UNIVERSIDADE DE SÃO PAULO
FACULDADE DE ODONTOLOGIA DE BAURU

VERENA SOUZA DA CUNHA

**Análise histomorfométrica comparativa de implantes hidrofóbicos e
hidrofílicos: estudo experimental em coelhos**

BAURU
2015

VERENA SOUZA DA CUNHA

Análise histomorfométrica comparativa de implantes hidrofóbicos e hidrofílicos: 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 Prótese.

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

BAURU
2015

C914a Cunha, Verena Souza da
Análise histomorfométrica de implantes
hidrofóbicos e hidrofílicos: estudo experimental em
coelhos / Verena Souza da Cunha. – Bauru, 2015.
137 p. : il. ; 31cm.

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

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

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

A toda minha família, em especial aos meus pais amados, Vera Cunha e Carlos Cunha, meu irmão Danilo e minha vó Celeste. Por tudo que sempre fizeram e fazem por mim. Se estou aqui hoje, com certeza, é por causa de vocês!

Ao André, meu amor e minha melhor metade!

A Nicole, minha sobrinha, por ser o raio de luz em nossas vidas!

OBRIGADO POR EXISTIREM EM MINHA VIDA, SEM VOCÊS NÃO SOU NADA! AMO VOCÊS!

AGRADECIMENTO ESPECIAL

Ao Prof. Dr. Carlos dos Reis Pereira de Araújo, meu orientador, conselheiro e amigo.

Me sinto honrada de ser sua orientada e fazer parte do seu “Team Implant Bauru”. Desde o começo da especialização lhe achei um exemplo de dedicação, educação, inteligência, cultura, generosidade e sinceridade, um profissional que tem o dom da palavra, e sempre pratica a arte de ensinar e fazer ciência com muito amor e carinho. Que sorte a minha de ser sua orientada e ratificar tudo o que o senhor transpareceu desde o início.

Obrigada por me acolher desde a época do estágio, pelo convívio, pela liberdade de expor minhas idéias e anseios, por transformar cada conversa nossa em aulas particulares de odontologia e de vida, aprendo muito sempre.

Obrigada pela força nas horas boas e ruins, de coração!

AGRADECIMENTO INSTITUCIONAIS E AOS PROFESSORES

À Faculdade de Odontologia de Bauru pela oportunidade e experiência única em minha vida, pela realização de um sonho, aos professores do Departamento de Prótese: Prof. Dr. Accácio Lins do Valle, Prof^o Dr^o Ana Lúcia Pompéia Fraga de Almeida, Prof. Dr. Carlos dos Reis Pereira de Araújo, Prof. Dr. Estevam Bonfante, Prof. Dr. Gerson Bonfante, Prof. Dr. José Henrique Rubo, Prof^a Dr^a Lucimar Falavinha Vieira, Prof. Dr. Luiz Fernando Pegoraro, Prof. Dr. Paulo César Rodrigues Conti, Prof. Dr. Pedro César García de Oliveira, Prof^a Dr^a Simone Soares, Prof. Dr. Vinícius Carvalho Porto, Prof. Dr. Wellington Cardoso Bonachela e Prof^a Dr^a Karín Hermana Neppelenbroek, pela amizade, exemplo e por participarem da minha formação profissional e humana. Em especial aos professores Dr. Carlos dos Reis Pereira de Araújo, Dr. Paulo César Rodrigues Conti, Dr. Vinícius Carvalho Porto e Dr. Renato Oliveira Ferreira da Silva, professoras Maria Angélica Rehder de Araújo e Flora Távora pela contribuição durante minha fase de especialização, muito obrigada!

Ao Prof. Dr. Paulo César Rodrigues Conti, pelo acolhimento, amizade, respeito, ensinamentos, risadas e por dividir suas experiências profissionais e de vida. Obrigada pela ajuda neste trabalho para obter a renda Proap, e pela paixão e dedicação evidente pela nossa faculdade.

À professora Me. Maria Angélica Rehder de Araújo, pelo esforço e dedicação para que este trabalho fosse realizado, por ter sido responsável por todos os procedimentos cirúrgicos nos animais, por me fazer apaixonar pela implantodontia, com sua habilidade cirúrgica e seu amor ao que faz, muito obrigada pelos incentivos e ensinamentos. Sem a senhora esse trabalho não seria realizado.

Ao professor Prof. Dr. Pedro César García de Oliveira, pela coordenação de minha prática profissionalizante, pelas risadas e ensinamentos durante a disciplina de prótese total no mestrado.

A todas as pessoas que contribuíram 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, Me. Aline Miranda Baía e Me. Fernanda Herrera Stancari. Em especial a Aline Baía e Fernanda Stancari que não pouparam esforços para me ensinar todos os passos da pesquisa, por cederem as imagens que estão nesta tese, por dividirem comigo viagens e trabalhos. Muito obrigada pelo trabalho em equipe, contem comigo!

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

Aos funcionários do Departamento de Prótese: Déborah, Cláudia, Válquiria, Reivanildo e Marcelo, por sempre estarem solícitos a ajudar.

Ao Centro Integrado de Pesquisa - CIP, em especial a Neusa, Márcia, Marcelo e Renato pela agradável convivência diária durante esses anos.

A Tânia do Departamento de Histologia que me auxiliou na padronização desta pesquisa, e com paciência me ensinou histologia, despertando o meu interesse sobre essa disciplina que é apaixonante. Muito obrigada pela vontade e incentivo para que eu fizesse o meu melhor. Aos amigos que fiz pela Histologia, Ricardo, Ever e Paulinha.

Ao professor Dr. Heitor Marquês Honório, por realizar a análise estatística da pesquisa.

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

A Cleusa e Hebe, funcionárias da clínica de pós-graduação, pela amizade, conversas, abraços, brincadeiras e ajuda diária. Muito obrigada por tudo!

Aos meus pacientes durante o período de mestrado, Yoshio, Palmira, Augustinho, Patrícia, Salvador, Cleonice, Aparecido Genésio e Elisa que me deixaram ajuda-los e fizeram de cada atendimento um aprendizado. O meu muito obrigada é eterno!

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

AGRADECIMENTO AOS FAMILIARES E AMIGOS

A Deus pelo dom da vida e por acalmar meu coração nos momentos de ansiedade, obrigada Senhor por tudo que és em minha vida! A Nossa Senhora de Nazaré, padroeira da minha jornada, a qual sempre recorro com muita fé e jamais me deixa desamparada.

À minha mãezoca querida, Vera Lúcia Souza da Cunha...

Mãe, só nós duas sabemos o quanto foi difícil nos separarmos naquele dia em que viestes me “instalar” em Bauru, o quanto cada uma chorou por saber que no dia-a-dia não teríamos mais a companhia uma da outra. Quero-lhe agradecer por toda a sua dedicação como mãe, mulher e avó. Obrigada por compartilhar os valores de amar, cuidar, persistir e educar, com seu jeito humilde, espontâneo e alegre, que conquista todos por onde passa. Você é a nossa heroína e minha melhor amiga! Amo você, sou sua eterna Veveco Vecó Vecó!

Ao meu eterno Coronel Modesto, Carlos Alberto Modesto da Cunha...

Pai, que privilégio ser sua filha! Sua dedicação ao trabalho e a família me inspiram diariamente e alimentam minha vontade de querer buscar sempre mais, afinal de contas são raros aqueles que chegam no topo da carreira e mantêm o brilho no olhar quando estão trabalhando. Obrigada pelas conversas abertas, por me educar, pelo caráter sem igual, pelo modelo de honestidade, humildade e dedicação como pai, avô e homem. Obrigada pelas oportunidades e apoio que sempre me fizeram e fazem crescer como mulher e profissional. Você é o meu ídolo, amo você, sou sua eterna Bembecas!

Aos meus pais amados, por serem os maiores incentivadores dos meus sonhos, não poupando esforços para me verem feliz e realizada, por serem meu exemplo de casal. Espero ser igual a vocês um dia!

Ao meu irmão, Danilo Souza da Cunha, pelas brincadeiras de criança e pelas conversas de adulto, obrigada pelos conselhos de amigo, mestre e doutorando, que apesar de não ter correlação alguma com odontologia, sempre me ajudaram muito! Amo você mano!

A minha vó, Celestina Loureiro de Souza por manter acesa a chama da fé em mim, por todas as orações que me acompanham desde criança, por se fazer presente em todas as minhas caminhadas, com seu jeito sereno e sábio de ser. A minha sobrinha Nicole Lima da Cunha, por cuidar tão bem dos meus pais, e envolver a família inteira com o amor mais puro que existe, o amor de uma criança.

Ao meu amor, André Costa da Conceição Júnior...

Vida, tudo o que eu falar de você sempre será pouco, pelo que você fez e faz por mim, não tenho dúvida de que Deus me enviou um anjo em forma de namorado, muito obrigada por ter compartilhado o meu dia-a-dia de mestrandia, por assistir mil vezes as minhas apresentações antes dos seminários, por palpitar nos meus casos clínicos, por tentar entender meus trabalhos desde a graduação, por fazer Belém estar em Bauru, por me amar, proteger, incentivar, viver o meu sonho de tão perto, pelos momentos de felicidade plena, por segurar minhas mãos e não deixar minhas lágrimas caírem. Te amo!

Aos amigos de mestrado, Andréa Falcão, Fernanda Píras, Guilherme Moreira, Gustavo Andrade, Ilana Ramalho, Oscar Toala, Patrick Henry, Thereza Pacheco e Vinícius Rizzo. Muito obrigada por toda ajuda, companhia, reuniões e gargalhadas garantidas, Bauru foi melhor com vocês, desejo todo o sucesso para todos e que nosso esforço faça sentido em breve, adoro vocês!

Em especial para as amigas queridas...

Fernanda Píras, que se tornou uma amiga sem igual, com personalidade meiga e tranquila consegue equilibrar meus anseios através das conversas, mensagens de texto, áudios, conselhos, choros e risadas. Obrigada pela amizade!

Ilana Ramalho, pela amizade prestativa, por ter segurado a minha mão quando as lágrimas caíram, pelo incentivo a continuar na caminhada, pelas orações e palavras amigas. Obrigada “time”!

Andréa Falcão, pela amizade atenciosa, conversas, estímulo, orações, pelos abraços carinhosos nos momentos difíceis, pela ajuda com a Best, pela risada mais engraçada que já vi. Obrigada de verdade!

Thereza Pacheco, pela alegria diária estampada no rosto, que contagia todos, pelas brincadeiras bobas, por ser essa pessoa simples, mas de coração gigante. Obrigada “filhota”!

Aos novos amigos de mestrado em Reabilitação oral, Brunna, Henrique e Janaína pelo companherismo!

Aos amigos do doutorado, André Porporatti, Denise Gusmão, Fernanda Ferruzi, Jozely Melo, Juliana Hota, Karen Ayub, Laís Pires, Naila Machado, Vinícius Fardin, Yuri Costa. A todos, obrigada por terem me ajudado de alguma forma. Em especial a Karen, Laís, André, Naila, Jozely, Livia Maria, Livia Aguiar, Carol Ortigosa e Fernanda Ferruzi.

*“A mente que se abre a uma nova idéia jamais
voltará ao seu tamanho original”*

Albert Einstein

RESUMO

O íntimo contato entre osso e implante é considerado um pré-requisito fundamental para o sucesso dos implantes dentários, condição esta conhecida como osseointegração. Devido a isto, um grande número de pesquisas com tratamentos de superfícies de implantes vem sendo desenvolvido por várias empresas nos últimos anos, visando acelerar esse fenômeno. O objetivo deste trabalho é avaliar histomorfometricamente o percentual de contato osso-implante (BIC) e área de osso novo (BA) entre implantes de tratamento de superfície Neoporos (GC - hidrofóbico) e implantes com energia de superfície molhada Acqua (GE - hidrofílicos). Foram utilizados 15 coelhos da raça *new zealand*, que receberam 30 implantes divididos em cada lado de suas tíbias direita e esquerda, ambos de titânio comercialmente puro grau IV com 3.5x8mm de dimensão, sendo ao final de 15 dias, a região dos implantes coletada e processada histologicamente para obtenção de cortes teciduais não desmineralizados, embora dois implantes do grupo Esm tenham sido excluídos da pesquisa devido à instalação ter ocorrido dentro do canal medular e terem obtido tecido necrosado, não cumprindo as características de osseointegração. Para análise dos dados estatísticos, utilizou-se o teste “t” de Students para amostras independentes e teste Mann-Whitney Rank Sum com nível de significância de $p < 0.05$. Os resultados mostraram que não houve diferença estatisticamente significativa entre os grupos para a análise de BIC. O grupo GC apresentou a média de 42.9% de BIC, ligeiramente menor que o grupo GE, que apresentou 49.3% de média. Já para o teste BA houve diferenças de 15%, em que o grupo GC apresentou 58.6% e o grupo GE, 74.4%. A conclusão é que há, ainda, necessidade de maiores estudos a cerca do referido tema.

Palavras-chave: tratamentos de superfície, implantes dentários, molhabilidade

ABSTRACT

Comparative histomorphometric analysis of hydrophobic and hydrophilic implants: an experimental study in rabbits

The near contact between bone and implant is considered an essential pre-requisite for the success of dental implants, a condition known as osseointegration. Due to it, a great amount of researches on implants' surface treatments has been developed by several companies in recent years to accelerate the phenomenon of osseointegration. The aim of the present study is to evaluate histomorphometrically the percentage of bone-implant's contact (BIC) and the area of new bone (BA) between implants with surface's treatment Neoporos (GC - hydrophobic) and implants with wet's surface energy Acqua (GE - hydrophilic). It was used fifteen (n=15) New Zealand rabbits, which received thirty implants installed dividing them between its right and left tibias. Implants were commercially pure titanium grade IV with 3.5x8mm dimension. After fifteen days, the implants' area were collected and processed histologically in order to obtain not demineralized tissue sections. For statistical data analysis, it was used the "t" test for independents samples and Mann-Whitney Rank Sum test. The significance level was $p < 0.05$. Results showed no statistical significant difference between groups for BIC analysis. The control group showed a mean of 42.9% of BIC, slightly lower than the GE group, which showed a mean of 49.3%. For BA test, there was a significant difference of more than 15% in the control group (58.6% for the GC group and 74.4% for GE group). It was concluded that further studies is needed on this topic of osseointegration and hydrophobic /hydrophilic implants.

Key words: surface treatments, dental implants, wettability.

LISTA DE ILUSTRAÇÕES

- FIGURAS

Figura 1 – Aleatorização dos implantes.....	55
Figura 2 – Procedimentos pré-cirúrgicos: A) Tricotomia da epífase da tíbia do coelho; B) Assepsia da região.....	57
Figura 3 – Procedimentos cirúrgicos: A) aplicação de anestésico local; B) incisão do tegumento; C-D) exposição da tábua óssea e perfuração com ajuda do paralelizador; E-F) instalação dos implantes; G) colocação do cover; H) reposição e sutura do retal	61
Figura 4 – Obtenção das amostras: A) Peça cirúrgica removida e limpada; B) Frascos contendo uma amostra de implante com tecido ósseo em cada.....	65
Figura 5 – Preparos das lâminas: A-B) Recipiente com a amostra e remoção da mesma do frasco; C) Adequação do tamanho; D) Uso de cianocrilato para unir amostra com lamina; E) Exemplo de como o implante não pode ficar; F-G) Implante paralelo a superfície e esquema de corte no centro do implante.....	69
Figura 6 – Preparos das lâminas: A) Colagem das duas lâminas; B-C) Máquina exakt de corte realizando o corte no centro do implante; D) amostra cortada ao meio; E) Exakt de polimento F) lixas de 1000, 1200 e 2500.....	71
Figura 7 – Coloração das amostras A) aplicação de fucsina ácida na superfície; B) Lâminas coradas.....	73
Figura 8 – Obtenção das imagens A) Computador e microscópio de onde as imagens foram obtidas; B) Microscópio ótico de luz Zeiss e camera axioCam (a mesma da foto ao lado)	75
Figura 09 – Análise do BIC: A-B) Imagem com objetiva de 10x corresponde a 4 imagens com objetiva de 40x; C) Imagens de 40x unidas pelo photoshop; D) Análise de contato entre osso-implante; E) Área de osso total; F) Esquema demonstrando as duas linhas área total e área de osso-implante.....	77
Figura 10 – Análise BA: A-B) Padronizando a área estudada: Traça-se uma linha de 500 pixels da ponta da rosca até o osso e corta-se; C) Área total de osso; D) Demarca a área de osso novo; E-F) Processa-se e mensura a área.....	79

Figura 11 – Intercorrências transoperatórias: A) Nível de inserção dos implantes, com um fora do padrão; B) Fratura entre os implantes	85
Figura 12 - Fotomicrografias dos implantes após 14 dias de instalação mostrando: A) Detalhes da cortical óssea da tíbia formada por tecido ósseo secundário/maduro composto por lamelas concêntricas ou canais de Havers (seta amarela) e as lamelas circunferências cujos osteócitos estão dispostos linearmente e paralelamente (seta tracejada amarela). B) O limite entre osso cortical e osso novo está representada pela mudança de coloração (seta azul). As figuras A e B, foram retiradas da figura C	89
Figura 13 - Fotomicrografias dos implantes após 14 dias de instalação mostrando) a ancoragem cortical do implante (A), seta azul mostra perfuração da cortical próxima a cervical do implante e a seta amarela mostra que não houve perfuração da cortical próxima a região apical do implante. A ancoragem bicortical do implante (B), onde as setas azul e amarela apontam as perfurações das mesmas. CM = medula óssea. Objetiva 2x.....	91
Figura 14 - Fotomicrografia do GC após 14 dias de instalação do implante Neoporos A e B) Imagem panorâmica, de 10x de aumento, da região cervical do implante (Ne), próxima do tecido ósseo cortical (linha tracejada azul - CO), mostrando o osso novo (ON) formado nas superfícies periosteal e endosteal. Seta vermelha indica reabsorção. C e D) Detalhe das figuras anteriores na região cortical, mostrando a superfície do implante (Ne) recoberta por tecido ósseo neoformado (ON). Notar as várias áreas de contato osso-implante (linha tracejada amarela)	93
Figura 15 - Fotomicrografia do GE após 14 dias de instalação do implante Acqua A e B) Imagem panorâmica, de 10x de aumento, da região cervical do implante (Ac), próxima do tecido ósseo cortical (linha tracejada azul - CO), mostrando o osso novo (ON) formado nas superfícies periosteal e endosteal. C e D) Detalhe das figuras anteriores na região cortical, mostrando a superfície do implante (Ac) recoberta por tecido ósseo neoformado (ON). Notar as várias áreas de contato osso-implante (linha tracejada amarela)	97

LISTA DE TABELAS

Tabela 1	- Classificação dos graus de pureza do Ticp e do Ti6Al4V	30
Tabela 2	- Divisão dos Grupos	54
Tabela 3	- Processo de desidratação das amostras	65
Tabela 4	- Protocolo de inclusão	67
Tabela 5	- Percentual de contato osso-implante – BIC (%) na região de três melhores roscas - Comparação entre os Grupos Neoporos e Acqua utilizando teste “t” e teste de normalidade Shapiro-Wilk	99
Tabela 6	- Percentual de área de osso neoformado – BA (%) na região de três melhores roscas com distância de 500pixels da rosca para o osso - Comparação entre os Grupos Neoporos e Acqua utilizando teste Mann-Whitney Rank Sum e teste de normalidade Shapiro-Wilk	99

LISTA DE GRÁFICOS

- Gráfico 1** - Gráfico da média e do desvio padrão do BIC (%) obtidos nos
Gc e Ge. Sem diferenças estatísticas significantes 100
- Gráfico 2** - Gráfico da mediana e dos valores de 25 a 75% de cada
grupo (Gc e Ge) dados pelo BA (%). Com diferenças
estatísticas significantes..... 100
-
-

SUMÁRIO

1	INTRODUÇÃO.....	17
2	REVISÃO DE LITERATURA	23
2.1	OSSEOINTEGRAÇÃO.....	25
2.2	TITÂNIO	28
2.3	TRATAMENTOS DE SUPERFÍCIES DE IMPLANTES	31
2.4	SUPERFÍCIES HIDROFÓBICAS E HIDROFÍLICAS.....	39
2.5	IMPLANTES CURTOS E ESTREITOS	42
3	PROPOSIÇÃO.....	47
4	MATERIAL E MÉTODOS	51
4.1	ANIMAIS	53
4.2	IMPLANTES ANÁLISADOS	53
4.3	DIVISÃO DOS GRUPOS	54
4.4	ALEATORIZAÇÃO DOS GRUPOS.....	54
4.5	PROCEDIMENTOS PRÉ-OPERATÓRIOS.....	57
4.6	PROCEDIMENTOS CIRÚRGICOS.....	59
4.7	PÓS-CIRÚRGICO	63
4.8	EUTANÁSIA DOS ANIMAIS E OBTENÇÃO DAS AMOSTRAS.....	63
4.9	PROCESSAMENTO DAS AMOSTRAS	65
4.10	PREPARO DAS LÂMINAS HISTOLÓGICAS.....	67
4.11	OBTENÇÃO DAS IMAGENS HISTOLÓGICAS	75
4.12	ANÁLISE HISTOMORFOMÉTRICA.....	75
4.13	ANÁLISE ESTATÍSTICA	81
5	RESULTADOS	83
5.1	DADOS CLÍNICOS E PONDERAIS	85
5.2	ANÁLISE HISTOLÓGICA.....	87
5.3	ANÁLISE DO BIC E BA.....	99
6	DISCUSSÃO	103
7	CONCLUSÕES	113
	REFERÊNCIAS	117
	ANEXOS	135

1 INTRODUÇÃO

1 INTRODUÇÃO

Os implantes se tornaram uma opção efetiva e segura de substituição de elementos dentários perdidos, com isso a sua utilização passou a ser empregada em tratamentos reabilitadores de pacientes edêntulos totais, parciais e em casos de perdas unitárias, evitando-se assim, o desgaste de estruturas sadias adjacentes aos espaços ausentes (PEGORARO et al., 2013). Os pacientes que optam por este tipo de tratamento apresentam melhores condições estéticas, fonéticas, funcionais e psicológicas.

Um pré-requisito fundamental para o sucesso dos implantes dentários é a osseointegração, a qual é o íntimo contato entre osso e implante, sem interposição de tecido conjuntivo, sendo observada através de microscopia óptica (ALBREKTSSON; JACOBSSON 1987; ALBREKTSSON 1995; SENNERBY 1992). Devido a isto, a avaliação quantitativa da superfície entre osso e implante é imprescindível em estudos envolvendo osseointegração (ALBREKTSSON; SENNERBY 1990), pois, através destes, podemos obter resultados fidedignos do comportamento dos implantes (LINDER 1983 e 1989). Há também alguns fatores que facilitam a integração do metal com o osso vivo, tais como o desenho e superfície do implante, o material, o tipo ósseo existente na região, a técnica cirúrgica cuidadosa e a ausência de processos inflamatórios (ALBREKTSSON et al., 1981).

O material mais usado na implantodontia é o titânio comercialmente puro (Ticp), que apresenta características estáveis e biocompatíveis, com excelente integração ao tecido ósseo (BRANEMARK 1969). A American Society for Testing and Materials (ASTM, 1976) classifica o Ticp em quatro graus, sendo o titânio grau 4 o que possui uma resistência mecânica maior que os demais.

Outro fator também importante, e que apresentou um aumento do número de pesquisas, são os tratamentos de superfícies de implantes, que vêm sendo desenvolvidos por várias empresas, visando acelerar o fenômeno de osseointegração (BUSER et al., 2004; ELLINGSEN et al., 2004). Além de acelerar a osseointegração, acredita-se que as superfícies modificadas apresentam outros

benefícios, como minimizar o tempo de espera para instalação de prótese, agilizar a maturação e crescimento ósseo, impossibilitar justaposição de tecido fibroso entre osso e metal. Atraem células formadoras de osso novo, obtendo uma extensão maior de osseointegração e formam um arranjo na superfície que concede a retenção do coágulo. Isa et al. (2004), relatam que o aprimoramento das superfícies modificadas ocorre devido às células ósseas sofrerem atuação dessas superfícies dos implantes, fazendo com que as células indiferenciadas se direcionem para a superfície dos implantes e se diferenciem em osteoblastos, acelerando o reparo e elevando o potencial osteocondutor. Logo, Carvalho et al. (2009) classificaram os implantes com tratamento de superfície de titânio em grupos: Superfícies Usinada; superfícies Macrotextrizadas; superfícies Microtexturizadas; superfícies Nanotextrizadas; superfícies Biomiméticas. Dentre as superfícies microtexturizadas há um tratamento de superfície com jateamento de partículas e ataque ácido, que aumenta a osteocondução através da rugosidade que é formada no implante, de forma uniforme (JINDAL et al., 2012).

Buser et al. (2004) observam que as propriedades da superfície dos implantes que se destacam são: a topografia, a composição química, a carga de superfície e molhabilidade, a qual vem ganhando bastante espaço nas pesquisas científicas, por não ter sua característica de atrair células para a superfície esclarecida na literatura. Todavia existem algumas hipóteses, sendo uma delas a característica hidrofílica proporcionar uma interação entre a superfície dos implantes com o meio.

Além de modificações nas superfícies, os implantes mudaram também sua geometria externa, seu comprimento e diâmetro. A mudança no desenho do implante ocorreu pelos diferentes tipos ósseos que podem haver, variando do tipo I ao IV, podendo ser mais compactos ou mais esponjoso (JAFFIN et al., 1991; SAADOUN 1991). A reabsorção em altura que ocorre de forma fisiológica devido à ausência de dentes, juntamente com a presença de estruturas anatômicas como pneumatização dos seios maxilares e o canal mandibular, reduzem o volume ósseo em altura na região posterior (MISCH 1993; STAR 2001) e justificam a implantação de implantes cada vez mais curtos. Além da reabsorção em altura, existe a reabsorção em espessura ou largura, cujo o osso muda sua geometria e o seu volume, o que justifica o surgimento de implantes com diâmetros mais estreitos. Esses implantes são indicados também para diâmetro cervical estreito e sua

utilização depende de alguns fatores, como o tipo de edentulismo, o volume do osso residual, a avaliação do espaço protético que será reconstruído, o perfil de emergência e o tipo de oclusão (DEGIDI et al., 2008). Em contrapartida especula-se que a estabilidade mecânica pode ser reduzida, aumentando a possibilidade sobrecarga e fratura (VIGOLO; GIVANI 2000).

Apesar de numerosos estudos que avaliam os implantes existirem, ainda há muitas dúvidas acerca dos mesmos, tais como a eficácia a longo prazo dos implantes estreitos e curtos, e sobre quais seriam os melhores tratamentos de superfície.

2 REVISÃO DE LITERATURA

2 REVISÃO DE LITERATURA

Para melhor compreensão do texto, a revisão de literatura foi dividida em seções abordando os diferentes tópicos: osseointegração, titânio, tratamento de superfície, implantes estreitos e implantes curtos.

2.1 OSSEOINTEGRAÇÃO

Os implantes dentários vêm ganhando destaque na odontologia, por serem uma modalidade que objetiva substituir elementos dentários ausentes, sem comprometer os dentes adjacentes a essa área, portanto, além de tornar o tratamento mais conservador, conseguem restabelecer funções, as quais são básicas para todo tratamento, como estética, fonética e função mastigatória (MELLILI et al., 2011; RASHID et al., 2011; GECKILI et al., 2012). Todavia, esse sucesso dos implantes só é garantido pelo fenômeno da osseointegração, que é determinado pelo íntimo contato entre osso e implante (ALBREKTSSON et al., 1981).

Apesar de a observação da eficiência do implante ter sido feita em 1952 por Branemark, os primeiros relatos de sucesso foram divulgados anos depois (BRANEMARK 1969), através de um estudo realizado com cães que tiveram seus dentes posteriores extraídos de um dos hemiarcos. Foi aguardado o tempo de cicatrização e, logo após, foram instalados os implantes de titânio, contendo 4 mm de diâmetro e 10 mm de comprimento, esperando-se o período de 3 a 4 meses para a instalação de próteses parafusadas sobre os implantes. Após 5 anos de acompanhamento, as análises radiográficas e histológicas revelaram que a estabilidade da prótese e do implante ainda estavam mantidas, e que a separação entre implante e osso só era possível com a fratura de uma das duas estruturas.

Em 1982, Donath; Breuner apresentaram uma metodologia nova para avaliar a interface osso e implante, através da descalcificação do osso e imersão em resina acrílica, em que as peças eram cortadas e desgastadas, para então serem avaliadas. Os implantes instalados em animais e, após sua retirada, eram

manipulados através de uma máquina de serra para madeira, ao invés de lâmina de serra, possuía lâmina diamantada, cortava as peças com refrigeração abundante, juntamente com uma máquina que funcionava por vácuo ou pressão, fabricada por Struers Scientific Instruments (Copenhague), ao modo que as amostras com espessura de 10 e 15 micrometros pudessem avaliar a osseointegração através de microscópio óptico.

Hansson; Albrektsson; Branemark, em 1983, através de estudos realizados em animais, descreveram sobre a área de contato entre osso e implante. Foi observado que os implantes se integravam ao tecido ósseo animal, pois a separação das partes não poderia ser realizada sem danificar uma das estruturas, bem como ausência de infiltrado inflamatório, tecido necrosado e fibroso em contato e distantes da superfície dos implantes. O tecido ósseo neoformado preenchia as roscas, mesmo se elas estivessem introduzidas em osso medular, apresentando também uma remodelação óssea, osteoblastos e feixes de colágenos ao redor dos implantes, demonstrando que o implante tem características biocompatíveis e favoráveis ao organismo.

Com o intuito de ratificar o sucesso clínico imposto por Branemark, foi desenvolvido um estudo de revisão (ALBREKTSSON; JACOBSSON 1987) no qual se verificou o método de acompanhamento e aspectos importantes desse fenômeno. Novamente a integração da interface osso e metal foi apontada como responsável pelo sucesso dos implantes, porém outros fatores também foram considerados importantes para a osseointegração, como, por exemplo, desenho e superfície do implante, o material, o tipo ósseo existente na região, a técnica cirúrgica cuidadosa e a ausência de processos inflamatórios (ALBREKTSSON et al., 1981).

Atualmente, existem dois tipos de materiais utilizados para fazer o implante, o titânio e a cerâmica. Os implantes de cerâmicas são compostos por zircônia ou zircônia-alumínio, cuja implementação se deu em 2005 devido a alguns casos mostrarem o metal na região cervical, tornando o caso com estética pobre, uma vez que sua indicação era restrita à substituição de dentes unitários. Como resultado, os autores afirmaram que, se aliado a uma prótese de cerâmica, o tratamento apresentaria uma translucidez bastante favorável (SENNERBY et al., 2005; QUAN et al., 2008), embora esses materiais ainda estejam sendo estudados para que se

possa afimar a sua eficiência a longo prazo.

Martins (2013), fez um estudo procurando verificar as respostas de osseointegração através do contato osso implante e da área de osso dos implantes de titânio e os de cerâmica, através da implantação de 20 implantes, sendo 10 de titânio e 10 de zircônia reforçada por ítria, nas tíbias de 20 coelhos. Foram aplicados marcadores ósseos nos animais, após a instalação dos implantes, tetraciclina (14 e 21 dias), alizarina (28 e 35 dias) e calceína (42 e 49 dias), sendo que, ao final de 56 dias, os animais sofreram eutanásia e os implantes foram coletados e processados histologicamente. Com relação ao BIC, a média dos grupos foi 47,8% e não apresentaram diferenças estatísticas significantes, para o BA, o titânio apresentou área de osso novo maior (0,33) que os implantes de cerâmica.

Alguns trabalhos foram realizados tentando relatar a resposta tecidual precoce dos implantes, Sennerby et al. (1992) instalaram em tíbias de coelho implantes de titânio e os animais sofreram eutanásia em vários períodos diferentes: 3, 7, 14, 28, 42, 90 e 180 dias. O terceiro dia apresentou fragmentos de osso entre implante e osso, juntamente com eritrócitos e células inflamatórias. No sétimo dia foram verificados botões de capilares e células mesenquimais indiferenciadas. Após o décimo quarto dia, foram descritas remodelações do osso já existente e fibras contornando o implante. Já no vigésimo oitavo dia houve substituição de tecido fibroso por osso. Com quarenta e dois dias surgiram os contatos entre o tecido ósseo neoformado e o implante, com características de densidade semelhante ao osso trabecular. Finalmente, com noventa e cento e oitenta dias, houve uma aderência do implante e do osso de forma que o osso novo já tinha mineralizado, confundindo-se com o osso já existente.

O processo de osseointegração acontece após uma fase inflamatória inicial e uma alteração no ambiente que circunda o osso, para que, então, esse osso encontre a superfície do implante (BRYINGTON et al., 2014). Por isso, muitos estudos vêm avaliando o BA (área de osso novo), que seria a resposta do osso novo ao redor dos implantes, podendo esta metodologia ajudar a decifrar se o implante é osteocondutor histomorfométricamente (BRANEMARK et al., 1997; BRANEMARK et al., 1998; CAR 2000; LOURENÇO 2002; WATZAK et al., 2004; THERHEYDEN et al., 1999; SCHWARZ et al., 2007; RIBEIRO et al., 2009; SHIN 2010; ANITUA 2014;

MOHAMMADI 2003; BALLO et al., 2014).

Os osteoblastos desenvolvem um papel importante para a osseointegração, possuem origem mesenquimal, com forma cuboide, são responsáveis pela produção de parte orgânica da matriz como o colágeno e as proteoglicanas, e se dispõem na superfície óssea com uma camada única de células mononucleadas, e seus prolongamentos citoplasmáticos se unem com os demais osteoblastos (PERROTI 2007; TEN CATE 2013; SIMION et al., 2015). A partir do momento que os osteoblastos são envolvidos pela matriz óssea recém-sinterizada, passam a ser chamados de osteócitos. Os osteócitos são células muito importantes para manutenção da matriz óssea, possuem prolongamentos que têm a capacidade de transportar nutrientes e metabólicos, e se apresentam na forma de células achatadas ou estreladas (JUNQUEIRA; CARNEIRO 1985; TEN CATE 2013; PERROTI 2007).

Além da análise histomorfométrica de BIC e BA (SCHWARZ et al., 2007; LAI et al., 2009; LANG et al., 2011, SCHLEGEL et al., 2011), os trabalhos atualmente envolvem outros testes, como torque de remoção (FERGSSON et al., 2006), taxas de sucesso (GANELES et al., 2008), análise de frequência de ressonância (OATES et al., 2007), análise e, recentemente, teste de expressão gênica *in vitro* (WALL et al., 2009; DONOS et al., 2011).

2.2 TITÂNIO

O titânio é um material amplamente utilizado para cirurgias ortopédicas e maxilofaciais (BUSER et al., 1996), por ser um material de peso leve, possuir alta resistência à corrosão, excelente biocompatibilidade e propriedades mecânicas apropriadas (IDA et al., 1985 e NAKAJIMA; OKABE 1996). Todavia, as propriedades mecânicas deste material podem ser danificadas durante a fundição, seja ela pela reação química entre o titânio fundido, o material de investimento ou o oxigênio (GUILIN et al., 2007).

Kasemo et al. (1988) pesquisaram as propriedades superficiais do titânio comercialmente puro, verificando alguns aspectos como preparo dos implantes,

cristalografia da superfície, as variabilidades de união, processos e composições químicas entre osso e implante. No final do estudo foram observadas interações químicas da superfície óssea com o implante, sendo essa característica peculiar dos implantes determinada segundo os autores pelos óxidos presentes na superfície do implante e não pelas propriedades químicas do titânio.

Esses óxidos são formados a partir de elétrons reativos, o $Ti_{2}O_3$ constituído de duas fases, sendo a fase α estrutura atômica hexagonal estreita, cuja temperatura é de 883°C e a fase β , uma estrutura cúbica de corpo centralizado, cuja temperatura seria mais elevada (MC CRACKEN et al., 1999).

A classificação do titânio comercialmente puro feita pela Sociedade Americana de Testes e Materiais (ASTM), juntamente com a Japan Industrial Standards (JIS), foi realizada com base na quantidade de elementos intersticiais: quanto maior o teor de oxigênio, maior é o grau de titânio, desta forma existem quatro graus de titânio de acordo com a fase alfa 1, 2, 3 e 4, havendo na constituição de todos esses tipos de titânio, Nitrogênio, Carbono, Oxigênio e Alumínio, que estabelecem a fase α (MC CRACKEN et al., 1999).

Existe também dentro literatura uma outra liga de Titânio alumínio-vanádio ($Ti6Al4V$), também conhecido por titânio grau 5. É um material bastante utilizado nas indústrias aeroespaciais, automobilística e aeronáutica, constituído de manganês, cromo, ferro e vanádio, que são estabilizantes da fase β e o alumínio estabilizador α . (CASAVOLA et al., 2011), desempenhando uma procura de 50% do comércio do titânio (POLMEAR 1989). Abaixo, na tabela 1, pode-se observar a quantidade de cada elemento nos cinco tipos de graus.

Tabela 1. Classificação dos graus de pureza do Ticp e do Ti6Al4V

Elemento	Grau I	Grau II	Grau III	Grau IV	Grau V
Nitrogênio	0,03	0,03	0,05	0,05	0,03
Carbono	0,08	0,08	0,08	0,08	0,08
Hidrogênio	0,010-0,015	0,010-0,015	0,010-0,015	0,010-0,015	0,015
Ferro	0,20	0,30	0,30	0,50	0,30
Oxigênio	0,18	0,25	0,35	0,40	0,25
Alumínio	-	-	-	-	5.5-6.5
Vanádio	-	-	-	-	3.5-4.5
Titânio	Balanço	Balanço	Balanço	balanço	balanço

Fonte: Manera et al., 2009 e Casavola et al., 2011.

De acordo com Maia (2001), Manera et al. (2009) e Baía (2011), o Ticp grau 1 é facilmente trabalhado a frio e possui alta condutibilidade térmica, porém apresenta resistência mecânica menor que os demais tipos de Ticp, por possuir menor quantidade de oxigênio (0,18%) e menor quantidade agente endurecedor (ferro). O Ticp grau 2 possui como principal característica a alta resistência à corrosão, condutibilidade térmica, flexibilidade e densidade baixa. O Ticp grau 3 apresenta maior resistência que os anteriores, com condutibilidade severamente menor. Já o Ticp grau 4 tem o maior teor de oxigênio (0,40%) e possui uma alta resistência, sendo considerado melhor nesse aspecto. Já o Ti6Al4V tem características de leveza, alta resistência mecânica e com característica de ser endurecível por precipitação.

Em um estudo feito por Baía (2011), instalou-se 30 implantes cone morse, da marca neodent nas tíbias de coelhos, sendo 15 destes implantes Ticp grau 4 (Drive) e os demais 15 de Ti6Al4V (Facility), sendo posteriormente avaliados com relação ao BIC (contato osso implante) e BA (área de osso) através de marcador osséo (Calceína) no período de 14 dias. Como conclusão, a autora afirma que os implantes possuíram respostas biológicas semelhantes tanto para o BIC, quanto para o BA, não havendo diferenças estatísticas entre os grupos.

Em outro estudo recente, Quirynen et al. (2014) avaliou o titânio grau 4 com um titânio-zircônio, comparando as alterações de nível ósseo, parâmetros de tecidos moles, sucesso do implante e sobrevivência. Foram instalados dois implantes em cada mandíbula desdentada de 91 humanos, os quais, após o período de 6-8 meses, receberam próteses do tipo overdentures removíveis, sendo os parâmetros de avaliação avaliados até 36 meses. Não foram encontradas diferenças significativas entre os dois tipos de implantes para a mudança de nível do osso, os parâmetros de tecidos moles, a sobrevivência e sucesso.

2.3 TRATAMENTOS DE SUPERFÍCIE DE IMPLANTES

Em estudo retrospectivo publicado em 1991, realizado por Jaffin e colaboradores, foram analisadas as respostas de implantes lisos perante os quatro tipos de osso, tipo I que seria um osso mais compacto e homogêneo, tipo II um osso trabecular circundado por uma camada de osso cortical espessa, tipo III osso cortical fino circundado por osso trabecular e tipo IV uma fina camada de osso cortical, circundando o osso trabecular com baixa densidade (LEKHOLM; ZARB 1985). Como resposta, eles observaram 3% de perda dos implantes que foram implantados em ossos tipo I, II e III, porém, no osso tipo IV, a perda foi de 35%, ou seja, dependendo da qualidade do tecido ósseo que é reabilitada pode haver diferentes prognósticos. Um estudo similar foi feito por Quirynen et al. (1992) que ratificou a conclusão do primeiro trabalho.

Devido à evidenciação na literatura sobre o fracasso de implantes com a superfície lisa em ossos com densidade baixa, a implantodontia vem sofrendo mudanças ao longo dos últimos anos. Um dos aspectos atuais que vêm sendo modificado e amplamente pesquisado pelas indústrias e pelo meio acadêmico é o tratamento de superfície, que visa acelerar a formação de osso novo em contato com o implante e estimular o osso já existente, aumentando a resistência deste contato, o que contribui para a estabilidade primária e distribuição de cargas, fatores relevantes para o sucesso da osseointegração. O principal objetivo da maior compreensão desta tecnologia é proporcionar um tratamento curto e bem sucedido para os pacientes, principalmente aqueles que possuem osso menos denso (Tipo

IV), através da existência de uma área de superfície maior (CARVALHO et al., 2009; ROSA et al., 2008). Apesar de a probabilidade de ancoragem primária em osso do tipo IV ser pequena, existem outros fatores que darão esse suporte, como desenho do implante e a utilização de biomateriais (MARTÍNEZ et al., 2001), sendo que alguns biomateriais metálicos também estão recebendo tratamento na superfície com a finalidade de aprimorar sua resistência à corrosão, biocompatibilidade e a propriedade de desgastes (PATTANAİK et al., 2012). Alguns estudos com tratamento de superfície concluíram que esses implantes têm maior estabilidade primária e secundária (CALVO-GUIRADO et al., 2010).

Carvalho et al. (2009) em uma revisão de literatura, através da análise de 36 artigos que foram publicados nos últimos 27 anos, procuraram verificar o efeito de diferentes tratamentos de superfícies na osseointegração, no biomecanismo de distribuição de cargas e no sucesso a longo prazo. Concluído que os tratamentos de superfícies com rugosidade têm características biomecânicas melhores e um contato osso e metal superior.

Seguindo uma linha parecida, Pattanaik et al. (2010) fizeram uma revisão sistemática para investigar as mesmas características de Carvalho et al. (2009), os efeitos da osseointegração e a biocompatibilidade de tratamentos de superfícies. Atráves do PubMed palavras-chave correlacionadas a tratamentos de superfícies foram utilizadas, entre o ano de 1990 e 2009, sendo 115 artigos selecionados. As respostas ósseas foram favoráveis em todos os casos de superfície tratada. Pequeno número de estudos avaliou os implantes recebendo carga, sendo que os mais antigos mantinham o foco em pesquisas com implantes de superfícies rugosas, o que vem mudando e, atualmente, mantém o foco nas quimicamente tratadas.

Para Carvalho et al. (2009) os implantes de titânio são classificados de acordo com sua superfície nos seguintes grupos: Usinadas, Macrotextrizadas, Microtexturizadas, Nanotextrizadas ou Biomiméticas.

a) Superfícies Usinadas

São aquelas que não apresentam superfície lisa, pelo contrário, o metal passa por um processo de corte ou usinagem, formando, assim, ranhuras micrométricas na superfície do implante, com valor médio de rugosidade entre 0,53

e 0,96 μm (TEIXEIRA et al., 2001; SYKARAS et al., 2000). Tal processo facilita a aderência de células, a formação matriz protéica e direciona células osteoblásticas.

b) Superfícies Macrotexturizadas

São aquelas em que as superfícies dos implantes são texturizadas por adição de spray de plasma, através de partículas de titânio (Spray de plasma de titânio – SPT) com média de espessura de 10 a 40 μm (KLOKKEVOLD et al., 1997; CORDIOLI et al., 2000), fosfato de cálcio (Spray de plasma de hidroxiapatita – SPH) com média de espessura de 50 a 70 μm (LONDON et al., 2002), por partículas de diâmetros diferentes com rugosidade média variada de 1,20 a 2,20 μm (IVANOFF et al., 2001) ou por feixes a laser.

b.1) Spray Plasma de Titânio (SPT)

Trata-se da injeção de pó de titânio na superfície do metal, por intermédio de uma pistola de plasma (o quarto estado da matéria), elevado a níveis altos de temperaturas, aumentando a superfície do implante por apresentar 7 μm de rugosidade superficial (KLOKKEVOLD et al., 1997; CORDIOLI et al., 2000; GUÉHENNEC et al., 2007).

Foi introduzido no mercado em 1974 (BUSER et al., 2000). O fato de a sua rugosidade ser maior que 2 μm é visto como uma desvantagem para essa superfície, pois aumenta a probabilidade de haver uma contaminação bacteriana, sendo que rugosidades entre 0,5 e 2 μm benéficas para o processo de neoformação óssea (GRANATO et al., 2008).

b.2) Spray de plasma de hidroxiapatita (SPH)

Trata de uma pulverização da hidroxiapatita na superfície do metal, em elevadas temperaturas também, de forma homogênea. Todavia, há a probabilidade da hidroxiapatita se alterar devido às características da temperatura, sendo além disso, o custo elevado do material tido como uma desvantagem do seu uso (LONDON et al., 2002 e SILVA et al., 2002).

b.3) Jateamento de partículas com diâmetros diferentes

Trata-se de outro procedimento de texturização da superfície, por meio de abrasão e subtração, através da deposição de partículas com diâmetros variáveis que são jateadas com uma distância, pressão e tempo adequado, sendo as partículas de óxido de titânio (TiO_2), silício, vidro e óxido de alumínio (Al_2O_3) (IVANOFF et al., 2001 e GOTFREDSEN 2001)

b.4) Modificação por feixe a laser

Nessa modalidade, a superfície de metal é modificada somente por um feixe de laser irradiado, sendo um processo puro (GUASTALDI et al., 2005). Caracteristicamente são estimuladas por feixes que seguem um padrão, sendo fácil de reproduzir, limpo e com custo acessível.

Segundo FERRARIS et al. (2011) os tratamentos de superfície com alterações por feixes de laser e plasma spray estão caíndo em desuso por suas macrorugosidades influenciarem, de forma negativa, a estabilidade primária, fator este muito importante para a neoformação óssea em contato com o implante.

c) Superfícies Microtexturizadas

É uma modalidade dos tratamentos que também promove a texturização da superfície, de maneira micrométrica. Dividi-se em três tipos: ataque ácido, jateamento com ataque ácido e jateamento de óxido de alumínio (AL_2O_3).

c.1) Ataque ácido

É um tratamento de superfície que promove sua texturização por subtração, tendo rugosidade média de $1,30\mu\text{m}$ (JENSEN 1998; SYKARA et al., 2000), podendo ser de ácido clorídrico (HCl), ácido sulfúrico (H_2SO_4), ácido fluorídrico (HF), ácido nítrico (HNO_3). Martínéz González et al. (2006) estudaram o torque de remoção de implantes com tratamento ácido, os quais inicialmente receberam ácido fluorídrico e, em seguida, uma mistura de ácido fluorídrico e nítrico. No estudo foram instalados 12 implantes nas tíbias de cães, os quais foram divididos em dois grupos: um com implantes de 8 mm e outro com implantes de 10 mm. Realizou-se a eutanásia em dois períodos: após 6 semanas foram removidos os primeiros 6 implantes e, após 12

semanas, os outros 6 restantes. Como resultado, os autores observaram que, no primeiro período, o torque de remoção dos implantes de 8 mm foi de 79,7 N.cm e 115 N.cm para os de 10 mm. Já no segundo período foi de 101,2 e 139,7 N.cm para os implantes de 8 e 10 mm, respectivamente. A partir destes dados, concluíram que o uso de tratamento ácido é bastante eficaz e sugestionam a possível utilização em carga imediata.

Outro estudo realizado por Ciotti et al. (2007) sobre implantes com a superfície tratada por ataque ácido duplo corrobora o mencionado anteriormente, revelando uma mudança micromorfológica desta superfície, tornando-a rugosa e facilitando a deposição de osso novo, de modo a proporcionar, assim, uma área de contato maior entre a interface implante e osso.

Tabassum et al. (2010) avaliaram a biomecânica do efeito da rugosidade da superfície de implante usinados e tratados com ácido, na estabilidade primária. Foram inseridos 160 implantes em blocos de poliuretano, com densidade semelhante ao osso trabecular, que equivale a 0,48 g/cm³ em uma lâmina de 0,0 a 2,5 mm, para simular o osso cortical. Logo, foram encontrados valores maiores de torque, quando a espessura da cortical era maior, em tratamentos de superfície ácido quando comparados com os implantes usinados.

c.2) Jateamento e ataque ácido

É a combinação destes dois procedimentos, em que o implante passa pelo processo de jateamento e, depois, de ataque ácido (WILKE et al 1990). Segundo Mendonça et al. (2009), essas superfícies aumentam os genes marcadores do processo de diferenciação de osteoblastos, ampliando, em seguida, os níveis de diferenciação de osteoblastos e, também a deposição de matriz mineralizada, ou seja elevam a expressão dos genes ALP, Runx₂ e BSP, respectivamente.

Em uma pesquisa realizada por Guo et al. (2007), na qual se comparou a expressão do gene osteoindutivo no uso de dois tipos de tratamento da superfície de implantes, um grupo obtinha jateamento de dióxido de titânio e o outro jateamento de dióxido de titânio e ácido hidrofúorídrico, sendo esses os implantes de titânio comercialmente puro, instalados em tibia de rato. As células foram cultivadas por um período de 1-14 dias. Do 1º ao 7º dia foi observada uma diferença estatística na

ocorrência de Osterix e Runx2, os quais seriam genes que auxiliam na diferenciação de osteoblastos e facilitam a formação óssea, sendo, nesse caso, os implantes tratados com jateamento e ácido superiores aos que só receberam jateamento. Contudo, em relação ao gene BSP responsável pela mineralização da matriz, ambos obtiveram relevância estatística. Logo, as superfícies tratadas com jateamento e ácido fluorídrico aumentaram a aderência de células, resultando em uma superfície osteoindutora e com níveis de expressão gênica elevada.

Estudo semelhante foi realizado por Orsini et al. (2012). Nesse também foram instalados implantes com superfície jateada e implantes com superfície jateada e com ataque ácido. Como resultado, o autor afirma que a superfície jateada e tratada com ácido obteve um comportamento osteocondutor melhor que aquelas superfícies jateadas apenas. A primeira retém um coágulo menos denso de sangue, que é substituído facilmente, de forma mais precoce e guiando uma camada da superfície condicionada, promovendo a deposição óssea na superfície do implante e diferencia as células osteogênicas.

Segundo Kim et al. (2008), as superfícies tratadas com a combinação de jateamento, seguido por imersão em condicionamento ácido vêm a proporcionar características bastante benéficas para a osseointegração e sobre a biocompatibilidade. Apesar de haver uma certa diminuição no valor de rugosidade após este processo, as crateras ficam em torno de 1-2 μm de diâmetro.

c.3) Jateamento de óxido de alumínio e ataque ácido

Segundo Cordioli e Piatelli (2000); Orsini et al. (2012) e Ferraris et al. (2011) existe uma alteração química na superfície por parte do jateamento de óxido de alumínio, tornando o implante rugoso e capaz de atrair células osteoblásticas. Após o jateamento, algumas partículas ficam presas na superfície e as mesmas são removidas através de um ultrassom, para, então, passarem pelo processo de banho em soluções com ácidos. O resultado destas modificações na superfície proporcionarão uma superfície homogênea, capaz de reter células osteogênicas e de ativar a superfície. A sua espessura fica em torno de 1,30 μm de superfície média, sendo que os ácidos utilizados para este processo, assim como o diâmetro das partículas podem mudar de acordo com o modo de fabricação estabelecido pela

empresa que confecciona esses implantes.

As partículas de óxido de alumínio remanescentes na superfície após o jateamento, segundo Júnior et al (2007), podem proporcionar uma mudança na composição química dos implantes devido às trocas iônicas. No seu estudo foram verificados restos de alumina em implantes que não sofreram osseointegração, e essa falha os autores correlacionam com a presença de alumina.

d) Superfície Nanotexturizada

São aqueles implantes que apresentam aumento da espessura de óxido de titânio em sua superfície, levando, por técnica eletroquímica à formação de poros abertos e irregulares de 1 – 2 μm , semelhante a crateras. Desta forma, há melhor garantia quanto a orientação das células e adesão, acelerando, assim, a osseointegração (HALL; LAUSMAA 2000; AL-NAWAS et al., 2008). É uma superfície que precisa de mais estudos para ter maiores esclarecimentos (LIN et al., 2012), porém vem apresentando alto grau de molhamento e in vitro apresentou atração de células que formam osso novo, com um potencial osteoindutor elevado.

e) Superfície Biomimética

A deposição de fosfato de cálcio na superfície do implante formando porosidade é chamada de superfície bioativa, por possuir características osteoindutoras, segundo De Groot et al. (1987) e Gil et al. (2013). O processo de formação desses implantes inclui precipitação de fosfato de cálcio sobre o implante, através da imersão em um plasma, permanecendo por vários dias (KOKUBO et al., 1996; CALIXTO DE ANDRADE 2002).

MOLHAMENTO

Segundo Albrektsson (1981); Buser et al. (2004) e Stanford (2010) a topografia, rugosidade, energia superficial, o molhamento e a composição química, com a presença de compostos não metálicos e metálicos, junto com a espessura de óxido de titânio, são as propriedades mais importantes da superfície. A adsorção de proteínas, o desenvolvimento das células próximas à superfície e a interação entre estas células e o metal são processos de suma importância, afetados por essas

propriedades superficiais, para que o implante obtenha seu papel brilhantemente (RATNER 1996; WENNERBERG 1995).

De acordo com Buser et al. (2004) o entendimento sobre como a propriedade de molhabilidade (Energia de superfície) atrai células ainda não está estabelecido na literatura, embora haja algumas suposições. Uma delas é que a molhabilidade influencia nas interações do meio com o metal. As proteínas, lipoproteínas e peptídeos (moléculas orgânicas), assim como o cálcio e o fosfato (moléculas inorgânicas) são atraídas a partir do sangue para a superfície TiO_2 hidratado ou hidroxilado. Devido a isso, interações eletroestáticas entre os aminoácidos de carga positiva e o implante com carga negativa podem ocorrer, assim como com os aminoácidos de carga negativa com pontes de hidrogênio que foram absorvidos pela superfície do implante previamente. Uma rede de fibrina tem sido relatada como fixadora de osteoblastos. Outra hipótese (RUPP et al., 2006; DONOS et al., 2011) seria a retirada de uma quantidade de carbono da superfície com a manutenção deste implante imerso em solução isotônica de NaCl, tornando ainda maior a interatividade celular com o implante.

O molhamento é uma propriedade com grande destaque na implantodontia atual e se correlacionada com a Energia de Superfície. A molhabilidade pode ser melhorada com uma camada mais extensa de óxido de titânio feita por hidroxilação ou hidratação. A superfície molhada também é chamada de hidrofílica, por possuir afinidade pela água e tem como principal característica influenciar o grau de contato entre o meio fisiológico e a superfície do implante (BORNSTEIN 2009; TEXTOR 2001).

Fergusson et al. (2006) e Hyrakawa et al. (2012) afirmam que há um melhoramento da interação entre superfície e sangue presente no momento da instalação do implante, aumentando a deposição de proteínas ao redor do implante, fator determinante para o início da osteogênese, acelerando a osseointegração e aumentando o contato osso e implante. As mudanças químicas (que ocorrem através de exposição a radiação ultravioleta, imersão em soluções isotônicas de NaCl e eliminação de carbono da superfície) e as mudanças físicas (que ocorrem com o aumento da rugosidade) do titânio têm sido relatadas como quebra de tensão superficial de fluidos.

Estudos in vitro caracterizaram a produção de osteocalcina e osteoprotegerina, o que acaba comprovando o fenótipo osteoblástico em implantes que são estimulados por substratos hidrofílicos e com topografia microestruturada de titânio. A superfície rugosa que possui molhabilidade regula a produção de fator de crescimento endotelial vascular, promovendo a osseointegração (OLIVARES-NAVARRETE et al., 2010).

IMPLANTE NEOPOROS

Segundo a empresa NEODENT®, os implantes NeoPoros recebem jatos de zircônio controlados quanto à sua velocidade, pressão, direção e tamanho das partículas que encontram a superfície dos implantes, sendo que essas partículas criam rugosidades de 2,5 e 5,0µm em média, e formam pequenas crateras no mesmo. Após essa etapa, esses óxidos são removidos através de um ultrassom e os implantes passam por imersão em ácido, a fim de remover resíduos de óxidos e tornar a superfície rugosa uniforme. Esses implantes são considerados hidrofóbicos.

IMPLANTE ACQUA

A empresa NEODENT® revela que a hidrofilicidade da superfície acqua é obtida através de uma ativação físico-química, estimulada pela diferenciação de células sobre as superfícies que recebem jateamento e ataque ácido, mudando uma superfície que tinha cargas negativas, como a camada de óxido de titânio, para uma superfície com cargas positivas. Contudo, sem modificar a rugosidade nem a topografia desta superfície. Sendo assim, a ligação entre o metal e a proteína-célula será dependente de pontes de cátions divalentes de cálcio do próprio organismo (RUPP et al., 2011; GITTENS et al., 2011).

2.4 SUPERFÍCIES HIDROFÓBICAS COM JATEAMENTO E ÁCIDO X SUPERFÍCIES HIDROFÍLICAS COM JATEAMENTO E ÁCIDO

Bornstein et al. (2008) realizaram um estudo experimental em mandíbula de cães, com o objetivo de comparar implantes que tinham superfície jateada e que

recebiam ataque ácido, com implantes que também tinham passado pelo mesmo processo, porém, com tratamento que os deixavam hidrofílicos, os implantes ficaram instalados por duas semanas. O grupo de implantes que obtinha a propriedade de superfície molhada apresentou maior contato osso e implante. Corroborando com este estudo, Degidi et al. (2009) relataram melhor contato osso-implante no uso de implantes hidrofílicos do que hidrofóbicos em pacientes após 4 semanas de instalação.

Um estudo realizado em cobaias por Buser et al. (2004) avaliou implantes SLA com implantes SLA modificado (SLAactive), os quais possuem fabricação semelhante aos implantes Neoporos e Acqua, respectivamente. Nesse estudo eles revelam que as caracterizações das superfícies são semelhantes e que histologicamente os implantes hidrofílicos apresentaram BIC (contato osso-implante) maior na segunda e quarta semana, porém, após oito semanas, não houve diferença estatística entre os grupos. Devido a esse fato os autores supõem que o tempo de cicatrização pode ser diminuído devido à aposição óssea de implantes hidrofílicos.

Em um estudo realizado por Bornstein et al. (2008) demonstrou-se a aposição óssea de implantes hidrofílicos comparados com hidrofóbicos, através de análise histológica e histomorfométrica realizada em cães que tiveram seus pré-molares e molares extraídos, e, após um período de 6 meses, cada lado da mandíbula recebeu seis implantes dentários, distribuídos de forma aleatória. O BIC apresentou um percentual maior em implantes hidrofílicos após as duas primeiras semanas, entretanto esta evidência não foi observada após 4 semanas.

Ferguson et al (2006) avaliaram torque de remoção e resistência de cisalhamento de implantes hidrofóbicos e hidrofílicos em cobaias durante três períodos distintos (com 2, 4 e 8 semanas de instalação dos implantes). Os torques de remoção da superfície hidrofílica eram, a qualquer momento, significativamente mais elevados (8–21%; $p = 0,003$) do que os hidrofóbicos. E em relação à resistência ao cisalhamento, a superfície hidrofílica apresentou porcentagens entre 9 e 14% superior que as superfícies hidrofóbicas.

Mendonça et al. (2013) reportaram o efeito da diferenciação de células-tronco mesenquimais humanas em células osteoblásticas sobre a superfície de implantes

hidrofílicos, sendo neste estudo, o grupo controle implantes NeoPoros e o grupo teste, do tipo Acqua. Após o período de três a sete dias, a superfície acqua apresentou níveis mais altos de proliferação celular, com a quantidade de cálcio na superfície correspondendo ao dobro após 14 e 28 dias e com relação à expressão gênica os implantes hidrofílicos, acqua, foram superiores, sendo capazes de induzir com mais rapidez a diferenciação de células osteoblásticas.

Através de uma análise de frequência de ressonância feita com RFA – Osstell – Integration Diagnostics, Savedalen, Suécia, foi realizado um estudo com esses dois tipos de superfícies. Clinicamente os dois grupos apresentaram sucesso, porém, após duas semanas, houve uma mudança de estabilidade primária para secundária para os implantes hidrofílicos e a mesma coisa só aconteceu para os implantes hidrofóbicos após o período de 4 semanas. Oates et al (2007) concluíram então, que a velocidade de formação do osso do grupo hidrofílico foi maior que do grupo hidrofóbico.

Schatzle (2009), realizou a instalação desses dois tipos superfícies de mini-implantes em 40 voluntários. Inicialmente os implantes apresentaram coeficiente de estabilidade (ICQ) semelhante, porém, após 2 e 4 semanas, os implantes hidrofílicos apresentaram um coeficiente superior. Existe uma redução no tempo de cicatrização desses implantes com energia de superfície, por haver uma modificação química que influencia nos processos biológicos da osseointegração.

Kahndewall et al. (2013) realizaram um estudo pensando nas reabilitações de pacientes que apresentam comprometimento sistêmico, como diabetes mellitus tipo 2, na qual o indivíduo apresenta uma cicatrização mais demorada, comparada com pacientes que não possuem essa condição. Foram instalados implantes SLA e SLA active em 24 pacientes com diabetes mellitus tipo 2 não controlados, e, após 16 semanas, os implantes não apresentaram diferenças estatísticas com relação à estabilidade do implante, ambos com indicação de 98% de sucesso. No entanto, após o período de 28 dias, esse quadro se modificou, pois o BIC do implante SLA active foi para 48,3% e a SLA, 32,4%. Esse estudo foi o primeiro a mostrar as respostas histológicas da osseointegração com a superfície SLActive em humanos.

Alguns autores recomendam que implantes hidrofílicos possam receber carga após três semanas de instalação do implante (ROCCUZZO; WILSON 2009; BORNSTEIN et al., 2009; BORNSTEIN et al., 2010; MORTON et al., 2010), assim como a sua utilização em sítios ósseos de baixa qualidade (GANELES et al, 2008). Como se pode perceber, a velocidade de osseointegração em humano foi mais baixa do que se verificou em animais. (LANG, et al., 2011)

2.5 IMPLANTES CURTOS E ESTREITOS

Ao longo do tempo ocorreram mudanças no tamanho e diâmetro dos implantes. Nesse contexto, a redução do volume ósseo na região posterior da mandíbula e da maxila, decorrente da ausência de elementos dentários, assim como a pneumatização do seio e a presença do canal mandibular, justificam a utilização de implantes curtos (MISCH 1993; STAR 2001; TELLMAN et al., 2011; RENOUEAU; NISAND 2006).

Essa reabsorção, que ocorre de forma centrífuga para a mandíbula e centrípeta para a maxila, pode levar redução de volume ósseo em largura, justificando a produção de implantes estreitos, que, além de serem indicados para reabilitar essas deficiências ósseas em espessura, são indicados também para reabilitações de espaços interradiculares reduzidos, sendo bastante instalados em regiões de incisivos inferiores e incisivos laterais superiores, que são elementos que recebem menor carga oclusal (DAVARPANA 2000; LAZARA 1996; SOHRABI et al., 2012).

Uma ampla quantidade de técnicas regenerativas vêm sendo aplicadas nos consultórios, a fim de solucionar esse tipo de deficiência óssea tanto em altura quanto em largura, sendo estas algumas possibilidades encontradas na literatura: regeneração óssea guiada (ANNIBALI et al., 2012; BUSER et al. 1993), elevação do seio maxilar (LIN et al. 2011), enxertos ósseos (BELL et al. 2002), distração osteogênica (SEZER et al. 2012), transposição do nervo alveolar inferior (FERRIGNO et al. 2005) e os implantes com altura e diâmetro reduzido (NELDAM & PINHOLT, 2010; SAGAT et al., 2010).

Buser et al. (1998) relataram que os implantes curtos evitam procedimentos cirúrgicos prévios, como levantamento de seio maxilar, e isso seria visto como uma vantagem para casos em que os pacientes se recusam a receber esse tipo de tratamento, diminuindo o custo, o tempo de tratamento e a recuperação pós-cirúrgica (FELICE et al., 2011; ANNIBALI et al., 2012).

Os implantes curtos vão diminuir a utilização de enxertos que causam um tratamento cirúrgico mais demorado, possuem um custo mais elevado e maior desconforto para os pacientes, diminuem os riscos cirúrgicos como parestesia e calor (osteotomia), além de que os implantes com um comprimento menor também facilitam a cirurgia pela técnica simplificada (STELLINGSMA *et al.* 2000; ARLIN 2006; SÁNCHEZ-GARÉS *et al.* 2010).

Segundo Schulte et al. (2007) a relação coroa e raiz desses implantes curtos pode comprometer o sucesso dos mesmos devido à proporção estabelecida pelos dentes naturais (1:1) não ser obedecida, além de a superfície de contato entre o osso e o implante ser diminuída (MISCH et al., 2000).

As vantagens de implantes estreitos estão relacionadas ao seu design de peça única; o seu diâmetro torna os procedimentos cirúrgicos menos invasivos (quando existe perda óssea circunferencial ao redor dos implantes), promove maior conforto no período cicatricial e a possibilidade de instalação em espaços reduzidos (PETRUNGARO 2008; OLATE et al., 2010; ELSYAD et al., 2011). Outro aspecto interessante é que convence os cirurgiões-dentistas de fazerem o uso desse tipo de implante, ao invés da realização de um enxerto, seria explicado pela deficiência dos enxertos em solucionar perdas ósseas na dimensão mesio-distal (Comfort, M.B. et al 2005) e o fato da sobrevida dos implantes convencionais e dos implantes com o diâmetro reduzido ser bastante semelhante (ROMEO et al., 2006).

Bidez; Misch (1992) afirmou que implantes com o diâmetro reduzido apresentam a área de superfície menor do que os implantes convencionais. Por conseguinte, o autor também concluiu que, se os implantes com diâmetros estreitos forem submetidos a forças constantes, o estresse no osso que circunda este implante será mais elevado, podendo até acarretar em fratura do implante, dependendo do tipo de material com que o mesmo foi confeccionado (COMFORTet

al., 2005). Portanto, segundo Brian et al (2011) e Cehreli; Akça (2004), o profissional deve tomar alguns cuidados quando for reabilitar através desses implantes, para garantir o sucesso a longo prazo, com a diminuição de estresse na crista óssea, tais como: distribuir as cargas oclusais na direção do longo eixo dos implantes; redução da mesa oclusal no sentido vestibulo-língual, fugir de interferências excêntricas sobre as coroas finais e não fazer o uso de dois implantes estreitos como pilares de próteses de três ou mais elementos.

Atualmente não há um consenso na literatura sobre a definição de implantes curtos. Alguns autores sugestionam que os implantes curtos seriam aqueles que apresentam altura menor que 10mm (MORAND & IRINAKIS 2007; GALVÃO et al., 2011), outros, no entanto, consideram de acordo com o comprimento igual ou menor que 8mm (RENOUARD & NISAND 2006). Já os implantes estreitos são considerados normalmente aqueles que possuem um diâmetro reduzido, sendo menor que 3,5mm (DAVARPANA et al, 2000 e ROMEO et al., 2006).

Segundo um estudo realizado por Petrie e Williams (2005), avaliou-se o efeito do diâmetro e do comprimento dos implantes através de elementos finitos tridimensionais, simulando ossos de baixa densidade. Foram instalados 16 implantes, com os diâmetros variando de 3,5 para 6mm, e as alturas de 5,75 para 23,5mm. O resultado dessa análise mostrou existir uma diminuição de 1,65 vezes da tensão com o aumento do comprimento do implante, assim como há uma diminuição de 3,5 vezes da tensão com a plataforma larga. Dessa forma, os autores não recomendam implantes estreitos e largos para ossos de baixa densidade.

Em um estudo de revisão de literatura realizado por Sohrabi (2012), foi proposto determinar a sobrevivência de implantes estreitos, assim como se a sua sobrevivência depende da utilização de retalhos ou não, e, também, verificar se existe algum tipo de correlação entre o comprimento e a sobrevida dos implantes. Logo, para esse estudo, os autores utilizaram artigos publicados de 1993 até 2011, incluindo implantes com diâmetro menor que 3,5mm, com comprimentos que variaram de 8mm para 18mm, devendo o acompanhamento da sobrevida desses implantes ser de, no mínimo, 5 meses. Como resultados, eles tiveram que a taxa de sobrevivência em todos os estudos foi maior de 90%, sendo que 8 estudos relataram 100% de sobrevivência e, em 22 estudos, essa sobrevivência ficou em cerca de

95%-99,9%, bastante semelhante aos implantes de diâmetro regular, não havendo diferença se retalhos foram usados ou não. As falhas foram mais presentes em implantes que tinham menos de 13mm de comprimento, concluindo os autores que, nessas circunstâncias esse tipo de implante pode solucionar problemas de retenção e instabilidade de dentaduras.

Olate et al. (2010) avaliaram falhas precoces de implantes com diâmetros e comprimentos diferentes. Foram instalados 131 implantes curtos entre 6-9mm, 635 médios entre 10-12mm e 883 longos 13-18mm, somados com 295 implantes de diâmetro largo, 1217, médio e 137, estreito, sendo avaliados, no geral, 1649 implantes cilíndricos, que foram implantados por alunos. O maior índice de perda ocorreu para implantes estreitos (5,1%), seguidos pelos implantes regulares (3,8%) e pelos largos (2,7%), para implantes curtos foi 9,9%, seguido pelos longos 3,4% e médios 3,0%. O índice de sucesso foi de 96,2%, com a constatação de que os implantes curtos apresentam uma tendência maior de falhas precoces que os demais comprimentos, sendo 0,16 vezes maior. Os autores correlacionam essa perda com a habilidade técnica do cirurgião, como presença de sobreaquecimento das brocas, e as condições ósseas existentes, que, geralmente, se apresentam reduzidas, com qualidades baixas. Concluíram também que a altura do implante é mais importante que a largura. Contudo, segundo Renouard e Nisand 2006, as falhas encontradas em implantes curtos não se justificam apenas pelo comprimento dos implantes, mas sim por outros fatores, como por exemplo o design do implante.

Ortega-Lopes et al (2012) investigaram a influência de perdas tardias de implantes dentários, com diferentes diâmetros e alturas, através de um estudo retrospectivo clínico e radiográfico, que teve a duração de 11 anos, contando com um número de 375 pacientes e 939 implantes instalados. A classificação dos implantes utilizada para o estudo em questão foi a seguinte: estreito (3,3-3,5mm de diâmetro), regular (3,75-4,3mm de diâmetro), largo (maior que 5mm), curto (menor que 8,5mm de comprimento), médio (8,5-11,5mm de comprimento) e alto (maior que 11,5mm de comprimento). A perda tardia foi verificada em 55 implantes, ocorrendo todas posteriormente à etapa protética, não sendo observadas diferenças estatísticas entre os diâmetros e os comprimentos dos implantes. Devido a isso, este autor conclui que não há diferenças em relação à altura e à largura dos implantes sobre influência de perdas tardias.

Um outro estudo retrospectivo realizado por Bao-Thy et al. (2009) avaliou implantes curtos menores e iguais a 8mm de comprimento, instalados em pacientes edêntulos totais e parciais, com um total de 124 pacientes participantes da pesquisa com 335 implantes instalados. A análise foi realizada através de imagens de tomografias computadorizadas e ortopantomáticas. Nos resultados foram encontrados 331 implantes osseointegrados, o que equivale a um sucesso no tratamento, registrando-se dois casos com ocorrência de falhas na área enxertada. Também houve fratura de um implante e uma fratura do parafuso da coroa, sendo a taxa de sobrevivência desses implantes de 99% em dois anos. A conclusão dos autores é que implantes curtos são totalmente indicados para reabilitação oral.

Lai et al. (2013) realizou uma avaliação clínica e radiográfica de 231 implantes dentários curtos, que apresentavam comprimento menor que 8mm e receberam próteses unitárias durante o período de 5 a 10 anos, em um estudo retrospectivo com 168 pacientes. A taxa de sobrevivência dos implantes foi de 98,3% em 5 anos, e a mesma taxa se manteve após 10 anos, devido às perdas de 4 implantes e 11 próteses, que ocorreram nos 5 primeiros anos. Os autores concluem que a taxa de falhas foi ocasionada devido ao tipo ósseo, sendo o osso tipo IV responsável pelo maior percentual.

Segundo Thomas e Cook (1985); AHN et al (2010), o desenho, o tratamento da superfície e a biomecânica dos implantes são fatores que devem ser levados em consideração para melhorarem a performance de implantes curtos e estreitos. O aumento no número de roscas facilitará a estabilidade primária e a osseointegração dos implantes com menor comprimento. Buser et al (1991) reportam que o contato osso-implante aumenta quando as superfícies são modificadas, quando comparadas com superfícies lisas.

3 PROPOSIÇÃO

3 PROPOSIÇÃO

A proposta do estudo foi avaliar a influência de diferentes tipos de tratamento de superfície, Neoporos (GC - hidrofóbico) e Acqua com superfície molhada (GE - hidrofílicos), na osseointegração de implantes dentários, analisados por meio de:

- Contato osso e implante (BIC),
- Área de osso novo (BA).

4 MATERIAL E MÉTODOS

4 MATERIAL E MÉTODOS

4.1 ANIMAIS

O projeto foi submetido e aprovado pela Comissão de Ética no Ensino e Pesquisa em Animais – CEEPA, da Faculdade de Odontologia de Bauru FOB/USP. Protocolo de número 033/2011 (Anexo 1), estando de acordo com os princípios éticos de experimentação em animal desta comissão.

Foram selecionados para o experimento 15 coelhos brancos, da espécie Nova Zelândia (*Oryctolagus cuniculus*), adultos (entre 9 a 12 meses de idade), com média de 3,34kg de peso inicial. Estes animais foram obtidos do Biotério de Criação da Faculdade de Medicina Veterinária e Zootecnia – UNESP, 15 dias antes do experimento, sendo mantidos pelo Biotério Central da Faculdade de Odontologia de Bauru – USP. Ficaram aos cuidados de um médico veterinário e a alimentação desses animais foi à base de ração comercial sólida sendo adequada conforme a idade e peso dos mesmos, juntamente com água “ad libitum”.

4.2 IMPLANTES ANÁLISADOS

Neste estudo foram utilizados 30 implantes, sendo 15 com Superfície Neoporos (Grupo controle - GC) que possui jateamento com partículas abrasivas seguido de tratamento ácido e 15 com Superfície Acqua (Grupo Experimental - GE), sendo ambos implantes cone morse, do tipo Drive, que apresentam, na sua constituição, titânio grau IV, roscas que cortam e expandem, indicados para osso tipo III e IV, com medidas de 3,5x8mm e formato cônico. Os implantes foram cedidos pela empresa NEODENT® – Curitiba – PR – Brasil.

4.3 DIVISÃO DOS GRUPOS

O protocolo de número 033/2011 utilizado para esta pesquisa permitiu a instalação de 90 implantes em 15 coelhos, sendo que cada animal recebeu 6 implantes, dividindo-se em 3 na tíbia direita (distribuídos em medial, central e distal) e 3 na tíbia esquerda (distribuídos em medial, central e distal), em ambas, na parte interna das patas posteriores e na porção proximal da tíbia, também chamada de epífise proximal.

Desta forma, dos 90 implantes instalados, foram gerados 6 grupos, com 15 implantes cada um, e três tipos de superfícies diferentes.

Tabela 2- Divisão dos Grupos

Grupo 1	Titânio Grau 4 Neoporos	15 amostras
Grupo 2	Titânio Grau 4 Energia de Superfície Molhada	15 amostras
Grupo 3	Titânio Grau 4 Energia de Superfície Seca	15 amostras
Grupo 4	Titânio Grau 5 Neoporos	15 amostras
Grupo 5	Titânio Grau 5 Energia de Superfície Molhada	15 amostras
Grupo 6	Titânio Grau 5 Energia de Superfície Seca	15 amostras

Somente os grupos 1 e 2 (T4/NP e T4/ESm, respectivamente) foram escolhidos para este estudo (tabela 2).

4.4 ALEATORIZAÇÃO DOS GRUPOS

Os implantes foram distribuídos de forma aleatória e manual, evitando-se apenas a colocação de implantes iguais no mesmo animal (figura 1). Logo, cada coelho recebeu um implante de cada grupo. As posições de instalação na tíbia variaram entre medial, central e distal.

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				

Figura 1 – Aleatorização dos implantes

4.5 PROCEDIMENTOS PRÉ-OPERATÓRIOS

Antes do procedimento cirúrgico os animais foram pesados novamente, sendo observado um ganho de peso, com média de 3,73kg, e estes foram identificados com base na numeração de 1 a 15 (na orelha esquerda) para poder seguir o protocolo de aleatorização dos grupos. A região cirúrgica recebeu tricotomia prévia (Figura 2A).

Preceitos básicos de assepsia, antisepsia e esterelização foram seguidos para o ato operatório. Coube a cada animal uma injeção intramuscular com Cloridrato de Xilazina (Rompum®, Bayer, São Paulo/SP) a uma dose de 0,1ml/Kg de peso corporal, como sedativo, relaxante muscular e analgésico, 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 geral. O tempo de narcose dos animais com esta dosagem foi entre 90 a 120 minutos.

Na área cirúrgica foi realizada antisepsia com detergente enzimático (Figura 2B) e, a fim de delimitar a area de intervenção, foram utilizados campos cirúrgicos estéreis e descartáveis.

Figura 2 – Procedimentos pré-cirúrgicos: **A)** Tricotomia da epífise da tíbia do coelho; **B)** Assepsia da região.

4.6 PROCEDIMENTOS CIRÚRGICOS

Com o intuito de promover a hemostasia local foi realizada uma anestesia infiltrativa local de Cloridrato de lidocaína (Xilocaína, Merrel Lepetit Farmacêutica e Industrial Ltda, Guarulhos/SP).

Uma incisão linear com extensão de aproximadamente 5,0 cm foi realizada, com lâmina de bisturi n.15 (Bard Parker) envolvendo a pele e o periósteo; os tecidos foram divulsionados por meio de divulsão romba utilizando-se de um descolador de *Molt* para acesso ao tecido ósseo. Os sítios cirúrgicos foram confeccionados pelas sequências de brocas indicadas pelo fabricante dos implantes, com intensa irrigação de solução salina estéril.

O fabricante recomenda que os implantes sejam instalados no nível infra-ósseo, porém, devido à região possuir pouca quantidade óssea, os implantes ficaram ao nível ósseo. Em seguida, os tecidos moles foram reposicionados e fechados por suturas contínuas simples (Fio de sutura sintético e absorvível de VICRYL). (Sequência de fotos do procedimento cirúrgico abaixo)

Figura 3 – Procedimentos cirúrgicos: **A)** aplicação de anestésico local; **B)** incisão do tegumento; **C-D)** exposição da tábua óssea e perfuração com ajuda do paralelizador; **E-F)** instalação dos implantes; **G)** colocação do cover; **H)** reposição e sutura do retalho.

4.7 PÓS-CIRÚRGICO

Após o término da intervenção cirúrgica, foi administrado anti-inflamatório: Flumedin 0,2mL (Lab. Jodafel Indústria Farmacêutica S/A. Vargínia/MG) e antibiótico: Penicilina benzatina (Pentabiótico Veterinário pequeno porte, Lab. Wyeth Ltda. São Bernardo do Campo/SP) na proporção de 16.000 UI via intraperitoneal.

Durante os três primeiros dias, foram administrados anti-inflamatórios (Flumedin 0,2mL – para cada 4,5kg, por via intramuscular profunda), para controle de dor pós-operatória. No terceiro dia foi administrado antibiótico Pentabiótico Pequeno Porte (16.000 UI) para evitar processo infeccioso.

A remoção das suturas dependeu das características de cicatrização da região, ficando entre o 7º e 10º dia.

4.8 EUTANÁSIA DOS ANIMAIS E OBTENÇÃO DAS AMOSTRAS

Para a eutanásia dos animais e obtenção das amostras, o mesmo protocolo de assepsia, antissepsia e esterelização do procedimento cirúrgico foi seguido.

Os 15 coelhos utilizados no projeto foram eutanasiados aos 14 dias de experimento sendo, primeiramente, os animais anestesiados pelo mesmo protocolo já descrito, para, então, sofrer overdose intravenosa de barbitúricos (Tiopental na concentração de 0,12 mg/Kg.).

As tíbias foram removidas contendo os três implantes em cada (Figura 4A), porém, para que cada implante pudesse ser processado individualmente, a secção foi feita com disco diamantado monoface picotado em baixa rotação e irrigação abundante de soro fisiológico, os espécimes (contendo tecido ósseo e um implante cada) também foram limpos (retirado tecido mole da região), identificados e armazenados em recipientes com formalina a 10% (Figura 4B).

Figura 4 – Obtenção das amostras: **A)** Peça cirúrgica removida e limpada; **B)** Frascos contendo uma amostra de implante com tecido ósseo em cada.

4.9 PROCESSAMENTO DAS AMOSTRAS

Após as peças serem armazenadas individualmente em formalina a 10%, durante aproximadamente 2 meses, elas foram acondicionadas em frascos tampados, para que não houvesse deformação do material com o meio, com as devidas informações dos implantes instalados.

Para eliminar a água das peças e permitir a infiltração da resina, as amostras sofreram um processo de desidratação com diferentes concentrações de álcool, com o seguinte protocolo (Tabela 3): Imersão em álcool 70% por 7 dias, remove-se este álcool 70% e substitui por álcool 80%, por mais 7 dias, remove-se o álcool 80% e substitui por álcool 90%, por mais 7 dias, remove-se o álcool 90% e, finalmente, substitui por álcool 100%, por mais 7 dias.

Tabela 3 – Processo de desidratação das amostras

Sequência	Concentração de alcóois
1	70%
2	80%
3	90%
4	100%

Depois da etapa de desidratação, as amostras passaram pelo protocolo de inclusão em resina, que consiste na substituição gradual do álcool por resina acrílica no interior das amostras, no caso a resina acrílica utilizada neste estudo foi LR White Resin Medium Grade, UK. Protocolo de inclusão (Tabela 4): Primeiramente foi

realizada a imersão de 50% de resina e 50% de álcool absoluto no período de 7 dias, depois disso a imersão ficou com 70% de resina e 30% de álcool também no período de 7 dias, depois 90% de resina e 10% de álcool; por último a solução conteve 100% de resina, sendo que, em todas essas fases, as amostras ficaram conservadas sob refrigeração.

Tabela 4 – Protocolo de inclusão

Solução	Tempo sequencial (dias)
50% de resina + 50% de álcool	7 dias
70% de resina + 30% de álcool	7 dias
90% de resina + 10% de álcool	7 dias
100% de resina	7 dias

Após este procedimento, as peças foram polimerizadas, de acordo com as recomendações do fabricante da Resina LR White, em estufa a 64°C permanecendo por 24 horas, sendo polimerizadas 5 amostras por vez.

4.10 PREPARO DAS LÂMINAS HISTOLÓGICAS

Com a polimerização completa da resina, as amostras foram retiradas dos recipientes, niveladas e adequadas quanto ao seu tamanho, com a politriz laboratorial (Figuras 5A-B-C).

Para obter cortes longitudinais de acordo com o longo eixo dos implantes, as amostras foram fixadas em lâminas identificadas, de plástico laboratorial grande (50x100x1,0mm) com cianocrilato (Superbond), deixando os implantes paralelos à superfície das lâminas (Figuras 5D-E-F-G).

O primeiro corte foi realizado no centro do implante com a máquina Exakt de corte (Apparatebau GmbH & Norderstedt, Germany - com lâmina de corte D64 de 0,2mm de espessura), dividindo a amostra em duas, trabalhamos em uma parte e a outra foi guardada (Figuras 6A-B-C-D).

Essas amostras foram polidas em politriz Exakt de polimento (EXAKT – Apparatebau GmbH & Norderstedt, Germany) utilizando lixas de carbetto de silício com 1000, 1200 e 2500 de granulação para ajustar a superfícies, removendo riscos superficiais e deixando-a ela pronta para ser colada com outra lâmina identificada de plástico laboratorial pequena (25x75x1,0mm), desta forma a amostra retornava para a máquina de corte (sistema Exakt de corte com lâmina) com duas lâminas de plástico, uma em cada superfície, tendo este corte a espessura aproximada de 150 a 300 μm , distanciando-se do centro do implante. A lâmina pequena volta para o sistema Exakt (EXAKT – Apparatebau GmbH & Norderstedt, Germany) para ser lixada e polida utilizando o mesmo esquema de lixas já descrito, obtendo uma superfície livre de riscos, através de desgastes gradativos de 20 μm ou 10 μm , deixando as lâminas prontas para receberem coloração.

Figura 5 – Preparos das lâminas: **A-B)** Recipiente com a amostra e remoção da mesma do frasco; **C)** Adequação do tamanho; **D)** Uso de cianocrilato para unir amostra com lâmina; **E)** Exemplo de como o implante não pode ficar; **F-G)** Implante paralelo à superfície e esquema de corte no centro do implante.

Figura 6 – Preparos das lâminas: **A)** Colagem das duas lâminas; **B-C)** Máquina exakt de corte realizando o corte no centro do implante; **D)** amostra cortada ao meio; **E)** Exakt de polimento **F)** lixas de 1000, 1200 e 2500.

B- COLORAÇÃO DAS AMOSTRAS

Todas as amostras receberam aplicação de corante Fucsina ácida (cor vermelho).

Composição da solução:

- 2g Fucsina
- 8ml de água destilada
- 1ml de álcool absoluto
- 1 ml de ácido acético

Técnica de coloração:

- Deixar 10 minutos de água oxigenada 10v em cima da amostra com agitação
- Lavar em água destilada
- Deixar 20 minutos em um recipiente com metanol 20%
- Lavar em água destilada
- Gotejar Fucsina, deixando de 2 a 3 minutos
- Lavar em água corrente (jato médio) e secar suavemente com papel macio

As amostras foram visualizadas uma a uma após este procedimento, para certificar a eficácia da coloração, no microscópio ótico (Olympus BX 50).

Figura 7 – Coloração das amostras **A)** aplicação de fucsina ácida na superfície; **B)** Lâminas coradas.

4.11 OBTENÇÃO DAS IMAGENS HISTOLÓGICAS

A obtenção das imagens histológicas seguiu a seguinte sequência: primeiramente elas foram observadas através de microscópio óptico de luz Zeiss, (axioskop 2, Carl Zeiss, Oberkochen, Germany) para, em seguida, serem capturadas pela camera axioCam HRc Zeiss acoplada, com auxílio do software AxioVision 4.8.2 (Carl-Zeiss Micro Imaging GmbH - Alemanha), utilizando objetivas de 2x, 1x, 10x e 40x.

Figura 8 – Obtenção das imagens **A)** Computador e microscópio de onde as imagens foram obtidas; **B)** Microscópio ótico de luz Zeiss e câmera axioCam (a mesma da foto ao lado).

Para facilitar a análise, as imagens obtidas foram unidas com o auxílio do Adobe Photoshop CS, versão 8.0.1 (1990-2003 Adobe Systems Incorporated, USA), sendo que 4 imagens de 40x correspondiam a 3 roscas dos implantes.

4.12 ANÁLISE HISTOMORFOMÉTRICA

A análise histomorfométrica foi a escolhida para este estudo devido ser considerada padrão ouro para analisar, medir e comparar as respostas do tecido ósseo ao redor dos implantes e quantificar osso neoformado. Portanto, utilizaram-se as medidas de proporção de contato entre osso e implante (BIC), e área óssea de superfície (BA), avaliando osseointegração e quantificando osso novo, respectivamente.

Com o auxílio das imagens unidas e do software AxioVision (Carl Zeiss), a análise microscópica foi realizada, da seguinte forma:

a) BIC - Percentual de contato osso e implante: o programa realizou medidas lineares da região do implante em contato com o tecido ósseo (Losso) e de toda a superfície do implante analisado (Ltotal). O BIC foi calculado pela seguinte fórmula $BIC = (Losso \times 100) / Ltotal$.

Figura 9 – Análise do BIC: **A-B)** Imagem com objetiva de 10x corresponde a 4 imagens objetiva de 40x; **C)** Imagens de 40x unidas pelo photoshop; **D)** Análise de contato entre osso-implante; **E)** Área de osso total; **F)** Esquema demonstrando as duas linhas área total e área de osso-implante.

b) BA - Percentual de tecido ósseo novo ao redor do implante: no programa padronizamos a área total que é a distância de 500pixels da superfície do implante até o osso (A_{total}) e a área ocupada pelo tecido ósseo (A_{osso}), o BA foi calculado pela seguinte relação: $BA = (A_{osso} \times 100) / A_{total}$.

Figura 10 – Análise BA: A-B) Padronizando a área estudada: Traça-se uma linha de 500 pixels da ponta da rosca até o osso e corta-se; **C) Área total de osso;** **D) Demarca a área de osso novo;** **E-F) Processa-se e mensura a área.**

Um avaliador treinado realizou as medidas e as refez após 15 dias, somente para ratificar os valores encontrados. Toda a área do implante foi analisada, mas apenas as regiões de 3 melhores roscas foram utilizadas, como forma de padronização do experimento.

4.13 ANÁLISE ESTATÍSTICA

Para a análise estatística dos dados, utilizou-se o programa estatístico Sigma stat, sendo todos os dados numéricos submetidos ao teste de normalidade Shapiro-Wilk. Para o BIC, foi utilizado o teste “t” de Student e, para o BA Mann-Whitney Rank Sum Test, por ter padrões bastante variáveis. Por fim, foi feito teste de variância (ANOVA) entre as posições dos implantes, com o nível de significância adotado de 5% ($P \leq 0,05$).

5 RESULTADOS

5 RESULTADOS

5.1 DADOS CLÍNICOS E PONDERAIS

Os animais oriundos da Faculdade de Medicina Veterinária e Zootecnia - UNESP, de Botucatu-SP, se alimentaram bem e não apresentaram, durante o período de adaptação, nenhuma alteração comportamental ou da pelagem.

Comparando com o dia da aferição de peso do período de adaptação com o período pré-operatório, os animais não apresentaram alteração significativa de massa corporal.

Todos os implantes foram instalados sem problemas, não ocorrendo nenhuma intercorrência durante os procedimentos pré-operatórios, já, no transoperatório alguns implantes ficaram abaixo e acima do nível ósseo (Fig. 11A e B), além disso alguns coelhos sofreram fratura entre os implantes.

Figura 11 – Intercorrências transoperatórias: **A)** Nível de inserção dos implantes, com um fora do padrão; **B)** Fratura entre os implantes;

Dois dias após a instalação dos implantes foram observadas duas deiscências de suturas, uma no coelho 1 e outra no coelho 11 (as mesmas foram refeitas), além disso foi encontrada uma fratura contínua na pata direita do coelho 9, porém este implante não faz parte do estudo em questão.

No quarto dia foi encontrada, no coelho 1, fratura exposta na região da tíbia direita distante da região dos implantes, mesmo assim a fratura foi reduzida e imobilizada.

5.2 ANÁLISE HISTOLÓGICA

5.2.1 Aspectos morfológicos das estruturas ósseas da tíbia após a instalação dos implantes

A região da tíbia, onde foram instalados os implantes, era envolta por uma fina cortical óssea composta por osso compacto contendo numerosos sistemas de Havers, formados por lamelas ósseas concêntricas dispostas em torno de um canal central (Fig 12A e C). Os osteócitos localizavam-se no interior de lacunas dispostas em anéis concêntricos nas lamelas (seta amarela na Fig.12A) ou em lamelas circunferenciais internas ou externas (linhas pontilhadas amarelas na Fig. 12A). O extenso canal medular (Fig. 12C) continha remanescentes de medula óssea, porém, em diversos espécimes, apresentou-se como um espaço vazio, devido à remoção da medula durante a preparação do material. A distinção da cortical óssea remanescente do tecido ósseo neoformado foi facilmente detectada devido à sua imaturidade. O tecido ósseo primário ou imaturo, composto por fibras colágenas dispostas em posições variadas, mostrou-se sem organização definida e maior proporção de osteócitos do que o tecido ósseo secundário (cortical remanescente). Além disso, devido à sua menor organização e maturidade, o osso primário apresentou coloração menos acentuada e arranjo trabécular, cujos espaços mostravam-se preenchidos por medula óssea. Note na Figura 13B a diferença entre a cortical óssea remanescente e o tecido ósseo neoformado, cujo limite entre ambos está salientado pelas setas azuis.

Figura 12: Fotomicrografias dos implantes após 14 dias de instalação mostrando: **A)** Detalhes da cortical óssea da tíbia formada por tecido ósseo secundário/maduro composto por lamelas concêntricas ou canais de Havers (seta amarela) e as lamelas circunferências cujos osteócitos estão dispostos linearmente e paralelamente (seta tracejada amarela). **B)** O limite entre osso cortical e osso novo está representado pela mudança de coloração (seta azul). As figuras A e B foram retiradas da figura C.

5.2.2 Posicionamento dos implantes na tíbia do coelho

A estrutura cervical de todos os implantes mostrou-se posicionada adjacente a cortical óssea remanescente (seta azul na Fig. 13A e B) e o corpo na região medular. Porém, a localização da estrutura apical variou, ficando algumas inseridas apenas na medula óssea (seta amarela na Fig. 13A) onde a osseointegração foi observada exclusivamente na região cervical e outras perfuraram a cortical óssea promovendo uma ancoragem bicortical (seta amarela na Fig. 13B) estimulando a formação de tecido ósseo na superfície do implante nesta região.

Figura 13: Fotomicrografias dos implantes após 14 dias de instalação mostrando) a ancoragem cortical do implante (A), seta azul mostra perfuração da cortical próxima à cervical do implante e a seta amarela mostra que não houve perfuração da cortical próxima a região apical do implante. A ancoragem bicortical do implante (B), onde as setas azul e amarela apontam as perfurações das mesmas. CM = medula óssea. Objetiva 2x.

5.2.3 Formação óssea na superfície cervical dos implantes Neoporos (Grupo Controle)

A análise descritiva dos cortes teciduais corados com fucsina ácida após 14 dias de instalação no Grupo Controle mostrou a irregularidade do desenho das roscas do implante. Em alguns casos a cortical óssea remanescente se mostrou íntegra e próxima à superfície do implante (Fig. 14A). Devido a isso, ocorreu formação de tecido ósseo primário ou imaturo (não lamelar) de arranjo trabecular tanto no espaço entre o implante e a cortical, bem como nas superfícies periosteal e endosteal (Figs. 14A). O tecido ósseo primário foi caracterizado pela presença de fibras colágenas em várias direções sem organização definida e maior proporção de osteócitos do que o tecido ósseo secundário ou lamelar. Em outros casos (Fig. 14B), a cortical óssea remanescente apresentava-se menos espessa e com superfície irregular devido à reabsorção óssea. Neste caso, ocorreu formação de tecido ósseo imaturo com trabéculas menos espessas em relação ao descrito anteriormente (compare a figura 14A com a 14B), localizados entre a cortical óssea remanescente

e o implante e também na superfície endosteal. Raras trabéculas ósseas mostram-se presentes na superfície periosteal. Com relação à osseointegração, observaram-se, em todos os casos extensas áreas de íntimo contato entre osso e implante como pode ser observado pelas linhas tracejadas em amarelo nas Figuras 14C e 14D.

Figura 14: Fotomicrografia do **GC** após 14 dias de instalação do implante Neoporos **A e B)** Imagem panorâmica, de 10x de aumento, da região cervical do implante (Ne), próxima do tecido ósseo cortical (linha tracejada azul - CO), mostrando o osso novo (ON) formado nas superfícies periosteal e endosteal. Seta vermelha indica reabsorção. **C e D)** Detalhe das figuras anteriores na região cortical, mostrando a superfície do implante (Ne) recoberta por tecido ósseo neoformado (ON). Notar as várias áreas de contato osso-implante (linha tracejada amarela).

5.2.4 Formação óssea na superfície dos implantes Acqua (Grupo Experimental)

A análise descritiva dos cortes teciduais corados com fucsina ácida após 14 dias de instalação no Grupo Experimental mostrou a irregularidade do desenho das roscas do implante.

Dos 15 implantes, duas amostras foram excluídas, uma por apresentar tecido cortical necrosado (fragmentos sem osteócitos envolto por uma substância amorfa), supostamente pelo superaquecimento do osso durante os procedimentos de instalação do implante e outra por apresentar toda a superfície do implante localizada no interior da medula óssea, não se osseointegrando.

Assim os demais implantes (13) apresentaram: a cortical óssea remanescente se mostrou íntegra e próxima à superfície do implante (Fig. 15A e B). A formação de tecido ósseo primário ou imaturo (não lamelar) de arranjo trabecular foi observada tanto no espaço entre o implante e a cortical óssea remanescente, bem como nas superfícies periosteal e endosteal (Figs. 15A). Como notado no grupo Controle a osseointegração ocorreu em todos os casos, com extensas áreas de íntimo contato entre osso e implante como pode ser observado pelas linhas tracejadas em amarelo nas Figuras 15C e D.

Figura 15: Fotomicrografia do GE após 14 dias de instalação do implante Acqua **A e B)** Imagem panorâmica, de 10x de aumento, da região cervical do implante (Ac), próxima do tecido ósseo cortical (linha tracejada azul - CO), mostrando o osso novo (ON) formado nas superfícies periosteal e endosteal. **C e D)** Detalhe das figuras anteriores na **região cortical**, mostrando a superfície do implante (Ac) recoberta por tecido ósseo neoformado (ON). Notar as várias áreas de contato osso-implante (linha tracejada amarela).

5.3 ANÁLISES DO CONTATO OSSO-IMPLANTE E ÁREA DE OSSO NOVO ENTRE OS GRUPOS

Após a aquisição das medições histomorfométricas do Grupo Controle e do Grupo Experimental, os valores finais de cada grupo foram obtidos para o BIC e o BA, com base nas três melhores roscas, estando os resultados representados nas tabelas 5 e 6 e nos gráficos 1 e 2. Como não houve diferenças estatísticas entre as posições dos implantes os grupos Gc e Ge, foram compostos por implantes instalados sem distinção das posições: medial, central e distal.

Tabela 5 - Percentual de contato osso-implante – BIC (%) na região de três melhores roscas - Comparação entre os Grupos Neoporos e Acqua utilizando teste “t” e teste de normalidade Shapiro-Wilk.

BIC (%)				
Grupos	Valores Médios	Amostras	Desvio padrão	“p”
Gc – Neoporos	42.944	15	22.431	0,413
Ge – Acqua	49.352	13	17.508	

Tabela 6 - Percentual de área de osso neoformado – BA (%) na região de três melhores roscas com distância de 500pixels da rosca para o osso - Comparação entre os Grupos Neoporos e Acqua utilizando teste Mann-Whitney Rank Sum e teste de normalidade Shapiro-Wilk.

BA (%)				
Grupos	Valores Mediana	Amostras	25% e 75%	“p”
Gc – Neoporos	58.630	15	28.520 - 62.220	0,030
Ge – Acqua	74.400	13	52.580 - 82.130

Gráfico 1 - Gráfico da média e do desvio padrão do BIC (%) obtido nos Gc e Ge. Sem diferenças estatísticas significantes.

Gráfico 2 - Gráfico da mediana e dos valores de 25 a 75% de cada grupo (Gc e Ge) dados pelo BA (%). Com diferenças estatísticas significantes.

As análises das Tabelas 5 e 6 e dos gráficos 1 e 2 indicam:

Com relação ao BIC nenhuma diferença estatística foi encontrada entre os grupos, o grupo Controle - Neoporos demonstrou valor médio de 42,9% e o grupo Experimental - Acqua demonstrou valor médio de 49,3%.

Todavia, com relação ao BA, o grupo Acqua apresentou um desempenho melhor estatisticamente que o grupo Neoporos. O grupo Neoporos demonstrou valor de mediana de 58,6% e o grupo Acqua demonstrou valor de 74,4%. Resultando, assim, em uma melhor eficiência com relação à indução de formação de osso novo ao redor do implante.

6 DISCUSSÃO

6 DISCUSSÃO

6.1 MODELO EXPERIMENTAL E PROCESSAMENTO DAS AMOSTRAS

Os coelhos foram escolhidos como modelo experimental neste estudo e apresentavam o peso similar com outros estudos presentes na literatura, acerca de 2,5-3,5 kg (CHENG et al., 2010; RONG 2013) os quais receberam implantes posicionados em suas tíbias na região mais mesial, também conhecida como epífise. É válido ressaltar que esse tipo de experimento já é bem estabelecido na literatura (SENNERBY et al., 1992; MAETZU et al., 2003; LI LH et al 2004; HAYES et al., 2012; MARTINS 2013), por haver uma relação fisiológica entre os seres humanos e esse tipo de animal, além da facilidade de manutenção, baixo custo, tolerância ao cativeiro e consentimento social (ROBERTS et al., 1984; SCHIMANDLE 1994; SENNERBY 2000), embora exista evidentemente uma limitação do desempenho dos animais comparados com a resposta clínica dos seres humanos.

Mori et al. (1997) reportaram que o processo de osseointegração pode ser retardado para coelhos, devido à sua baixa densidade óssea e Le Guehennec et al. (2005) relataram que a diversificação da forma do osso pode acarretar em estresses biomecânicos diferentes, resultando, assim, em diferentes características de remodelação e cicatrização óssea. A quantidade óssea presente nas tíbias de coelhos não permitiram que os implantes cone morse fossem instalados abaixo do nível ósseo, como recomenda o fabricante, logo, as dimensões dos implantes no organismo do coelho são diferentes das do organismo humano, e isso pode influenciar no resultado (WOODMAN et al., 1984; GIOKA et al., 2004). Os implantes deste experimento foram travados de formas diferentes, alguns travaram apenas na cortical superior e outros, na cortical superior e inferior.

Existiram três localizações distintas em que os implantes foram instalados, sendo elas mesial, central e distal, na epífise, nas quais os implantes foram aleatorizados para não haver nenhum privilégio para nenhum grupo. Isso foi proposto devido à variabilidade existente na anatomia óssea, que inclui mudança da

forma e da espessura do osso cortical (STENPORT et al., 2008). Em um estudo recente, RONG (2013) verificou as respostas de osseointegração de implantes com o mesmo tratamento de superfície em posições semelhantes a que utilizamos em nosso estudo e, como resultado, foram encontradas diferentes respostas de formação óssea entre as posições, justificando, assim, a aleatorização realizada neste estudo. A característica óssea dos coelhos neste experimento foi uma camada fina de osso cortical e com grande quantidade de osso medular.

A avaliação da osseointegração pode ocorrer através de análises qualitativas e quantitativas da interface osso e metal. Os métodos de processamento das lâminas idealizados por DONATH; BREUNER (1982) através de desidratação do osso, imersão em resina acrílica e corte das amostras com máquinas rústicas, foram aperfeiçoados por máquinas próprias para cumprir essas tarefas, e se tornou em uma técnica largamente utilizada por parte dos estudiosos (BORNSTEIN et al. 2009; DEGIDI et al 2009; BRYINGTON et al., 2010; BAÍA 2011), e, também foi reproduzida no presente trabalho para a análise histomorfométrica e histológica, por intermédio de um computador. Essa técnica permitiu que os implantes fossem observados de maneira semelhante aos implantes apresentados na prática clínica, sendo satisfatório para avaliar a resposta do contato entre tecido e metal e quantificar área de osso neoformado.

Após o período de 14 dias da implantação dos grupos, observou-se histologicamente a presença de osso novo na região mais cervical dos implantes, com característica de osso novo trabecular e cortical, circundados por ossos compactos, com uma faixa de tecido ósseo densa, madura ou lamelar entre o implante e a cortical, bastante semelhante às estruturas encontradas por Martins (2013). Um implante apresentou tecido necrosado em contato com sua superfície do implante e outro implante ficou posicionado na medular e não osseointegrou, e, por isso, não foram utilizados para análise, por não cumprirem com as características descritas para a osseointegração (Brenemark 1969; Albrektsson 1981), que é o íntimo contato entre osso e implante.

Implantes pesquisados

Os implantes de titânio apresentam a possibilidade da utilização de tratamentos químicos na sua superfície, o que viabiliza um maior contato entre osso e implante, apesar de serem metais, matéria esta que é considerada não-ligantes (YAN et al., 1997). Desta forma, o grau da liga de titânio dos implantes foi grau IV, os quais, que segundo MANERA et al (2009), são constituídos pelo maior teor de oxigênio (0,40%) que os demais graus existentes, possuindo, assim, uma resistência bastante elevada.

Um estudo realizado por JAFFIN et al 1991, no qual a proposta seria avaliar as respostas ósseas de implantes lisos nos diferentes tipos ósseos sugeridos por Lekholm & Zarb (1985), (osso tipo I, II, III e IV), mostrou que ossos de baixa densidade (osso tipo IV) possuem respostas inferiores aos demais tipos de ossos, com uma porcentagem de 35% de perda. Quirynen et al.(1992) realizaram um estudo bastante semelhante e os valores foram iguais. Logo, os tratamentos de superfície começaram a ser pesquisados, com o intuito de sanar essas limitações encontradas na região escolhida para receberem tratamento com implantes.

Segundo Carvalho (2009) vários tipos de superfícies existem na atualidade: usinada, macrotexturizada, microtexturizada, nanotexturizada e biomimética. Na presente pesquisa foram utilizados implantes com superfície microtexturizada. Outro fator importante relatado por BUSER et al (2000) foi de que a topografia, a rugosidade, a energia de superfície, o molhamento e a composição química são propriedades valiosas da superfície. O molhamento se destaca por supostamente influenciar nas interações do meio com o metal, desenvolvendo uma integração da superfície do metal com os fluidos sanguíneos dispostos durante a inserção dos implantes (FERGUSSON et al., 2006; HIRAKAWA et al., 2012), tendo um dos grupos pesquisados obtido essa propriedade. Kilpadi; Lemons (1994), acreditam que outra variável importante para a aposição óssea é a química da superfície, além de influenciar na carga superficial e a molhabilidade.

A superfície NeoPoros passa por um processo de jateamento e ataque ácido, mas é considerado um implante com propriedades hidrofóbicas. Já os implantes Acqua passam por este mesmo processamento de jateamento e ataque ácido, porém recebem um processo à mais que garantem uma propriedade hidrofílica, também sendo conhecidos pela nomenclatura de Energia de Superfície Molhada.

Ambas as informações são relatadas pela Empresa NEODENT®, sendo estes os dois grupos de implantes utilizados para este experimento. E são bastante semelhantes com implantes de outra Empresa, STRAUMANN®, no qual os implantes SLA sofrem jateamento e ataque ácido na superfície, assim como os implantes SLAmod, porém, a superfície SLAmod tem propriedades hidrofílicas e as SLA hidrofóbicas. Segundo Wenneber et al (2012) existem uma melhoria na performance do implante quando há uma junção do condicionamento ácido com o armazenamento em solução aquosa, pois, desta maneira, a camada de óxido de titânio ultraperiférica é reorganizada.

6.2 BIC

Uma forma de avaliar o sucesso dos implantes dentários é por meio de análise do fenômeno de osseointegração, relatado por ALBREKTSSON et al (1981), como o íntimo contato entre osso e implante, sem interposição de tecido necrótico ou fibroso. Esse mesmo tipo de análise já é bem estabelecido na literatura (BUTCHER et al., 2006; BRANEMARK et al., 1997; BRANEMARK et al., 1998; JUNG et al., 2008; DE MAEZTU et al., 2008; RAHMANI et al., 2005; LOURENÇO, 2002; THERHEYDEN et al., 1999; SCHWARZ et al., 2007; YOU et al., 2007). Seguindo este pensamento foram feitas as análises das amostras.

O contato entre osso e implante apresentado por Bornstein et al. (2010), revelou, em um estudo que durou 2 semanas com cães, que os implantes com superfície jateada, que posteriormente receberam ataque ácido e tem propriedade hidrofóbica, apresentam um contato entre osso e implante de 22,2% de BIC, sendo estatisticamente inferiores quando comparados com os implantes que receberam jateamento, ataque ácido e têm propriedade da superfície hidrofílica com 28,2%. Apesar dos percentuais de BIC entre os grupos serem de 6%, houve diferenças estatísticas segundo o autor.

No presente estudo foram encontrados valores de BIC para implantes NeoPoros que receberam tratamento de superfície jateada, ataque ácido e possuem propriedades hidrofóbicas de 42,9%, valores estes que se apresentaram inferiores aos encontrados para a superfície Acqua 49,3%, que é jateada, recebe ataque ácido

e tem características de hidrofiliicidade, não havendo diferenças estatísticas, embora a diferença dos percentuais de BIC entre os grupos serem bastante semelhantes aos encontrados no estudo acima, com 6,4%.

Em um outro estudo realizado por Buser (2004) através de mini-pigs comparando as superfícies dos implantes dentários SLA e SLAmod, os BICs foram avaliados após as eutanásias de 2, 4 e 8 semanas. E como resultados mostraram uma diferença estatística na segunda semana, com valores de BIC maiores para a superfície SLAmod (49,3% vs. 29.42%), assim como na quarta semana (81,91% vs. 66.57%), embora, após o período de 8 semanas, as respostas de osseointegração tenham sido bastante similares. Os autores comentam que, nas fases iniciais, essas superfícies hidrofílicas promovem maior deposição óssea em contato com o implante. Estatisticamente este resultado difere bastante dos encontrados nesse estudo.

Um estudo recente de Khandelwal et al. (2013), realizado em humanos com problemas sistêmicos (diabetes mellitus tipo 2 não controlados), justificado pelo atraso cicatricial, foram avaliados, através de análise de ressonância magnética. Os implantes instalados foram SLA e SLAmod, totalizando 48 implantes. Após o período de 28 dias, notou-se uma diferença estatística maior para os implantes SLAmod (48,3% vs. 32,4%), apesar de, com 16 semanas dos implantes posicionados, não houve diferenças estatísticas entre os grupos, com sucesso equivalente a 98%.

Schwarz et al. (2007) consideram que a superfície dos implantes é um dos fatores cruciais que estimulam a osseointegração. Em outro estudo sobre superfícies hidrofóbicas e hidrofílicas, revelaram que as superfícies com a energia de superfície e capacidade de molhabilidade, ou seja, hidrofílica, apresentam um maior contato entre osso e implante. Mendonça et al (2009) observaram uma proliferação de células com capacidade osteoindutora durante o terceiro e o sétimo dia após a instalação de implantes Acquis, sendo que, após o décimo quarto e o vigésimo oitavo dia, a deposição celular e a quantidade de cálcio na superfície dobraram, relatando que esses implantes hidrofílicos também são superiores quando comparados em relação expressão gênica.

6.3 BA

O osso, quando recebe um implante, atravessa várias fases, sendo uma das primeiras a fase inflamatória, que é aliada com uma posterior formação de osso novo circundando o implante (BRYINGTON et al., 2014). As amostras observadas não apresentaram características inflamatórias, porém existiu uma quantidade abundante de tecidos ósseos neoformados, com osteócitos, que são osteoblastos diferenciados para manutenção óssea (TEN CATE 2013). Existem, na literatura, várias formas de padronização quanto à mensuração da área óssea formada (BRANEMARK et al., 1997; BRANEMARK et al., 1998; CAR 2000; LOURENÇO 2002; WATZAK et al., 2004; THERHEYDEN et al., 1999; SCHWARZ et al., 2007; RIBEIRO et al., 2009; SHIN 2010; ANITUA 2011; MOHAMMADI 2004; BALLO et al., 2014; RIBEIRO, 2009, SHIN 2010, 2011; WATZAK et al., 2005, SONG et al., 2009, CARR et al., 2000). A metodologia escolhida neste estudo, que consistiu em traçar uma linha de 500pixels do implante para o osso, justificou-se pelo design diferente do implante. O BA visa quantificar osso novo e mostrar, desta maneira, se o implante tem o potencial osteogênico, influenciando modificações ao seu redor.

Para diferenciar osso novo (imaturo) de osso já existente (maduro) é necessário um conhecimento de histologia. Junqueira e Carneiro (1985) definiram como osso maduro aquele que apresenta lamelas concêntricas, sistema de Havers, lamelas circunferenciais internas ou externas, como foi observado nos resultados demonstrados (Fig.13A). Já o osso novo é marcado pela presença de osteoblastos que são células mais cuboides e por osteócitos, achatados ou estrelados. Quanto mais rápida a formação óssea, maior é o número de osteócitos (JUNQUEIRA E CARNEIRO 1985, TEN CATE 2013; PERROTI 2007) (Fig.13B).

Os implantes observados nesta análise apresentaram valores de BA para implantes NeoPoros de 58,6% e valores de Acqua de 74,4%, revelando diferenças estatísticas e expondo que os implantes com energia de superfície molhada possuem um alto grau de formação óssea após o período de 14 dias.

Nenhum estudo sobre implantes hidrofóbicos e hidrofílicos utilizando análise de BA foi encontrado na literatura. Logo, sugere-se que este tipo de teste seja realizado, para maiores conclusões.

No entanto, Schwarz et al 2007 relatam que a mensuração do BIC pode não ser adequada para a avaliação tecidual precoce, por isso analisaram, através de técnica imunohistoquímica, a adesão de proteínas na superfície do implante hidrofóbico e hidrofílico. A conclusão é de que houve uma proliferação vascular maior na superfície hidrofílica, assim como maior atividade de osteocalcina e melhoria dos processos de formação óssea para a mesma.

Com relação ao titânio grau IV e o desenho das roscas, não podemos confirmar se os mesmos apresentaram alguma influência na resposta de osseointegração, da mesma forma que não se pode concluir que os implantes estreitos e curtos apresentaram correlação com o sucesso dos implantes estudados.

Com base nas limitações do presente estudo, tornam-se necessárias novas pesquisas para comprovar a eficácia da aceleração da osseointegração inicial de implantes hidrofílicos, visto que essa modalidade poderá beneficiar vários casos encontrados em consultórios.

7 CONCLUSÕES

7 CONCLUSÕES

No modelo utilizado o implante com tratamento de superfície Neoporos (GC - hidrofobicos) apresentou osseointegração similar ao implante de tratamento de superfície molhada Acqua (GE - hidrofílico), porém o GE apresentou uma indução maior de osso novo ao redor dos implantes quando comparado com o GC, portanto sugerem-se mais estudos a cerca do tema para comprovar a eficácia dos implantes com tratamento de superfície molhada.

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.
- ANNIBALI, S. Short Dental Implants: A Systematic Review. **J Dent Res**, v.91, n.1, p.25-32. 2012.
- ALBREKTSSON, T.; BRÄNEMARK, P.I.; HANSSON, H.A.; LINDSTRÖM, J. Osseointegrated titanium implants. Requirements for ensuring a long-lasting, direct bone-to-implant anchorage in man. **Acta Orthop Scand**. v.52, p.155-70, 1981
- ALBREKTSSON, T.; JACOBSSON, M. Bone-metal interface in osseointegration. **J. prosth. Dent.**, v.57, n.5, p.597-607, May 1987.
- ALBREKTSSON, T.; SENNERBY, L. Direct bone Anchorage of oral implants: clinical and experimental considerations of the concept of osseointegration. **Int. J. Prosthodont.**, v.3, n.1, p.30-41. Jan./Feb. 1990.
- ALBREKTSSON, T.O.; JOHANSSON, C.B.; SENNERBY, L. Biological aspects of implant dentistry: osseointegration. **Periodontology 2000**, v.4, p.58-73. 1995.
- 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.
- AMERICAN SOCIETY FOR TESTING AND MATERIALS. **Standard recommended practice for surface preparation and marking of metallic surgical implants**. Philadelphia, ATMS, 1976. (ASTM Standard F86).
- ANITUA, E.; PRADO, R.; ORIVE, G.; et al. Effects of calcium-modified titanium implant surfaces on platelet activation, clot formation, and osseointegration. **J Biomed Mater Res**. 2014.
- ARLIN, M. L. Short dental implants as a treatment option: results from an observational study in a single private practice. **Int J Oral Maxillofac Implants**. v.21, n.5, p. 769-76. 2006.
-

BAO-THY N, G.; FRANKLIN X, P.; RICHARD A., K. Outcomes of Placing Short Dental Implants in the Posterior Mandible: A Retrospective Study of 124 Cases. American Association of Oral and Maxillofacial Surgeons. **J Oral Maxillofac Surg** v.677, p.13-717, 2009.

BELL, R.B.; BALKEY, G.H.; WHITE, R.P. et al. Staged reconstruction of the severely atrophic mandible with autogenous bone graft and endosteal implants. **J Oral Maxillofac Surg**. Oct. v.60, p.1135-41. 2002.

BIDEZ, M.W.; MISH, C.E. Force transfer in implant dentistry: Basic concepts and principles. **J Oral Implantsol.**, v.18, p.264-825. 1992.

BORNSTEIN, M. M. et al. Bone apposition around two different sandblasted and acid etched titanium implant surfaces: a histomorphometric study in canine mandibles. **Clinical oral implants research**, v. 19, n. 3, p. 233-241, 2008.

BORNSTEIN, M. M. et al. Early Loading of Nonsubmerged Titanium Implants with a Chemically Modified Sand Blasted and Acid Etched Surface: 6 Month Results of a Prospective Case Series Study in the Posterior Mandible Focusing on Peri Implant Crestal Bone Changes and Implant Stability Quotient (ISQ) Values. **Clinical Implant Dentistry and Related Research**, v. 11, n. 4, p. 338-347, 2009.

BORNSTEIN, M. M. et al. Early loading at 21 days of non-submerged titanium implants with a chemically modified sandblasted and acid-etched surface: 3-year results of a prospective study in the posterior mandible. **Journal of periodontology**, v. 81, n. 6, p. 809-818, 2010.

BRANEMARK, P.I. et al. Intraosseous Anchorage of dental prostheses. I. Experimental studies. Scand. **J. plast. reconstr. Surg.**, v.3, p.81-100. 1969.

BRÄNEMARK; ÖJHMELL, L.O; NILSSON, P. et al. Biomechanical characterization of osseointegration during healing: an experimental in vivo study in the rat. **Biomaterials**. v.18, p.969-78. 1997.

BRÄNEMARK, R.; SKALAK, R. An in-vivo method for biomechanical characterization of bone-anchored implants. **Med Eng Phys**.v.20, n.3, p.216-219. 1998.

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

BRYINGTON, M.; MENDONÇA, G.; NARES, S. et al. Osteoblastic and cytokine gene expression of implant-adherent cells in humans. **Clin Oral Implants Res.** v.25, n.1, p.52-8. 2014.

BUSER, D.; DULA, K.; LANG, N.P.; NYMAN, S. Long-term stability of osseointegrated implants in bone regenerated with the membrane technique—5-year results of a prospective study with 12 implants. **Clin. Oral. Implants Res.** v.7, p.175–183. 1996.

BUSER, D. et al. Removal torque values of titanium implants in the maxilla of miniature pigs. **The International journal of oral & maxillofacial implants**, v. 13, n. 5, p. 611-619, 1998.

BUSER, D.; BELSER, U. C.; LANG, N. P. The original one-stage dental implant system and its clinical application. **Periodontology 2000**, v. 17, p. 106-11. 1998..

BUSER, D. et al. Enhanced bone apposition to a chemically modified SLA titanium surface. **Journal of dental research**, v.83, n.7, p.529-53. 2004.

CALVO-GUIRADO, J.L.; ORTIZ-RUIZ, A.J.; NEGRI, B.; LÓPEZ-MARÍ, L.; RODRIGUEZ-BARBA, C.; SCHLOTTIG, F. Histological and histomorphometric evaluation of immediate implant placement on a dog model with a new implant surface treatment. **Clinical Oral Implants Research**, v.21, p.308–315. 2010.

CALIXTO DE ANDRADE, M. ; TAVARES FILGUEIRAS, M. R.; et al. Hydrothermal nucleation of hydroxyapatite on titanium surface. **Journal of the European Ceramic Society**, v. 22, n. 4, p. 505-510, 2002.

CARVALHO, B. M. et al. Tratamentos de superfície nos implantes dentários. **Revista de Cirurgia e Traumatologia Buco-maxilo-facial**, v.9, n.1, p.123-130. 2009.

CARR, A B.; GERARD, D. A.; LARSEN, P. E.Histomorphometric Analysis of Implant Anchorage for 3 Types of Dental Implants Following 6 Months of Healing in Baboon Jaws. **INT J ORAL MAXILLOFAC IMPLANTS.** v.15, p.785–791. 2000.

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

CEHRELI, M.C.; AKÇA, K. Narrow-diameter implants as terminal support for occlusal three-unit FPDs: a biomechanical analysis. **Int. J. Periodontics Restorative Dent.**, v.24, n.6, p.513-519, dez, 2004.

CHENG, Z.; ZHANG, F.; HE, F. et al. Osseointegration of titanium implants with a roughened surface containing hydride ion in a rabbit model. **Oral Surg Oral Med Oral Pathol Oral Radiol Endod.**; v.110, n.1, p. 5–12. 2010.

CIOTTI, D. L. et al. Características morfológicas e composição química da superfície e da microfenda implante-abutment dos implantes de dois estágios. **Rev. Implant News.** v. 3, n. 4, p.391-394. 2007.

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.; MAJZOUN, Z.; PIATTELLI, A.; SCARANO, A. Removal torque and histomorphometric investigation of 4 different titanium surfaces: an experimental study in the rabbit tibia. **Int J Oral Maxillofac Implants.** Lombard,1v.5, p.668-74. 2000.

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

DE GROOT, K. et al. Plasma sprayed coatings of hydroxylapatite. **Journal of biomedical materials research**, v. 21, n. 12, p. 1375-1381.

DEGIDI, M.; PIATTELLI, A.; CARINCI, F. Clinical outcome of narrow diameter implants: A retrospective study of 510 implants. **J Periodontol** v.79, p.49. 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.

DONATH, K.; BREUNER, G. A method for the study of undecalcified bones and teeth with attached soft tissues: the Saege-Schliff sawing and grinding technique. **J. oral Path.**, v.11, n.4, p.318-26. Aug. 1982.

DONOS, N.; HAMLET, S.; SALVI, G.E. et al. Comparison of gene expression profiling between hydrophilic and hydrophobic implant surfaces in humans.**Clinical Oral Implants Research** 22: 416–423, 2011.

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.

ELSYAD, M.A.; GEBREEL, A.A.; FOUAD, M.M. et al. The clinical and radiographic outcome of immediately loaded mini implants supporting a mandibular overdenture.

A 3-year prospective study. **Journ of Oral Rehabilitation** v.38, p.827–834. 2011.

FAVERANI, L. P. *et al.* Implantes osseointegrados: evolução sucesso. **Salusvita**, Bauru, v. 30, n. 1, p. 47-58. 2011.

FELICE, P.; SOARDI, E.; PELLEGRINO, G. *et al.* Treatment of the atrophic edentulous maxilla: short implants versus bone augmentation for placing longer implants. Five-month post-loading results of a pilot randomized controlled trial. **Eur J oral Implantol**, v.4, p.191-202. 2011.

FERGUSON, S. J.; BROGGINI, N.; WIELAND, M. *et al.* Biomechanical evaluation of the interfacial strength of a chemically modified sandblasted and acid-etched titanium surface. **Biomed. Mater. Res.** v.78, n.2, p. 291–297. Augt 2006.

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.

FERRIGNO, N.; LAURETI, M.; FANALI, S. Inferior alveolar nerve transposition in conjunction with implant placement. **Int J Oral Maxillofac Implants**, v.20, n.4, p.610-20. Jul-Aug 2005.

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

GANELES, J.; ZÖLLNER, A.; JACKOWSKI J., TEN BRUGGENKATE, C. *et al.* Immediate and early loading of Straumann implants with a chemically modified surface (SLActive) in the posterior mandible and maxilla: 1-year results from a prospective multicenter study. **Clin Oral Implants Res.** Nov; v.19, n.11, p.1119-28. 2008.

GECKILI, O.; BILHAN, H.; MUMCU, E. *et al.* Comparison of patient satisfaction, quality of life, and bite force between elderly edentulous patients wearing mandibular two implant-supported overdentures and conventional complete dentures after 4 years. **Special Care in Dentistry** v.32, p.136–141, 2012.

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.

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

GIOKA, C.; BOURAUDEL, C.; ZINELIS, S. et al. Titanium orthodontic brackets: structure, composition, hardness and ionic release. **Dent Mater**; v.20, n.7, p. 693-700. 2004.

GOTFREDSEN, K.; KARLSSON, U. A prospective 5-year study of fixed partial prostheses supported by implants with machined and TiO₂-blasted surface. **J Prosthodont**; v.10, p.2-. 2001.

GUEHENNEC, L. LE et al. Surface treatments of titanium dental implants for rapid osseointegration. **Journal Dental Materials**, p.844-854. 2007.

GUILIN, Y.; NAN, L.; YOUSHEG, L.; YINING, W. The effects of different types of investments on the alpha-case layer of titanium castings. **J Prosthet Dent**. v.97, p.157-164. 2007.

GUO, J. et al. The effect hydro fluoric acid treatment of tiO₂ grit blasted titanium implants on adherent osteoblast gene expression in vitro and in vivo. **Biomaterials**, v. 28, n., p.5418-5425. 2007.

HALL, J.; LAUSMAA, J. Properties of a new porous oxide surface on titanium implants. **Applied Osseointegration Res**. v.1, p. 5-8. 2000.

HANSSON, H.A.; ALBREKTSSON, T.; BRANEMARK, P.I. Structural aspects of the interface between tissue and titanium implants. **J. prosth. Dent.**, v.50, n.1, p.108-113. July 1983.

HAYES, J.S.; WELTON, J.L.; WIELING, R. et al. In vivo evaluation of defined polished titanium surfaces to prevent soft tissue adhesion. **J Biomed Mater Res B Appl Biomater**. v.100, n.3, p. 611–7. 2012.

HIRAKAWA, Y.; JIMBO, R.; SHIBATA, Y. et al. Accelerated bone formation on photo-induced hydrophilic titanium implants: an experimental study in the dog mandible. **Clin Oral Implants Res**. 2012.

IDA, K.; TANI, Y.; TSUTSUMI, S.; TOGAYA, T.; NAMBU, T.; SUESE, K.; KAWAZOE, T.; NAKAMURA, M.; WADA, H. Clinical application of pure titanium crowns. **Dent Mater J**. v.4, p.191-195. 2009

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.; HALLGREN, C.; WIDMARK, G.; SENNERBY, L.; WENNERBERG, A. 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.

JAFFIN, R. A.; BERMAN, C. L. The Excessive Loss of Branemark Fixtures in Type IV Bone: A 5-Year Analysis*. **Journal of Periodontology**, v. 62, n. 1, p. 2-4. 1991.

JENSEN, O.T.; SHULMAN, L.B.; BLOCK, M.S.; IACONO, V.J. Report of the Sinus Consensus Conference of 1996. **Int J Oral Maxillofac Implants.** v.13, p.11-45. 2000.

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.

JÚNIOR, A., CANABARRO, A.C.; MACHADO, W.A.S.; Fischer, R.G. Quantificação digital de alumina em superfícies de titânio rugosas variando o tamanho de detecção dos objetos. **Revista Periodontia**, v. 17, n. 01, p.100-104, mar. 2007.

JUNG, B.A.; YILDIZHAN, F.; WEHRBEIN, H. Bone-to-implant contact of orthodontic implants in humans – a histomorphometric investigation. **Eur Journal of Orthod.** v.30, p. 552– 557. 2008.

JUNQUEIRA, L. C.; CARNEIRO, J. **Histologia Básica**. 6ª Edição. Rio de Janeiro, Editora Guanabara Koogan. 1985. p. 512.

KASEMO, B.; LAUSMA, J. Biomaterial and implant surfaces: a surface science approach. **Int. J. oral Maxillofac. Implants**, v.3, n.4, p.247-59. 1998.

KHANDELWAL, N. et al. Conventional SLA and chemically modified SLA implants in patients with poorly controlled type 2 Diabetes mellitus—a randomized controlled trial. **Clinical Oral Implants Research**, v. 24, n. 1, p. 13-19, 2013.

KILPADI, D.V.; LEMONS, J.E. Surface energy characterization of unalloyed titanium implants. **J Biomed Mater Res** v.28, p.1419-1425. 1994.

KIM, H. et al. The biocompatibility of SLA -treated titanium implants. **Biomedical Materials**, v. 3, n., p.1-6. 2008.

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

KOKUBO, T. et al. Spontaneous formation of bonelike apatite layer on chemically treated titanium metals. **Journal of the American Ceramic Society**, v. 79, n. 4, p. 1127-1129, 1996.

LAI, H.C.; ZHUANG, L.E.; ZHANG Z-Y, W. et al. Bone apposition around two different sandblasted, large-grit and acid-etched implant surfaces at sites with coronal circumferential defects: an experimental study in dogs. **Clin. Oral Impl. Res.** v.20, p.247–253. 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.

LANG, N.P.; SALVI GE, H.G.; IVANOVSKI, S. et al. Early osseointegration to hydrophilic and hydrophobic implant surfaces in humans. **Clin. Oral Impl. Res.** 22; 349–356, 2011.

LANG, N. P. et al. Early osseointegration to hydrophilic and hydrophobic implantsurfaces in humans. **Clinical Oral Implants Research**, v. 22, n. 4, p. 349-356, 2011.

LEKHOLM, U.; ZARB, G.A. Patient selection and preparation. In: Branemark, P.I., Zarb, G.A. & Albrektsson, T., eds. Tissue-Integrated Prostheses: **Osseointegration in Clinical Dentistry**. Chicago: Quintessence Publishing. p.10-110. 1985.

LI, L.H.; KONG, Y.M.; KIM, H.W. et al. Improved biological performance of Ti implants due to surface modification by micro-arc oxidation. **Biomaterials**. v.5, n.14, p.2867–75. 2004.

LIN, Yun-Ho; PENG, Pei-Wen; OU, Keng-Liang. The Effect of Titanium With Electrochemical Anodization on the Response of the Adherent Osteoblast-Like Cell. **Implant Dentistry**, v. 21, n. 4, p. 344-349, 2012.

LINDER, L. Osseointegration of metallic implants I. Light microscopy in the rabbit. **Acta orthop. scand.**, v.60, p.129-34. 1989.

LINDER, L. et al. Electron microscopic analysis of the bone-titanium interface. **Acta orthop. scand.**, v.54, n.1, p.45-5. Feb.1983.

LONDON, R.M.; ROBERTS, F.A.; BAKER DA *et al.* Histological comparison of a thermal dual etched implant surface to machined, TPS, and HA surfaces: bone contact in vivo in rabbits. **Int J Oral Maxillofac Implants**. Lombard, v.17, p. 369-76. 2002.

LOURENÇO, E.J.V. **Avaliação da osteogênese com proteínas ósseas morfogenéticas (BMPs): análise em defeitos na calvária e ao redor de implantes de titânio em coelhos** [tese]. Bauru (SP): Faculdade de Odontologia de Bauru, Universidade de São Paulo;2002.

MAETZU, 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 Impl Res.**;v.14, n.1, p. 57-62. 2003.

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

MARTINS, R. **Implantes de zircônia reforçada com ítria (Y-TZP)**. Avaliação histomorfométrica / TESE DE DOUTORADO. Bauru, 2013. Faculdade de Odontologia de Bauru. Universidade de São Paulo.

MARTÍNEZ GONZÁLEZ, J.M.; GARCÍA, S. F.; FERRÁNDIZ, B. J. et al. Gonzalo Lafuente JC, Cano Sánchez J, Barona Dorado C. Removal torque and physico-chemical characteristics of dental implants etched with hydrofluoric and nitric acid. An experimental study in Beagle dogs. **Med Oral Patol Oral Cir Bucal**.v.11,n. 3,p. 281-5. Mai/Jun 2006.

MELLILI, D.; RALLO, A.; CASSARO, A. Implant overdentures: recommendations and analysis of the clinical benefits. **Minerva Stomatologic** 60: 251–269. 2011.

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

MISCH, C.E. **Implantes dentários contemporâneos**. São Paulo: Santos, 2000. p. 685.

MIRANDA, A. B. **Análise histomorfométrica dos implantes de titânio grau 4 e grau 5: estudo experimental em coelhos**. 2013.119 p. Tese (Mestrado) Faculdade de Odontologia de Bauru. Universidade de São Paulo.

MISCH, C.E. Divisions of available bone. In: Misch CE, **ed. Contemporary Implant Dentistry**, vol. 1. St. Louis: The CV Mosby Company; p.125-128. 1993.

MOHAMMADI, S.; ESPOSITO M, H. J.; EMANUELSSON L, K. A. et al. Short- term bone response to titanium implants coated with thin radiofrequent magnetron-sputtered hydroxyapatite in rabbits. **Clin Implant Dent Relat Res**. v.5, n.4, p.241-53. 2003.

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.

MORI, H.; MANABE, M.; KURACHI, Y. et al. Osseointegration of dental implants in rabbit bone with low mineral density. **J Oral Maxillofac Surg**. v.55, p.351–61. 1997.

MORTON, D. et al. Early Loading after 21 Days of Healing of Nonsubmerged Titanium Implants with a Chemically Modified Sandblasted and Acid Etched Surface: Two--□ Year Results of a Prospective Two Center Study.**Clinical implant dentistry and related research**, v. 12, n. 1, p. 9-17, 2010.

NAKAJIMA, H.; OKABE, T. Titanium in dentistry: development and research in the U.S.A. **Dent Mater J** v.15, p.77-90. 1996.

NELDAM, C.A.; PINHOLT, E.M. State of the Art of Short Dental Implants: A Systematic Review of the Literature. **Clin Implant Dent Relat Res**. Oct 26, 2010.

OATES, T.W.; VALDERRAMA, P.; BISCHOF, M. et al. Enhanced implant stability with a chemically modified SLA® surface: a randomized pilot study. **Int J Oral Maxillofac Implants**. v.22, p.755-760. 2007.

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.

OLIVARES-NAVARRETE, R.; HYZY, S. L.; HUTTON, D. L. et al. Direct and indirect effects of microstructured titanium substrates on the induction of mesenchymal stem cell differentiation towards the osteoblast lineage. **Biomaterials**. v. 31, n.10, p. 2728-35. 2010.

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.

ORTEGA-LOPES, R.; OLATE, S.; NOIA, C.F. et al. Influencia del diámetro y longitud de implantes en la pérdida tardía de implantes dentales. **Int. J. Odontostomat.**, v.6, n.1, p.77- 80, 2012.

THERHEYDEN, H.; JEPSEN, S.; MÖLLER, B.; TUCKER, M.M.; RUEGER, D.C. Sinus floor augmentation with simultaneous placement of dental implants using a combination of deproteinized bone xenografts and recombinant human osteogenic protein-1. A histometric study in miniature pigs. **Clin Oral Implant Res**. v.10,p.510-521. 1999.

PATTANAIK, B.; PAWAR, S.; PATTANAIK S. Biocompatible implant surface treatments. **Indian J Dental Res.** v.23, n.3, p.398-406. 2012.

PEGORARO, L. F.; DO VALLE, A. L.; DE ARAUJO, C. R. P.; BONFANTE, G.; CONTI, P. C. R. **Prótese fixa:** Bases para o planejamento em reabilitação oral. Segunda edição. São Paulo. Artes médicas. 2013. p. 487.

PETRIE, C.S.; WILLIAMS, J.L. Comparative evaluation of implant designs: influence of diameter, length, and taper on strains in the alveolar crest. A three- dimensional finite-element analysis. **Clin. Oral Implants Res.**, v.16, n.4, p.486- 494, ago, 2005.

PETRUNGARO P. Management of the compromised intertooth space with small-diameter one-piece implants in the esthetic zone. *Funct Esthet Restorative Dent.*;v.I, p.70-75. 2008.

PERROTTI, V. **Different players for a common goal: definition of the communication network regulating bone remodeling.** 2007. p. Tese (PhD) - UNIVERSITY "G. D'ANNUNZIO" CHIETI-PESCARA, Chieti, Itália.

PERROTTI, V. DI STEFANO, D.A.; ARTESE, L.; IEZZI, G.; PIATTELLI, S. P. Alveolar Ridge Regeneration with Equine Spongy Bone: A Clinical, Histological, and Immunohistochemical Case Series. **Clin Implant Dentistry and Related Research**, 2009.

POLMEAR, L.J. 1989, "Light Alloy". **Edward Arnold Publisher**, London, p.278. 1989.

QUAN, R.; YANG, D.; WU, X.; et al. In vitro and in vivo biocompatibility of graded hydroxyapatite-zirconia composite bioceramic. **J Mater Sci Mater Med.** v.19, p.183-187. 2008.

QUIRYNEN, M.; NAERT I, V. S. D. Fixture design and overload influence marginal bone loss and fixture success in the Brånemark system. **Clin Oral Implants Res.** v.3, p.104–111. 1992.

QUIRYNEN, M.; AL-NAWAS, B.; MEIJER, H.J.A.; et al. Small-diameter titanium Grade IV and titanium–zirconium implants in edentulous mandibles: three-year results from a double-blind, randomized controlled trial. **Clin. Oral Impl. Res.** p. 1–10. 2014.

RATNER, B. D. et al. Biomaterials Science: an introduction to materials in Medicine. 2. ed. San Diego: **Elsevier Academic Press**, 2004.

RASHID, F.; AWAD, M.A.; THOMASON, J.M.; et al. The effectiveness of 2-implant overdentures – a pragmatic international multicentre study. **Journal of Oral Rehabilitation** v.38, p. 176–184, 2011.

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

RIBEIRO, F. V.; NOCITI JR, F. H.; SALLUM, E. A. et al. Effect of Aluminum Oxide-Blasted Implant Surface on the Bone Healing around implants in rats submitted to continuous administration of selective cyclooxygenase-2 inhibitors. **Int J Oral Maxillofac Implants**. v.24, p.226–233. 2009.

ROBERTS, W.E.; SMITH, R.K.; ZILBERMAN, Y. et al. Osseous adaptation to continuous loading of rigid endosseous implants. **Am J Orthod**. v. 86, n.2, p.95- 111. 1984.

ROCCUZZO, M.; WILSON, JR.; Thomas G. A prospective study of 3 weeks' loading of chemically modified titanium implants in the maxillary molar region: 1-year results. **The International journal of oral & maxillofacial implants**, v. 24, n. 1, p. 65, 2009.

ROMEO, E.; LOPS, D.; AMORFINI, L.; CHIAPASCO, M.; GHISOLFI, M.; VOGEL, G. Clinical and radiographic evaluation of small-diameter (3.3-mm) implants followed for 1-7 years: a longitudinal study. **Clin. Oral Implants Res.**, v.17, n.2, p.139-148, abr, 2006.

RONG, M.; ZHU, A.; GUO, Z. et al. The effects of early osseointegration in different implant sites in rabbit tibias. **J Mater Sci: Mater Med**. V.24, p.959–965. 2013.

RONG, M.; ZHOU, L.; GOU, Z. et al. The early osseointegration of the laser-treated and acid-etched dental implants surface: an experimental study in rabbits. **J Mater Sci Mater Med**. v.20, p.1721–8. 2009.

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.

RUPP, F. et al. Enhancing surface free energy and hydrophilicity through chemical modification of microstructured titanium implant surfaces. **Journal of biomedical materials research Part A**, v. 76, n. 2, p. 323-334, 2006.

SAADOUN, A. P.; LEGALL, M. L. Clinical results and guidelines on Steri-Oss endosseous implants. **The International journal of periodontics & restorative dentistry**, v. 12, n. 6, p.486-495. 1991.

SAGAT, G.; YALCIN, S.; GULTEKIN, B.A.; MIJIRITSKY, E. Influence of arch shape and implant position on stress distribution around implants supporting fixed full-arch prosthesis in edentulous maxilla. **Implant Dent.**, v.19, n.6, p.498-508, dez, 2010.

SÁNCHEZ-GARCÉS, M.A.; COSTA-BERENGUER, X.; GAY-ESCODA, C. Short Implants: A Descriptive Study of 273 Implants. **Clin Implant Dent Relat Res.** 2010.

SEZER, B.; KOYUNCU, B.Ö.; GÜNBAY T, S. M. Alveolar distraction osteogenesis in the human mandible: a clinical and histomorphometric study. **Implant Dent.** v.2, n.4, p. 317-22. 2012.

SCHÄTZLE, Marc et al. Stability change of chemically modified sandblasted/acid etched titanium palatal implants. A randomized-controlled clinical trial. **Clinical oral implants research**, v. 20, n. 5, p. 489-495, 2009.

SCHIMANDLE, J.H.; BODEN, S.D. Spine update. The use of animal models to study spinal fusion. **Spine.**v.19, p.1998–2006. 1994.

SCHLEGEL, K.A.; PRECHTL C, M. T.; SEIDL C, L. R. et al. Osseointegration of SLActive implants in diabetic pigs. **Clin. Oral Impl. Res.** 00, p.1–7. 2011.

SCHULTE, J.; FLORES, A.M.; WEED, M. Crown-to-implant ratios of single tooth implant-supported restorations. **J. Prosthet. Dent.**, v.98, n.1, p.1-5, jul, 2007.

SCHWARTZ, Z.; BOYAN, B. D. J. Underlying mechanisms at the bone-biomaterial interface. **Cell. Biochem.** v.56, p. 340. 1994.

SCHWARZ, F.; HERTEN, M.; FERRARI, D. et al. Guided bone regeneration at dehiscence-type defects using biphasic hydroxyapatite + beta tricalcium phosphate (Bone Ceramic1) or a collagen-coated natural bone mineral (BioOss Collagen1): an immunohistochemical study in dogs. **Int J Oral Maxillofac. Surg.** v.36, n.12, p.1198–1206. 2007.

SCHWARZ, F.; HERTEN, M.; SAGER, M. et al. Bone regeneration in dehiscence-type defects at chemically modified (SLActive) and conventional SLA titanium implants: a pilot study in dogs. **Journal of Clinical Periodontology** v.34, p.78–86, 2007.

SENNERBY, L.; THOMSEN, P.; ERICSSON, L.E. A morphometric and biomechanic comparison of titanium implants inserted in in rabbit cortical and cancellous bone. **Int. J. oral Maxillofac. Implants.**, v.7, p.62-71. 1992.

SENNERBY, L.; MIYAMOTO, I. Insertion torque and RFA analysis of Tiunite and SLA implants. A study in the rabbit. **Appl Osseoin tegr Res**. v.1, p.31–3. 2000.

SENNERBY, L.; DASMAH, A.; LARSSON, B.; IVERHED, M. Bone tissue responses to surface- modified zirconia implants: a histomorphometric and removal torque study in the rabbit. **Clin Impl Dent Relat Res**. Suppl v.1, p.13-20. 2005.

SHIN, D.; BLANCHARD, S.B.; ITO, M.; CHU, T.M.G. Peripheral quantitative computer tomographic, histomorphometric, and removal torque analyses of two different non-coated implants in a rabbit model. **Clin. Oral Impl. Res**. v.22; p.242–250. 2011.

SIMION, M.; BENIGNI, M.; HEZAIMI, K. A. ET AL. Early Bone Formation Adjacent to Oxidized and Machined Implant Surfaces: A Histologic Study. **Int J Periodontics Restorative Dent**. v.35, p. 9–17. 2015.

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

STANFORD, MC. Surface modification of biomedical and dental implants and the processes of inflammation. wound healing and bone formation. **Int. J. Mol. Sci**. v.11, p.354-369. 2010.

STARR, N.L. The distal extension case: An alternative restorative design for implant prosthetics. **Int J Periodontics Restorative Dent** v. 21, p.61. 2001.

STENPORT, V.F.; JOHANSSON, C.; HEO, S.J. et al Titanium implants and BMP-7 in bone: an experimental model in the rabbit. **J Mater Sci Mater Med**. v.14, p.247–54. 2003.

STELLINGSMA, C.; MEIJER, H.J.; RAGHOEBAR, G.M. Use of short endosseous implants and an overdenture in the extremely resorbed mandible: a five-year retrospective study. **J Oral Maxillofac Surg**. v.58, n.4,p.382-8. 2000.

SYKARAS, N.; IACOPINO, A.M.; MARKER, V.A.; TRIPLETT, R.G.; WOODY, R.D. Implant materials, design and surface topographies: their effect on osseointegration. A literature review. **Int J Oral Maxillofac Implants**. v.15, p.675-90. 2000.

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

SONG, J. K; CHO, T. H.; PAN, H. et al. An Electronic Device for Accelerating Bone

Formation in Tissues Surrounding a Dental Implant. **Bioelectromagnetics** v.30, p.374-384. 2009.

TABASSUM, A.; MEIJER, G.J.; WOLKE, J.G. et al. Influence of the surgical technique and surface roughness on the primary stability of an implant in artificial bone with a density equivalent to maxillary bone: a laboratory study. **Clin Oral Impl Res.** v.20, n.4, p.327-32. 2009.

TEIXEIRA, E.R. **Superfície dos implantes**: o estágio atual. In: Dinato JC, Polido WD. Implantes osseointegrados: cirurgia e prótese. São Paulo: Artes Médicas; 2001. cap.5, p.63-80.

TELEMAN, 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 CATE, N. A. **Histologia Oral** – desenvolvimento, estrutura e função. 8ª ed. Rio de Janeiro: Elsevier. 2013. 400p.

TEXTOR M.; SITTIG, C.; FRAUCHIGER, V. ET AL. Properties and biological significance of natural oxide films on titanium and its alloys. Titanium in medicine: material science, surface science, engineering, biological responses, and medical applications. **New York: Springer.** p. 171–230. 2001.

THERHEYDEN H.; JEPSEN, S.; MÖLLER, B. et al. Sinus floor augmentation with simultaneous placement of dental implants using a combination of deproteinized bone xenografts and recombinant human osteogenic protein-1. A histometric study in miniature pigs. **Clin Oral Implant Res.**v.10, p.510-521. 1999.

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

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

WALL I, DONOS N, CARLQVIST K, JONES F, BRETT P. Modified titanium surfaces promote accelerated osteogenic differentiation of mesenchymal stromal cells in vitro. **Bone** v.45, n.1, p.17-26. 2009.

WATZAK, G.; ZECHNER, W.; ULM, C. et al. Histologic and histomorphometric analysis of three types of dental implants following 18 months of occlusal loading: a preliminary study in baboons. **Clin. Oral Impl. Res.** v.16, p. 408–416.2005.

WENNERBERG, A.; ALBREKTSSON, T.; ANDERSSON, B. An animal study of cp titanium screws with different surface topographies. **Journal of Materials Science: Materials in Medicine**, v. 6, n. 5, p. 302-309, 1995.

WILKE, H. J.; CLAES, L.; STEINEMANN, S. The influence of various titanium surfaces on the interface shear strength between implantes and bone. *In*: HEIMKE, G.; SOLTÉSZ, U.; LEE, A. J. C. **Adv Biomaterials**. Amsterdam : Elsevier Science Publishers B. V. . p. 309-314. 1990.

WOODMAN, J.L.; JACOBS, J.J.; GALANTE, J.O. et al. Metal ion release from titanium-based prosthetic segmental replacements of long bones in baboons: a long-term study. **J Orthop Res.**;v. 1, n. 4, p. 421-430. 1984.

YAN, W.Q.; NAKAMURA, T.; KAWANABE, K. et al. Apatite layer-coated titanium for use as bone bonding implants. **Biomaterials** v.18, p.1185–90. 1997.

YOU TM, CHOI BH, LI J, JUNG JH, LEE HJ, LEE SH, et al. The effect of platelet-rich plasma on bone healing around implants placed in bone defects treated with Bio-Oss: a pilot study in the dog tibia. **Oral Surg Oral Med Oral Pathol Oral Radiol Endod**; v.103, n.4, p.8-12. 2007.

ANEXO

**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