação ao Ti6Al4V. Apesar do Ti6Al4V ser mais forte dentre os dois, suportando melhor as cargas, não pode ser dito que os dois materiais mostrarão exatamente as mesmas reações no tecido ósseo. Algumas diferenças podem ser significativas na resposta do tecido ósseo quando falamos de resposta clínica, principalmente em regiões de osso comprometido (JOHANSSON et al., 1998; PALMQUIST et al., 2009; LEE et al., 2012). Uma comparação através da interação e do comportamento de implantes dentários de Tícp e do Ti6Al4V em tíbias de coelhos analisou através da biomecânica e da histomorfometria que implantes Tícp mostraram um aumento na força de cisalhamento se comparado com o Ti6Al4V. A influência exata dos materiais de implante sobre os tecidos circundantes precisa ser investigada (STENPORT et al., 2008).

O material do *cover* do implante, parafuso de cobertura, geralmente é feito do material de titânio grau 5, que contribui com sua biocompatibilidade com o tecido, principalmente quando usado em implantes tipo Cone Morse devido seu *design* (MATHIEU et al., 2012; OLIVEIRA et al., 2009). Galli et al.(2012) em estudo com mini-implantes ortodônticos feitos de titânio grau 4 e grau 5, verificaram que os implantes de titânio grau 5 possuíam maior resistência mecânica. Já Singh et al.(2012) investigou a distribuição de tensões e deslocamento de mini-implantes com os mesmos materiais de titânio, sem osseointegração, e concluiu que as diferenças entre os valores de tensão e de deslocamento não eram significativos.

Segundo Mathieu et al., 2012, as propriedades biomecânicas da interface implante-osso determinam a estabilidade do implante. A cicatrização óssea necessita do contato direto entre o osso e o implante e de uma relativa proporção da superfície do implante em contato com o tecido ósseo. Assim, um novo tecido ósseo pode ser formado nessa área, com propriedades biomecânicas e a adesão entre as superfícies do tecido ósseo recém-formado.

❖ Titânio e a osseointegração

O processo de osseointegração do implante é realizado pela interligação mecânica e química, e pela fricção ao osso. A rugosidade de superfície e suas propriedades químicas influenciam a fixação do implante e a estabilidade. Quando há micromovimentos da interface osso-implante durante o reparo ósseo, devido a pouca estabilidade primária, pode haver a possibilidade de insucesso, micromovimentos num nível baixo ou nulo estimulam a biomecânica de remodelação óssea. Porém, um tecido fibroso pode ser formado na interface osso-implante quando houver excessivo micromovimento pós-cirúrgico.

Segundo Colombo et al.(2012), os implantes dentários são feitos a base de titânio comercialmente puro ou suas ligas como o Ti6Al4V devido suas boas propriedades. Para auxiliar o processo de osseointegração, diversas pesquisas que alteram a superfície do titânio (ORSINI et al., 2012; FERRARIS et al., 2011) vêm sendo realizadas a fim de reduzir o tempo de espera. Mas, o que faz com que a osseointegração ocorra é a capacidade de diferenciação de células progenitoras mesenquimais que migram até o local lesado e se inserem na superfície do implante, conduzindo a um contato de osteogênese, processo mediado por fatores de crescimento, citocinas pro-inflamatórias e quimiocinas. Assim, as células progenitoras se proliferam e diferenciam da linhagem osteogênica para sintetizar uma gama de proteínas não colágenas, como osteopontina (OPN), osteonectina (ON), osteocalcina (OCN) e osso sialoproteína (BSP), que facilitam a deposição de uma matriz óssea mineralizada (BERKOVITZ et al., 2004).

O sucesso da osseointegração se dá através da combinação de conexões estruturais diretas e funcionais existentes entre osso e superfície do implante. A aparência histológica da interface osso-implante se assemelha a anquilose funcional

sem tecido fibroso. A estabilidade primária dependerá da mecânica do encaixe com o osso cortical e esponjoso, ou melhor, a estabilidade cortical segura leva a estabilidade do osso esponjoso, o que aumenta após 4 semanas da instalação do implante. Nesta fase, espera-se a maior instabilidade do implante devido à reabsorção do osso cortical, após a inserção do implante levando a uma diminuição da estabilidade primária. A estabilidade secundária é conseguida através de processos biológicos e depende da formação óssea periimplantar e do processo de remodelação óssea, processos observados poucas semanas após a inserção do implante. Essa estabilidade também depende da qualidade do osso circundante, portanto, é importante que a estabilidade do implante seja mensurada quantitativamente em diferentes períodos. Assim, um prognóstico em longo prazo sobre estabilidade do implante é baseada em medições de estabilidade (WILMOWSKY et al., 2013).

O osso inicialmente formado após a inserção do implante é composto por fibras colágenas de diâmetros variados e de orientação irregular. Esse osso imaturo possui células maiores e numerosas, sendo formado rapidamente devido sua alta taxa de renovação, ou seja, sua capacidade de remodelação. Isto está relacionado a diferentes tipos de células ósseas, como osteoblastos, osteócitos e osteoclastos, e a matriz osteóide (BERKOVITZ et al., 2004).

Estudos sugerem (WILMOWSKY et al., 2013; FERRARIS et al., 2012) que a modificação da topografia, energia de superfície e composição do titânio do implante pode influenciar na proliferação e comportamento de células progenitoras mesenquimais. Estas características de superfície determinam a composição de proteínas intersticiais as quais adsorvem a superfície, importante na determinação da aderência celular e morfologia das células. Adesões focais altamente organizadas pelas células com as proteínas extracelulares e controle relacionados dos componentes do citoesqueleto intracelular são agora considerados a desempenhar papéis importantes na direção de sinalização celular, diferenciação celular e migração de células (MENDONÇA e ARAUJO et al., 2009).

❖ Implantes constituídos de outros materiais:

Houve uma variedade de materiais utilizados na implantodontia para a confecção dos implantes dentários, atualmente, somente três tipos, como o titânio, cerâmica e a zircônia são usados para esta finalidade devido aos seus aspectos estéticos. As características mecânicas da cerâmica determinam que os implantes devam ter dimensões geométricas grandes, limitando a sua indicação, este material é passivo de fratura em baixos níveis de tensão, dobra e torção. A ZrO_2 possui uma dureza menor que o óxido de alumínio, coloração semelhante ao dente, o implante pode ser rosqueado ou cilíndrico e a sua textura superficial pode ser modificada.

Modificações na morfologia e rugosidade superficiais dos implantes foram inicialmente desenvolvidas com o intuito de aumentar o embricamento mecânico entre tecido ósseo e superfície do implante, melhorando a estabilidade primária, resistência e dissipação de forças.

2.2 GEOMETRIA DOS IMPLANTES

Segundo Olate et al.(2010) e Degidi et al.(2008), a escolha do implante depende do tipo de edentulismo se parcial ou total, do volume ósseo residual, da quantidade de espaço disponível para a reconstrução protética, do perfil de emergência e do tipo de oclusão do paciente. Somente com base nesses pontos podemos realizar o planejamento e decidir o tipo de implante e dimensões a serem usadas em cada paciente.

Na fase de planejamento da prótese sobre implante e da própria cirurgia para colocação de implantes alguns fatores podem influenciar diretamente no resultado final da prótese, sendo eles: fatores relacionados à fase cirúrgica com atenção no preparo do leito ósseo minimamente traumático com o auxílio de fresas precisas e com *design* favorável. Fatores relacionados à qualidade e quantidade óssea do hospedeiro, principalmente em áreas que possuem algum tipo de defeito. Quanto ao implante, o tratamento de superfície, diâmetro, comprimento e *design* são os principais fatores a serem levados em consideração durante a escolha para cada tipo de indicação clínica. A força oclusal e o *design* protético do implante são variáveis relacionadas à oclusão (ROMEO et al., 2006). Com isso, teremos uma previsibilidade do trabalho realizado no paciente, sendo que o diâmetro e comprimento são fatores muito importantes na influencia do resultado final.

❖ Implantes estreitos

Novos diâmetros de implantes vêm tomando o mercado odontológico a fim de englobar o maior número de pacientes beneficiados por sua função. Os implantes estreitos possuem sua plataforma reduzida, variando entre 2,5mm até 3,5mm. Podendo ser utilizado em diversas situações clínicas, onde há diminuição interradicular do osso ou uma crista alveolar menos espessa e para a substituição de dentes com um pequeno diâmetro cervical. Implantes com diâmetro estreito são usados em áreas onde as dimensões do rebordo alveolar são limitadas, assim são encontradas com frequência em maxila, principalmente quando há falta congênita de um elemento dentário. A falta de espaço suficiente para implantes convencionais também é comum em incisivos da mandíbula e pré-molar superior (DAVARPANA et al.,2000).

Fonte: Davarpanah et al.(2000)

Figura 1 - Implantes estreitos

O objetivo dos implantes estreitos segundo Al-Nawas et al.(2012) e Davarpanah et al.(2000) é de reduzir a necessidade de processos de acréscimos ósseos invasivos, aumentando a aceitação do paciente em intervenções de implantes.

Segundo Sohrabi et al.(2012), as vantagens de implantes estreitos são capacidade de realizar procedimentos cirúrgicos menos invasivos, quando há deficiência óssea ao redor da área em que é necessário reabilitar com implante, e a capacidade de colocar implantes estreitos em espaços interradiculares reduzidos, tais como rebordos dos incisivos inferiores.

Comfort et al.(2005) quando compararam um implante de diâmetro regular com de diâmetro estreito, demonstraram uma resistência estrutural diminuída. O diâmetro reduzido do implante leva à diminuição da força mecânica que pode resultar em fratura do implante. Com isso, Yaltirik et al.(2011) sugerem que os implantes de diâmetro estreito são menos propensos a reter o estresse estruturalmente e podem aumentar o stress transmitido ao osso. Ou seja, a resistência à fratura do implante diminui aproximadamente 25% quando o diâmetro do implante diminui de 3.75 a 3.3mm. Como riscos de um implante estreito, Franco et al.(2009) relatam que a redução do diâmetro implica no aumento do risco de fratura do implante devido à estabilidade mecânica reduzida e aumento do risco de sobrecarga.

Degidi et al.(2008) relatou que os implantes estreitos podem ser confiáveis, com uma alta taxa de sobrevivência e taxa de sucesso, uma vez que não foram observadas diferenças entre os vários tipos de implantes utilizados. Romeo et al.,(2006) relatou que os implantes estreitos têm prognóstico, a médio prazo, comparável à do padrão de implantes, por conseguinte, a alta confiabilidade de implantes de pequeno diâmetro é confirmada. Sohrabi et al.(2012) em uma revisão de literatura verificou que 44 estudos, utilizando implantes de diâmetro estreito, foram publicados de 1993 até 2011. Com diâmetros de 2.8 mm a 3.5 mm e comprimentos de 8 mm a 18 mm, um total de 10.093 implantes estreitos foram inseridos em cerca de 2762 pacientes, alguns acompanhamentos com duração variável entre 5 meses a mais de 9 anos. Assim, a taxa de sobrevivência relatada em todos os estudos selecionados foi superior a 90%, incluindo oito estudos em que a taxa de sobrevivência foi de 100%. Em 22 estudos, a taxa de sobrevivência variou de 95% a 99,9%. Dentre as falhas, na maioria das vezes, ocorreu em implantes de diâmetro estreito associados a implantes curtos em comparação com os mais longos. Portanto, as taxas de sobrevivência para implantes estreitos parecem ser similares às taxas de implantes com diâmetro regular. Neste estudo foi constatado que houve uma taxa de sobrevivência entre 95 a 100% e que nenhum estudo relatou uma taxa menor que 89%. E se associados a implantes curtos, pode haver uma redução da taxa de sucesso.

A incorporação de diâmetro pequeno para reconstrução dentária aumenta a exigência de um entendimento aplicado de princípios biomecânicos. O tamanho

reduzido do diâmetro de implantes aumenta o nível de estresse em carga para o osso, ou seja, quando uma força permanece constante no local, ocorre um estresse ao redor do osso, sendo que um implante de maior diâmetro conseguiria reduzir o impacto ósseo, melhorando a distribuição de forças, pois se observa que a densidade do osso adjacente pode ser influenciada pelo diâmetro devido à diferença na dissipação de força. Assim, com o uso de implantes estreitos, o estresse deve ser minimizado com o ajuste passivo da prótese (JACKSON et al.; 2011).

Allum et al.(2008) em estudo laboratorial teve como objetivo fornecer dados comparativos sobre o desempenho mecânico de uma série de implantes estreitos. Com isso, implantes de *designs* variados foram investigados sob um teste padronizado de configuração similar àquela recomendada para laboratório normalizado ISO. Os diâmetros dos implantes comercialmente disponíveis testados demonstraram um grande impacto na sua capacidade de suportar carga, com diâmetro inferior a 3mm tiveram resultados significativamente abaixo de um valor que representa um risco de fratura na prática clínica. Os resultados, portanto, defendem cautela ao considerar a aplicação de implantes menores ou igual a três milímetros de diâmetro.

Degidi et al.(2008) em estudo retrospectivo, avaliou 510 implantes estreitos de 3 a 3.5mm e observou apenas três falhas durante um período de observação médio de 20 meses, ou seja, taxa de sucesso de 99,4%. A perda óssea marginal reduzida ou a não perda foi considerada um indicador de taxa de sucesso a fim de avaliar o hospedeiro, cirurgia, implante e fatores oclusais relacionados. Em geral, o comprimento da superfície e o diâmetro são considerados proeminentes nos fatores relacionados aos implantes.

Al-Nawas et al.(2012) descreve que o material de implantes estreitos deve cumprir algumas exigências de estabilidade mecânica para evitar uma sobrecarga e fratura do implante. O titânio cp é amplamente utilizado para implantes dentários devido à sua resistência à corrosão e biocompatibilidade superior em relação ao Ti6Al4V.

❖ Implantes curtos

O comprimento do implante pode ser definido de duas formas, a primeira é entre o colo do implante e o ápice, ou seja, o que estará em contato intra-ósseo, mas nem sempre esta distância representa o comprimento real do implante; ou pela segunda maneira, pelo seu tamanho total da plataforma até o ápice (SUN et al., 2011). Devido o tipo de conexão protética e o protocolo de instalação, em nível ósseo ou infra-ósseo, o implante dentário é incorporado ao osso, podendo haver reabsorção óssea ao redor do implante no nível da interface implante/prótese, de acordo com o sugerido por Brånemark, diminuindo o contato existente entre o osso e o implante, tornando-o mais curto do que o desejado ao menos 2mm (FUGAZZOTTO et al., 2004). Implantes tipo Cone Morse possuem todo o comprimento do implante infra-ósseo, enquanto hexágono externo é a partir do colo que permanece infra-ósseo.

Controvérsias existem em relação à classificação dos implantes curtos. Autores como Misch et al. (2006), Morand et al. (2007) e Galvão et al. (2011) defendem implantes curtos como sendo aqueles com comprimento inferior a 10mm, outros como Gentile et al. (2005) e Ten Bruggenkate et al. (1998) dizem ser menor ou igual a 10mm, e há os que consideram implantes curtos aqueles menores que 8mm (RENOUARD e NISAND, 2006). Baseado na literatura, este trabalho terá como classificação de implantes curtos aqueles descritos como menores a 10mm.

Fonte: Catálogo Neodent 2013
Figura 2 - Implantes curtos

Os implantes curtos representam uma opção de tratamento previsível sendo indicados em casos em que há a possibilidade de evitar técnicas cirúrgicas invasivas. Podemos dizer que o implante curto necessita de uma biomecânica favorável impedindo que o osso circundante sofra com reabsorção e tenha uma

carga oclusal distribuída de maneira normal. Além do design, o protocolo cirúrgico desses tipos de implantes deve ser diferenciado (CHOU et al., 2010).

Implantes curtos têm sido propostos como uma alternativa para o tratamento protético de rebordos alveolares atróficos, que podem oferecer vantagens cirúrgicas, incluindo a redução do tempo de recuperação pós-cirúrgica, tempo de tratamento e os custos (ANNIBALI et al., 2012). Segundo Romeu et al., 2010, é indicado em áreas de reabsorção óssea severa e redução da altura óssea e em regiões posteriores tanto da mandíbula quanto maxila, onde o canal mandibular e o assoalho do seio maxilar estão presentes, respectivamente (TELLMAN et al., 2011; RENOARD e NISAND 2006).

Segundo Telleman et al.(2011), os implantes curtos podem ser instalados em pacientes desdentados parciais, tanto em mandíbula quanto maxila, apesar de ter um melhor prognóstico na mandíbula. No que se refere ao aspecto da prótese, embora seu sucesso seja demonstrado nos trabalhos de avaliação clínica (coroas unitárias, próteses fixas, cantilevers fixos a próteses parciais, sobredentaduras em barras ou com encaixes esféricos), os autores relatam precauções recomendadas, ou seja, juntar implantes curtos com implantes padrão, eliminando os contatos laterais em excursões mandibulares, evitando cantilevers, aumentando número de implantes, e esplintando implantes múltiplos. (ANNIBALI et al., 2012). É possível observar que a indicação de implantes curtos unitários seja cautelosa, e quando necessária, o planejamento protético deve ser de extremo rigor, no que diz respeito ao favorecimento das cargas oclusais e na eliminação de cargas oblíquas.

Muitos estudos anteriores têm demonstrado altos índices de falha de implantes mais curtos, considerando que os relatos recentes mostram que os implantes curtos podem ser completamente previsíveis e têm uma taxa de sucesso semelhante aos vistos em implantes mais longos (SUN et al., 2011). Em revisão sistemática, Annibali et al.(2012) teve o objetivo de avaliar os estudos clínicos de implantes de comprimento menor que 10 mm, para determinar se implantes curtos suportam próteses com sucesso em áreas de osso atrófico. Os implantes foram instalados tanto em área posterior da maxila e mandíbula quanto em áreas de dentes anteriores, até mesmo em áreas entre forames extremamente reabsorvidas. Com um total de 6193 implantes curtos, instalados em 3848 participantes, o período de observação foi de 1,7 a 3,2 anos. A taxa de sobrevivência cumulativa foi de

99,1%, a taxa biológica de sucesso foi de 98,8% e a taxa de sucesso biomecânico 99,9%. Uma taxa de sobrevivência maior foi relatada para implantes de superfície rugosa, a provisão de implantes curtos de próteses apoiadas em pacientes com rebordos alveolares atróficos parece ser uma opção de tratamento com sucesso em curto prazo.

Chang Lai et al.(2012) com objetivo de avaliar os resultados a longo prazo com exames clínicos e radiográficos de implantes curtos do tipo cone morse em coroas unitárias nas regiões posteriores, realizou um estudo retrospectivo. Dados clínicos e radiográficos de 231 implantes curtos (8 mm) usados como pilares para coroas unitárias em 168 pacientes, foram coletadas após 5-10 anos de acompanhamento. Em 10 anos a taxa de sobrevivência foi de 98,3% a 97,3%, e em 5 anos de 98,7% a 98,2%. Portanto, altas taxas de sobrevivência para ambos os implantes e próteses poderiam ser alcançados após 5-10 anos para implantes curtos em coroas individuais, sem perda óssea marginal grave e complicações.

Telleman et al.(2011) em revisão sistemática, avaliou um total de 2611 implantes curtos com comprimentos entre 5 a 9,5 mm em pacientes desdentados parciais, por um período de 2 anos. Mostrando um aumento significativo da associação entre a taxa de falha e o comprimento do implante, o implante com maior comprimento obteve a melhor taxa de sobrevivência. Este aumento da taxa de sobrevivência com comprimento do implante não foi relatado na revisão sistemática de Kotsovilis et al.(2009), que não encontraram diferença estatística entre curto (8 ou 10 mm) e convencionais (acima de 10 mm). Assim, há evidências de que os implantes curtos (abaixo de 10 mm) podem ser colocados com sucesso no paciente parcialmente desdentado, embora com uma tendência de aumentando da taxa de sobrevivência por comprimento do implante.

Segundo Romeu et al.(2010) implantes curtos tem a vantagem de poder reduzir o numero de cirurgias com mínimo trauma cirúrgico, simplicidade, custo e tempo reduzido, menor risco de complicação, como a perfuração do seio maxilar e a parestesia, e diminuição do desconforto pós-cirúrgico.

Como desvantagens podem citar a superfície de contato reduzida e a proporção coroa/implante elevada, levando em consideração que na maxila essa proporção não pode ultrapassar 0,6 e na mandíbula 0,55 e às vezes excedendo muito o tamanho, chegando a 1:1 (MISCH et al., 2007).

Alguns fatores de risco para os implantes curtos devem ser levados em consideração e reduzidos ao máximo, como: maiores cargas oclusais na região posterior e desfavorável densidade óssea nas regiões de pré-molares e molares. Quanto à densidade óssea, a imobilização mecânica através de esplintagem e a melhor distribuição de tensões podem ser realizadas a fim de diminuir o risco. Em regiões posteriores, a carga oclusal é mais intensa, o osso possui densidade menos favorável, mas há a necessidade de implantes curtos. As forças devem ser distribuídas ao longo eixo axial do implante, respeitando as guias de desocclusão e mantendo sob controle os hábitos parafuncionais. O tratamento de superfície, o desenho do implante, a esplintagem dos implantes, a ausência de cantilever e a oclusão em guia canino ou oclusão mutuamente protegida podem ser utilizados também como recursos auxiliares para diminuição de carga em casos de implantes curtos. O uso de implantes curtos em pacientes com bruxismo e fumantes deve ser cauteloso devido as maiores taxas de insucesso.

Em implantes curtos, a redução do comprimento também é compensada pela incorporação de roscas, o que acarretará em um aumento substancial da área de contato osso-implante. Um rigoroso protocolo deve ser seguido para controlar os fatores de risco e melhorar as suas características, com o intuito de compensar o seu pequeno comprimento, assegurando uma melhor longevidade ao tratamento. O tratamento de superfície do implante pode aumentar em torno de 30% o percentual de contato osso-implante, o que seria benéfico na distribuição de tensão. Srinivasan et al.(2013) observou durante 8 anos que implantes curtos de 6mm com superfície rugosa são boas alternativas de tratamento tanto para a mandibular quanto maxila com uma taxa de sobrevivência de 98,6% e 94,7%, respectivamente.

A fundamentação biomecânica para o uso de implantes curtos está na maior concentração de tensão na porção mais coronária da interface implante-osso, a porção da crista do corpo do implante é o mais envolvido em suporte de carga, ao passo que muito pouca tensão é transferida para a porção apical. A superfície de contato osso-implante possui um bom prognóstico quando há um bom enbricamento mecânico, conseguindo estabilidade, resistência e dissipação de forças. O comprimento da coroa é dito como um cantilever vertical, quanto maior o comprimento, maior o torque da prótese. Diante disso, o implante curto se comporta

da mesma forma que o implante padrão diante de forças axiais. Em forças não axiais, a concentração será bem maior devido à altura da coroa.

A ação de uma carga em um sistema mecânico gera tensões e deformações, em dentes naturais submetidos às cargas oclusais, as tensões são dissipadas ao longo da superfície radicular devido à presença de ligamento periodontal, ausentes nos implantes dentários. Com isso, as tensões tendem a se concentrar nas primeiras roscas desses implantes sendo que o comprimento do implante independe da magnitude e da distribuição das tensões constantes. As tensões resultantes de cargas axiais, longo eixo do implante, deverão ser distribuídas uniformemente na prótese, implante, e osso. Enquanto que uma força aplicada na prótese fora do eixo axial do implante tende a fazer com que o conjunto gire em relação ao centro de rotação (fulcro). Essa ação de cargas não axiais produzirá forças tendenciosas a formar gradientes de concentração de tensões em algumas regiões. O uso de implantes curtos está associado a coroas protéticas alongadas, podendo ocorrer uma proporção coroa-implante desfavorável. Muito cuidado deve haver quando associar implantes curtos com fatores de risco como paciente com bruxismo, proporção coroa - implante desfavorável e osso de pobre qualidade, porque podem vir a comprometer a longevidade desses implantes curtos (FUGAZZOTO et al. 2004). A densidade do osso do maxilar, a localização posterior no boca e a altura da coroa aumentada das restaurações representam fatores de risco no uso de implantes curtos que possam comprometer a sua sobrevivência (ANNIBALI et al., 2012)

Para diminuir os riscos de forças deletérias sobre os implantes, durante a fase cirúrgica é necessário que haja ancoragem, compressão apical e estabilidade primária. Na fase protética pode haver o aumento da área de distribuição de carga através da união rígida entre os implantes, eliminação de forças laterais, priorizar a ausência de cantilevers e controlar o hábito parafuncional.

Para auxiliar no processo de osseointegração, tanto de implantes estreitos e curtos quanto de implantes padrões, os tratamentos de superfície estão cada vez mais contribuindo para um refinamento do processo. Sabe-se que implantes estreitos e curtos com textura de superfície possuem a mesma eficácia/ taxa de sobrevivência se comparado a implantes de tamanho padrão com a mesma textura de superfície (KOTSOVILIS et al. 2009; ROMEO et al. 2010; OLATE et al., 2010)

❖ Design da rosca

Figura 3 - Superfície do implante

O sucesso clínico é obtido através de diversos fatores como a qualidade sistêmica do paciente, qualidade óssea, técnica cirúrgica, pelo material do implante, tratamento de superfície e também por propriedades como o *design* do implante, ou melhor, geometria do implante. O tipo da interface protética, a presença de roscas, macro irregularidades e o formato externo do corpo do implante constituem aspectos importantes do seu desenho. O *design* leva em consideração o passo de rosca, a profundidade e forma de rosca (figura 3).

Segundo Thomas e Cook, 1985, a biomecânica é um fator necessário para o sucesso clínico em longo prazo. Para que isso ocorra, modificações no desenho do corpo do implante também devem ser realizadas a fim de aumentar a área de superfície, contribuindo para o aumento na força da interface osso-implante, melhor aposição óssea, estabilidade inicial e distribuição de forças. Não há um desenho de rosca dito ideal, porém o formato deve ser confeccionado com o intuito de elevar ao máximo a estabilidade e transferência de cargas para o osso, aprimorando o prognóstico do implante em longo prazo. Em casos de implantes curtos, o comprimento reduzido pode ser compensado pela incorporação de roscas, aumentando a área de contato osso-implante (AHN et al., 2010).

2.3 TIPOS DE SUPERFÍCIES

A previsibilidade dos implantes dentários há 30 anos era variável em diferentes pacientes e em áreas da maxila e mandíbula, a fim de aumentar a taxa de sucesso em ossos menos densos, a superfície do implante e seu desenho sofreram constantes mudanças (ISA et al., 2006).

A introdução de implantes com tratamento de superfície não teve só o objetivo de aumentar a taxa de sucesso e diminuir o tempo da osseointegração, mas também de melhorar a estabilidade primária, aperfeiçoar a osseointegração através de uma maior área de contato osso-implante sem a interposição de tecido e atrair células. A finalidade é que exista uma osteocondutividade, ou melhor, que a superfície do implante estimule o crescimento ósseo através da atração de células osteoblásticas, pré-osteoblásticas e mesenquimais indiferenciadas, que vão aumentar a velocidade do reparo. Nos implantes sem tratamento de superfície, o que geralmente ocorre é a formação óssea em direção ao implante, já nos implantes tratados o processo ocorre de forma melhorada, com a formação óssea do implante ao osso e da formação óssea em direção ao implante. É importante salientar que esse é um processo recorrente, isto é, esses objetivos são alcançados juntos e que um processo leva ao outro, quando atraio células melhora a osseointegração e automaticamente aumento as oportunidades de ter uma maior taxa de sucesso.

As propriedades superficiais mais importantes, segundo Buser et al.(2004), são a composição química (espessura da camada de óxido de titânio e a presença de compostos metálicos e não metálico), topografia, rugosidade, energia superficial e a molhabilidade. Propriedades as quais afetam a adsorção de proteínas, adsorção iônica, interação da célula com a superfície implantar, desenvolvimento celular e tecidual na interface organismo – biomaterial, ou seja, fatores que influenciam positivamente na concentração das células envolvidas na osseointegração.

Os tratamentos de superfície podem ser classificados em cinco grupos, usinadas, macrotextrizadas, microtexturizadas, nanotexturizadas ou biomiméticas (AHN et al., 2010). Devido aos vários tipos de tratamentos de superfícies é possível obter várias formas de caracterização de superfície, auxiliando na compreensão da formação óssea e comportamento das células.

O processo de usinagem resulta em microrranhuras superficiais nos implantes, muito utilizado no início da implantodontia. Depois de fabricados eram

submetidos à limpeza, passivação, descontaminação e esterilização. O papel das ranhuras era somente direcionar o crescimento de células osteoblásticas (KLOKKEVOLD et al.,1997).

Superfície macrotexturizada é um processo de texturização da superfície do implante através de spray de plasma de titânio ou fosfato de cálcio, spray de hidroxiapatita ou modificada por feixe de laser. O spray plasma de titânio é caracterizado pela injeção de titânio em pó em uma pistola de plasma em alta temperatura, essas partículas de titânio são projetadas e fundidas na superfície formando um filme de 40 a 50µm de espessura, com o revestimento de 7µm de rugosidade, aumentando a área de contato superficial, ou seja, proporcionando maior osseointegração. Essas alterações morfológicas da superfície aceleram a absorção do sangue garantindo o processo de osseointegração. O spray plasma de hidroxiapatita é caracterizado pela injeção de hidroxiapatita, recobrimdo a superfície de maneira homogênea e com disponibilidade de reação do conjunto osso-implante, com espessura de 50 a 70µm, mas apresenta como desvantagem o alto custo e alteração da hidroxiapatita devido à alta temperatura. A superfície modificada por feixe de laser é qualificada pela alteração da superfície do implante através do estímulo por feixe a laser, um processo limpo sem nenhuma interação com qualquer outro material para sua modificação. Os tratamentos com plasma spray e com laser estão em desuso uma vez que os efeitos das macrorugosidades influenciam na estabilidade primária e na fixação mecânica do osso neoformado (FERRARIS et al.,2011).

A superfície microtexturizada passa por um processo de jateamento de partículas cerâmicas seguido de ataque ácido. A superfície do implante pode ser jateada por partículas de óxido de alumínio (Al_2O_3), óxido de titânio (TiO_2) ou silício (Si), a fim de criar uma superfície de ranhuras irregulares, esse material deve ser quimicamente estável e biocompatível. O jateamento com óxido de alumínio (Al_2O_3) altera a composição química da superfície devido às trocas iônicas, acarretando uma superfície hidrofílica e rugosa, que quando em contato com osso atrairá grande concentração de células osteoblásticas. Após o jateamento as partículas aderidas são removidas com ultrassom, e o próximo processo para criar esta superfície é o ataque ácido, o qual através de imersão dos implantes em banho de soluções com ácidos fortes, como: ácido clorídrico (HCl), ácido sulfúrico (H_2SO_4), ácido fluorídrico

(HF), ácido nítrico (HNO₃). A rugosidade se tornará homogênea na superfície do implante, melhorando a área superficial ativa e bioadesão, facilitando a retenção de células osteogênicas, induzindo a retenção de fibrinas, adsorção de fibronectinas, melhorando a osseointegração. A rugosidade média da superfície fica em torno de 1,30µm. Cada empresa possui uma metodologia de tratamento no que diz respeito à partícula de jateamento, ataque ácido e concentração da solução (ORSINI et al., 2012; FERRARIS et al., 2011; CORDIOLI e PIATELLI, 2000).

Superfícies nanotexturizadas são submetidas ao processo de anodização ou oxidação anódica, processo que cria um filme de óxido sobre metais por meio de imersão em banho eletrolítico. A camada de óxido é fortemente aderente ao metal, com ótima resistência ao desgaste e mínimo risco de liberação de partículas durante a inserção do implante. Esse tipo de superfície exibe uma topografia singular, com boa capacidade para reter líquidos e tecido ósseo.

Superfícies biomiméticas ocorrem pela deposição de camadas de fosfato de cálcio sob condições fisiológicas de temperatura e pH. Moléculas interligadas a estrutura do material são liberadas gradualmente, conforme há degradação, ocorrendo um processo lento de liberação de agentes osteogênicos para o sítio de implantação (GIL et al, 2013).

Klokkevold et al.(1997) realizou um estudo para comparar a resistência do torque de remoção de implantes de titânio com superfície usinada e superfície com ataque ácido, conclui que a textura de superfície com ataque ácido aumenta significativamente a osseointegração, cerca de 4 vezes mais. Marinho et al., 2003, apresentou melhor BIC de implantes com superfície com jateamento e ataque ácido do que as usinadas, em tíbias de coelhos durante períodos de 30 e 60 dias. Cordioli e Piatelli, em 2000, apresentaram uma comparação histomorfométrica e biomecânica da resposta óssea para implantes de titânio comercialmente puro com 4 diferentes tipos de superfície em tíbias de coelhos, as topografias de superfície eram: superfície usinada, superfície jateada, de spray de plasma e ataque ácido; após um período de cicatrização de cinco semanas, os dados biomecânicos e histomorfométricos revelaram uma porcentagem significativamente maior de contato osso-implante e maior torque de remoção em implantes com ataque ácido. Em estudo, Sammons et al., 2005, verificou que superfícies de implantes

jateadas/ataque ácido pode influenciar bastante na força de cisalhamento superficial (torque de remoção).

Orsini et al. (2012) em estudo em tíbias de coelhos analisou a superfície jateada e com ataque ácido e verificou que de fato, os implantes com este tipo de superfície mostrou um comportamento mais osteocondutor, retendo um coágulo de sangue menos denso, o que pode ser mais precoce e mais facilmente substituído, e que conduz a uma camada superficial condicionado que promove a diferenciação de células osteogênicas e a deposição de novo osso na superfície do implante. Zinellis et al., 2012, analisou esta mesma textura de superfície e concluiu que ela possui boa atividade biológica.

A superfície NeoPoros (NEODENT® - Brasil) é obtida através do jateamento com partículas abrasivas de óxido de zircônio, com controle automatizado de velocidade, pressão, direção e tamanho das partículas que se chocam com o implante, criando crateras na superfície dos implantes com a utilização de óxidos de granulometria controlada. Após o jateamento, o ultrassom removerá as partículas aderidas e passará por mais um processo, o de tratamento com ácido para retirar possíveis incrustações de partículas de óxido e uniformizar a rugosidade criada pelo processo de jateamento. A rugosidade é controlada a fim de garantir o tamanho dos poros entre 2,5 e 5,0 μ m em toda a superfície dos implantes.

Fonte: Catálogo de produtos Neodent 2011

Figura 4 - Microscopias eletrônicas da Superfície
(Superfície Neoporos em ampliações de 1000X e 3000X)

Fonte: Catálogo de produtos Neodent 2011

Figura 5 - Superfície homogênea em todas as regiões dos implantes

Fonte: Catálogo de produtos Neodent 2011 (Imagens cedidas por Araujo et al.)

Figura 6- Estudo histológico da resposta do tecido ósseo de implantes comercialmente puros tratados com jateamento e ataque ácido. Contato direto do osso ao implante, mostrando osteogênese de contato e o potencial de indução óssea da superfície

Segundo Ferraris et al.(2011) amostras de Ti e suas ligas foram analisadas com o objetivo de analisar a existência de alguma interferência nas propriedades do material caso tivesse tratamento de superfície. O titânio e suas ligas são amplamente utilizadas devido suas boas propriedades mecânicas, sendo que as modificações na textura de superfície não alteram significativamente estas

propriedades mecânicas. Mas alteram as propriedades biológicas, como maior aderência de células. Porém, outros estudos in vitro têm revelado que a superfície tratada em Ti e suas ligas não aumentam significativamente a adesão (COLOMBO et al., 2012) relatando a diferenciação dos osteoblastos é inafetada. Já Rosa e Beloti (2003) relataram que comparando o Ti6Al4V com superfície lisa e rugosa, não houve influencia significativa da superfície rugosa na ligação, proliferação e diferenciação de células.

3 Proposição

3 PROPOSIÇÃO

Comparar a resposta biológica dos implantes de titânio comercialmente puro grau 4 e dos implantes de liga de titânio grau 5 através da análise do BIC (contato osso-implante) e, através da análise da área óssea presente próximo aos implantes e entre as roscas, a fim de mensurar a quantidade de osso recém-formado.

4 Material e Métodos

4 MATERIAL E MÉTODOS

Este estudo foi aprovado pela Comissão de Ética no Ensino e Pesquisa em Animais – CEEPA, da Faculdade de Odontologia de Bauru FOB/USP, recebendo o protocolo de número 033/2011.

4.1 SELEÇÃO DA AMOSTRA

Foram obtidas 30 amostras contendo tecido ósseo e implantes dentários provenientes de 15 coelhos da raça *New Zealand* machos, pesando em torno de 4,5kg, que equivalem a 2 grupos do projeto de pesquisa denominado “Avaliação histológica e histomorfométrica da energia superficial e molhabilidade em implantes de titânio grau 4 e grau 5: estudo experimental em coelhos” de protocolo número 33/2011.

4.2 SELEÇÃO DOS ANIMAIS

Foram utilizados 15 coelhos da raça *New Zealand*, machos, adultos entre 9 a 12 meses de idade, pesando em média 4.5kg. Estes animais foram adquiridos do Biotério de Criação da Unesp de Botucatu e mantidos pelo Biotério Central da Faculdade de Odontologia de Bauru, Universidade de São Paulo. A alimentação foi similar para todos e consistiu basicamente de ração comercial sólida apropriada à idade e peso dos animais e água “ad libitum”. Os animais foram avaliados e supervisionados por um médico veterinário.

4.3 DIVISÃO DOS GRUPOS

Devido a pesquisa ser feita com animais, submetemos ao comitê de ética a utilização de 15 animais com a instalação de 90 implantes, sendo 3 na tíbia direita e 3 na tíbia esquerda de cada animal, para a análise tanto deste estudo, quanto de mais outros dois. Os implantes Drive (titânio grau 4 – T4) possuem as dimensões de 3.5x8mm e os implantes Facility (titânio grau 5 – T5) as dimensões de 2.9x7mm e foram fornecidos pela empresa NEODENT® (Curitiba-Brasil). Desta maneira, um total de 90 implantes, divididos em 6 grupos com três tipos de superfícies diferentes, foram instalados.

Fonte: Catálogo de produtos Neodent 2013

Figura 7- Implantes Drive e Facility

Tabela 3 – Divisão dos grupos

Grupos					
Grupo 1	Grupo 2	Grupo 3	Grupo 4	Grupo 5	Grupo 6
T4/NP controle	T4/ESm	T4/ESs	T5/NP	T5/ESm	T5/ESs
15	15	15	15	15	15
amostras	amostras	amostras	amostras	amostras	amostras

Neste estudo, somente os grupos 1 e 4 (T4/NP e T5/NP, respectivamente) foram utilizados, ou seja, implantes de titânio grau 4 e 5 (tabela 3) com superfície Neoporos (jateamento com partículas abrasivas seguido de tratamento ácido – NEODENT® - Curitiba-Brasil).

4.4 ALEATORIZAÇÃO DOS IMPLANTES

Com o objetivo de evitar qualquer tipo de interferência na pesquisa, os implantes foram distribuídos de forma aleatória em cada animal. Com isso, cada coelho recebeu um implante de cada grupo da pesquisa seguindo a distribuição da tabela de aleatorização (tabela 4).

Tabela 4 – Aleatorização dos grupos

Coelho	Tíbia	Posição do implante na tíbia		
		Medial	Central	Distal
coelho 1	Direita	A	B	C
	Esquerda	D	E	F
coelho 2	Direita	C	B	A
	Esquerda	F	E	D
coelho 3	Direita	B	C	A
	Esquerda	E	F	D
coelho 4	Direita	B	A	C
	Esquerda	E	D	F
coelho 5	Direita	C	A	B
	Esquerda	F	D	E
coelho 6	Direita	A	C	B
	Esquerda	D	F	E
coelho 7	Direita	A	D	B
	Esquerda	C	E	F
Coelho 8	Direita	A	B	D
	Esquerda	C	F	E
Coelho 9	Direita	B	A	D
	Esquerda	F	C	E
Coelho 10	Direita	B	D	A
	Esquerda	F	E	C
Coelho 11	Direita	D	B	A
	Esquerda	C	F	E
Coelho 12	Direita	D	A	B
	Esquerda	C	E	F
Coelho 13	Direita	A	E	F
	Esquerda	D	B	C
Coelho 14	Direita	A	F	E
	Esquerda	D	C	B
Coelho 15	Direita	F	A	E
	Esquerda	B	D	C

Grupo 1= A; Grupo 2= B; Grupo 3=C; Grupo 4=D; Grupo 5=E; Grupo 6=F

4.5 PROCEDIMENTOS PRÉ-OPERATÓRIOS

Identificação foi realizada com base na numeração realizada na orelha esquerda de cada animal.

Os procedimentos experimentais foram realizados sobre condições rigorosas de esterilização e assepsia. Os animais, primeiramente, foram submetidos à anestesia com pré-anestésico Cloridrato de Xilazina (Rompum®, Bayer, São Paulo/SP) a uma dose de 0,1ml/Kg de peso corporal, seguido de cloridrato de ketamina (Ketalar, Achê Laboratórios Farmacêuticos S.A., Guarulhos/SP) a uma dose de 0,1 ml/Kg de peso corporal, produzindo uma anestesia dissociativa e cataléptica. Após a realização de tricotomia na região interna das patas traseiras, abrangendo a região da metáfise proximal tibial, uma anestesia infiltrativa local de cloridrato de lidocaína (Xilocaína, Merrel Lepetit Farmacêutica e Industrial Ltda, Guarulhos/SP) foi aplicada para fins de vasoconstricção e isquemia local, diminuindo o sangramento. A antisepsia da pele foi realizada com detergente enzimático, seguido de isolamento da área com campos cirúrgicos descartáveis estéreis.

Figura 8 – Identificação dos animais

Figura 9 – Tricotomia

Figura 10 – Antissepsia

Figura 11 – Anestesia local

4.6 PROCEDIMENTOS CIRÚRGICOS

O primeiro passo cirúrgico foi realizado através de uma incisão linear de 6cm de extensão com lâmina de bisturi n.15 (Bard Parker), sobre a pele envolvendo o periósteo da porção proximal da tíbia desses animais, seguido do levantamento do retalho total, com periótomo de Molt e exposição da cortical óssea. As perfurações para a instalação dos implantes foram realizadas com bastante irrigação de solução salina estéril e seguindo o protocolo de instrumentação do fabricante. Os implantes foram instalados em nível ósseo devido a pouca quantidade óssea para o implante ser instalado infra-ósseo na tíbia do coelho. E receberam suturas tradicionais a fim coaptar as margens da ferida e aguardar a cicatrização convencional.

Figura 12 – Incisão

Figura 13 – Deslocamento do retalho

Figura 14 – Perfurações dos Implantes

Figura 15 – Instalação dos Implantes

Figura 16 – Sutura

4.7 PÓS-CIRÚRGICO

Os animais receberam alguns medicamentos logo após a cirurgia, como: dose de penicilina benzatina (Pentabiótico Veterinário pequeno porte, Lab. Wyeth Ltda. São Bernardo do Campo/SP) na proporção de 16.000 UI via intraperitoneal e anti-inflamatório Flumedin 0,2mL (Antiinflamatório, Lab. Jodafel Indústria Farmacêutica S/A. Vargínia/MG).

O controle de dor pós-operatório foi feito com a administração de anti-inflamatório nos primeiros três dias de pós-operatório (Flumedin 0.2mL – para cada 4,5kg, por via intramuscular profunda). Para o controle de infecção mais uma dose do antibiótico Pentabiótico Pequeno Porte (16.000 UI) foi realizado no terceiro dia. Além das medicações, os coelhos também receberam no 5º e 12º dias pós-cirurgia um marcador ósseo de Calceína (5mg/kg).

As suturas foram removidas entre o 7º e 10º dias conforme a cicatrização da ferida se apresentasse.

4.8 EUTANÁSIA E COLETA DAS AMOSTRAS

Após 15 dias de osseointegração todos os animais apresentavam bom estado de saúde e foram anestesiados, pelo mesmo método já descrito, e sofreram eutanásia com uma overdose intravenosa de barbitúricos (Tiopental na concentração de 0,12 mg/Kg.) para obtenção das amostras, sob os mesmos cuidados de esterilização e antisepsia realizados na parte cirúrgica.

As tíbias foram removidas e uma limpeza na área foi realizada a fim de eliminar o tecido mole presente. Com auxílio de disco diamantado monoface picotado em baixa rotação, sobre abundante irrigação salina estéril, os implantes

foram separados e armazenados individualmente e submersos em solução de formalina a 10%.

Figura 17 – Tíbia com os 3 implantes após eutanásia e limpeza

Os espécimes foram seccionados de forma que cada implante pudesse ser processado individualmente.

Figura 18 – Implante armazenado individualmente em potes

4.9 PROCESSAMENTO DAS AMOSTRAS

Após a individualização das peças e armazenamento em formalina a 10%, essas peças foram acondicionadas em frascos contendo todas as informações correspondentes aos implantes. As amostras foram colocadas em potes plásticos com tampa e que em nenhum momento sofressem algum tipo de deformação do material com o meio.

Figura 19 – Implantes em frascos e identificados

As amostras foram desidratadas e incluídas em resina acrílica (LR White Resin Medium Grade, UK). A desidratação tem como objetivo permitir a infiltração da resina e é realizada através da imersão em álcoois de diferentes concentrações a fim de eliminar a água das amostras. Seu protocolo de desidratação consiste em imersão em álcool 70%, álcool 80%, álcool 90% e álcool 100% topos por um período de imersão de 7 dias em cada álcool.

Tabela 5 – Protocolo de Desidratação

Protocolo de Desidratação – tempo de Imersão			
Álcool 70%	Álcool 80%	Álcool 90%	Álcool 100%
7 dias	7 dias	7 dias	7 dias

Para realizar a inclusão das amostras, um protocolo de inclusão foi feito após a desidratação das peças. A imersão em uma solução contendo resina e álcool proporcionados é realizada. A primeira imersão é feita em solução contendo 50% de resina e 50% de álcool absoluto por 7 dias conservada sob refrigeração. A segunda imersão é de resina 70% e 30% de álcool pelo mesmo período, já a terceira solução continha 100% de resina, conservados sob refrigeração por 7 dias. Esse protocolo tem o objetivo de substituir gradualmente o álcool no interior das amostras por resina.

Tabela 6 – Protocolo de Inclusão

Protocolo de Inclusão – tempo de Imersão		
Resina 50%	Resina 70%	Resina 100%
7 dias	7 dias	7 dias
Conservada sob Refrigeração		

Após esse processo de retirada de água da peça e inclusão em resina. As peças foram polimerizadas de 5 em 5 amostras em estufa a 64° Celsius durante um período de 24 horas ininterrupta.

Para a polimerização das amostras usamos as recomendações do fabricante da Resina LR White – 64° Graus – 24 Horas.

Após a polimerização, os espécimes foram seccionados longitudinalmente de acordo com o longo eixo dos implantes com discos de diamante de alta precisão de 150 µm e lixados entre 10-20 µm de espessura. Uma lâmina foi obtida de cada implante e corada com fucsina ácida.

4.10 PREPARO DAS LÂMINAS HISTOLÓGICAS

Com a polimerização completa, as amostras passaram por um processo de nivelamento da resina e adequação do tamanho com o auxílio de uma politriz laboratorial.

As amostras foram coladas com cianocrilato (Superbonder) em lâminas de plástico laboratorial de tamanho grande (50x100x1,0mm) com todo o cuidado de manter o implante paralelo em relação superfície da lâmina, com o objetivo de realizar o corte mais reto possível no centro do implante.

A definição do Plano de Corte, o primeiro corte com a máquina Exakt de corte (Apparatebau GmbH & Norderstedt, Germany - com lâmina de corte D64 de 0,2mm de espessura) foi realizado bem no centro do implante. Uma parte do implante foi trabalhada e a outra guardada. Com uma metade, levamos para o sistema Exakt de polimento (EXAKT – Apparatebau GmbH & Norderstedt,

Germany), através do uso de diversos discos de lixa, variando das granulações de 1000, 1200 e 2500. Este procedimento expunha toda a área de corte e realizava seu polimento, a fim de termos uma superfície livre de riscos superficiais.

Figura 20 – Nivelamento das amostras nas lâminas

Figura 21 – Plano de Corte

Com a finalização do polimento inicial, a superfície ficava polida e pronta para ser colada em outra lâmina de plástico laboratorial de tamanho pequeno (25x75x1,0mm) identificada.

Figura 22 – Sistema Exakt de corte

Assim, a amostra colada nas duas lâminas de plástico voltava para o sistema Exakt de corte com lâmina para realizar outro corte com espessura variável de 150 a 300µm, ou seja, longe do centro do implante. Com isso, essa nova face volta ao

sistema Exakt (EXAKT – Apparatebau GmbH & Norderstedt, Germany) de lixas e é polido com a mesma sequencia de lixas já descritas. Realizando um desgaste gradual até 20 μm ou 10 μm , eliminando todos os riscos superficiais. Estando prontas para receber a coloração.

Figura 23 – Segundo Corte da amostra com espessura variável de 150 a 300 μm

Figura 24 – Politriz Exakt

Figura 25 – Lixas de granulação 1000, 1200 e 2500

4.11 MICROSCÓPIO DE FLUORESCÊNCIA

A fluorescência tem o objetivo de monitorar a formação de osso neoformado através de três diferentes marcadores ósseos que podem ser usados em períodos de formação óssea diferentes, como por exemplo, tetraciclina (FLUKA, 200 mg/ml, 20 mg/kg IM), alizarina (Shanghai Sangon Biological Engineering Company, 30 mg/ml, 30 mg/kg IM) e calceína verde (Shanghai Sangon Biological Engineering Company, 25 mg/ml, 5 mg/kg IM). Neste trabalho, somente usamos a Calceína verde, pois tivemos um período de osseointegração de 15 dias.

Devido ao marcador de Calceína injetado nos animais no 5º e 12º dias do pós-operatório na concentração de 20 mg/kg, administrado por injeção intraperitoneal em solução fisiológica salina uma análise da fluorescência foi realizada. Para isso, todas as 30 lâminas foram levadas ao microscópio Leica DM IRBE (Leica Microsystems, Heidelberg, Germany) com uma objetiva de 10x, no software LAS AF para aquisição de imagens.

Fonte: Leica

Figura 26 – Microscópio usado para fluorescência

A detecção da fluorescência foi usada com exposição de 2,25ms para calceína, com isso o que foi detectado nas fotos foi a calceína e o implante. As imagens foram analisadas em um programa de imagens ImageJ (Wayne Rasband, National Institutes of Health, USA) com o objetivo de obter a área óssea (%). Para conseguir a área, a área total óssea entre roscas e externa ao implante é mensurada, separadamente a área de osso neoformado presente nesse espaço também é calculada. Assim, o resultado da área óssea é dada em porcentagem.

Figura 27 – Área óssea com fluorescência

4.12 COLORAÇÃO DAS AMOSTRAS

Após a finalização do processo de captura das imagens em microscópio para fluorescência, as amostras passaram por um processo de aplicação de corante Fucsina ácida (cor vermelho). Processo o qual consiste em lavar a lâmina em água oxigenada 10v, uso de metanol a 20%, e coloração com Fucsina ácida por 10 minutos. Após, as amostras podem ser visualizadas no microscópio ótico (Olympus BX 50) com a aplicação de uma lamínula.

Figura 28 – Coloração com Fucsina ácida

4.13 OBTENÇÃO DAS IMAGENS HISTOLÓGICAS

As imagens foram obtidas através do microscópio óptico Olympus BX 50 (Olympus - Latin America Inc) com objetivas de 4x, 10x e 20x a fim de capturar a melhor imagem da osseointegração existente. Com uma câmera digital acoplada sobre o microscópio e uso do software de captura de imagens.

Fonte: Olympus.pt

Figura 29– Microscópio óptico

4.14 ANÁLISE HISTOMORFOMÉTRICA

A análise histomorfométrica é uma análise quantitativa, indicada para medir a proporção de contato entre o osso e o implante, e a área óssea da superfície, que mede a quantidade de formação de osso neoformado. A análise, portanto, serve para medir, comparar e analisar as respostas do tecido ósseo circundante, além da quantidade de osso novo, produzindo dados os quais são clinicamente aplicáveis.

Com o auxílio do Adobe Photoshop CS, versão 8.0.1 (1990-2003 Adobe Systems Incorporated, USA) as imagens parciais tiradas no microscópio foram unidas com o intuito de ter uma imagem total do implante (espécime total) e escolher as 3 melhores roscas.

Medições no analisador de imagens Image J (Wayne Rasband, National Institutes of Health, USA, <http://rbs.info.nih.gov/ij/>) de domínio público, foram feitas por um único avaliador treinado. A primeira medição do BIC foi realizada dando um resultado em porcentagem, depois de 15 dias uma nova medição foi obtida a fim de comparar os resultados e saber se houve alguma diferença significativa.

O BIC% é o contato osso-implante, podemos dizer que é a razão entre o contato direto do osso com o comprimento total do implante ou das 3 melhores roscas seguidas na interface entre o implante e o osso, ou seja, o padrão a ser utilizado deve ser determinado anteriormente. Sabe-se que o valor medido pode ser influenciado pela qualidade do osso (taxa de osso cortical e medular) e o comprimento do implante.

Figura 30 - Medições com ImageJ

4.15 ANÁLISE ESTATÍSTICA

Para a análise dos dados, utilizou-se o programa estatístico Statistica 9.1 (StatSoft Inc., Tulsa, EUA) através do teste de medidas independentes, teste “t” de Student, pois os grupos são independentes.

O teste “t” de Student foi aplicado com o nível de significância adotado de $p < 0.05$.

5 Resultados

5 RESULTADOS

Nenhuma intercorrência com os animais foi observada durante o pós-operatório de 15 dias. Na região operada (tíbia) não houve qualquer sinal de processo inflamatório.

5.1 ANÁLISE HISTOLÓGICA

Após o período de osseointegração, podemos observar o osso neoformado, próximo a cortical, ao longo da superfície dos implantes. Na figura 31, podemos observar o osso neoformado no grupo controle (T4) semelhante ao apresentado no grupo experimental (T5).

Não foram observadas áreas de necrose nas lâminas nos dois grupos nem de proliferação de tecido fibroso na interface entre a superfície do implante e o osso, assim como não houve infiltrados de células inflamatórias que reabsorvem o osso. Há osso neoformado a partir da cortical em contato direto com o implante e de osteoblastos na periferia óssea, assim como a presença de células gigantes responsáveis pela reparação óssea. O osso maduro se apresenta em maior quantidade em comparação com o neoformado, mas podemos perceber uma intensa remodelação óssea em ambos os grupos, preenchendo de osso a área ao redor e em contato direto com das roscas dos implantes e áreas mais distantes (fora da rosca). Observa-se que há formações lamelares circunferenciais e concêntricas as quais constituem o osso cortical, assim como ósteons e canais de Havers (figura 32). Trabéculas ósseas pequenas (osso menos denso) foram observadas na cavidade medular logo abaixo ao osso cortical, esse osso neoformado foi constituído com formato de osso com lacunas de diversos tamanhos. Em algumas amostras o osso cortical se infiltrou mais para a medular e manteve contato com a superfície do implante. Porém, não houve extensão de osso neoformado em toda a superfície do implante devido sua grande quantidade de osso medular, ou seja, as partes centrais do implante. Não houve diferença notável qualitativamente entre os dois grupos de implantes.

5.2 ANÁLISE DO CONTATO OSSO-IMPLANTE

O BIC% foi medido através do comprimento da região de contato osso-implante existente, sobre o comprimento total das 3 melhores roscas do implante.

Após a obtenção de todas as medições histomorfométricas dos dois grupos, o grupo experimental e controle foram revelados e tabulados. Quanto a porcentagem de contato osso-implante nas 3 melhores roscas o grupo controle obteve o valor médio mais alto, ou seja, de 56,53%, variando de 95,74% a 9,4%. O grupo experimental apresentou média do BIC de 50,63%, variando entre 13,12% e 84,3% (figura33). Não houve diferenças estatisticamente significantes entre os grupos ($p>0,05$).

Gráfico 1 – Histograma dos valores médios do BIC de grau 4 e grau 5

5.3 ANÁLISE DA FLUORESCÊNCIA

Com base nas imagens com fluorescência, foi realizada a análise da área óssea em porcentagem.

Devido ao uso do marcador Calceína, as imagens obtidas mostraram áreas marcadas em verde, que representam regiões de precipitação de cálcio marcada com fluorocromos entre o período do 5º ao 15º dia de mineralização do tecido ósseo.

O depósito da calceína ao redor dos implantes marcou tanto áreas entre as roscas quanto a área óssea ao redor do implante. Observa-se também, osso recém-

Figura 31 – Histológico do titânio grau 4 e grau 5 (aumento 10x)

Figura 32 – Análise histológica (objetiva de 10x)

Figura 33 – Implantes T4 com bastante e pouco BIC%, seguido de implantes T5 com as mesmas características do BIC% com objetiva de 10x

Figura 34 – Fluorescencia Grau 4 e Grau 5 com objetiva de 5x

formado em torno do osso já existente, ou seja, a formação óssea em torno do osso antigo.

Quanto à área óssea, na área entre rosca e externo ao implante, o grupo experimental (liga Ti6Al4V) apresentou um percentual médio ligeiramente maior que o grupo controle, de 46,3% e 44,73%, respectivamente. O grupo T5 obteve uma variância entre 79% a 14,21% de osso neoformado, em comparação com o grupo T4 (controle) a variância foi entre 78,93% a 18,36% (figura 34). Não foram encontradas diferenças estatisticamente significantes entre os grupos ($p>0,05$).

Tabela 7 – Dados estatísticos do BIC e Fluorescência

Análise estatística							
	Média		Desvio		t-value		p
	T4_	T5_	T4_	T5_			
BIC%	56,53	50,63	24,45	22,27	0,691	0,495	não sign
Área calceína%	44,73	46,30	18,58	18,29	-0,233	0,817	não sign

Gráfico 2 – Histograma dos valores médios da fluorescência de grau 4 e grau 5

6 Discussão

6 DISCUSSÃO

❖ Animais, procedimentos anestésicos e cirúrgicos

Este trabalho foi aprovado no Comitê de Ética e Pesquisa em Animais da FOB/USP com o processo de número 033/2011, sendo realizado em coelhos e seguindo as metodologias encontradas nos estudos mais citados e renomados de implantes com esses animais (MATHIEU et al., 2012; PALMQUIST et al., 2009; STENPORT et al., 2008; CORDIOLI et al., 2000; KLOKKEVOLD et al., 1997; JOHANSSON et al., 1998).

A pesquisa foi realizada em 15 coelhos da raça *New Zealand*, com peso médio de aproximadamente 4,5kg, mesmo peso sugerido em trabalhos de outros autores (STENPORT et al., 2008; JOHANSSON et al., 1998). A saúde geral dos animais foi constatada por um médico veterinário e diagnosticada como boa e livre de qualquer envolvimento sistêmico.

Segundo Wilmowsky et al. (2013) o uso de animais em pesquisas odontológicas é essencial para o desenvolvimento de novos implantes na odontologia, mas a escolha da espécie é de extrema importância devido a biocompatibilidade e combinação de propriedades dos implantes com o osso.

O coelho vem sendo usado em pesquisas por ser de fácil manipulação devido ao seu tamanho, além de atingir sua maturidade esquelética logo depois da maturidade sexual, por volta dos 6 meses de idade. Com a maturidade esquelética é possível de se realizar pesquisas no osso do animal devido à capacidade de regeneração óssea de maneira segura. Como modelo biológico de reparo ósseo há semelhanças fisiológicas e metabólicas entre o tecido ósseo do animal e dos humanos, este animal possui canais de Havers que transportam o aporte sanguíneo do periósteo para a cortical, e sua estrutura óssea cortical parecida com a dos humanos, sendo a reparação óssea semelhante. A região escolhida, tíbia, apresenta osso cortical de boa qualidade e grande quantidade de osso medular. Nenhum fator que interfere diretamente no processo de reparo foi identificado apesar deste animal possuir um processo de osseointegração ligeiramente mais rápido que dos humanos. Uma desvantagem deste animal para a avaliação de vários materiais de

implante é a diferença de tamanho entre a anatomia óssea de humanos e coelhos (WILMOWSKY et al, 2013).

Na noite anterior ao procedimento cirúrgico, os animais foram submetidos ao jejum com o objetivo de deixar o estômago vazio durante a anestesia, prevenindo a aspiração pulmonar do conteúdo gástrico. Primeiramente, foi ministrado nos animais um pré-anestésico, o cloridrato de xilazina, com efeito miorrelaxante, sedativo, causando perda da consciência, analgesia e anestesia, indicada para animais de pequeno e médio porte. É normalmente associado a outros anestésicos em intervenções cirúrgicas realizado de maneira endovenosa ou intramuscular. Neste trabalho, o cloridrato de xilazina foi associado ao cloridrato de ketamina, que produz uma anestesia dissociativa e cataléptica. Nos trabalhos de Stenport et al. (2008) e Johansson et al.(1998) foram usados o fentanil, do grupo dos opióides que é um potente analgésico narcótico de início rápido e de curta duração, associado a fluanisona (Hypnorm Veterinary, Janssen Farmaceutica, Beerse, Belgium) com efeito sedativo, de forma intravenosa numa dose de 0,5mL/Kg, além do uso do diazepam (Valium, Roche, Basel, France) como ansiolítico a uma dose de 2,5mg por animal.

Porém, antes de ministrar qualquer anestésico no animal, é necessário saber seu peso e a quantidade de anestésico que cada um deve receber com o intuito de atingir um estágio de conforto ao animal durante o procedimento cirúrgico (JOHANSSON et al. 1998). Este estágio seria descrito pelo início da respiração automática e o cessar dos movimentos do globo ocular, os reflexos palpebrais não ocorrem e o reflexo da deglutição também desaparece, há a diminuição da frequência respiratória e cardíaca, segundo Guedel A. (1951) em sua classificação anestésica.

Uma anestesia infiltrativa local de cloridrato de lidocaína foi ministrada para realizar uma vasoconstrição e isquemia local. Antibiótico e anti-inflamatório foi administrado no coelho, logo após a cirurgia e em outras doses, via intramuscular. O antibiótico de largo espectro, usado para infecções de animais de pequeno porte, a base de penicilinas e estreptomicinas agem sobre os gram-positivos e gram-negativos, respectivamente. O anti-inflamatório possui efeito analgésico, antiinflamatório e antipirético, de maneira rápida e potente, com ampla margem de segurança.

Foram instalados implantes distintos em cada tíbia dos animais, pois pode existir uma variação anatômica entre os locais de inserção, melhor dizendo, os implantes foram aleatorizados a fim de não haver o mesmo posicionamento na tíbia, visto que a tíbia se divide em 3 partes, medial, distal e mesial pode demonstrar diferenças não só na espessura do osso cortical inicial, mas também em geometria (STENPORT et al., 2008). Apesar de ser do tipo Cone Morse, estes implantes foram instalados no nível ósseo, devido à quantidade óssea disponível na tíbia do coelho.

A segunda fase cirúrgica, eutanásia, foi realizada com o mesmo anestésico, através de overdose com cloridrato de xilazina e cloridrato de ketamina, até a parada respiratória e colapso vasomotor. Já no estudo de Stenport et al., (2008) os animais foram eutanasiados com overdose intravenosa de pentobarbitona (100 mg/mL, Apoteksbolaget, Malmö, Sweden) a dose única de 10mL.

❖ Procedimentos histológicos

Após a coleta das amostras e armazenamento em formol 10%, as amostras foram desidratadas e incluídas em resina acrílica LR White - Resin Medium Grade (London Resin Company, Berkshire, UK), resina a qual é muito utilizada pelos principais autores de pesquisas com animais (PIATELLI et al., 2012; SOBOL et al., 2011; NOVAES Jr et al., 2010; OLIVEIRA et al., 2009) devido suas boas propriedades de infiltração ao implante e osso, com impregnação do material dentro das amostras, devido sua baixa viscosidade, polimeriza em baixas temperaturas e é hidrofóbica após polimerização. Podendo ser utilizadas outras resinas como Technovit 7200 (Technovit 7200; Heraeus Kulzer GmbH & Co. KG) ou resina Epox Agar 100, as quais possuem propriedades semelhantes (PALMQUIST et al., 2009).

Com a realização da polimerização da amostra na resina, os espécimes foram seccionados longitudinalmente, com o Sistema Exakt, de acordo com o longo eixo dos implantes e niveladas a 10-20 µm de espessura, sem que houvesse nenhum tipo de sobreposição da imagem (implante e osso) vista em microscópio. Este procedimento histológico está em concordância com outros estudos (BARROS et al., 2012; SOBOL et al., 2011; NOVAES Jr et al., 2010; OLIVEIRA et al., 2009; PALMQUIST et al., 2009; STENPORT et al., 2008) os quais obtiveram boas

qualidades histológicas. As lâminas foram coradas com fucsina ácida, corante ácido na cor magenta, que é recomendada para colorir seções de tecido em histologia.

❖ Avaliação do BIC e fluorescência

A histomorfometria foi realizada em cada implante. Primeiramente, mediu-se a área total das três melhores roscas, conseguindo uma área total de 100%, depois foi avaliada e mensurada a área em contato direto com o osso nessa região, sendo excluída de qualquer mensuração a área sem nenhum tipo de contato osso-implante. Com objetivas de 4x e 10x.

As imagens digitais foram mensuradas no programa ImageJ (Wayne Rasband, National Institutes of Health, USA), este programa é muito preciso podendo exibir, editar, processar e analisar imagens de diversos tipos de formatos, cores e tons de cinza. Quando usado para medir qualquer objeto é necessário escolher uma escala e realizar as medições tanto em linha reta quanto descontinua ou mesmo uma área fechada. O mesmo programa foi usado para realizar as medições dos padrões de fluorescência, usando alguns recursos como “Color” e “Split Channels”.

A fluorescência foi marcada com a calceína, marcador tardio que colore o osso neoformado quando analisado em microscópio, devido ao tempo de neoformação óssea do estudo, diferentemente de outros trabalhos que usaram todos os 3 marcadores (GALLI et al, 2012). A administração de corantes fluorescentes permite acompanhar a localização e orientação do osso neoformado, pois durante o processo de neoformação óssea o fluorescente é incorporado. Os agentes utilizados podem ser diferenciados pelo seu espectro de emissão especial. Os corantes fluorescentes são aplicados via injeções intramuscular em 2% solução NaHCO₃.

As medições foram realizadas e após um intervalo de 15 dias foram analisadas novamente pelo mesmo profissional calibrado e os valores registrados. Na segunda medição, os valores foram de 55,84% e 51,98% respectivamente para o BIC T4 e T5 e de 45% e 45,8% respectivamente para fluorescência T4 e T5, tendo um valor máximo de diferença de 1,35%. Não havendo um desvio muito grande dos valores encontrados anteriormente, pois as medições não devem ter diferenças

maiores que 5% para serem consideradas repetíveis e relevantes cientificamente (TRAMMELL et al., 2009).

Quanto à estatística foram analisados o desvio médio e o valor de “p”. O teste t de student foi aplicado e o resultado de “p” significou que não houve diferença estatisticamente significativa entre os grupos (tabela 7). Assim, as mensurações são satisfatórias e estão dentro dos padrões de confiabilidade. Mesmo por que, segundo Albrektsson T. (2008) afirmou que deve haver mais de 50% de tecido ósseo em contato com a superfície do implante para que houver evidencia de osseointegração bem sucedida de um implante dentário.

❖ Análise dos resultados

Implantes dentários feitos de titânio comercialmente puro grau 4 vem sendo utilizados por diversas empresas por apresentarem melhores propriedades se comparado com Ticp grau 1, 2 e 3. Outro material que vem cada vez mais tomando espaço na indústria odontológica é a liga de titânio, dentre elas a liga de Ti6Al4V. Tanto o Ticp de modo geral quanto a liga de titânio-alumínio-vanádio são materiais frequentes em estudos, porém, pesquisas realizando a comparação do titânio comercialmente dito mais puro (grau 4) com a liga grau 5 não é encontrada em relação a eficácia da osseointegração. Além do mais, se faz necessária a variação de diâmetro e comprimento dos implantes dentários para que esse material de liga de titânio possa ser melhor avaliado. Visto que os implantes estreitos de Ticp podem ser usados em espaços edêntulos pequenos e com baixa incidência mastigatória, mas podemos encontrar falhas mecânicas quando usados em regiões de maior incidência de carga mastigatória. Em implantes de liga de Ti6Al4V, pode haver a diminuição dessa falha mecânica (decorrente do estreitamento do diâmetro do implante).

Este estudo demonstrou uma semelhança entre o BIC e a área óssea neoformada, marcada pela fluorescência, entre os implantes de materiais de titânio comercialmente puro e o de Ti6Al4V. Os implantes curtos e estreitos feitos de Ticp ou de liga de titânio passaram pelo tratamento de superfície Neoporos (NEODENT®-Curitiba, Brasil) e foram instalados em animais seguindo um protocolo cirúrgico e um período de 2 semanas de osseointegração, a fim de comparar a resposta biológica

dos grupos em relação ao BIC e a área óssea da fluorescência, obtendo uma resposta biológica semelhante entre os dois grupos, visto que o implante Ticp apesar de ter mostrado um valor de BIC% ligeiramente maior que o do implante de liga de titânio, seus valores são considerados semelhantes, pois não houve diferença estatisticamente significativa entre os grupos. O mesmo ocorre quando comparamos os valores da área óssea neoformada presente na fluorescência em que o grupo de titânio grau 5 apresentou uma pequena variação para mais do que a encontrada no grupo de titânio grau 4.

Quando comparamos os valores do BIC entre o Ticp e o Ti6Al4V, percebe-se que houve uma variação muito pequena em relação aos valores médios obtidos das 3 melhores roscas, as quais se encontravam em osso cortical de boa qualidade. Isto significa que tanto o implante de Ticp quanto o de liga possuem a capacidade de induzir à proliferação e diferenciação dos osteoblastos, ocorrendo uma infiltração mais para medular de osso neoformado em contato com a superfície óssea em grande parte das amostras.

Quanto à área óssea, o grupo controle apresentou um percentual médio ligeiramente menor que o do grupo experimental, ressaltando que a indução da proliferação e diferenciação óssea ocorreu não só na superfície do implante, mas que houve desenvolvimento de osso cortical mais periféricamente as roscas dos implantes, um osso proveniente da periferia da camada óssea cortical.

Não é possível mensurar quanto o tipo de superfície influenciou na osseointegração dos implantes T4 e T5, pois os materiais tiveram porcentagens de BIC e área óssea neoformada bem próximas. Devido o titânio ser biologicamente compatível, nem mesmo foi possível mensurar se o tamanho das roscas dos implantes ou seu diâmetro promoveram alterações para mais ou para menos no processo de osseointegração. Com isso, podemos usar implantes estreitos de 2.9mm em liga Ti6Al4V com efeito semelhante ao do implante estreito de 3.5mm do Ticp de grau 4 no período de 15 dias.

Trabalhos semelhantes de comparação entre o Ticp, principalmente grau 1, e a liga Ti6Al4V foram realizados e alguns tiveram resultados diferentes ou em concordância com os resultados obtidos neste trabalho. Johansson et al.(1998) em estudo com implantes de Ticp grau 1 e de liga de titânio grau 5 com 3.75x8mm (com distancia entre cristas de 600 µm) foram colocados em tíbias de coelhos, por um

período de osseointegração de 1, 6 e 12 meses. Com o objetivo de comparar a quantidade de torque necessária para remover os implantes das tíbias, os implantes foram colocadas já com um acessório que auxiliou o instrumento de medição de remoção de torque. Os implantes foram limpos em tricloroetileno e enxaguados em etanol absoluto em banho de ultrassom, e esterilizado em autoclave. Comparações quantitativas do torque de remoção necessário para soltar os implantes a partir do leito ósseo foram realizados em 1 mês, o que não revelou diferenças significativas entre os dois materiais testados. Depois de 6 e 12 meses, os implantes de titânio comercialmente puro foram significativamente mais estável no leito ósseo em comparação com as amostras de liga. Após 6 meses, o titânio comercialmente puro um valor de remoção médio de 29 Ncm contra 23 para o de grau 5, após 12 meses o valor de remoção médio foi de 38 Ncm para o Ticp em comparação com 35 Ncm da liga. Também quantificaram histomorfologicamente os grupos através da avaliação do BIC e da área entre roscas, resultados os quais não mostraram nenhuma diferença estatisticamente se comparados com o Ticp grau 1 e o grau 5. As quantificações da resposta do tecido ósseo para os materiais não mostraram quaisquer diferenças significativas, porém, os implantes de titânio comercialmente puro tiveram uma tendência a ter uma percentagem maior de osso em contato com o implante (BIC) e de volume entre roscas em comparação com os de liga Ti6Al4V. Uma vez que o tecido estava em fase de reorganização nenhuma diferença significativa foi encontrada em 1 mês de osseointegração, porém em com 6 e 12 havia uma formação óssea substancial.

Palmquist et al.(2009) com o objetivo de avaliar a resposta óssea em implante Ticp grau 1 e sua liga de grau 5, instalou implantes de dimensões de 3.75x5mm usinados, em tíbias de coelhos com tempo de neoformação de 8 semanas. A avaliação histológica revelou osseointegração em Ticp grau 1 e na liga de Ti6Al4V, mas não há diferenças quantitativas em relação ao contato osso implante nem da sua área entre roscas. Os resultados do estudo de Palmquist et al. (2009) demonstram uma semelhança em torno implante de Ticp usinados e do Ti6Al4V do estudo de Johansson et al.(1992). Em um estudo sobre as diferenças histológicas do osso com implantes de Ticp e Ti6Al4V foram demonstrados, após 3 meses de neoformação em tíbias de coelhos, que a liga de grau 5 possuía um osso menos maduro do que o encontrado no Ticp. Além disso, foi encontrada uma diferença

significativa em contato osso-implante entre liga de titânio grau 5 e Ticp em torno de 49,9% comparado com 58,9%.

Dados do presente estudo são condizentes com os trabalhos de Johansson et al.(1998 e 1992) e Palmquist et al.(2009) em que não existe nenhuma diferença quantitativamente entre os implantes Ticp e os de liga grau 5 em pesquisas de curto período de osseointegração (menos de 1 mês). O resultado traduz a situação na qual o tecido ósseo estava em processo de remodelação, necessitando de mais tempo para que pudessem se tornar um osso maduro e com provável desenvolvimento ósseo substancial para algum dos implantes de grau 1 ou 5, ou seja, pode haver a melhor osseointegração após um longo período de espera, como visto no estudo de Stenport et al. (2008) o qual comparou a osseointegração de implantes de 3.75x8mm de Ticp grau 1 e com a liga Ti6Al4V, em tíbia de coelhos por 16 semanas de osseointegração. Os implantes de Ticp apresentaram valores de torque de remoção altos em comparação com os implantes de Ti6Al4V, porém não conseguiram demonstrar diferenças entre os dois materiais. A avaliação histomorfométrica da área do implante entre as roscas não demonstrou nenhuma diferença entre os grupos.

O Ticp mais usado em pesquisas de implantodontia é o de grau 1 e grau 2 em discos com cultura de células, porém a utilização do Ticp grau 4 é enorme no mercado, fazendo-se necessário a comparação entre o grau 4 e o de liga grau 5. Segundo a ASTM, o Ticp possui quatro graus definidos, grau I com menor resistência mecânica, mas com alta ductilidade, com as menores concentrações de oxigênio intersticial e ferro residual, que diminui o endurecimento do material. E o Ticp grau IV apresenta a maior resistência mecânica se comparado aos outros Ticp, e possui teores entre 98 e 99,5% de pureza (MANERA et al., 2009).

Allum et al.(2008) em estudo laboratorial com implantes de diversas marcas comerciais teve como objetivo fornecer dados comparativos sobre o desempenho mecânico de uma série de implantes estreitos de *design* variados com titânio cp grau 4 e Ti6Al4V. Os diâmetros dos implantes de ambos os materiais demonstraram um grande impacto na capacidade de suportar carga, porém com diâmetro inferior a 3mm deve haver atenção no uso de implantes com diâmetros iguais ou menor a esta medida. Os implantes de liga de titânio demonstraram melhores propriedades de tração do que grau 4.

Implantes com ligas de Ti6Al4V apresentam boas propriedades como alta resistência e quando associados a diâmetros menores suprem as deficiências mecânicas dessa alteração. Porém, autores como Johansson et al.(1992) relatam uma desvantagem para essa liga, a liberação iônica e a corrosão.

Barão et al.(2012) a fim de investigar a resistência à corrosão do Ticp e da liga de Ti6Al4V, avaliou o papel de diferentes níveis de pH da saliva artificial em meio oral. Discos de titânio nos dois materiais foram colocados em pH de saliva diferentes e o resultado mostrou que o nível de pH da saliva afetou significativamente o comportamento de corrosão de ambos os tipos de Ti. Em pH baixo, há a aceleração da troca de íons entre Ti e saliva. Ou seja, o nível de pH da saliva artificial influencia o comportamento de corrosão de Ticp e Ti6Al4V em que o pH inferior acelera a taxa de corrosão.

No artigo de Ektessabi et al.(1996) resultados experimentais preliminares foram apresentados na medição da distribuição dos elementos constituintes dos tecidos, bem como os elementos de impureza libertados em tecidos orgânicos em torno de um implante de liga de Ti6Al4V. Os implantes de liga grau 5 foram instalados em coelhos (tíbia) por 12 semanas, após eutanásia foi realizado um mapa de concentrações de íons liberados. Houve vazamento de íons tanto Ti, Al e V, ou seja, 100 ppm de titânio e 50 ppm de alumina, medidos através da espectrometria de massa de íons (SIMS). Wennerberg et al.(2004) investigou se existe uma correlação entre liberação de íons e a rugosidade da superfície em Ticp em implantes instalados em tíbias de coelhos, concluiu que não houve correlação entre o aumento da rugosidade (Ticp jateados com 25, 75, 250 mm, com partículas de Al₂O₃) e liberação de íons, medido com espectrometria de massa de íons secundários (SIMS 10 mm da interface), após 12 semanas ou um ano de implantação. Com isso, pode-se dizer que o Ticp é mais estável à corrosão do que as ligas de titânio, pois estas liberam não só íons de Ti, mas de alumínio e vanádio. Além disso, Peppo et al.(2012) afirma que tanto o Ticp quanto a liga de Ti6Al4V formam uma camada de óxido passivo na superfície, melhorando a resistência à corrosão depois da cirurgia. Mas, em contato com soluções fisiológicas os dois materiais liberaram íons metálicos.

Rapuano et al.(2012) com o objetivo de determinar se o tratamento da superfície de uma liga de Ti6Al4V combinada a proteína biomiméticas podem

promover a diferenciação de células osteoblásticas anexas, investigando se as células osteoprogenitoras cultivadas em uma amostra em discos cilíndricos de implantes rigorosamente limpos mostrou um padrão normal de diferenciação e se fibronectina pré-adsorvida acelera ou reforça a diferenciação dos osteoblastos. Assim, discos de Ti6Al4V foram limpos, receberam ácido nítrico, e esterilizados e alguns discos foram revestidos com fibronectina. Células osteoprogenitoras foram cultivadas sobre os discos pré tratados durante várias semanas. Reação em cadeia da polimerase em tempo real quantitativa foi realizada para medir as mudanças ao longo do tempo nos níveis de mRNA de genes de osteoblastos. Células osteoprogenitoras cultivadas em uma liga Ti6Al4V rigorosamente limpas foram encontrados para demonstrar um padrão normal de diferenciação dos osteoblastos. A fibronectina foi observada pré-adsorvido para estimular a diferenciação dos osteoblastos durante a fase de mineralização osteoblastogênese.

Quanto ao uso de implantes de diâmetro e comprimento diferentes do padrão, Olate et al., 2010 em estudo relacionou o diâmetro e comprimento dos implantes com falha precoce, relatou que houve uma relação entre a perda precoce com o comprimento do implante devido a mecânica, mas nenhuma relação envolvendo a qualidade óssea ou o diâmetro do implante foi relatada. Uma taxa de insucesso baixa em implantes de diâmetro estreito foi relatada. Allum et al., 2008 avalia que deve haver uma cautela quando se usa implantes de diâmetro estreito (menor que 3,5mm) visto que há um maior risco de fratura por fadiga sob condições de clinicas de carga. Assim, visando fornecer dados comparativos sobre o desempenho mecânico de uma série de implantes estreitos comercializados atualmente, implantes de várias empresas foram investigados sob um teste padronizado de configuração. Os implantes de diâmetro até 3mm apresentaram bom desempenho em suportar carga, já os inferiores a 3mm resultaram em um risco maior a fratura na prática clinica, portanto, deve-se usar com cautela os implantes de diâmetro menor que 3mm, ou seja, sendo indicados em áreas de menor carga mastigatória, por exemplo.

Com os resultados obtidos após 2 semanas de osseointegração, pode-se dizer que os implantes de liga de titânio grau 5 podem apresentar aplicação clínica tão satisfatória quanto os implantes de titânio comercialmente puro grau 4. Pois, os implantes de liga de titânio (Ti-6Al-4V) de superfície neoporos de 2,9x7mm

obtiveram valores de contato osso-implante (BIC) e área óssea próximos aos do grupo controle Ticp com superfície neoporos de 3.5x8mm.

Devido às limitações deste trabalho, novas pesquisas devem ser realizadas com o intuito de verificar se a mudança na superfície pode alterar a osseointegração em curto período de cicatrização, visto que somente o material de Ticp ou liga de Ti não mostrou diferenças significantes.

7 Conclusões

7 CONCLUSÕES

- 1- Implantes de titânio comercialmente puro grau 4 e a liga de titânio-alumínio-vanádio grau 5 curtos e estreitos, possuem resposta biológica equivalente quando analisado o contato osso-implante (BIC);
- 2- Implantes de titânio comercialmente puro grau 4 e de liga de titânio-alumínio-vanádio grau 5 curtos e estreitos, possuem resposta biológica semelhante quando comparados à área de osso neoformado pela análise da fluorescência.
- 3- Nas condições do presente estudo, pode-se sugerir a realização de novas pesquisas quanto ao uso de implantes de titânio comercialmente puro grau 4 e de ligas de titânio grau 5.

Referências

REFERÊNCIAS

AHN, S. J; LEESUNGBOK, R; LEE, S.W. Histomorphometric Analysis and Removal Torque of Small Diameter Implants With Alternative Surface Treatments and Different Designs. **Journal of Oral Implantology**, v. 16, n. 4, p.263-272. 2010.

ALBREKTSSON, T. Hard tissue implant interface. **Aust Dent J**, v.53, Suppl 1, p.34–38, 2008.

ALLUM, S.R; TOMLINSON, R.A; JOSHI, R. The impact of loads on standard diameter, small diameter and mini implants: a comparative laboratory study. **Clin. Oral Impl. Res**, v.19, p.553–559. 2008.

AL-NAWAS, B. et al. A Double-Blind Randomized Controlled Trial (RCT) of Titanium-13Zirconium versus Titanium Grade IV Small-Diameter Bone Level Implants in Edentulous Mandibles – Results from a 1-Year Observation. **Clinical Implant Dentistry and Related Research**, v.14, n.6, p.896-904. 2012.

ANNIBALI, S. Short Dental Implants: A Systematic Review. **J Dent Res**, v.91, n.1, p.25-32. 2012.

BARÃO, V.A. et al. Stability of cp-Ti and Ti-6Al-4V alloy for dental implants as a function of saliva pH - an electrochemical study.**Clin Oral Implants Res**, v.23, n.9, p.1055-62, Sep. 2012.

BERKOVITZ, B.K.B; HOLLAND, G.R; MOXHAN, B.J. **Anatomia, embriologia e histologia bucal**. 3. ed. Porto Alegre: Art Med Editora, 2004.379 p.

BRIAN, J; JACKSON, D.D.S. Small Diameter Implants: Specific Indications and Considerations for the Posterior Mandible: A Case Report. **Journal of Oral Implantology**, v.37, Special Issue, p.156-164. 2011.

BROWN , S.A; LEMONS, E. Medical Applications of Titanium and Its Alloys: The Material and Biological Issues. **STP**, 1272, EUA.

BUSER, D. et al. Enhanced bone apposition to a chemically modified SLA titanium surface. **Journal of dental research**, 2004, v.83, n.7 p.529-533.

CASAVOLA, C; PAPPALETTERE, C; PLUVINAGE, G. Fatigue resistance of titanium laser and hybrid welded joints. **Materials and Design**, v.32, p.3127-3135, 2011.

CHRISTENSEN, J.G. The increased use of small-diameter implants. **JADA**, v.40, n.6, p.709-712. 2009.

CHOU,H.U; MÜFTÜ, S; BOZKAYA, D. Combined effects of implant insertion depth and alveolar bone quality on periimplant bone strain induced by a wide-diameter, short implant and a narrow-diameter, long implant. **J Prosthet Dent**, v.104, p.293-300. 2010.

COLOMBO, J.S. et al. Osteogenic potential of bone marrow stromal cells on smooth, roughened, and tricalcium phosphate-modified titanium alloy surfaces. **Int J Oral Maxillofac implants**, v.27, n.5, p.1029-42, Sep/Oct. 2012.

COMFORT, M.B. et al. A 5-year prospective study on small diameter screw-shaped oral implants. **Journal of Oral Rehabilitation**, v. 32, p. 341–345. 2005.

CORDIOLI, G. et al. Removal torque and histomorphometric investigation of 4 different titanium surfaces: an experimental study in the rabbit tibia. **Int J Oral Maxillofac Implants**, v.15, p.668-74, 2000.

CORREA, C.B., et al. Fatigue and fluoride corrosion on streptococcus mutans adherence to titanium-based implant/component surfaces. **Journal of Prosthodontics**, v. 18, p. 382-387. 2009.

DAM, H.G. et al. A 5- to 6-year radiological evaluation of titanium plasma sprayed/sandblasted and acid-etched implants: results from private practice. **Clin Oral Implants Res**, Jan 29 [Epub ahead of print]. 2013.

DAVARPANA, M. et al. Small-diameter implants: indications and contraindications. **J Esthet Dent**, v.12, p.186–194. 2000.

DE MAEZTU, M.A; ALAVA, J.I; GAY-ESCODA, C. Ion implantation: surface treatment for improving the bone integration of titanium and Ti6Al4V dental implants. **Clin Oral Implants Res**, v.14, p.57–62, 2003.

DEGIDI, M; PIATTELLI, A; CARINCI, F. Clinical Outcome of Narrow Diameter Implants: A Retrospective Study of 510 Implants. **J Periodontol**, v.79, p.49-54. 2008.

DEGIDI, M; NARDI, D; PIATTELLI, A. Immediate Versus One-Stage Restoration of Small-Diameter Implants for a Single Missing Maxillary Lateral Incisor: A 3-Year Randomized Clinical Trial. **J Periodontol**, v.80, p.1393-1398. 2009.

DHEDA, S.S. et al. Corrosion and in vitro biocompatibility properties of cryomilled-spark plasma sintered commercially pure titanium. **J Mater Sci Mater Med**, Feb. 2013.

EKTESSABI, A. et al. Preliminary experimental results on mapping of the elemental distribution of the organic tissues surrounding titanium alloy implants. **Nucl Instrum Methods Phys Res B**, v.101, p.278–283. 1996.

ELLINGSEN, J.E. Improved Retention and Bone-to-Implant Contact with Fluoride-Modified Titanium Implants. **Int J Oral Maxillofac Implants**, v.19, p.659–666. 2004.

FERRARIS, S. et al. Surface modification of Ti–6Al–4V alloy for biomineralization and specific biological response: Part I, inorganic modification. **J Mater Sci: Mater Med**, v.22, p.533-545, 2011.

FRANCO, M. CLINICAL OUTCOME OF NARROW DIAMETER IMPLANTS INSERTED INTO ALLOGRAFTS. **J Appl Oral Sci**, v. 17, n.4, p.301-6. 2009.

FROUM, S.J. et al. Histologic Evaluation of Bone-Implant Contact of Immediately Loaded Transitional Implants After 6 to 27 months. **Int. J. Oral Maxillofac Implants**, v.20, p.54-60, 2005.

FUGAZZOTTO, P.A. et al. Success and failure rates of 9 mm or shorter implants in the replacement of missing maxillary molars when restored with individual crowns: Preliminary results 0 to 84 months in function.A retrospective study. **J Periodontol**,v.75, p.327–332. 2004.

FUGAZZOTTO, A.P. Shorter Implants in Clinical Practice: Rationale and Treatment Results. **Int J Oral Maxillofac Implants**, v.23, p.487–496. 2008.

GALLI, C. et al. Effect of surface treatment on cell responses to grades 4 and 5 titanium for orthodontic mini-implants. **Am J Orthod Dentofacial Orthop**, v.141, p:705-14, 2012.

GALLI, D. et al. In vitro osteoblastic differentiation of human mesenchymal stem cells and human dental pulp stem cells on poly-L-lysine-treated titanium-6-aluminium-4-vanadium. **J Biomed Mater Res A**, v.97, n.2, p.118-26, May. 2011.

GALVÃO et al. Predictability of short dental implants: a literature review. **RSBO**, v.8, n.1,p.81-8. Jan/Mar. 2011.

GEBRAN, M.P; WASSAL, T. Evaluation in vitro of the adhesion of osteoblastos on ósseo integrated implant with treated surface (Titamax II®). **Rev Impl News**, v. 4, n.1, Jan/Feb. 2007.

GENTILE, M.A; CHUANG, S.K; DODSON, T.B. Survival estimates and risk factors for failure with 6 x 5.7- mm implants. **Int J Oral Maxillofac Implants**,v.20, n.6, p.930-7, Nov/Dec. 2005.

GIL, F.J. et al. Biomimetic treatment on dental implants for short-term bone regeneration. **Clin Oral Invest**, published online march, 2013.

GITTENS, R.A. et al. Differential responses of osteoblast lineage cells to nanotopographically-modified, microroughened titanium-aluminum-vanadium alloy surfaces. **Biomaterials**, v. 33, p. 8986-8994, 2012.

GUEDEL, A.E,(1951). **Inhalation anesthesia**. 2nd ed. New York: Macmillan.

GUITAR, A. et al. Microstructure and tensile properties after thermohydrogen processing of Ti-6 Al-4V. **J Mech Behav Biomed Mater**, v.2, n.2, p.156-63, Apr. 2009.

HAN, C.H. et al. Quantitative and qualitative investigations of surface enlarged titanium and titanium alloy implants. **Clin Oral Implants Res**, 1998; v.9, p.1–10.

HINUBER, C. et al. Biocompatibility and mechanical properties of diamond-like coatings on cobalt-chromium-molybdenum steel and titanium-aluminum-vanadium biomedical alloys. **J Biomed Mater Res A**, v.95, n.2, p.388-400, Nov.2010.

HUANG, H.H. Effect of fluoride and albumin concentration on the corrosion behavior of Ti-6Al-4V alloy. **Biomaterials**, v. 24, p. 275-282. 2003.

ISA, Z.M. et al. Effects of Fluoride-Modified Titanium Surfaces on Osteoblast Proliferation and Gene Expression . **Int J Oral Maxillofac Implants**, v.21, p.203–211. 2006.

IVANOFF, C.J. et al. Histologic evaluation of the bone integration of TiO(2) blasted and turned titanium microimplants in humans. **Clin Oral Implants Res**, v.12, p.128-34, 2001.

JANECEK, M. et al. Fatigue endurance of Ti-6Al-4V alloy with electro-eroded surface for improved bone in-growth. **J Mech Behav Biomed Mater**, v.4, n.3, p.417-22, Apr. 2011.

JINDAL, S. et al. Enhanced osteoblast proliferation and corrosion resistance of c p-Ti through surface nanostructuring by ultrasonic shot peening and stress relieving. **J Oral implantol**, Oct. 2012.

JOHANSSON, C.B. Tissue reactions to titanium-6aluminum-4vanadium alloy. **Eur J Exp Musculoskel Res**, v.1, p.161–169, 1992.

JOHANSSON, C.B. et al. Commercially pure titanium and Ti6Al4V implants with and without nitrogen-ion implantation: Surface characterization and quantitative studies in rabbit cortical bone. **J Mater Sci: Mater Med**, v.4, p.132–141, 1993.

JOHANSSON, C.B. et al. A Quantitative Comparison of Machined Commercially Pure Titanium and Titanium- Aluminum-Vanadium Implants in Rabbit Bone. **Int J Oral Maxillofac Implants**, v.13, p.315–321, 1998.

KAPOOR, R. et al. Comparative assessment of structural and biological properties of biomimetically coated hydroxyapatite on alumina (α -Al₂O₃) and titanium (Ti-6Al-4V) alloy substrates. **J Biomed Mater Res A**, v.94, n.3, p.913-26, Sep. 2010.

KLOKKEVOLD, P.R. et al. Osseointegration enhanced by chemical etching of the titanium surface. A torque removal study, **Clin. Oral Implants Res**, v.8, p.442-7, 1997.

KOH, J.W. et al. Biomechanical evaluation of dental implants with different surfaces: Removal torque and resonance frequency analysis in rabbits. **J Adv Prosthodont**, v.1, n.2, p.107-12.

KOTSOVILIS, S. A Systematic Review and Meta-Analysis on the Effect of Implant Length on the Survival of Rough-Surface Dental Implants. **J Periodontol**, v.80, p.1700-1718. 2009.

LAI, H.C. et al. Long-term outcomes of short dental implants supporting single crowns in posterior region: a clinical retrospective study of 5–10 years.

Clin. Oral Impl. Res, v.01, p. 1–8. 2012.

LAURENT, F. et al. Comparison of corrosion behaviour in presence of oral bacteria.

Biomaterials, v. 22, p. 2273-2282. 2001.

LEE, J. et al. Crestal remodelling and osseointegration at surface-modified commercially pure titanium and titanium alloy implants in a canine model. **J Clin Periodontol**, v.39, n.8, p.781-8, Aug. 2012.

LEONARDIS, D.D; GARG, A.K; PECORA, M.D. Osseointegration of Rough Acid-Etched Titanium Implants: 5-Year Follow-up of 100 Minimatic Implants. **Int J Oral Maxillofac Implants**, v.14, p.384–391. 1994.

LEONARDIS, D. et al. Osseointegration of rough acid-etched titanium implants: 5-year follow-up of 100 minimatic implants. **Int J Oral Maxillofac Implants**, v.14, n.3, p.384-91, May/Jun. 1999.

LI, S. et al. Surface characteristics and biocompatibility of sandblasted and acid-etched titanium surface modified by ultraviolet irradiation: an in vitro study. **J Biomed Mater Res B Appl Biomater**, v. 100, n.6, p.1587-98, Aug. 2012.

LING SUN, H. et al. Failure Rates of Short (≤ 10 mm) Dental Implants and Factors Influencing Their Failure: A Systematic Review. **Int J Oral Maxillofac Implants**, v.26, p.816–825. 2011.

MAIA, A. **Balanço Mineral Brasileiro**. Governo Brasileiro, 2001.

MALÓ, P; NOBRE, M. O; RANGERT, B. Short Implants Placed One-Stage in Maxillae and Mandibles: A Retrospective Clinical Study with 1 to 9 Years of Follow-Up. **Clinical Implant Dentistry and Related Research**, v.9, n.1,p. 15-21. 2007.

MANERA, R.S. et al. Avaliação da integridade superficial de implantes dentários de titânio. **ABCM**, Engenharia de Fabricação, Belo Horizonte, 2009.

MAC DONALD, D.E. et al. Thermal and chemical modification of titanium–aluminum–vanadium implant materials: effects on surface properties, glycoprotein adsorption, and MG63 cell attachment. **Biomaterials**, v. 25, p. 3135-3146, 2004.

MARINHO, V. C. et al. Sandblasted and Acid-etched Dental Implants: A Histologic Study in Rats. **Int J Oral Maxillofac Implants**, v.18, p.75–81. 2003.

MATHIEU, V. et al. Mode III cleavage of a coin-shaped titanium implant in bone: effect of friction and crack propagation. **J Mech Behav Biomed Mater**, v.8, p.194-203, April. 2012.

McCRACKEN, M. Dental Implant Materials: Commercially Pure Titanium and Titanium Alloys. **Journal of Prosthodontists**, v.8, n.1, p.40-43, March, 1999.

MENDONÇA, G. et al. Avaliação do comportamento de células mesenquimais humanas sobre superfícies de implantes dentários. **Rev Impl News**, v.6, n.2, p.137-141, Mar/Abr. 2009.

MERECI D. et al. Comparison corrosion study of Ti-Ta alloys for dental applications. **Acta Biomaterials**, v. 5, p. 3625-3639. 2009.

MISCH, C.E. et al. Short dental implants in posterior partial edentulism: a multicenter retrospective 6-year case series study. **J Periodontol**, v.77, n.8, p. 1340-7, Aug. 2006.

MORAND, M; IRINAKIS, T. The challenge of implant therapy in the posterior maxilla: providing a rationale for the use of short implants. **J Oral Implantol**, v.33, n.5, p.257-66. 2007.

MOSTARDI, R.A. et al. A comparison of the effects of prosthetic and commercially pure metals on retrieved human fibroblasts: the role of surface elemental composition. **Acta Biomater**, v.6, n.2, p.702-7, Feb. 2010.

NAGASAWA, S. et al. Nonlinear Stress Analysis of Titanium Implants by Finite Element Method. **Dent Mater J**, v. 27, n.4, p.633—639, 2008.

NELSON, K. et al. A retrospective analysis of sandblasted, acid-etched implants with reduced healing times with an observation period of up to 5 years. **Int J Oral Maxillofac Implants**, v.23, p.726-732. 2008.

OLATE, S. et al. Influence of Diameter and Length of Implant on Early Dental Implant Failure. **J Oral Maxillofac Surg**, v.68, p.414-419. 2010.

OLMEDO, D.G. et al. Oral Mucosa Tissue Response to Titanium Cover Screws. **J Periodontol**, v.83, p.973-980, 2012.

OLIVEIRA, R.R. et al. Bone Remodeling adjacent to Morse Cone-Connection Implants with Platform Switch: A fluorescence study in the dog mandible. **Int J oral Maxillofac Implants**, v.24, p.257-266. 2009.

ORSINI, E. et al. Early healing events around titanium implant devices with different surface microtopography: a pilot study in an in vivo rabbit model. **ScientificWorldJournal**, 2012. Epub Apr 1. 2012.

PALMQUIST, A. et al. Morphological Studies on Machined Implants of Commercially Pure Titanium and Titanium Alloy (Ti6Al4V) in the Rabbit Inc. **J Biomed Mater Res Part B: Appl Biomater**, v.91B, p.309–319, 2009.

PARK S.H. et al. The effect of water pyrolysis on the removal torque of titanium implant inserted in rabbit tibias. **Clin. Oral Impl. Res**, v. 22, p.157–164, 2011.

PAULINO, G.H. et al. Fracture testing and finite element modeling of pure titanium. **Engineering fracture mechanics**, v. 68, p.1417-1432,2011.

PENTTINEN, N. et al. Optical analysis of adsorption sensitivity of titanium, Ti-6Al-4V, and Ti-35Nb-6Ta. **Applied optics**, v.51, n.10, April 2012.

PEPPO, G.M. et al. Free-Form-Fabricated Commercially Pure Ti and Ti6Al4V Porous Scaffolds Support the Growth of Human Embryonic StemCell-DerivedMesodermal Progenitors. **The ScientificWorld Journal**, v.2012, p. 1-14, 2012.

RAPUANO, B.E. et al. Effects of coating a titanium alloy with fibronectin on the expression of osteoblast gene markers in the MC3T3 osteoprogenitor cell line. **Int J Oral Maxillofac Implants**, v.27, n.5,p.1081-90, Sep/Oct. 2012.

RENOUARD, F; NISAND, D. Impact of implant length and diameter on survival rates. **Clin. Oral Imp. Res**, v.17, Suppl. 2, p. 35–51. 2006.

ROMEO, E. et al. Clinical and radiographic evaluation of small-diameter (3.3-mm) implants followed for 1–7 years: a longitudinal study. **Clin. Oral Impl. Res**, v. 17, p.139–148. 2006.

ROMEO, E. et al. The use of short dental impants in clinical practice: literature review. **Minerva Stomatol**, v.59, p.23-31. 2010.

ROSA, A.L; BELOTI, M.M. Rat bone marrow cell response to titanium and titanium alloy with different surface roughness. **Clin. Oral Impl. Res**,v. 14, p. 43–48, 2003.

SABOURY, A. et al. The Effect of Repeated Torque in Small Diameter Implants with Machined and Premachined Abutmentscid. **Clinical Implant Dentistry and Related Research**, v.14, supplement 1. 2012.

SAMMONS, R.L. et al. Comparison of osteoblast spreading on microstructured dental implant surfaces and cell behavior in an explant model of osseointegration. A scanning electronmicroscopic study. **Clin Oral Implants Res**, v.16, p.657-66, 2005.

SEVILLA, P. et al. Evaluating mechanical properties and degradation of YTZP dental implants. **Materials Science and Engineering C**, v. 30, p. 14-19, 2010.

SINGH, S. et al. Three-dimensional finite element analysis of strength, stability, and stress distribution in orthodontic anchorage: A conical, self-drilling miniscrew implant system. **Am J Orthod Dentofacial Orthop**, v.141, p.327-36, 2012.

SRINIVASAN, M. et al. Survival rates of short (6 mm) micro-rough surfaced implants: a meta-analysis. **Clin. Oral Impl. Res**, v.00,p. 1-7. 2013.

SOBOL, M; NEBESÁROVÁ, J; HOZÁK, P. A method for preserving ultrastructural properties of mitotic cells for subsequent immunogold labeling using low-temperature embedding in LR White resin. **Histochem Cell Biol**, v.135, n.1, p.103-10, Jan. 2011.

SOHRABI, K. et al. How successful are small-diameter implants? A literature review. **Clin. Oral Impl. Res**, v.23, p.515–525. 2012.

SOUZA, J.C. et al. Do oral biofilms influence the wear and corrosion behavior of titanium? **Biofouling**, v.26, p.471-478. 2010.

STENPORT , V.F; JOHANSSON, C.B. Evaluations of bone tissue integration to pure and alloyed titanium implants. **Clin Implant Dent Relat Res**, n.10, n.3, p. 191-9, Sep. 2008.

SZMUKLER – MONCLER S. et al. Titanium hydride and hydrogen concentration in acid-etched commercially pure titanium and titanium alloyimplants: a comparative analysis of five implant systems. **Clin Oral Implants Res**, v.21, n.9, p.944-50, Sep. 2010.

THOMAS, K.A.; COOK, S. An evaluation of variablas influencing implant fixation by direct bone apposition. **J Biomed Mater Res**, v.19, p.875-901.1985.

TELLEMAN, G. A systematic review of the prognosis of short dental implants placed in the partially edentulous patient. **J Clin Periodontol**, v.38, p.667–676. 2011.

TEN BRUGGENKATE, C.M. et al. Short (6-mm) nonsubmerged dental implants: results of a Multicenter clinical trial of 1 to 7 years. **Int J Oral Maxillofac Implants**, v.13, n.6, p.791-8. Nov/Dec. 1998.

TILLMANNS, D.M.D. et al. Evaluation of Three Different Dental Implants in Ligature-Induced Peri-implantitis in the Beagle Dog. Part I. Clinical Evaluation. **Int J Oral Maxillofac Implants**, v.12, p.611–620. 1997.

TORRES, E.M. et al. The effect of commercially pure titanium and alternative dental alloys on the marginal fit of one-piece cast implant frameworks.**J Dent**, v.35, n.10,p.800-5, Oct. 2007.

TRAMMELL, K. et al. A prospective randomized controlled comparison of platform-switched and matched-abutment implants in short-span partial denture situations. **Int J Periodontics Restorative Dent**, v.29, n.6, p.599-605, 2009.

VIGOLO, P; GIVANI, A. Clinical evaluation of single-tooth mini-implant restorations: A five-year retrospective study. **J Prosthet Dent**, v.84, p.50-54. 2000

WANG, S.H. **Investigation into the grinding of Titanium alloys**. 2000. 252 p. Tese (Doutorado) - Cranfield Institute of Technology, School of Industrial and Manufacturing Science. Cranfield, London.

WENNERBERG, A. et al. Titanium release from different implants prepared with different surface roughness. **J Clin Oral Implants Res**, v.15, p. 505– 512. 2004.

WILMOWSKY, C. et al. Implants in bone: Part II. Research on implant osseointegration : Material testing, mechanical testing, imaging and histoanalytical methods. **Oral Maxillofac Surg**, Feb .2013.

YALTIRIK, M. et al. Clinical Evaluation of Small Diameter Straumann Implants in Partially Edentulous Patients: A 5-Year Retrospective Study. **Journal of Dentistry**, Tehran University of Medical Sciences, Tehran, Iran, v.18, n.2. 2011.

ZHANG, M.Y; CHENG, G.J.. Pulsed laser coating of hydroxyapatite/titanium nanoparticles on Ti-6Al-4V substrates: multiphysics simulation and experiments. **IEEE Trans Nanobioscience**, v.10, n.3, p. 177-86, Sept. 2011.

ZINELIS, S. et al. Surface characterization of SLActive dental implants. **Eur j Esthet Dent**, v. 7, n.1, p.72-92. 2012.

ZINSLI, B. et al. Clinical evaluation of small-diameter ITI implants: A prospective study. **Int J Oral Maxillofac Implants**, v.19, p.92-99. 2004.

Anexos

ANEXOS

ANEXO A – Aprovação do Comitê de Ética em Pesquisa de Animais

Universidade de São Paulo
Faculdade de Odontologia de Bauru

Comissão de Ética no Ensino e Pesquisa em Animais

CEEPA-Proc. Nº 033/2011

Bauru, 20 de outubro de 2011.

Senhor Professor,

O projeto de pesquisa encaminhado a esta Comissão de Ética no Ensino e Pesquisa em Animais, denominado **Avaliação histológica e histomorfométrica da energia superficial e molhabilidade em implantes de titânio grau 4 e grau 5: estudo experimental em coelhos**, de autoria de Fernanda Herrera Stancari, foi enviado ao relator para avaliação e considerado APROVADO em reunião desta Comissão realizada no dia **18 de outubro de 2011**.

Solicitamos que ao final da pesquisa seja enviado, para avaliação desta Comissão, um Relatório com os resultados obtidos para análise ética e emissão de parecer final, o qual poderá ser utilizado para fins de publicação científica.

Atenciosamente,

Prof. Dr. Gustavo Pompermaier Garlet
Presidente da Comissão de Ética no Ensino e Pesquisa em Animais

Prof. Dr. Carlos dos Reis Pereira Araújo
Docente do Departamento de Prótese