



**UNIVERSIDADE ESTADUAL PAULISTA
FACULDADE DE ODONTOLOGIA DE ARARAQUARA**



RAFAEL SILVEIRA FAEDA

***AVALIAÇÃO DE IMPLANTES DE TITÂNIO COM
MODIFICAÇÃO DA SUPERFÍCIE POR ABLAÇÃO A
LASER OU RECOBRIMENTO POR
HIDROXIAPATITA BIOMIMÉTICA. ESTUDO
BIOMECÂNICO EM TÍBIA DE COELHOS.***

ARARAQUARA
2006



UNIVERSIDADE ESTADUAL PAULISTA
FACULDADE DE ODONTOLOGIA DE ARARAQUARA



RAFAEL SILVEIRA FAEDA

AVALIAÇÃO DE IMPLANTES DE TITÂNIO COM
MODIFICAÇÃO DA SUPERFÍCIE POR ABLAÇÃO A LASER
OU RECOBRIMENTO POR HIDROXIAPATITA BIOMIMÉTICA.
ESTUDO BIOMECÂNICO EM TÍBIA DE COELHOS.

DISSERTAÇÃO APRESENTADA AO PROGRAMA DE
PÓS-GRADUAÇÃO DA FACULDADE DE ODONTOLOGIA
DE ARARAQUARA DA UNIVERSIDADE ESTADUAL PAULISTA
- UNESP, PARA A OBTENÇÃO DO TÍTULO DE MESTRE EM
PERIODONTIA.

Orientador: *Prof. Dr. Elcio Marcantonio Junior*

Co-orientador: *Prof. Dr. Antônio Carlos Guastaldi*

ARARAQUARA
2006

Faeda, Rafael Silveira

Avaliação de superfícies de implantes de titânio modificadas por ablação a laser e recobertas por hidroxiapatita biomimética. Estudo biomecânico em tibia de coelhos / Rafael Silveira Faeda. – Araraquara: [s.n.], 2006
112 f. ; 30 cm.

Dissertação (Mestrado) – Universidade Estadual Paulista, Faculdade de Odontologia.

Orientador: Prof. Dr. Elcio Marcantonio Junior

Co-orientador: Prof. Dr. Antonio Carlos Guastaldi

1. Implante dentário endoósseo 2. Osseointegração
3. Torque 4. Lasers 5. Materiais biocompatíveis I. Título.

DADOS CURRICULARES

Rafael Silveira Faeda

NASCIMENTO 25 de Agosto de 1982 – Ribeirão Preto / SP

FILIAÇÃO Zélio Faeda

Luiza Maria de Andrade Silveira Faeda

Graduação em Odontologia

2000-2003 Faculdade de Odontologia de Araraquara

Universidade Estadual Paulista - UNESP

Pós-graduação em Periodontia – Nível de Mestrado

2004-2006 Faculdade de Odontologia de Araraquara

Universidade Estadual Paulista - UNESP

*“Nossa cabeça é redonda para permitir
ao pensamento, mudar de direção.”*

Francis Picabia

À **Deus**, que pelo dom da vida me deu a oportunidade de alcançar mais um objetivo, me dando coragem nos momentos difíceis, acompanhando e guiando meus passos.

Dedico este trabalho...

...Aos meus pais **Zélio** e **Luiza** pela constante demonstração de carinho, amor, compreensão e apoio durante toda a minha vida, e por todo esforço e sacrifício para minha formação. Minha eterna gratidão. Tenho muito orgulho de vocês!

... Às minhas irmãs **Marília**, **Elisa** e **Laís**, que compreenderam a minha opção, participando em todos os momentos, longe ou perto.

... À **Carol**, pelos momentos em que não pude corresponder da forma que eu queria e que você merecia, por seu incentivo, amor e companheirismo, que impulsionam e completam a minha vida.

Agradecimentos Especiais

Ao **Prof. Dr. Elcio Marcantonio Junior**, pela confiança e oportunidades de aprendizado que tive desde o início. Agradeço a dedicação como orientador, estando sempre disposto a me ajudar de maneira compreensiva e paciente. Espero não ter decepcionado suas expectativas e ser merecedor da sua confiança.

Ao **Prof. Dr. Antônio Carlos Guastaldi**, que na qualidade de co-orientador permitiu que as inúmeras conversas que tivemos contribuíssem para meu crescimento científico. Obrigado pela amizade, convivência, atenção, paciência e ensinamentos.

Ao **Prof. Dr. Carlos Rossa Junior**, responsável pelo meu interesse em Periodontia e pela oportunidade de realizar o meu primeiro trabalho de pesquisa nesta disciplina, abrindo as portas para que eu chegasse até aqui. Muito obrigado por tudo que fez por mim.

À **Prof^a. Dr^a. Rosemary Adriana Chiérici Marcantonio**, pelo apoio, carinho e atenção.

Aos amigos **Rafael, Maurício e Miltinho**, pela amizade e companheirismo, pelos incontáveis bons momentos de convivência diária, pela ajuda e colaboração nas horas difíceis e por se tornarem meus novos irmãos.

Aos **meus familiares**, que são parte da minha história, torcendo sempre pelas minhas conquistas.

À **família da Carol**, pela compreensão e incentivo constante.

Agradecimentos

À Faculdade de Odontologia de Araraquara, na pessoa de sua Diretora, Prof^a. Dr^a. Rosemary Adriana Chiérici Marcantonio, e Vice-Diretor, Prof. Dr. José Cláudio Martins Segala.

Ao coordenador do Curso de Pós-Graduação - Área de Periodontia, Prof Dr. Carlos Rossa Junior, e a todos os docentes do Curso de Pós-Graduação, pela formação e exemplo.

Aos amigos e Docentes da Disciplina de Periodontia, Prof. Dr. Benedicto Egbert Corrêa de Toledo, Prof. Dr. Ricardo Samih Georges Abi Rached, Prof. Dr. Elcio Marcantonio Junior, Prof. Dr. José Eduardo Cezar Sampaio, Prof^a Dr^a Rosemary Adriana Chiérici Marcantonio, Prof. Dr. Joni Augusto Cirelli, Prof. Dr. Carlos Rossa Junior, Prof^a Dr^a Silvana Regina Perez Orrico, pela formação e orientação.

Aos amigos Rafael Sartori, Hewerson Tavares dos Santos e Juliana Moraes, pela ajuda na parte prática desse trabalho: esse trabalho também é de vocês!

Em especial, às amigas Karina e Esmeralda, que participaram da minha iniciação acadêmica.

Ao funcionário Celso Luis Borsato, por toda colaboração e eficiência durante a parte experimental deste trabalho.

Aos amigos do Laboratório de Biomateriais do Instituto de Química de Araraquara, pela atenção e profissionalismo.

A todos os funcionários da disciplina de Periodontia, D. Cidinha, Claudia, D. Maria do Rosário, D. Teresinha, Maria José, Marlei, Thelma, Sueli e Toninho, cujo trabalho, dedicação e compreensão possibilitou a realização desse trabalho.

À Regina Lúcia, em especial, atenção, paciência e cooperação durante a realização do trabalho. Obrigado pelo carinho e pelo ombro amigo em todos os momentos.

Aos demais funcionários e colegas do Departamento de Diagnóstico e Cirurgia

Aos amigos do curso de Pós-graduação em Periodontia, Dani Spirandeli, Dani Zandin, Débora, Denise, Gabi, Rafaela, Fábio, Miltinho, Maurício, Rafa Sartori. pela amizade sincera e inesquecíveis momentos de convivência.

Aos amigos Celso e Rogério pela colaboração e ajuda no aprendizado do protocolo cirúrgico.

A amiga Marília, pela ajuda na elaboração do projeto.

Aos funcionários da Seção de Pós-Graduação pela paciência e admirável interesse em nos ajudar.

As meninas da biblioteca, Maria Helena, Cris, Cidinha, Marlei, Ceres, Adriano, Eliane, Inês.

Ao Prof. Dr. José Sílvio Govone, Dept. de Estatística, Matemática Aplicada e Computacional, IGCE e Centro de estudos Ambientais, UNESP- Rio Claro, pela valiosa ajuda no entendimento estatístico deste trabalho.

Ao Dr. Sidival Dias, da Titanium Fix[®], pela simplicidade e atenção que nos atendeu.

À CAPES, pelo apoio financeiro concedido, indispensável para a realização deste trabalho.

A todos aqueles que de uma forma ou de outra colaboraram para a execução deste trabalho.

SUMÁRIO

LISTA DE ABREVIATURAS.....	15
1 INTRODUÇÃO.....	17
2 REVISÃO DE LITERATURA.....	21
3 PROPOSIÇÃO.....	53
4 MATERIAL E MÉTODO.....	55
4.1 Implantes.....	55
4.2 Desenvolvimento das Superfícies Testes.....	56
4.2.1 Modificação da Superfície por Feixe de Laser.....	56
4.2.2 Recobrimento da Superfície pela Hidroxiapatita Biomimética.....	58
4.3 Animais e Cuidados.....	61
4.4 Procedimentos Cirúrgicos.....	61
4.4.1 Cirurgia de Instalação dos Implantes.....	61
4.5 Teste Biomecânico.....	64
4.6 Análise Estatística.....	66
5 RESULTADO.....	68

6 DISCUSSÃO.....	74
7 CONCLUSÃO.....	85
8 REFERÊNCIAS.....	87
ANEXO	103
RESUMO.....	106
ABSTRACT.....	109

Lista de Abreviaturas

Abreviaturas usadas no texto:

Ticp: Titânio comercialmente puro

TPS: Plasma *spray* de titânio

HA: Hidroxiapatita

SAc.: Superfície tratada com ácidos

BIC: Contato osso implante

TI O₂: Dióxido de titânio

SLA: Jateada com partículas grandes e condicionada por ácido

SU: Superfície Usinada

SMC: Superfície modificada comercial

SML: Superfície modificada por laser

Ca: Cálcio

P: Fósforo

MEV: Microscopia Eletrônica de Varredura

EDS: Análise por difração de Raios-X

1 Introdução

Com o advento da osseointegração, a utilização dos implantes dentais vem crescendo amplamente como uma alternativa para a substituição de elementos dentais ausentes. O sucesso dos implantes osseointegrados vem sendo comprovado ao longo dos anos (LAZZARA et al.²⁸, 1996), demonstrando uma porcentagem de sucesso superior a 90% para os implantes colocados em mandíbula e de 85% para os implantes colocados em maxila após cinco anos, satisfazendo os critérios mínimos de sucesso propostos por Albrektsson et al.² em 1986 (SENNERBY et al.⁴⁴, 1992).

A cicatrização óssea ao redor de implantes dentais pode ser dependente de uma série de fatores. O tempo tem sido descrito como um fator importante, uma vez que se observa um crescimento progressivo do osso entre as espiras do implante e um aumento da porcentagem de tecido ósseo em contato direto com a sua superfície. Testes histológicos e biomecânicos têm comprovado este comportamento, com um aumento gradual no contato osso implante e na força necessária para desrosqueá-lo com o passar do tempo (SAKAKURA et al.⁴², 2003; MARGONAR et al.³², 2003 e REZENDE⁴¹, 1991).

Outro fator refere-se ao tipo de superfície do implante. O tratamento da superfície de titânio do implante por meio de ácidos, jateamentos, plasma "spray" de titânio e hidroxiapatita, promovendo uma

superfície porosa, representa um avanço, na medida em que é observado um aumento na quantidade de tecido ósseo em contato com a superfície do implante, conseqüentemente uma maior retenção se comparado aos implantes de superfície lisa (KLOKKEVOLD et al. ²⁴, 1997). Ainda, alguns estudos demonstram que o tempo de osseointegração é reduzido com a superfície porosa (CARLSSON et al. ⁸, 1988).

As várias estratégias adotadas para a modificação das superfícies dos implantes podem ser classificadas como físico-químicas, morfológicas e bioquímicas dependendo do tipo de tratamento selecionado. Além disso, esses diferentes métodos podem ser combinados visando a osteopromoção e uma atuação sinérgica no processo da osseointegração. O objetivo final ainda é a melhora e a aceleração das três fases do reparo ósseo que ocorrem na interface osso/implante: osteocondução, neoformação óssea e remodelação óssea (FINI et al. ¹¹, 2003).

Dessa forma, o tipo de tratamento de superfície tem recebido considerável importância no crescente desenvolvimento da Implantodontia, todos visando alcançar uma melhor osseointegração em regiões de baixa densidade óssea, e em um curto espaço de tempo, como exigido pelos casos de carga imediata (TARNOW ⁵⁰, 1993; BUSER et al. ⁵, 1998).

Na busca pela otimização do processo de osseointegração, novos métodos de modificação de superfície têm sido estudados com

resultados promissores, e dentre estes temos a modificação da superfície por laser. Segundo estudos, este método proporciona uma morfologia de superfície complexa e homogênea, com alto grau de pureza da superfície obtida além de ser um método controlado e reprodutível^{9,12,26,43}. Um outro foco dos estudos tem se voltado para os recobrimentos bioativos, e dentre estes, o método de recobrimento biomimético por hidroxiapatita tem surgido com propriedades importantes, tais como maior estabilidade e controle do recobrimento, e maior adesão ao implante que o método plasma-spray^{1,37}.

Por esta razão, entendemos ser interessante avaliar a retenção de implantes com superfície modificada por feixe de laser e com superfície recoberta por hidroxiapatita biomimética em relação a implantes de superfície usinada e superfície modificada já existentes no mercado.

2 REVISÃO DE LITERATURA

Muito tem se estudado sobre os fatores que contribuem para a formação e adaptação óssea ao redor dos implantes, como os fatores de crescimento, biomoléculas sinalizadoras e a tecnologia de superfície. As características de superfície dos implantes influenciam significativamente a formação e manutenção do tecido ósseo em contato.

Vários estudos têm demonstrado que os níveis de osseointegração estão relacionados com o grau de rugosidade de superfície. O aumento da rugosidade superficial favorece a interação mecânica entre as macromoléculas da superfície do implante e o osso, o que resulta em um aumento na resistência à compressão, tensão e cisalhamento. A rugosidade superficial, correlacionada à uma alta energia de superfície, também estimula uma osseointegração mais rápida e forte pelo fato de as biomoléculas teciduais se adaptarem mais firmemente à superfície do implante (KHANG et al.²², 2001).

Susuki et al.⁴⁹ (1997) avaliou a atividade de remodelamento ósseo em implantes de titânio com diferentes rugosidades de superfície por meio de microscopia confocal de varredura à laser (CLSM). Dois tipos de implantes foram utilizados, um de superfície lisa ou usinada e o outro de superfície rugosa por meio de plasma spray de titânio. Estes implantes foram aleatoriamente inseridos bicorticalmente na diáfise do fêmur de coelhos. Os animais foram sacrificados em 6, 16 e 42 semanas após a

cirurgia, sendo os blocos removidos e preparados para corte não descalcificado. A análise histomorfométrica através do CLSM mostrou que o contato direto osso-implante e o volume ósseo ao redor dos implantes foi maior para os rugosos que para os lisos após 42 semanas de implantação. O contrário se observou em relação à erosão na superfície óssea de contato, a qual se mostrou menor nos implantes rugosos que nos lisos após 6 semanas de implantação, mas após esse período essa diferença não foi mais observada. Não foi observada diferença significativa na taxa de deposição mineral. Segundo os autores, os resultados demonstraram que o maior volume ósseo nos implantes de superfície rugosa é devido à menor atividade de remodelação nos estágios iniciais após a implantação, quando comparados com os implantes lisos, sendo portanto a rugosidade do titânio um dos fatores que ajudam a determinar o balanço entre a formação e reabsorção óssea durante o processo de remodelação na interface osso-implante.

Cooper ¹⁰ (2000) realizou uma revisão de literatura pela qual encontrou que pelo menos cinco fatores são atribuídos ao aumento da rugosidade superficial: (1) aumento da superfície de contato osso-implante, (2) favorecimento da adesão celular à superfície, (3) aumento da quantidade óssea em contato com a superfície, (4) aumento da interação biomecânica do implante com o osso, e (5) inflamação da mucosa peri-implantar se a superfície rugosa for exposta ao meio bucal.

Também com o objetivo de avaliar a qualidade e o remodelamento ósseo ao redor de implantes rugosos e lisos, Grizon et al.¹⁶ em 2002, realizaram implantes nos fêmur de vinte ovelhas. Cada ovelha recebeu quatro implantes rugosos no fêmur direito e quatro lisos no esquerdo, sendo estes implantes avaliados após 3, 6, 12 e 18 meses de implantação. Os blocos contendo os implantes foram removidos e processados para corte não descalcificado. A quantidade de osso ao redor dos implantes foi medida (volume, espessura, interface de contato) assim como a atividade osteoblástica (taxa de aposição mineral e formação óssea) e atividade de reabsorção (erosão superficial). Nos resultados os autores não observaram diferenças entre os dois implantes em 3 e 6 meses. Em 12 e 18 meses, o volume ósseo e superfície de contato continuaram aumentando, havendo sempre uma tendência para de o implante rugoso estar associado com os valores mais altos. Por outro lado, as taxas de deposição mineral, formação óssea e erosão superficial, foram menores para os implantes rugosos. O processo de remodelamento ósseo esteve associado com o aumento da qualidade da interface osso-implante nos períodos mais longos. Os autores concluíram que a massa óssea necessária para a imobilização do implante é obtida rapidamente mas o processo de adaptação às exigências mecânicas leva a um pequeno mas persistente aumento no volume ósseo ao redor dos implantes. Embora as diferenças entre implantes rugosos e lisos não

tenham sido estatisticamente significantes, os implantes rugosos pareceram estar associados a uma resposta óssea mais intensa.

Desde que foi observado que a alteração das características de superfície exerce significativa influência sobre interface osso-implante, várias estratégias têm sido empregadas para modificar a textura da superfície e então aumentar a área da superfície do implante, com o objetivo de potencializar a reação entre o osso e o implante. As características da superfície dos implantes de titânio podem ser modificadas por métodos de adição (plasma spray de titânio, plasma spray de HA) para aumentar a área de superfície e proporcionar uma macrotopografia mais complexa. Métodos de subtração (jateamento, ataque ácido, oxidação anódica, tratamento por laser) têm sido utilizados para aumentar a área da superfície e para alterara a micro-topografia, ou textura, da superfície.

Esta revisão de literatura abordará os seguintes métodos de modificação da superfície de implantes de titânio: Plasma Spray de Titânio (TPS), Recobrimento por Hidroxiapatita (HA), Condicionamento Ácido (Ác), Jateamento da Superfície e associações, Oxidação Anódica e Modificação da superfície por Feixe de Laser (SFL).

Plasma Spray de Titânio (TPS)

Em 1998, Ledermann et al.²⁰, relataram um caso de análise histológica de quatro implantes de plasma spray de titânio (TPS) após 12 anos de carga funcional em um paciente de 95 anos. Após a implantação, os implantes foram conectados à uma barra que suportava uma overdenture. A análise histológica dos implantes revelou uma excelente osseointegração tanto no osso cortical quanto no medular. Pela análise histomorfométrica, foi observado um contato osso-implante variando entre 70% a 80%, sendo que próxima à superfície dos implantes, havia sinais de remodelamento. Os autores concluíram que os implantes de TPS possibilitam o carregamento imediato, com sucesso satisfatório a longo prazo.

Karabuda et al.²¹ (1999), realizaram um estudo piloto para comparar histológica e histomorfométricamente implantes de hidroxiapatita (HA) e plasma spray de titânio (TPS) instalados em dois cães. Após 8 semanas de cicatrização, as amostras foram removidas, cortadas e analisadas. A análise histológica e histomorfométrica, revelou que a porcentagem de contato osso implante (BIC%) foi de $61,84 \pm 7,84$ % para HA e de $51,35 \pm 12,1$ % para TPS, sendo que foram observadas evidências de reabsorção da camada de HA. Os autores concluíram que a superfície HA pode oferecer melhor contato osso-implante que TPS,

porém a superfície TPS proporciona uma maior estabilidade a longo prazo.

Gotfredsen et al.¹³ em 2001, compararam a reação óssea ao redor de implantes com TPS e de superfície usinada quando submetidos à força estática lateral. Após 12 semanas da extração dos 2^{os}, 3^{os} e 4^{os} pré-molares inferiores de 3 cães, dois implantes com superfície de TPS foram colocados de um lado e dois implantes de superfície usinada do outro. Doze semanas após implantação, coroas, conectadas em pares por torno expensor, foram instaladas sobre os implantes e expansão de 0.6mm foi iniciada. Registros clínicos, radiografias padronizadas e marcação fluorocrômica foram realizados durante um período de 24 semanas de carga. As amostras foram removidas e processadas para corte não descalcificado. As secções foram analisadas histológica e histomorfometricamente. O nível da margem óssea foi maior para os implantes de superfície TPS quando comparados aos usinados. Além disso, a interface de contato osso/implante assim como a densidade do osso peri-implantar foi menor nos implantes usinados que nos TPS. Estes resultados sugerem que os implantes de superfície TPS favorecem a dissipação de cargas na interface osso/implante.

Buscando avaliar a influência das características da superfície na osseointegração dos implantes e o padrão da cicatrização óssea mediante a regeneração óssea guiada, Lima et al.³¹ (2003) realizaram defeitos de 7x7x7mm nos quais instalaram 24 implantes

standard ITI® 4,1x8mm, tanto de superfície de TPS quanto usinada, em quatro cães. Nos casos de exposição, as membranas foram removidas precocemente em 4 a 6 ou 15 a 15 semanas após a cirurgia. Dois cães foram sacrificados em 16 semanas e outros dois em 24 semanas de cicatrização, sendo as amostras removidas e preparadas para corte não descalcificado e análise histomorfométrica. Quando as membranas foram removidas após 4 a 6 e 14 a 15 semanas, foi observado um crescimento ósseo vertical de 45 a 61% do defeito original. Apesar disso, quando a membrana permaneceu no sítio por 24 semanas, o crescimento ósseo vertical foi de 79 a 96%. A osseointegração na área regenerada foi de 12-32% para TPS e de 0,0 – 3,6% nos implantes usinados em 16 e 24 semanas respectivamente. A osseointegração na região do tecido ósseo remanescente foi de 16 – 35% para TPS e de 0,0 – 11% para os implantes usinados, quando observados em 16 e 24 semanas de cicatrização. Os autores concluíram que a osseointegração foi maior na região de tecido ósseo remanescente, e que a superfície de TPS influenciou positivamente a osseointegração tanto no osso remanescente quanto na porção regenerada, quando comparado à superfície usinada.

Recobrimento por Hidroxiapatita (HA)

Gotfredsen et al.¹⁴ em 1995, avaliaram histométrica e biomecanicamente a ancoragem de implantes jateados com TiO₂, recobertos por HA e usinados. Foram instalados 156 implantes nas tíbias de 26 coelhos, sendo dois em cada tibia. Após 3 e 12 semanas de cicatrização, nos implantes da tibia direita realizou-se teste de torque e os da esquerda foram avaliados histométricamente. Tanto em 3 quanto em 12 semanas de cicatrização ($p=0,07$), os implantes de HA apresentaram torque de remoção significativamente ($p<0,0001$) maior que os implantes de jateados por TiO₂ e usinados. Os implantes jateados por TiO₂ tiveram valores significativamente ($p=0,004$) maiores que os usinados. Na análise histométrica os implantes de jateados por TiO₂ apresentaram contato osso-implante estatisticamente ($p<0,05$) maior que os implantes usinados após 3 semanas de cicatrização, sendo que em 12 semanas a diferença não foi significativa. Quanto aos implantes recobertos por HA, os autores relataram que pela análise histológica foi observado que a HA se mostrava frequentemente fraturada na porção inferior das espiras, e que em 12 semanas a quantidade de HA presente na superfície era menor que em 3 semanas de implantação, sugerindo sua biodegradação.

Biesbrock e Edgerton⁴ em 1995 realizaram uma revisão de literatura sobre a previsibilidade dos implantes recobertos por HA, na qual eles observaram que apesar do tratamento de pacientes com implantes

recobertos por HA estar bem estabelecido, sua previsibilidade clínica ainda continua controversa. Estudos clínicos sugerem que os implantes recobertos por HA possuem uma taxa de sobrevivência pequena a curto prazo (variando de 6 meses a 6 anos) quando comparadas aos implantes com superfície de titânio, tendo como principais problemas a facilitação da adesão bacteriana, fratura do recobrimento e dissolução da HA. Por outro lado, os resultados clínicos demonstram que os implantes recobertos por HA podem ser utilizados como uma alternativa interessante em condições específicas como: (1) em osso tipo IV, (2) em sítios de extração imediata, (3) em enxertos maxilares e/ou de seio nasal, ou (4) quando necessário utilizar implantes curtos (menor ou igual a 10mm). Mas apesar disso, os autores relatam que estudos a longo prazo são necessários para validar essas observações.

Iyama et al.¹⁹ (1997) compararam a quantidade e a distribuição da formação óssea ao redor do implante de HA em ratos normais e em ratos diabéticos. O metabolismo ósseo foi acompanhado através de marcação fluorocrômica com calceína, alizarina e tetraciclina realizadas no 7º, 14º e 21º dias após implantação, sendo os animais sacrificados no 28º dia. As amostras foram removidas e preparadas para análise em microscopia confocal. Foi observado que em ambos os grupos, a formação óssea se deu a partir da superfície de HA do endóstio, perióstio e da medular óssea. Na região distante do endóstio e perióstio, a formação óssea foi menor no grupo controle, e

praticamente inexistente no grupo diabético. Estes resultados indicam que a formação óssea na superfície do implante de HA acontece a partir da superfície, nos ratos normais, enquanto nos ratos diabético ela tem como origem o periósteo e o endósteo, estando suprimida quando distante destes.

Piattelli et al.³⁹ em 1997 avaliaram o comportamento de implantes de titânio revestidos por HA através da análise das fosfatases alcalina e ácida. Vinte e quatro implantes com superfície de HA foram instalados no fêmur de 12 coelhos. Após 1 semana, 1 mês, 3 meses e 6 meses, as amostras foram removidas e processadas para análise. Em 1 semana, vários osteoblastos positivos para fosfatase alcalina (ALP) foram observados próximos à superfície do implante, não sendo observado nenhum sinal de degradação da HA. Com 1 mês, poucos osteoblastos positivos para ALP foram observados no espaço medular próximos à superfície do implante, sendo que várias células positivas para fosfatase ácida (ACP) foram observadas próximas ao recobrimento, além da redução na espessura do recobrimento estar reduzida em vários casos. Após 3 meses, uma maior redução na espessura do recobrimento em contato com o espaço medular foi observada. Várias células ACP positivas estavam em contato íntimo com o recobrimento, e poucos osteoblastos ALP positivos estavam presentes. Quando observada após 6 meses, em várias áreas em contato com o espaço medular, a HA estava completamente reabsorvida. Os resultados histológicos e histoquímicos

apontaram dois tipos de células ACP positivas: multinucleadas, frequentemente em processo de fagocitose de partículas de HA, e mononucleares, com morfologia similar à osteoclastos. Os autores concluíram que as áreas onde a HA estava completamente reabsorvida não estavam recobertas por osso, e que este fato estaria relacionado à presença de células mononucleadas, semelhantes à osteoclastos, no espaço medular, sendo estas responsáveis pela falta de osso nessas regiões.

Wigianto et al.⁵⁹ (1999), avaliaram tridimensionalmente a estrutura óssea ao redor de implantes de HA instalados em tíbias de 16 coelhos. Foi avaliada a porcentagem de contato osso-implante e a porcentagem de volume ósseo ao redor de implantes de titânio (Ti) e implantes revestidos por hidroxiapatita densa (HA), nos períodos de 2, 4, 6 e 8 semanas. Após cada período as amostras foram removidas, preparadas e analisadas. Os resultados indicaram que a formação óssea diferia do osso cortical para o osso medular. Na região cortical, a porcentagem de contato osso-implante e o volume ósseo foram comparativamente iguais para os implantes Ti e HA, durante os períodos de observação. Já na área de osso medular, a porcentagem de contato osso-implante e a porcentagem de volume ósseo no implante Ti aumentou até a 8ª semana, enquanto que, para o implante HA, aumentou até a 4ª semana e então decresceu. Os autores concluíram que o tipo de

material da superfície dos implantes afeta o remodelamento do osso cortical. Quanto aos implantes HA, eles sugerem que, como a adesão entre o implante e osso cortical é extremamente forte, o stress mecânico produzido pela flexão da tíbia é transferido para o osso medular gerando uma fratura coesiva no osso, devido à adesão química entre a HA e o tecido ósseo.

Torensma et al.⁵¹ (2003), avaliaram a seletividade de células do estroma do osso medular, pelos implantes revestidos por HA. A heterogeneidade das células do estroma do osso medular de 11 doadores foi avaliada pela mensuração da expressão das várias moléculas de adesão. Os resultados demonstraram que o implante entra em contato com diferentes tipos celulares, as quais podem levar a diferentes níveis de integração e que, surpreendentemente, *in vitro* apenas uma subfração das células do estroma do osso medular aderem aos implantes de titânio revestidos por HA. Os autores concluíram que a HA é seletiva no recrutamento das células do osso medular, explicando as diferenças encontradas *in vivo* para esse recobrimento quando comparada ao titânio e que, essa seletividade celular trás vantagens nos casos em que uma ampla variedade de células é capaz de aderir ao implante, porém com baixa efetividade no processo de osseointegração.

Uehara et al.⁵⁴ (2004), relataram um caso de evidencia histológica da osseointegração em 2 implantes removidos de um paciente que sofreu fratura do parafuso e conexão em um acidente automobilístico.

Dois implantes recobertos por HA foram removidos com porção de osso aderido, da mandíbula posterior esquerda, após 18 meses de carga funcional. Os blocos foram preparados e avaliados histologicamente. A análise revelou que um tecido ósseo denso estava em íntimo contato com a superfície do implante de HA, e que o espaço entre as espiras do implante estava preenchido por osso mineralizado. Foi notado um alto grau de osseointegração, com contato osso-implante de 87% (correspondente ao dente 36) e 94,4% (para o implante correspondente ao dente 37). A conexão entre o recobrimento de HA e o metal se apresentou íntima e constante. Os autores concluíram que evidências histológicas mostraram um alto grau de osseointegração nos dois implantes dentais recobertos por HA após carga funcional de 18 meses.

Modificação por Condicionamento Ácido (Ác)

Klokkevold et al.²³ (1997), compararam a resistência ao torque de remoção de implantes de titânio com superfície condicionada por ácido (Osseotite®) e implantes de superfície usinada. Dois implantes (3.25 x 4.0), um condicionado por ácido e outro usinado, foram colocados na distal do fêmur de 10 coelhos adultos. Após um período de 2 meses de cicatrização, os implantes foram removidos por torque reverso através de um torquímetro digital. Dois implantes de superfície usinada foram

perdidos durante o período de cicatrização, sendo que todos os outros foram encontrados ancorados ao osso. A resistência ao torque de remoção foi 4 vezes maior para os implantes com superfície condicionada por ácido, quando comparados aos usinados. Os valores médios de torque foram de 20.5 ± 6.59 Ncm para os implantes condicionados por ácido e de 4.95 ± 1.61 Ncm para os usinados. Segundo os autores, os resultados deste estudo sugerem que o condicionamento ácido da superfície dos implantes, aumenta significativamente ($p \leq 0,0002$) o grau de osseointegração determinado pela resistência ao torque de remoção.

Em 1999, Lazarra et al.²⁷ avaliaram histologicamente a porcentagem de contato osso implante (BIC%) de superfícies de implantes condicionadas por ácido (Osseotite[®]) e usinadas, após 6 meses de cicatrização em humanos. Para eliminar a influência do sítio de colocação, foram utilizados implantes com uma das faces condicionadas por ácido e a outra usinada, os quais foram colocados em 11 pacientes durante o procedimento convencional de cirurgia, na região posterior de maxila (osso tipo III e IV). Após 6 meses de cicatrização, os implantes convencionais foram expostos e os implantes testes foram removidos com tecido ósseo ao redor. A análise histológica indicou que, após 6 meses de cicatrização sem carga, o valor médio de contato osso-implante (BIC%) para os implantes de superfície Osseotite[®] foi de $72.96\% \pm 25.13\%$, estatisticamente superior ($p < 0,05$) ao valor médio de BIC para os implantes de superfície usinada $33.98\% \pm 31.04\%$. Os resultados deste

estudo indicaram que em osso de baixa qualidade, normalmente encontrado na maxila posterior, a porcentagem de contato osso implante foi estatisticamente superior para os implantes de superfície Osseotite® quando comparados à superfície oposta usinada do mesmo implante.

Em 2001, Klokkevold et al.²⁴ compararam o a resistência ao torque de remoção de implantes (3.25 x 4.00) com duplo ataque ácido (DAE - Osseotite®), com superfície usinada ou à superfície de plasma spray de titânio (TPS). Um DAE foi colocado em cada fêmur de dezoito coelhos adultos com um dos outros dois tipos. Seis coelhos foram sacrificados a cada 1, 2 e 3 meses de cicatrização, tendo os implantes removidos por torque reverso aplicado por torquímetro digital. Três implantes de superfície usinada falharam durante a cicatrização. As médias dos valores de torque de remoção para implantes de superfície usinada foram de 6.00 ± 0.64 Ncm em 1 mês, 9.07 ± 0.67 Ncm em 2 meses e de 6.73 ± 0.95 Ncm em 3 meses de cicatrização; para DAE foram de 21.86 ± 1.37 Ncm, 27.63 ± 3.41 Ncm e 27.40 ± 3.89 Ncm em 1, 2 e 3 meses respectivamente; e para TPS foram de 27.48 ± 1.61 Ncm em 1 mês, 44.28 ± 4.53 Ncm em 2 meses e de 59.23 ± 3.88 Ncm em 3 meses de cicatrização. Os implantes de TPS aumentaram o torque de remoção no decorrer dos 3 meses. Os implantes de DAE proporcionaram uma integração precoce, comparável aos implantes TPS.

Trisi et al.⁵² em 2002, compararam o contato osso-implante (BIC) de duas superfícies de implantes, uma usinada e outra

condicionada por ácido (Osseotite[®]), em 11 pacientes. Onze implantes (5.0mm x 2.0mm) foram colocados na maxila posterior dos pacientes no momento da cirurgia do implante convencional. Após 6 meses, quando se fez a reabertura dos implantes convencionais, os implantes testes foram trefinados e preparados para histologia. A análise histométrica indicou que a média do contato osso-implante na superfície Osseotite[®] foi de 72,35% ± 24,13% enquanto que para os implantes usinados a média foi de 35,32% ± 27,87%, sendo essa diferença estatisticamente significativa ($p < 0.001$). Baseados na análise da qualidade do osso em contato com a superfície, os autores concluíram que a superfície Osseotite[®] demonstrou um efeito positivo para a quantidade de BIC, especialmente em osso de baixa qualidade. Por outro lado, a superfície usinada não exerceu efeito sobre a quantidade de BIC. Esse efeito pode ser traduzido em aumento no índice de sucesso dos implantes de superfície Osseotite instalados em osso de baixa qualidade.

Em 2002, Vernino et al.⁵⁷ avaliaram o efeito da carga precoce de implantes condicionados por ácido (Osseotite[®]) implantados em macacos. Dez fêmeas de babuínos tiveram os pré-molares e 1º molares extraídos e esperou-se 6 semanas para reparação dos alvéolos. Após esse período foram instalados oito implantes (3,75mm x 10,0mm) em cada animal, sendo instalados cicatrizadores de 2mm para que após a sutura os mesmos ficassem expostos. Cada implante foi submetido à carga por meio de coroa unitária após 1 mês (n=40) ou 2 meses (n=40)

de cicatrização. Todos os implantes foram removidos em blocos após de 3 meses em função e preparados para histologia. Os resultados mostraram que para os implantes carregados após 1 mês de cicatrização, a média de contato osso-implante foi de $76.6\% \pm 14.4\%$, e para os implantes carregados após dois meses de cicatrização, a média de contato osso-implante foi de $77.2\% \pm 12.2\%$, não apresentando dessa forma diferença estatisticamente significativa ($p = 81$). Não foi observado implante falido em nenhum dos grupos. Os autores concluíram que a redução no tempo de cicatrização de 2 para 1 mês, não afetou estatisticamente a quantidade de tecido ósseo na interface osso-implante, e que esse sucesso provavelmente deve-se à aceleração do processo de cicatrização decorrente da utilização de implantes com superfície tratada por duplo ataque ácido (Osseotite[®]).

Trisi et al.⁵³ (2003), avaliaram o contato osso-implante (BIC) de implantes com duplo condicionamento ácido e usinados, após 2 meses de osseointegração. Onze implantes contendo uma face usinada e a outra condicionada por ácido, foram colocados na maxila posterior de 11 pacientes, sendo removidos após 2 meses de cicatrização, por meio de fresa trefina e preparados para análise hitométrica. Após 2 meses de cicatrização, a superfície condicionada por ácido teve BIC de 47.81%, estatisticamente superior ($p < 0.001$) à usinada, que teve BIC de 19.0%. O tecido ósseo ao redor da superfície condicionada por ácido se apresentou lamelar, com o osso trabecular se projetando dentro e entre as espiras.

No lado usinado, o osso se apresentou normalmente em contato com a ponta das espiras. Baseados nos resultados histomorfométricos, os autores concluíram que, após 2 meses de cicatrização na maxila posterior, os implantes condicionados por duplo ataque ácido são capazes de receber carga funcional.

Em 2003, Stach e Kohles⁴⁷ avaliaram, por Meta - Análise, o índice de sucesso de implantes usinados e condicionados por duplo ataque ácido (Osseotite[®]). Os dados foram derivados de dezoito estudos prospectivos e multicentro, pelos quais foram avaliados 2.614 implantes usinados e 2.288 implantes Osseotite. Todos os implantes foram instalados e reabertos de acordo com o método de dois estágios cirúrgico, permanecendo em cicatrização e sem carga por 4 a 6 meses. A qualidade óssea foi determinada pelos operadores de acordo com a percepção durante a perfuração. Os implantes Osseotite foram acompanhados por em média 66 meses, e os usinados por 84 meses. A análise dos dados revelou que, para os implantes usinados, o índice de sucesso acumulado (CSR) em 4 anos, para todos os tipos ósseos, foi de 92.7%. Para os implantes colocados em sítios de boa densidade CSR foi de 93.6%, comparado ao CSR em osso de baixa densidade 88.2% ($p < 0,05$). Para os implantes Osseotite, O CSR nos quatro anos de análise foi de 98.4% para todos os tipos ósseos, 98.4% em osso de boa densidade e de 98.1% em osso pobre. Dessa forma os autores concluíram que a qualidade óssea parece ter grande impacto sobre os implantes usinados, sendo que

o mesmo efeito não é observado para os implantes Osseotite, sendo portanto uma vantagem no sucesso a longo prazo em áreas de baixa qualidade óssea.

Veis et al.⁵⁵ (2004), avaliaram histologicamente a porcentagem do contato osso implante (BIC%) da superfície Osseotite® ou usinada em enxerto ósseo autógeno. Vinte e dois implantes (2,0mm x 10,0mm) com duas faces opostas (Osseotite e usinada) foram colocados na espinha dorsal da crista íliaca de dois cães. Foi criado um defeito de 2mm de largura e 5mm de profundidade na porção coronal dos implantes, permanecendo a base estabilizada. Os defeitos foram preenchidos com osso autógeno, recobertos por membrana Osseoquest® e mantidos em cicatrização por 5 meses. A análise histométrica mostrou que a superfície Osseotite apresentou BIC% significativamente maior que a usinados para a região regenerada ($46.44\% \pm 15.81\%$ vs. $28.59\% \pm 11.04\%$) e para a região de osso basal ($32.32\% \pm 15.09\%$ vs. $17.25 \pm 7.4\%$), com diferença de estatisticamente significativa entre Osseotite e usinado tanto na região regenerada ($p = 0,000004$) como no osso basal ($p = 0,0043$). Os autores concluíram que os resultados da superfície osseotite são clinicamente relevantes para os implantes imediatos em áreas de defeito ósseo e sítios de extração.

Jateamento da Superfície e associações

Buser et al.⁶ em 1991, avaliaram a influência de diferentes características de superfície na osseointegração. Seis diferentes superfícies (eletropolida – E, jateadas com partículas médias e condicionadas por ácido – SMP, jateadas com partículas grandes – SL, jateadas com partículas grandes e condicionadas por ácido – SLA, plasma spray de titânio – TPS e plasma spray de hidroxiapatita – HA) foram colocadas na metáfise tibial e do fêmur de seis mini pigs. Após 3 e 6 semanas, os implantes foram removidos com o tecido ósseo ao redor foram removidos e analisados por corte não descalcificado. A análise histomorfométrica demonstrou diferença significativa na porcentagem de contato osso-implante (BIC%), entre as superfícies. As superfícies E e SMP, apresentaram as menores BIC% com média dos valores variando entre 20 e 25%. As superfícies SL e TPS demonstraram valores de BIC% variando entre 30 e 40%. As maiores porcentagens de contato osso-implante foram observadas nas superfícies SLA (50-60%) e HA (60-70%). Apesar disso, o recobrimento de HA mostrou sinais consistentes de reabsorção. A porcentagem de BIC da HA só não foi estatisticamente maior em relação à SLA, a qual não teve BIC% estatisticamente superior à TPS. A superfície TPS só não teve diferença significativa de BIC% em relação à superfície SL. As superfícies SL, SMP e E, não apresentaram diferenças estatisticamente significantes de BIC% entre si. Segundo os

autores, as superfícies SLA e HA foram as mais promissoras, sendo que mais estudos são necessários para avaliar a estabilidade biológica do recobrimento de HA.

Em 1995, Wennerberg et al.⁵⁸ avaliaram a resposta óssea a três diferentes superfícies de implantes: usinada, jateada por TiO_2 e jateada por Al_2O_3 . Estes foram instaladas em 10 coelhos sendo: um usinado no fêmur esquerdo e um jateado por Al_2O_3 no direito, dois usinados na tíbia esquerda e dois jateados por TiO_2 na direita. Após 12 semanas, realizou-se o teste de torque reverso e foi observado que Al_2O_3 teve média de torque de 32.7 Ncm, estatisticamente superior ($p = 0.029$) ao usinado (28.6 Ncm). Já o TiO_2 teve média de torque de 35.4 Ncm também estatisticamente superior ($p = 0.016$) ao usinado 29.2 Ncm. Pela análise histomorfométrica, observou-se que a porcentagem de contato osso implante para TiO_2 (29.7%) foi estatisticamente superior ($p = 0.025$) ao usinado (19.9%). Os autores concluíram que a porcentagem de contato osso-implante e a resistência ao torque de remoção estão intimamente relacionadas à rugosidade relacionada a cada tipo de tratamento de superfície.

Buser et al.⁵ (1998), compararam os valores de torque de remoção (RTV) dos implantes Osseotite e SLA após 4, 8 e 12 semanas de cicatrização. Os resultados revelaram para a superfície Osseotite, RTV de 62.5 Ncm em 4 semanas, 87.6 Ncm em 8 semanas e 95.7 Ncm em 12 semanas de cicatrização. Por outro lado, a superfície SLA apresentou

RTV de 109.6 Ncm, 196.7 Ncm e 186.8 Ncm correspondentes aos períodos de cicatrização. A média do RTV para os implantes SLA foi 75% a 125% maior que para os implantes Osseotite pela análise dos 3 meses de cicatrização. A diferença entre a superfície Osseotite e SLA foi estatisticamente significativa tanto em 4 ($p < 0.008$) como em 8 e 12 semanas de cicatrização ($p < 0.004$). Os autores concluíram que a superfície SLA é bastante promissora, principalmente no que diz respeito à redução no tempo de cicatrização.

Em 1999, Buser et al.⁷ avaliaram a força necessária para o rompimento da interface osso-implante da superfície usinada, SLA e TPS, por meio de torque reverso em implantes instalados na maxila de mini-pigs. Após 4, 8 e 12 semanas de cicatrização, o teste de torque reverso foi realizado. Foi encontrada diferença estatisticamente significativa entre a superfície usinada e as outras duas superfícies rugosas ($p < 0.00001$). A superfície usinada demonstrou torque de remoção entre 0.13 e 0.26 Nm, enquanto o valor de torque reverso (RTV) das superfícies rugosas variou entre 1.14 e 1.56 Nm. Com 4 semanas de cicatrização, a superfície SLA apresentou RTV maior que TPS (1.39 vs. 1.14Nm), porém sem diferença estatisticamente significativa. Em 4 e 8 semanas de cicatrização, as superfícies SLA e TPS apresentaram valores similares de RTVs. Os autores concluíram que a resistência da interface osso-implante é significativamente influenciada pelas características da superfície, tendo

em vista que a superfície usinada demonstrou RTV significativamente menor comparado às superfícies SLA e TPS.

Amarante e De Lima³ (2001), realizaram uma revisão de literatura sobre o estado atual das superfícies SLA e TPS. Neste trabalho, os autores destacaram os resultados promissores da superfície SLA, a qual possui rugosidade capaz de influenciar a resistência à força de cisalhamento. Essas características da superfície podem permitir a colocação dos implantes em função mais precocemente e ampliar a gama de aplicações possíveis para osso alveolar de baixa densidade, ou favorecer sua aplicação em região de regeneração óssea.

Tratamento da superfície por Oxidação Anódica

Em 2002, Sul et al.⁴⁸ avaliaram a influência das propriedades do óxido de titânio na resposta do tecido ósseo, após 6 meses de implantação. Os implantes testes foram preparados por um método de oxidação, o qual proporciona uma camada de óxido de 200 nm a 1000 nm com micro poros. Os poros criados possuem diâmetro de 8 μm com abertura de 1.27 μm^2 a 2.1 μm^2 , fazendo parte de 12.7% a 24.4% da superfície. A rugosidade dessa superfície variou de 0.96 μm a 1.03 μm (Sa). Já os implantes controles (usinados) possuíam camada de óxido com espessura de 17.4 ± 6.2 nm, e rugosidade de superfície de 0.83 μm

(Sa). A resposta do tecido ósseo foi avaliada por ressonância e pela mensuração do torque reverso. Foram instalados 48 implantes (3mm x por 7.2mm) na tíbia de 12 coelhos sendo então avaliados após 6 meses de cicatrização. Os resultados mostraram que, os implantes com espessura de camada de óxido de 600, 800 e 1000 nm apresentaram valores de torque reverso significativamente ($p < 0.05$) maior que os implantes com camada de óxido de aproximadamente 17 e 200 nm. Por outro lado, não houve diferença significativa ($p = 0.99$) entre os implantes com espessura de óxido de 17 e 200 nm. Os autores concluíram que as propriedades do óxido de titânio, que incluem a espessura da camada de óxido, configuração dos micro-poros e cristalinidade, exercem grande influência na resposta do tecido ósseo avaliada pelo teste de torque reverso. Por outro lado, não se sabe ao certo quais dessas propriedades do óxido influenciam a resposta tecidual óssea, e se elas atuam separadas ou sinergicamente.

Neste estudo, Son et al.⁴⁶ (2003) avaliaram, por meio de torque reverso e análise histológica, a interface de união osso-implante de três tipos de implantes: usinado, superfície anodizada e superfície anodizada com posterior tratamento hidrotérmico. Foram instalados 78 implantes (3.7mm x 6mm) na metáfise tibial de 26 coelhos adultos. Após os períodos de 6 e 12 semanas, os animais foram sacrificados, e os valores de torque para os grupos de acordo com os períodos de análise foram: superfície usinada 27.83 ± 1.78 Ncm (6 semanas) e 35.28 ± 4.16

Ncm em 12 semanas; superfície anodizada 48.02 ± 5.92 Ncm (6 semanas) e 51.35 ± 8.81 Ncm em 12 semanas e superfície anodizada com tratamento hidrotérmico 28.61 ± 5.11 Ncm (6 semanas) e 48.8 ± 13.44 Ncm em 12 semanas. Embora não exista diferença estatisticamente significativa entre os implantes anodizados, eles tiveram valores médios de torque de remoção (48.02 ± 5.92 Ncm) significativamente ($p < 0.05$) maiores que os implantes usinados (27.83 ± 1.78 Ncm), em seis semanas de cicatrização. Já pela análise histométrica, não foram observadas diferenças significativas no contato osso implante entre as superfícies avaliadas. Os autores concluíram que, embora nenhuma diferença na porcentagem de contato osso-implante tenha sido observada no estudo, os valores do torque de remoção para os implantes com superfície anodizada foram significativamente maiores que para os implantes usinados, principalmente em 6 semanas de cicatrização, resultando portanto, em uma interface de ligação osso-implante mais forte nos períodos iniciais de implantação.

Zechner et al.⁶⁰ em 2003, compararam as características histológicas e histomorfométricas da cicatrização óssea de implantes com superfície modificada por oxidação anódica (SA), usinadas (SM) e recobertas por HA (HA). Um total de 24 implantes de cada tipo foram inseridos na mandíbula de 12 mini-pigs, os quais foram sacrificados após 3, 6 e 12 semanas de cicatrização. As amostras foram removidas e preparadas para análise histológica e histomorfométrica. A análise

histológica revelou áreas de reabsorção na superfície dos implantes HA.. Pela análise histomorfométrica, de acordo com o tipo de superfície e o período de análise 3,6 e 12 semanas de cicatrização, os implantes usinados apresentaram contato osso-implante (BIC) de (13,04% ± 7.32, 17.60 % ± 7.05 e 29.88% ± 7.12) respectivamente, os implantes de superfície HA (25.66% ± 7.32, 44.30% ± 8.85 e 48.49% ± 6.58) respectivamente e os implantes SA (26.87% ± 7.32, 40.73% ± 7.05 e 61.29% ± 6.61) respectivamente. De uma forma geral, entre todos os períodos, BIC% foi significativamente diferente entre SM (19.39% ± 4.53) e HA (39.05% ± 4.53; $p = 0.0092$) e entre SM e SA (42.72% ± 4.20; $p=0.0011$). Os autores concluíram que os implantes com superfície anodizada possuem características capazes de proporcionar resultados similares aos implantes revestidos por HA, porém sem reações adversas na interface osso-implante, e que em regiões de osso tipo II a IV, podem apresentar o benefício de alta estabilidade primária e manutenção funcional da interface peri-implantar após a cicatrização.

Huang et al.¹⁸ (2005), avaliaram a formação óssea local e a osseointegração em implantes com superfície de óxido de titânio poroso – TPO (TiUnite™) em osso tipo IV. Três implantes TPO foram instalados na maxila posterior de cada 8 macacos. Esses animais foram injetados por marcador ósseo fluorescente em 2, 3, 4 e 16 semanas de implantação, sendo então sacrificados na última semana, as amostras removidas e preparadas para análise histológica. Foi observada uma fina camada de

osso neoformado recobrimdo todas as espiras. A média de contato osso implante para todo o estudo foi de $74.1 \pm 4.8\%$. Houve uma significativa variação no contato osso-implante entre os animais ($p = 0.0003$) e entre sítios dos mesmos animais ($p < 0.0001$), com diferença significativa entre a densidade óssea imediatamente fora das espiras e na área entre espiras ($37.1 \pm 3.2\%$ vs. $32.1 \pm 3.2\%$, $p < 0.0001$). A densidade fora das espiras estava significativamente correlacionada ($\beta = 0.682$, $p < 0.0001$) com a densidade óssea da área entre espiras. A densidade óssea da área entre espiras foi significativamente correlacionada ($\beta = 0.493$, $p = 0.0002$) com a porcentagem de contato osso-implante. Segundo os autores, os resultados sugeriram que a superfície TPO possui um potencial osteocondutivo com potencial de promover um alto grau de osseointegração em osso tipo IV da maxila posterior.

Modificação da superfície por Feixe de Laser (SFL)

Gaggl et al.¹² em 2000, analisaram quatro diferentes superfícies de implantes (usinada, recoberta por spray de titânio, tratada por óxido de alumínio e tratada por feixe de laser) por meio de microscopia eletrônica e por porfilometria mecânica. Foi realizada também a análise por EDS (Microscopia Eletrônica de Varredura) para determinar o grau de contaminação das superfícies dos implantes. A avaliação por

microscopia eletrônica mostrou que o plasma spray de titânio assim como os implantes tratados por laser, tiveram uma ótima superfície: estrutura secundária e terciária com micro-rugosidade de 10mm e rugosidade por volta de 0.5 a 4mm. A menor contaminação, foi observada nos implantes de superfície usinada, assim como nas tratadas por laser. Os outros implantes (plasma spray de titânio e jateada por óxido de alumínio) apresentaram contaminação inerente ao método de tratamento. Os autores concluíram que uma ótima estrutura de superfície e com menor contaminação de superfície, foi encontrada pelas superfícies tratadas por feixe de laser e que pureza de superfície similar foi encontrada pelas superfícies usinadas. Uma ótima estrutura de superfície foi encontrada pelos implantes de plasma spray de titânio, porém, à custa da pureza da superfície.

Petó et al.³⁸ (2002), irradiaram a superfície de implantes jateados por óxido de alumínio, com laser de Nd:glass com pulsos de 30ns, comprimento de onda de 1064 nm e pulsos de energia de 0.5 – 3J. O tratamento por laser aumentou a temperatura de superfície do Ti acima da temperatura de fusão, o que resultou na ablação de algumas camadas, seguida de uma solidificação muito rápida. Esse processo térmico, gerou uma grande modificação da morfologia original da superfície e remoção de impurezas. Os autores concluíram que, o tratamento da superfície por feixe de laser de Nd: glass, induziu uma morfologia única. Essa superfície não apresentou cavidades ou outros elementos morfológicos que

impossibilitem a remoção de contaminação. A contaminação da superfície foi removida pelo tratamento por laser. O tratamento por laser, com os parâmetros mencionados acima, parecem ser um novo e promissor processo de preparação de superfícies de titânio.

Hallgren et al.¹⁷ em 2003, avaliaram por histomorfometria e teste biomecânico, implantes usinados e modificados por feixe de laser. Foram inseridos 120 implantes (3.75mm x 7.0mm), sendo metade usinada e o restante tratado por laser, na tíbia e fêmur de coelhos. O laser utilizado foi de Nd:YAG, com comprimento de onda de 532 nm, frequência de 10 Hz e energia de 3.5 mJ/pulso. Após o período de 12 semanas de implantação, os implantes foram removidos por meio de torque reverso. Para os implantes instalados no fêmur, não houve diferença significativa entre os valores (63 Ncm para laser, 55 Ncm para os usinados— $p = 0.23$). Já para os implantes instalados nas tíbias, houve diferença estatisticamente significativa (52 Ncm para laser, 35 Ncm para usinado— $p=0.05$). Pela análise dos implantes removidos para análise histomorfométrica, foi observada uma porcentagem de contato osso implante de 40% para os implantes modificados por laser, e de 32% para os usinados, com diferença estatisticamente significativa entre os valores. Os autores concluíram que os implantes com superfície modificada por feixe de laser obtiveram uma melhor e mais estável fixação ao osso em relação aos usinados, indicando a importância de uma estrutura espacial da topografia capaz de proporcionar a integração do implante ao osso.

Cho e Jung⁹ (2003), avaliaram a significância da diferença na textura de implantes usinados e modificados por laser, 8 semanas após instalação em tibia de coelhos. Um total de 14 implantes (3.75 mm x 5.0mm) foi instalado nas tíbias de 7 coelhos e avaliados após 8 semanas. A análise da topografia foi realizada por microscopia eletrônica de varredura, para a comparação das superfícies usinadas e tratadas por laser. A análise por microscopia revelou uma superfície com cavidades regulares, semelhantes a favo de mel, com padrão de pequenos poros, enquanto a superfície usinada se apresentou com sinais típicos da usinagem e relativamente lisa. Após o período de cicatrização proposto, os implantes foram removidos por torque reverso e as médias dos valores foram de 23.58 ± 3.71 Ncm para os implantes usinados e de 62.57 ± 10.44 Ncm para os implantes tratados por laser, sendo a diferença entre os valores estatisticamente significativa ($p = 0.00055$). Os autores concluíram que a modificação da superfície por feixe de laser proporcionou um maior torque de remoção e relação ao implantes usinados, e que são necessários estudos que comparassem essa superfície com outras já existentes no mercado.

Em 2004, Götz et al.¹⁵, avaliaram a osseointegração de implantes de Ti-6Al-4V, texturizados por laser (Nd:YAG) com formação de poros de 100, 200, e 300 μ m, comparados a um implante de poro de 200 μ m e jateado posteriormente, em fêmur de coelhos. Quarenta e cinco coelhos receberam quatro tipos de superfícies cada um, sendo os

implantes avaliados após 3, 6 e 12 semanas de implantação, por meio de histomorfometria. Os resultados mostraram que os implantes com poros de 200µm resultaram em uma profunda melhora da osseointegração após 12 semanas ($p < 0.05$) em relação às outras superfícies. Embora a formação lamelar tenha sido encontrada em todos os tamanhos de poros, a quantidade de osso lamelar esteve relacionada ao tamanho dos poros. Em poros de 100 µm, a remodelação óssea ocorreu com relativo atraso em relação aos poros maiores. Implantes com poros de 300 µm apresentaram uma defasagem na osseointegração em relação aos implantes com poros de 200 µm. Dessa forma, os autores concluíram que 200 µm pode ser o tamanho ideal de poro para os implantes de Ti-6Al-4V texturizados por laser, potencializando a estabilidade inicial dos implantes nos estágios iniciais da osseointegração.

3 PROPOSIÇÃO

O propósito do presente estudo foi avaliar a retenção dos implantes com superfície modificada por feixe de laser e com superfície recoberta por hidroxiapatita biomimética em relação aos implantes comerciais de superfície usinada e superfície modificada, por meio de estudo biomecânico em tibia de coelhos empregando-se torque reverso em 4, 8 e 12 semanas de cicatrização.

4 MATERIAL E MÉTODO

4.1 Implantes

Esse estudo utilizou quatro diferentes superfícies de implantes, duas comerciais, consideradas controles, e as outras duas testes, sendo os implantes utilizados (3,75mm x 10mm) provenientes de uma única empresa (Titanium Fix[®], AS Technology, São José dos Campos, Brasil), tanto os comerciais quanto os utilizados para modificação da superfície.

Os implantes testes tiveram as superfícies modificadas pelo Grupo de Biomateriais do Instituto de Química – UNESP – Araraquara.

Implantes avaliados:

- 1- Implante comercial de Ti cp e superfície usinada (Titanium Fix[®]) (SU)→
24 implantes
- 2- Implante comercial de Ti cp e superfície modificada por Jateamento com Óxido de alumínio e Condicionamento ácido (Titanium Fix[®]) (SMC)→
24 implantes.
- 3- Implante de Ti cp e superfície usinada (Titanium Fix[®]), com Tratamento de Superfície por Feixe de Laser (SML), realizado pelo Instituto de Química de Araraquara - UNESP → 24 implantes
- 4- Implante de Ti cp e superfície usinada (Titanium Fix[®]), com Tratamento de Superfície por Feixe de Laser associado à posterior deposição de Hidroxiapatita pelo método Biomimético e tratamento térmico (HA),

realizado pelo Instituto de Química de Araraquara - UNESP → 24 implantes.

4.2 Desenvolvimento das Superfícies Testes:

4.2.1 Modificação da Superfície por Feixe de Laser Nd:YAG

Os implantes adquiridos (Titanium Fix – AS Technology, São José dos Campos-SP, Brasil) foram presos em um torno rotatório, sob um aparelho de laser Nd:YAG (DigiLaser – DML-100, Violino 10) (Figura 1) operando de acordo com os seguintes parâmetros: potência média de 90 a 100 mJ, comprimento de onda (λ) igual a 1064nm, frequência (ν) de pulso de 20 a 35 kHz, velocidade de varredura de 80 a 300 mm/s, espaço entre varreduras de 0,1 a 0,2 mm/s e intervalo entre pulsos de laser de 300ns. Dessa forma o feixe de laser foi projetado sobre o implante, varrendo toda a superfície das espiras (Figura 2), obtendo-se assim uma superfície rugosa e homogênea (Figuras 3 a 6).



FIGURA 1



FIGURA 2



FIGURA 3

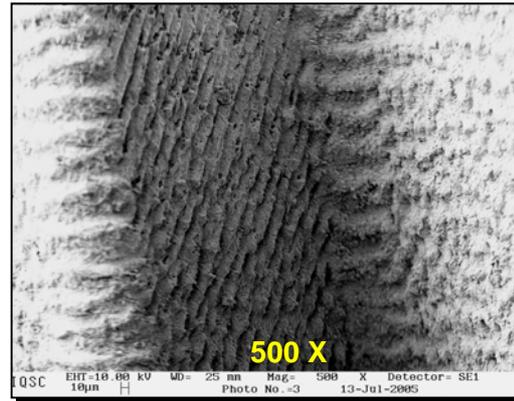


FIGURA 4

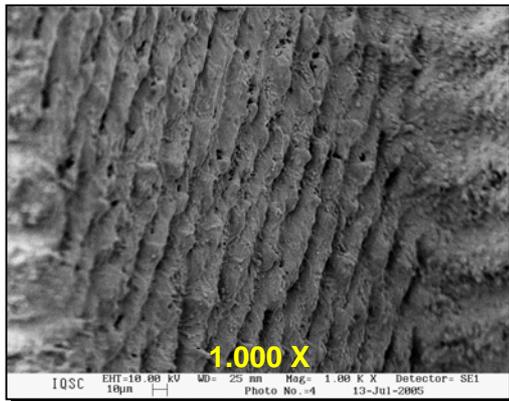


FIGURA 5

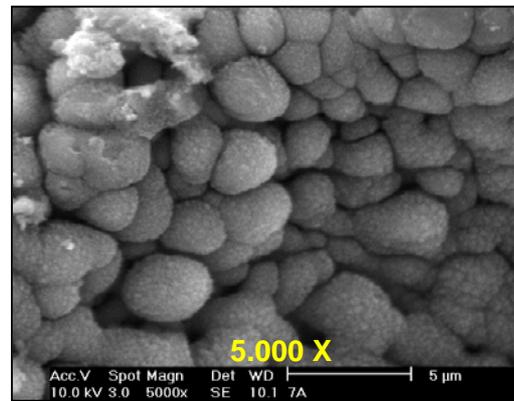


FIGURA 6

FIGURA 1- Aparelho de laser Nd:YAG (DigiLaser – DML-100, Violino 10).

FIGURA 2- Aplicação do feixe de laser sobre a superfície do implante.

FIGURA 3- Implante com superfície modificada por laser.

FIGURA 4- MEV da superfície do implante modificada por laser, aumento de 500X.

FIGURA 5- MEV da superfície do implante modificada por laser, aumento de 1.000X.

FIGURA 6- MEV da superfície do implante modificada por laser, aumento de 5.000X.

4.2.2 Recobrimento da Superfície pela Hidroxiapatita Biomimética

Para a obtenção do recobrimento por Hidroxiapatita biomimética, realizou-se previamente o tratamento da superfície do implante por feixe de laser como descrito acima, a fim de otimizar a nucleação da hidroxiapatita sobre a superfície do implante³⁴. Para o recobrimento biomimético, os implantes foram submetidos a tratamento em solução de NaOH (5,0M) por 24 horas a 60 °C; após este período, as mesmas foram secas em estufa por 3 horas a 60 °C. Após a secagem as amostras foram imersas em solução 1,5 SBF (Simulated Body Fluid) de composição iônica semelhante à do plasma sanguíneo, pH 7,25, durante 6 dias a 37 °C. Depois de mantido o sistema durante 6 dias a 37°C formou-se sobre o substrato uma camada contínua e homogênea de até 15µm de espessura composta por cristalitos de hidroxiapatita (HA) biológica muito finos. A caracterização do recobrimento demonstrou que se tratava de uma hidroxiapatita carbonatada, CO₃-HA, de baixa cristalinidade, muito semelhante a da HA biológica presente no tecido ósseo natural. Por fim as amostras foram submetidas a tratamento térmico em forno (EDG 3P-S 1800, EDG Equipamentos) a temperatura de 800°C durante 1 hora, para a cocção da hidroxiapatita a fim de aumentar sua resistência, reduzindo sua solubilidade⁵⁶ (Figuras 7 a 10).



FIGURA 7

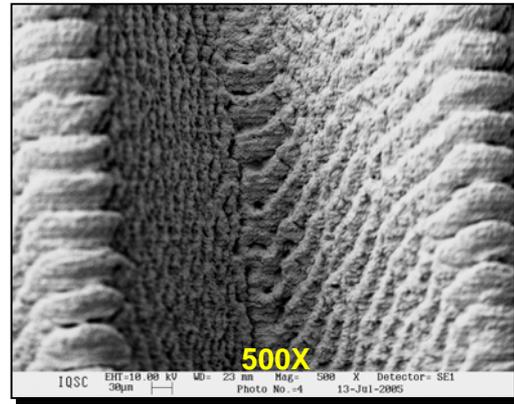


FIGURA 8

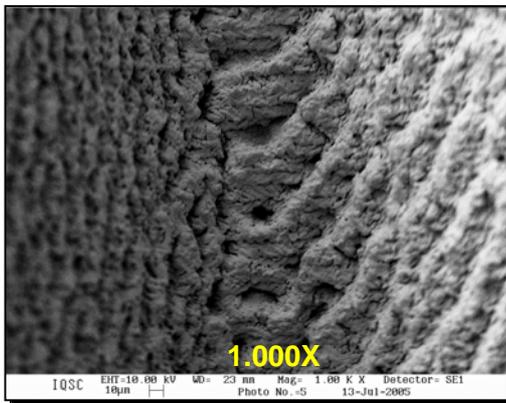


FIGURA 9

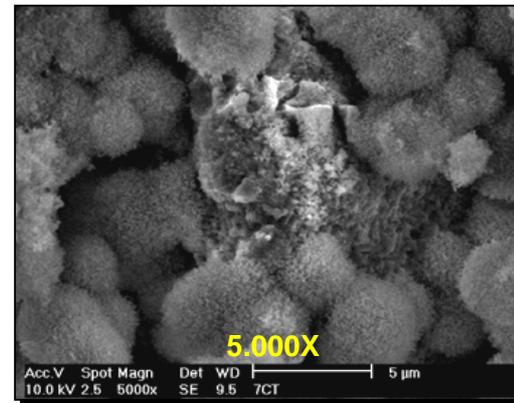


FIGURA 10

FIGURA 7- Implante com superfície recoberta por HA biomimética.

FIGURA 8- MEV da superfície do implante recoberta por HA biomimética, aumento de 500X.

FIGURA 9- MEV da superfície do implante recoberta por HA biomimética, aumento de 1.000X.

FIGURA 10- MEV da superfície do implante recoberta por HA biomimética, aumento de 5.000X.

Após realizadas as modificações das superfícies dos implantes, por feixe de laser e recobrimento por hidroxiapatita biomimética,

os implantes foram esterilizados por radiação Gama assim como os implantes comerciais de superfície usinada (Figuras 11 e 12) e superfície modificada (Figuras 13 e 14).

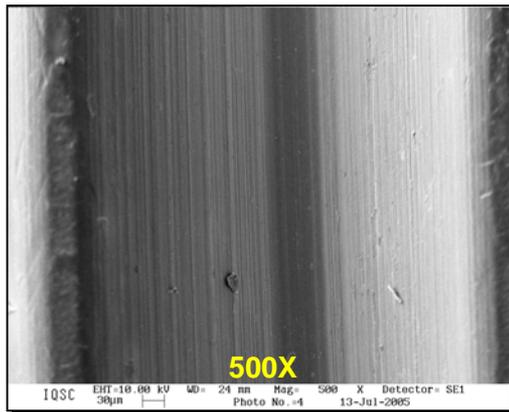


FIGURA 11

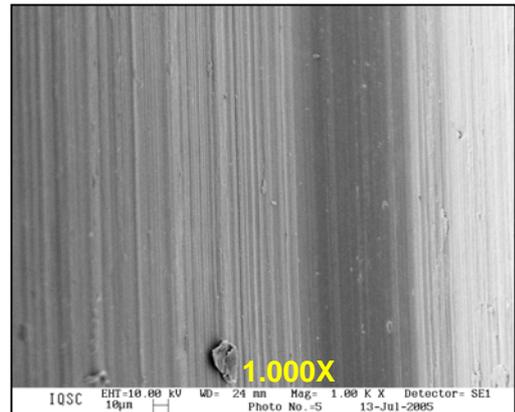


FIGURA 12

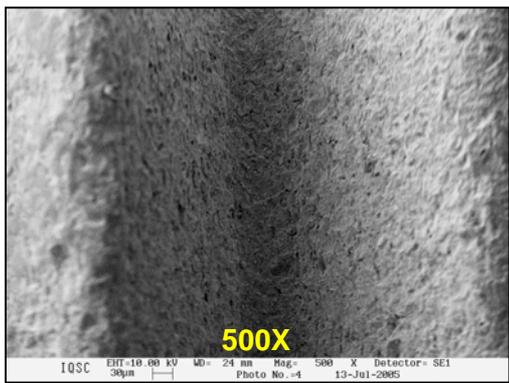


FIGURA 13

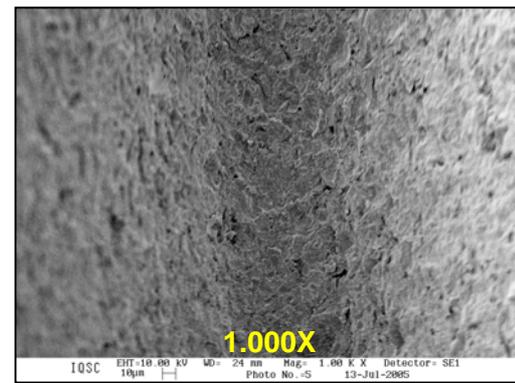


FIGURA 14

FIGURA 11- MEV da superfície do implante usinado com aumento de 500X.

FIGURA 12- MEV da superfície do implante usinado, aumento de 1.000X.

FIGURA 13- MEV da superfície do implante jateada por óxido de alumínio e condicionada por ácido, aumento de 500X.

FIGURA 14: MEV da superfície do implante jateada por óxido de alumínio e condicionada por ácido, aumento de 1.000X.

4.3 Animais e Cuidados

Foram instalados 24 implantes de cada tipo, nas tíbias de 48 coelhos Nova Zelândia, com idade variando de 5 a 6 meses e pesando em média 3 Kg. Os animais foram divididos em três períodos de sacrifício, correspondentes a 4, 8 e 12 semanas. Cada período foi composto por 16 animais, sendo que cada um recebeu dois tipos diferentes de superfície, sendo, portanto, instalados 8 implantes de cada tipo por período.

Os animais foram mantidos no Biotério da Faculdade de Odontologia de Araraquara em gaiolas individuais, com acesso *ad libitum* à água e a ração. Foi respeitado um período de 20 dias para aclimação dos animais nas instalações do biotério.

4.4 Procedimentos Cirúrgicos

4.4.1 Cirurgia de instalação dos implantes

Os animais foram anestesiados com uma combinação de quetamina (Quetamina Agener[®]; Agener União S.A. -0,35mg/kg) e xilazina (Dopaser[®] Laboratórios Calier S.A. Barcelona, Espanha- 0.5mg/kg). Após anestesia,

os animais sofreram tricotomia em ambas as pernas, anestesia local (Scandicaïne[®] 2%-Spécialités Sptodont, Sain – Maur, França) e por meio de uma incisão de aproximadamente 3cm as metáfises tibiais foram expostas para a instalação dos implantes (SAKAKURA et al.⁴², 2003) (Figuras 15 a 18).

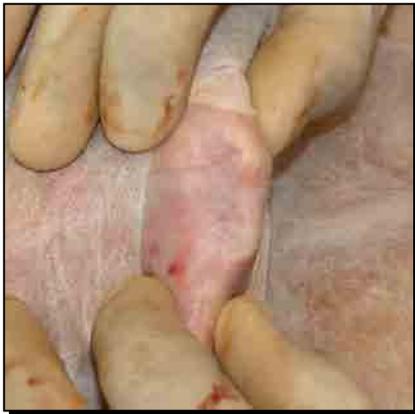


FIGURA 15



FIGURA 16



FIGURA 17



FIGURA 18

FIGURA 15- Localização da metáfise tibial.

FIGURA 16- Anestesia local da área a ser operada.

FIGURA 17- Realização da incisão do periósteo.

FIGURA 18- Exposição do platô ósseo para instalação do implante.

O procedimento de instalação do implante obedeceu a uma seqüência progressiva de fresas, como descrito na literatura (JOHANSSON e ALBREKTSSON²⁰, 1987; SAKAKURA et al.⁴², 2003), com velocidade do motor reduzida a 20 rpm (Figuras 19 a 23). A sutura do tecido muscular foi feita com fio reabsorvível (Vycril 4-0, Johnson & Johnson) e a da pele com fio de nylon (Mononylon 4-0) (Figura 24). Após a cirurgia os animais receberam uma dose única de antibiótico (Pentabiótico[®], Wyeth-Whitehall Ltda, São Paulo, Brasi- 0,1ml/kg) e de analgésico Tylenol bebê[®] (15 mg/Kg).



FIGURA 19



FIGURA 20

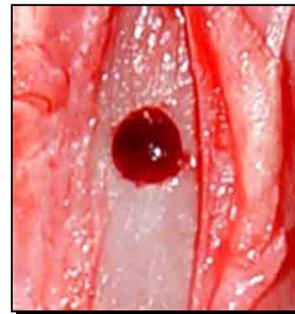


FIGURA 21



FIGURA 22



FIGURA 23



FIGURA 24

FIGURA 19- Seqüência de fresas utilizadas.

FIGURA 20- Realização de perfuração com fresa lança.

FIGURA 21- Alvéolo cirúrgico obtido após preparo com fresa 3,0.

FIGURA 22- Inserção do implante com contra-ângulo redutor (16:1) a 20rpm.

FIGURA 23- Implante inserido com plataforma ao nível ósseo.

FIGURA 24- Sutura da área cirúrgica em dois planos com fio Vicryl e Mononylon.

4.5 Teste Biomecânico

Após o período de osseointegração pré-estabelecido, os animais foram sacrificados com uma dose letal de Hidrato de Cloral a 30% (2 mL/kg) administrada por via intramuscular.

As áreas operadas foram reabertas e os e a plataforma dos implantes expostas e um monta-implante adaptado sobre o hexágono para que o torquímetro pudesse ser acoplado. Com o auxílio de um torquímetro analógico (15-BTG, Tohnich, Japan.), os implantes foram removidos com um movimento anti-horário até que o pico máximo de torque necessário para o rompimento da interface osso/implante fosse obtido e registrado para cada implante removido (Figuras 25 a 28).



FIGURA 25



FIGURA 26



FIGURA 27



FIGURA 28

FIGURA 25- Adaptação do monta-implante sobre o implante a ser removido.

FIGURA 26- Adaptação do torquímetro sobre o implante.

FIGURA 27- Realização do torque reverso.

FIGURA 28- Verificação do valor de torque obtido.

4.6 ANÁLISE ESTATÍSTICA

Por se tratarem de dados não dependentes e não-paramétricos, a análise foi feita pelo teste de Mann Whitney.

O critério para rejeição ou não da hipótese nula (H_0) foi definido ao nível de significância de 5% ($\alpha = 0,05$), de forma que se o valor da probabilidade (p) encontrado fosse menor que 0,05 ($p < 0,05$), a hipótese nula seria rejeitada, optando-se pela hipótese alternativa (H_1) de que o tratamento de superfície realizado tem efeito sobre o valor de torque de remoção dos implantes.

5 Resultado

Observações clínicas

Todos os animais voltaram da anestesia sem complicações. Após uma semana de pós-operatório, dois animais, o primeiro contendo um implante recoberto por HA e um de SC e o outro um implante de Laser e um Usinado, apresentaram deiscência de sutura e infecção local, sendo excluídos do estudo.

Durante o procedimento de reabertura da área operada para a realização do teste de Torque Reverso dois implantes, um de superfície usinada (SU) com 4 semanas de implantação e outro de superfície Modificada Comercial (SMC) com 12 semanas de cicatrização, se apresentaram com mobilidade. Durante a realização do teste de torque reverso, um implante com superfície recoberta por HA biomimética (HA) espanou o hexágono ao qual se encaixava o monta-implante impossibilitando, portanto a aferição do torque de remoção, sendo portanto, os implantes utilizados neste estudo distribuídos de acordo com a Tabela 1.

Tabela 1 – Quantidade de implantes avaliados pelo teste de torque reverso de acordo com cada tipo de superfície e os períodos de avaliação.

Períodos (semanas)	Tipos de superfícies			
	SU	SMC	SML	HA
4	7 [‡]	7 [†]	8	7 [†]
8	8	8	8	7 [#]
12	7 [†]	7 [‡]	7 [†]	8

† - um dos animais apresentou deiscência de sutura e infecção local após 1 semana

‡ - um dos implantes apresentou-se com mobilidade na reabertura

- um dos implantes espanou o hexágono

Procedimento cirúrgico

A região eleita para a colocação dos implantes (metáfise tibial) mostrou ser indicada para esse tipo de estudo, uma vez que não houve problemas de fratura e todos os implantes apresentavam-se estáveis após a cirurgia de instalação.

Análise de torque reverso

Os valores de torque reverso, obtidos na perna direita e na perna esquerda de cada animal, são apresentados na Tabela A1 do

Anexo1. As médias dos valores dessa tabela, para cada tipo de superfície de implante e período, independentemente das pernas, são apresentadas na Tabela 2 deste capítulo e representadas no Gráfico 1, o qual permite entender melhor o resultado da análise estatística a seguir.

Por se tratarem de dados não dependentes, a análise estatística foi feita pelo teste não-paramétrico de Mann Whitney. O sumário da análise estatística está apresentado na Tabela A2 do Anexo 2. Nesta tabela, serão significativamente diferentes quaisquer comparações para as quais corresponda um valor de probabilidade (valor-p) menor do que 0,05.

Assim observa-se pela Tabela A2 do Anexo 2:

a) Comparações intra-período – em 4 semanas de cicatrização, os implantes com superfície recoberta por HA apresentaram valor de torque de remoção estatisticamente superior aos implantes SU ($p=0,0017$), SMC ($p=0,0017$) e SML ($p=0,0032$). Os implantes SML apresentaram valor de torque de remoção estatisticamente superior ($p=0,0065$) aos implantes SU, não havendo porém diferenças estatísticas para os valores de torque quando comparados os implantes SML e SMC assim como quando comparados os implantes SU e SMC.

Após 8 semanas de cicatrização, os implantes com superfície recoberta por HA apresentaram valor de torque de remoção estatisticamente superior às superfícies, SU ($p=0,0012$), SMC ($p=0,0128$), e SML ($p=0,0055$). Os implantes SML apresentaram valor de torque de

remoção estatisticamente superior ($p=0,0023$) aos implantes SU, não havendo porém diferenças estatísticas para os valores de torque quando comparados os implantes com SML e SMC assim como quando comparados os implantes SU e SMC.

Depois de 12 semanas de implantação, os implantes com superfície recoberta por HA, assim como os implantes SML, apresentaram valor de torque de remoção estatisticamente superior aos implantes SU ($p=0,0038$ e $p=0,0298$, respectivamente). As demais comparações entre as superfícies não apresentaram diferenças estatísticas.

b) Comparações inter-períodos – para os implantes SU, o valor do torque de remoção aumentou significativamente de 4 para 12 semanas e de 8 para 12 semanas ($p=0,0127$ e $p=0,206$, respectivamente), não havendo porém diferenças significantes entre 4 e 8 semanas. O torque de remoção dos implantes SMC, aumentou significativamente de 4 para 12 semanas ($p=0,004$), não havendo diferenças significantes entre 4 e 8 semanas e entre 8 e 12 semanas. No caso do implantes SML, o torque de remoção foi estatisticamente significativo apenas entre 4 e 12 semanas ($p=0,0151$) não havendo diferenças significantes entre 4 e 8 semanas e entre 8 e 12 semanas. Os implantes com superfície recoberta por HA não apresentaram diferenças significativas para os valores de torque de remoção entre os períodos avaliados.

Tabela 2 - Médias e desvios padrão (DP) dos valores de torque reverso (Ncm) de cada tipo de superfície relativos aos três períodos de sacrifício do experimento

Período	Tipos de Superfícies							
	SU		SMC		SML		HA	
	média	DP	média	DP	média	DP	média	DP
4	23,28	4,46	26,85	6,36	33,0	5,8	55,42	12,86
8	24,0	6,34	37,12	15,75	39,87	9,58	63,71	14,79
12	33,85	6,28	50,71	20,42	54,57	17,73	64,0	18,05

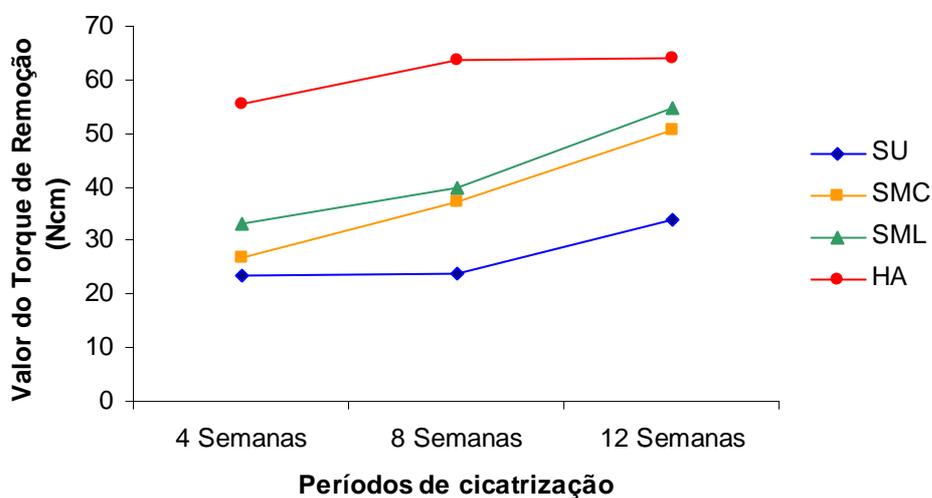


GRÁFICO 1 - Representação gráfica das média de torque reverso obtidas para os quatro tipos de superfícies de implantes em três diferentes períodos

6 Discussão

Para a realização do presente estudo, partimos da escolha de um modelo animal (coelho) utilizado em pesquisas anteriores de implantes que, pelo seu porte, pudesse se constituir num modelo experimental capaz de receber implantes de comprimento e diâmetro compatíveis com os de uso clínico, procedimento também adotado por Sennerby et al.⁴⁴, Johansson e Albrektsson²⁰, Rezende⁴¹, Margonar et al.³² e Sakakura et al.⁴², sabendo-se que a utilização de implante de menor tamanho poderia comprometer a análise por torque reverso de remoção, como foi constatado em ratos por Siqueira⁴⁵.

A força de torque reverso para remoção dos implantes têm sido usada em muitos estudos em animais (SENNERBY et al.⁴⁴, JOHANSSON e ALBREKTSSON²⁰, REZENDE⁴¹) para avaliar, mesmo que indiretamente, a osseointegração.

A remoção de implantes por torque reverso foi introduzida inicialmente para a mensuração indireta da força necessária para romper a interface osso/implante em implantes de superfície usinada (CARLSSON et al.⁸, 1988). A aferição do torque de remoção para diferentes tipos de superfícies de implantes permite a comparação do comportamento ósseo frente às diferentes condições morfológicas e a bioatividade destas²⁵, estando diretamente relacionados ao contato osso/implante, à densidade óssea e ao íntimo contato entre a morfologia

de superfície de cada implante e o tecido ósseo neo-formado, como observado por Sennerby et al.⁴⁴, Johansson e Albrektsson²⁰, Rezende⁴¹ e Gotfredsen et al.¹⁴.

Este método de avaliação da interação osso implante, quando utilizado corretamente, tem se mostrado confiável e controlado para a comparação do comportamento de diferentes superfícies de implantes^{11, 48}. Morroni et al.^{35, 36} ao comparar valores de torque de remoção com análise histomorfométrica e microscopia eletrônica, encontraram grande correlação entre a quantidade de contato osso implante e os valores de torque de remoção¹¹.

Do ponto de vista clínico, não verificamos qualquer alteração ou anormalidade das superfícies durante o processo de inserção e remoção dos implantes, não sendo também observado o deslocamento da camada de HA mesmo após a remoção dos implantes por torque reverso. A área cirúrgica de um modo geral mostrou boa cicatrização e ausência de fratura óssea.

Pela análise dos resultados do teste de torque reverso para os implantes SU, foi observado que estes apresentaram valores de torque inferiores às demais superfícies, principalmente em 8 e 12 semanas de cicatrização, e que os valores de torque de remoção aumentaram significativamente de 4 para 12 semanas. Estes resultados foram compatíveis aos encontrados na literatura para outros estudos em animais, os quais demonstraram que a ancoragem dos implantes com

superfície usinada é claramente tempo dependente, como observado por Klokkevold et al.²³ que encontraram um valor médio de torque de remoção de 6,00 Ncm em 4 semanas e 9,07Ncm em 8 semanas de cicatrização para implantes SU em fêmur de coelhos. Son et al.⁴⁶ encontraram resultados semelhantes aos nossos para os implantes SU, com valores de 27,83 Ncm em 6 semanas e de 35,28Ncm em 12 semanas de implantação em tibia de coelhos. Esse padrão de ancoragem tempo dependente dos implantes SU reforça a importância das modificações da superfície de implantes e conseqüente aumento da rugosidade superficial para intensificação do processo de cicatrização nos estágios iniciais⁷.

Vários estudos têm demonstrado que os níveis de osseointegração estão relacionados com o grau de rugosidade da superfície sendo a esta atribuída alguns fatores tais como o aumento da área da superfície de contato osso-implante, favorecimento da adesão celular à superfície, aumento da quantidade óssea em contato com a superfície e aumento da interação biomecânica do implante com o osso^{10, 22}. Suzuki et al.⁴⁹ observaram que após 42 semanas de implantação o volume ósseo ao redor de implantes rugosos foi maior que para implantes SU e que após 6 semanas o volume ósseo ao redor de implantes rugosos foi maior pelo fato destes apresentarem uma menor atividade de remodelação na interface osso/implante, que os implantes de superfície usinada, resultado também encontrado por Grizon et al.¹⁶ após 12 e 18 meses de cicatrização.

No presente estudo, dois diferentes tipos de modificação de superfície (SMC e SML) foram utilizadas, ambas com o intuito de otimizar o processo de reparo na interface osso/implante, proporcionado pela modificação da morfologia superficial. Tanto os implantes SMC, como os implantes SML, apresentaram padrão de resultado bastante semelhante, com ligeira superioridade dos implantes SML, porém sem que houvesse diferença estatística entre eles em nenhum dos períodos de avaliação.

O método de modificação da superfície por jateamento com posterior condicionamento ácido tem sido descrito na literatura com resultados satisfatórios³. No presente estudo, apesar destes implantes apresentarem-se com resultados superiores aos implantes de superfície usinada em todos os períodos de avaliação, essas diferenças não foram estatisticamente significantes. No entanto há de se ressaltar que apesar da ausência de diferença estatística, os resultados em 8 e 12 semanas de cicatrização foram superiores em relação aos implantes de superfície usinada, com graus de significância ($p=0,083$ e $p=0,055$, respectivamente) muito próximos ao adotado ($p \leq 0,05$), principalmente quando comparados após 12 semanas de implantação. Buser et al.^{5, 6, 7} encontraram em seus estudos que os implantes com superfície modificada por jateamento e posterior condicionamento ácido apresentaram porcentagem de contato osso implante 20% menor que os implantes recobertos por plasma-spray de HA e 25% maior em relação aos implantes de superfície usinada, com diferença estatística para o

valor de torque de remoção em relação aos implantes usinados quando instalados na maxila de mini-pigs, resultados estes que suportam os achados do presente estudo quando comparadas as duas superfícies.

Além do jateamento associado ao condicionamento ácido, este estudo também avaliou biomecanicamente a interação osso/implante de implantes com modificação da superfície por feixe de laser. Esse método de modificação de superfície foi inicialmente introduzido pela engenharia de materiais sendo visto pela comunidade científica como um método bastante promissor, por proporcionar uma morfologia de superfície complexa e homogênea, com aumento na dureza e resistência à corrosão, um alto grau de pureza da superfície obtida além de ser um método controlado e reproduzível, sendo ainda descrita a possibilidade de agregação de propriedades físico-químicas pela formação de uma camada rica em oxigênio e incorporação de nitrogênio durante a rápida fusão e solidificação do titânio^{9, 12, 26, 43}.

De acordo com o presente trabalho, os implantes SML apresentaram valores de torque de remoção significativamente maiores que os implantes SU, porém estatisticamente inferiores aos recobertos por HA quando avaliados em 4 e 8 semanas, não sendo encontrada diferença estatística em 12 semanas ou quando comparados aos implantes SMC em qualquer um dos períodos de avaliação. Estes resultados estão de acordo com o estudo de Hallgren et al.¹⁷ no qual eles observaram uma porcentagem de contato osso implante de 40% para os

implantes modificados por laser e de 32% para os usinados. Além disso, quando realizado o teste de torque reverso, foi obtido valor médio de 52 Ncm para implantes SML e de 35 Ncm para SU após 12 semanas de cicatrização, valores estes muito próximos dos encontrados neste estudo (54,57 Ncm e 33,85 Ncm, respectivamente). Cho e Jung⁹ também compararam, com o teste de torque reverso, implantes de superfície usinada e modificada por laser após 8 semanas de implantação, encontrando valores de $23,58 \pm 3,71$ Ncm para os implantes SU e de $62,57 \pm 10,44$ para os implantes SML, podendo ser assim observado que os resultados do presente estudo tendem a seguir a mesma tendência dos descritos na literatura.

O sistema de recobrimento de superfície por plasma-spray de HA é o método de recobrimento bioativo de implantes mais utilizado. No entanto, apesar de proporcionar uma forte e rápida adesão entre o osso e o implante, apresenta sérias desvantagens como o pobre controle da cristalinidade e fases de pureza da HA, grande ocorrência de quebra na ligação recobrimento/superfície e solubilidade e reabsorção com o passar do tempo^{1, 25, 33, 37, 39, 40}.

Dessa forma, na busca por um recobrimento bioativo que possuísse as vantagens do recobrimento por apatitas, porém de forma mais estável e controlado que o método de plasma-spray, o método de recobrimento biomimético por hidroxiapatita tem surgido com propriedades importantes¹. A deposição química da apatita proporciona

uma maior adesão à superfície do implante que o método plasma-spray, sendo esta propriedade potencializada pela aplicação prévia de laser à superfície^{34, 37}, permitindo uma adesão química mais duradoura entre o tecido ósseo e a camada de apatita. Essa hidroxiapatita, quando em contato com tecido vivo, sofre dissolução, induzida por atividade celular, liberando no meio extracelular íons Ca e P. Em acréscimo aos íons Ca e P, outros íons como Mg e CO_3 , presentes no fluido biológico, se incorporam aos microcristais de HA, formando uma forte interação com os cristais da superfície do biomaterial. Essa ação origina uma supersaturação do meio ao redor do implante levando à precipitação, ou seja, a mineralização da matriz extracelular promovendo a formação óssea³⁰.

Os implantes recobertos por HA biomimética apresentaram valores de torque reverso estatisticamente superior às demais superfícies tanto em 4 como em 8 semanas de implantação e superior à superfície usinada em 12 semanas, não sendo no entanto estatisticamente superior às superfícies SML e a SMC neste último período de avaliação. Esse comportamento do recobrimento por HA está de acordo com os padrões descritos na literatura. Buser et al.⁶ avaliaram a porcentagem de contato osso-implante de diferentes superfícies de implantes em tíbia de mini pigs, e encontraram que os implantes recobertos por plasma-spray de HA apresentaram porcentagem de contato osso-implante maior que as demais superfícies, sendo esta de 60-70% para HA, de 50-60% para SLA

e de 30-40% para TPS. Gotfredsen et al.¹⁴ avaliaram biomecanicamente em seus estudos, o comportamento de implantes jateados, recobertos por plasma-spray de HA e usinados. Eles encontraram que tanto em 3 quanto em 12 semanas de cicatrização, os implantes recobertos por HA apresentaram torque de remoção significativamente ($p < 0,0001$) maior que os implantes jateados por TiO_2 e usinados. No entanto foi observado histologicamente que a HA se mostrava frequentemente fraturada na porção inferior das espiras, fato este não observado por inspeção visual em nenhum dos implantes removidos após o teste de torque reverso no presente estudo, possivelmente devido à maior estabilidade e adesão do recobrimento ao implante proporcionado pelo método biomimético de aplicação. No entanto, este dado só poderá ser confirmado por avaliação histológica.

Quando comparados os resultados do teste de torque reverso dos implantes recobertos por HA entre os períodos avaliados, não foram encontradas diferenças significativas, permitindo afirmar que estes implantes apresentam uma estabilidade satisfatória já com 4 semanas. Outros estudos descritos na literatura encontraram, por histomorfometria e teste biomecânico, uma interação mais rápida e intensa entre os implantes recobertos por HA e o tecido ósseo^{4, 30}. De acordo com LeGeros³⁰ (2002) e Prado da Silva⁴⁰ (2003), estes resultados estão relacionados às propriedades dos biomateriais a base de CaP, tais como: capacidade de formar um contato direto com o tecido ósseo,

modulação da função e expressão celular, favorecimento da interação celular pela absorção de proteínas, osseocondutibilidade e formação de hidroxiapatita carbonatada por dissolução celular, enriquecendo assim o microambiente por Ca e P promovendo a mineralização da matriz extracelular e favorecendo a formação óssea.

Em uma análise geral a partir dos resultados obtidos neste estudo, pôde-se observar a superioridade dos implantes recobertos por HA biomimética em relação às demais superfícies principalmente nos períodos iniciais de cicatrização (4 e 8 semanas), com aceleração e intensificação do processo de cicatrização da interface osso/implante provavelmente pela ação bioativa do recobrimento. Já as superfícies SMC e SML se apresentaram com resultados bastante semelhantes, porém a SML foi estatisticamente superior à superfície usinada nos três períodos de avaliação, o mesmo não ocorrendo em relação aos implantes SMC, os quais não foram estatisticamente superiores aos implantes SU, apesar de apresentarem resultados superiores em 8 e 12 semanas de cicatrização, com índice de significância próximo do adotado principalmente após 12 semanas ($p=0,055$). Os implantes SU, no geral, obtiveram resultados inferiores aos demais, apresentando padrão de ancoragem exclusivamente tempo dependente, diferentemente das outras superfícies avaliadas.

Novos estudos deverão ser realizados visando melhor entendimento do assunto no que se refere à estabilidade a longo prazo

das superfícies recobertas por HA biomimética e tratadas por laser, bem como o comportamento destas superfícies quando expostas ao meio bucal e ao biofilme.

7 Conclusão

Os resultados obtidos, frente à metodologia empregada permitiram concluir que, em relação a retenção dos implantes:

- 1- os implantes revestidos por HA foram superiores nos períodos iniciais a todas as outras superfícies testadas
- 2- os implantes modificados por Laser apresentaram resultados semelhantes aos de superfície modificadas por ácido e superiores aos usinados em todos os períodos estudados
- 3- os implantes de superfície usinada apresentaram resultados inferiores aos das demais superfícies avaliadas
- 4- os implantes revestidos por HA apresentaram estabilidade satisfatória já com 4 semanas, sem variação em função do tempo, sugerindo osseointegração mais rápida
- 5- novos estudos são necessários para um melhor entendimento no que se refere à estabilidade a longo prazo bem como do comportamento das superfícies testadas quando expostas ao meio bucal e ao biofilme.

8 Referências*

1. ABE, Y.; KOKUBO, T.; YAMAMURO, T. Apatite coating on ceramics, metals and polymers utilizing a biological process. **J. Mater. Sci. Mater. Med.**, London, v. 1, n. 4, p.233-238, Nov. 1990.
2. ALBREKTSSON, T.; ZARB, G.; WORTHINGTON, P.; ERIKSSON, A. R. The long-term efficacy of currently used dental implants: a review and proposed criteria of success. **Int. J. Oral Maxillofac. Implants.**, Lombard, v. 1, n. 1, p. 11-25, Summer 1986.
3. AMARANTE, E. S.; DE LIMA, L. A. Optimization of implant surfaces: titanium plasma spray and acid-etched sandblasting - current status. **Pesqui. Odontol. Bras.**, São Paulo, v. 15, n. 2, p. 166-73, Apr./June 2001.
4. BIESBROCK, A. R.; EDGERTON, M. Evaluation of the clinical predictability of hydroxyapatite-coated endosseous dental implants: a review of the literature. **Int. J. Oral Maxillofac. Implants.**, Lombard, v. 10, n. 6, p. 712-720, Nov./Dec. 1995.

*ASSOCIAÇÃO BRASILEIRA DE NORMAS TÉCNICAS. **NBR 6023**: informação e documentação – referências – elaboração. Rio de Janeiro, 2002. 24p.

5. BUSER, D.; NYDEGGER, T.; HIRT, H. P.; COCHRAN, D. L.; NOLTE, L. P. Removal torque values of titanium implants in the maxilla of miniature pigs. **Int. J. Oral Maxillofac. Implants**, Lombard, v. 13, n. 5, p. 611-619, Sept./Oct. 1998.
6. BUSER, D.; SCHENK, R. K.; STEINEMANN, S.; FIORELLINI, J. P.; FOX, C. H.; STICH, H. Influence of surface characteristics on bone integration of titanium implants. A histomorphometric study in miniature pigs. **J. Biomed. Mater. Res.**, Hoboken, v. 25, n. 7, p. 889-902, July 1991.
7. BUSER, D.; NYDEGGER, T.; OXLAND, T.; COCHRAN, D. L.; SCHENK, R. K.; HIRT, H. P.; SNETIVY, D.; NOLTE, L. P. Interface shear strength of titanium implants with a sandblasted and acid-etched surface: a biomechanical study in the maxilla of miniature pigs. **J. Biomed. Mater. Res.**, Hoboken, v. 45, n. 2, p. 75-83, May 1999.
8. CARLSSON, L.; ROSTLUND, T.; ALBREKTSSON, B.; ALBREKTSSON, T. Removal torques for polished and rough titanium implants. **Int. J. Oral Maxillofac. Implants.**, Lombard, v. 3, n. 1, p. 21-24, Spring 1988.

9. CHO, S. A.; JUNG, S. K. A removal torque of the laser-treated titanium implants in rabbit tibia. **Biomaterials**, Guildford, v. 24, n. 26, p. 4859-4863, Nov. 2003.

10. COOPER, L. F. A role for surface topography in creating and maintaining bone at titanium endosseous implants. **J. Prosthet. Dent.**, Saint Louis, v. 84, n. 5, p. 522-534, Nov. 2000.

11. FINI, M.; SAVARINO, L.; NICOLI ALDINI, N.; MARTIN, I. L.; GIAVARESI, G.; RIZZI, G.; MARTINI, D.; RUGGERI, A.; GIUNTI, A.; GIARDINO, R. Biomechanical and histomorphometric investigations on two morphologically differing titanium surfaces with and without fluorohydroxyapatite coating: an experimental study in sheep tibiae. **Biomaterials**, Guildford, v. 24, n. 19, p. 3183-3192, Aug. 2003.

12. GAGGL, A.; SCHULTES, G.; MULLER, W. D.; KARCHER, H. Scanning electron microscopical analysis of laser-treated titanium implant surfaces - a comparative study. **Biomaterials**, Guildford, v. 21, n. 10, p. 1067-1073, May 2000.

13. GOTFREDSEN, K.; BERGLUNDH, T.; LINDHE, J. Bone reactions adjacent to titanium implants with different surface characteristics subjected to static load. A study in the dog (II). **Clin. Oral Implants Res.**, Copenhagen, v. 12, n. 3, p. 196-201, June 2001.
14. GOTFREDSEN, K.; WENNERBERG, A.; JOHANSSON, C.; SKOVGAARD, L. T.; HJORTING-HANSEN, E. Anchorage of TiO₂-blasted, HA-coated, and machined implants: An experimental study with rabbits. **J. Biomed. Mater. Res.**, Hoboken, v. 29, n. 10, p. 1223-1231, Oct. 1995.
15. GÖTZ, H. E.; MULLER, M.; EMMEL, A.; HOLZWARTH, U.; ERBEN, R. G.; STANGL, R. Effect of surface finish on the osseointegration of laser-treated titanium alloy implants. **Biomaterials**, Guildford, v. 25, n. 18, p. 4057-4064, Aug. 2004.
16. GRIZON, F.; AGUADO, E.; HURE, G.; BASLE, M. F.; CHAPPARD, D. Enhanced bone integration of implants with increased surface roughness: a long-term study in the sheep. **J. Dent.**, Bristol, v. 30, n. 5/6, p. 195-203, July/Aug. 2002.

17. HALLGREN, C.; REIMERS, H.; CHAKAROV, D.; GOLD, J.; WENNERBERG, A. An in vivo study of bone response to implants topographically modified by laser micromachining. **Biomaterials**, Guildford, v. 24, n. 5, p. 701-710, Feb. 2003.
18. HUANG, Y. H.; XIROPAIDIS, A. V.; SORENSEN, R. G.; ALBANDAR, J. M.; HALL, J.; WIKESJO, U. M. Bone formation at titanium porous oxide (TiUnite) oral implants in type IV bone. **Clin. Oral Implants Res.**, Copenhagen, v. 16, n. 1, p. 105-111, Feb. 2005.
19. IYAMA, S.; TAKESHITA, F.; AYUKAWA, Y.; KIDO, M. A.; SUETSUGU, T.; TANAKA, T. A study of the regional distribution of bone formed around hydroxyapatite implants in the tibiae of streptozotocin-induced diabetic rats using multiple fluorescent labeling and confocal laser scanning microscopy. **J. Periodontol.**, Chicago, v. 68, n. 12, p. 1169-1175, Dec. 1997.
20. JOHANSSON, C.; ALBREKTSSON, T. Integration of screws implants in the rabbit . A 1-year follow-up of removal torque of titanium implants **Int. J. Oral Maxillofac. Implants**, Lombard, v. 2, n. 2, p. 69-75, Spring 1987.

21. KARABUDA, C.; SANDALLI, P.; YALCIN, S.; STEFLIK, D. E.; PARR, G. R. Histologic and histomorphometric comparison of immediately placed hydroxyapatite-coated and titanium plasma-sprayed implants: a pilot study in dogs. **Int. J. Maxillofac. Implants**, Lombard, v. 14, n. 4, p. 510-515, July/Aug. 1999.
22. KHANG, W.; FELDMAN, S.; HAWLEY, C. E.; GUNSOLLEY, J. A multi-center study comparing dual acid-etched and machined-surfaced implants in various bone qualities. **J. Periodontol.**, Chicago, v. 72, n. 10, p. 1384-1390, Oct. 2001.
23. KLOKKEVOLD, P. R.; NISHIMURA, R. D.; ADACHI, M.; CAPUTO, A. Osseointegration enhanced by chemical etching of the titanium surface. A torque removal study in the rabbit. **Clin. Oral Implants Res.**, Copenhagen, v. 8, n. 6, p. 442-447, Dec. 1997.
24. KLOKKEVOLD, P. R.; JOHNSON, P.; DADGOSTARI, S.; CAPUTO, A.; DAVIES, J. E.; NISHIMURA, R. D. Early endosseous integration enhanced by dual acid etching of titanium: a torque removal study in the rabbit. **Clin. Oral Implants Res.**, Copenhagen, v. 12, n. 4, p. 350-357, Aug. 2001.

25. KOKUBO, T.; ITO, S.; HAYASHI, T.; SAKLA, S.; KITSUGI, T.; YAMAMURO, T. Ca, P-rich layer formed on high-strength bioactive glass-ceramic A-W. **J. Biomed. Mat. Res.**, Hoboken, v. 24, n. 3, p. 331-343, Mar. 1990.
26. LAVISSE, L.; GREVEY, D.; LANGLADE, C.; VANNES, B. The early stage of the laser-induced oxidation of titanium substrates. **Appl. Surface Sci.**, v. 186, n. 1/4, p. 150-155, Jan. 2002.
27. LAZZARA, R. J.; TESTORI, T.; TRISI, P.; PORTER, S. S.; WEINSTEIN, R. L. A human histologic analysis of osseotite and machined surfaces using implants with 2 opposing surfaces. **Int. J. Periodontics Restorative Dent.**, Chicago, v. 19, n. 2, p. 117-129, Apr. 1999.
28. LAZZARA, R.; SIDDIQUI, A. A.; BINON, P.; FELDMAN, S. A.; WEINER, R.; PHILLIPS, R.; GONSHOR, A. Retrospective multicenter analysis of 3i endosseous dental implants placed over a five-year period. **Clin. Oral Implants Res.**, Copenhagen, v. 7, n. 1, p. 73-83, Mar. 1996.

29. LEDERMANN, P. D.; SCHENK, R. K.; BUSER, D. Long- lasting osseointegration of immediately loaded, bar-connected TPS screws after 12 years of function: a histologic case report of a 95-year-old patient. **Int. J. Periodontics Restorative Dent.**, Chicago, v. 18, n. 6, p. 552-563, Dec. 1998.
30. LEGEROS, R. Z. Properties of osteoconductive biomaterials: calcium phosphates. **Clin. Orthop. Relat. Res.**, Philadelphia, n. 395, p. 81-98, Feb. 2002.
31. LIMA, L. A.; FUCHS-WEHRLE, A. M.; LANG, N. P.; HAMMERLE, C. H.; LIBERTI, E.; POMPEU, E.; TODESCAN, J. H. Surface characteristics of implants influence their bone integration after simultaneous placement of implant and GBR membrane. **Clin. Oral Implants Res.**, Copenhagen, v. 14, n. 6, p. 669-679, Dec. 2003.
32. MARGONAR, R.; SAKAKURA, C. E.; HOLZHAUSEN, M.; PEPATO, M. T.; ALBA, R. C.; MARCANTONIO, E. The influence of diabetes mellitus and insulin therapy on biomechanical retention around dental implants: a study in rabbits. **Implant. Dent.**, Baltimore, v. 12, n. 4, p. 333-339, 2003.

33. MARTINS, M. C.; ABI-RACHED, R. S.; SHIBLI, J. A.; ARAUJO, M. W.; MARCANTONIO, E. JR. Experimental peri-implant tissue breakdown around different dental implant surfaces: clinical and radiographic evaluation in dogs. **Int. J. Oral Maxillofac. Implants.**, Lombard, v. 19, n. 6, p. 839-848, Nov./Dec. 2004
34. MORITZ, N.; JOKINEN, M.; PELTOLA, T.; AREVA, S.; YLI-URPO, A. Local induction of calcium phosphate formation on Ti O₂ coatings on titanium via surface treatment with a CO₂ laser. **J. Biomed. Mat. Res. A**, Hoboken, v. 65, n. 1, p. 9-16, Apr. 2003.
35. MORONI, A.; ORIENTI, L.; STEA, S.; VISENTIN, M. Improvement of the bone-pin interface with hydroxyapatite coating: an in vivo long-term experimental study. **J. Orthop. Trauma**, Hagerstown, v. 10, n. 4, p. 236-242, 1996.
36. MORONI, A.; FALDINI, C.; MARCHETTI, S.; MANCA, M.; CONSOLI, V.; GIANNINI, S. Improvement of the bone pin interface strength in osteoporotic bone with use of hydroxyapatite-coated tapered external-fixation pin. A prospective randomized clinical study of wrist fractures. **J. Bone Joint Surg. Am.**, Boston, v. 83 A, n. 5, p. 717-721, May 2001.

37. NOGUERAS-BAYONA, J.; GIL, F. J.; SALSENCH, J.; MARTINEZ-GOMIS, J. Roughness and bonding strength of bioactive apatite layer on dental implants. **Implant Dent.**, Baltimore, v. 13, n. 2, p. 185-189, June 2004.
38. PETÓ, G.; KARACS, A.; PÁSZTI, Z.; GUCZI, L.; DIVINYI, L.; JOÓB, A. Surface treatment of screw shaped titanium dental implants by high intensity laser pulses. **Appl. Surface Sci.**, v.186, n. 1/4, p. 7-13, Jan. 2002.
39. PIATTELLI, A.; SCARANO, A.; DI ALBERTI, L.; PIATTELLI, M. Histological and histochemical analyses of acid and alkaline phosphatases around hydroxyapatite-coated implants: a time course study in rabbit. **Biomaterials**, Guildford, v. 18, n. 17, p. 1191-1194, Sept. 1997.
40. PRADO da SILVA, M. H. .; SOARES, G. D. A.; ELIAS, C. N.; BEST, S. M.; GIBSON, I. R.; DISILVIO, L.; DABLY, M. J. In vitro cellular response to titanium electrochemically coated with hydroxyapatite compared to titanium with three different levels of surface roughness. **J. Mater. Sci. Mater. Med.**, London, v. 14, n. 6, p. 511-519, June 2003.

41. REZENDE, M. L. R. **Reações a curto prazo do tecido ósseo da tíbia de coelhos à implantação de parafusos de titânio comercialmente puro.** 1991. 152 f. Tese (Doutorado em Periodontia) – Faculdade de Odontologia , Universidade de São Paulo, Bauru, 1991.
42. SAKAKURA, C. E.; MARGONAR, R.; HOLZHAUSEN, M.; NOCITI JR, F. H.; ALBA JR, R. C.; MARCANTONIO JR, E. Influence of cyclosporin-a therapy on bone healing around titanium implants. a histometric and biomechanic study in rabbits. **J. Periodontol.**, Chicago, v. 74, n. 7, p. 976-981, July 2003.
43. SELAMAT, M. S.; BAKER, T. N.; WATSON, L. M. Study of the surface layer formed by the laser processing of Ti-6Al-4V alloy in a dilute nitrogen environment. **J. Mat. Proc. Tech.**, v. 113, n. 1/3, p. 509-515, June 2001.
44. SENNERBY, L.; THOMSEN, P.; ERICSON, L. E. A Morphometric and Biomechanic Comparison of Titanium Implants Inserted in Rabbit Cortical and Cancellous Bone. **Int. J. Oral Maxillofac. Implants**, Lombard, v.7, n. 1, p. 62-71, Spring 1992.

45. SIQUEIRA, J. T. T. **Estudo experimental do processo de regeneração óssea ao redor de implantes metálicos de titânio**: influência do diabetes mellitus. 2000. 86 p. Tese (Doutorado em Farmacologia) – Instituto de Ciências Biomédicas, Universidade de São Paulo, São Paulo, 2000.
46. SON, W. W.; ZHU, X.; SHIN, H. I.; ONG, J. L.; KIM, K. H. In vivo histological response to anodized and anodized/hydrothermally treated titanium implants. **J. Biomed. Mater. Res. B Appl. Biomater.**, Hoboken, v. 66, n. 2, p. 520-525, Aug. 2003.
47. STACH, R. M.; KOHLES, S. S. A meta-analysis examining the clinical survivability of machined-surfaced and osseointegrated implants in poor-quality bone. **Implant Dent.**, Baltimore, v. 12, n. 1, p. 87-96, 2003.
48. SUL, Y. T.; JOHANSSON, C. B.; JEONG, Y.; WENNERBERG, A.; ALBREKTSSON, T. Resonance frequency and removal torque analysis of implants with turned and anodized surface oxides. **Clin. Oral Implants Res.**, Copenhagen, v. 13, n. 3, p. 252-259, June 2002.

49. SUZUKI, K.; AOKI, K.; OHYA, K. Effects of surface roughness of titanium implants on bone remodeling activity of femur in rabbits. **Bone**, Elmsford, v. 21, n. 6, p. 507-514, Dec. 1997.
50. TARNOW, D. P. Dental implants in periodontal care. **Curr. Opin. Periodontol.**, Philadelphia, p. 157-62, 1993.
51. TORENSMA, R.; TER BRUGGE, P. J.; JANSEN, J. A.; FIGDOR, C. G. Ceramic hydroxyapatite coating on titanium implants drives selective bone marrow stromal cell adhesion. **Clin. Oral Implants Res.**, Copenhagen, v. 14, n. 5, p. 569-577, Oct. 2003.
52. TRISI, P.; LAZZARA, R.; RAO, W.; REBAUDI, A. Bone-implant contact and bone quality: evaluation of expected and actual bone contact on machined and osseotite implant surfaces. **Int. J. Periodontics Restorative Dent.**, Chicago, v. 22, n. 6, p. 535-545, Dec. 2002.
53. TRISI, P.; LAZZARA, R.; REBAUDI, A.; RAO, W.; TESTORI, T.; PORTER, S. S. Bone-implant contact on machined and dual acid-etched surfaces after 2 months of healing in the human maxilla. **J. Periodontol.**, Chicago, v. 74, n. 7, p. 945-956, July 2003.

- 54.UEHARA, T.; TAKAOKA, K.; ITO, K. Histological evidence of osseointegration in human retrieved fractured hydroxyapatite-coated screw-type implants: a case report. **Clin. Oral Implants Res.**, Copenhagen, v. 15, n. 5, p. 540-545, Oct. 2004.
- 55.VEIS, A. A.; TRISI, P.; PAPADIMITRIOU, S.; TSIRLIS, A. T.; PARISSIS, N. A.; DESIRIS, A. K.; LAZZARA, R. J. Osseointegration of Osseotite and machined titanium implants in autogenous bone graft. A histologic and histomorphometric study in dogs. **Clin. Oral Implants Res.**, Copenhagen, v. 15, n. 1, p. 54-61, Feb. 2004.
- 56.VERCIK, L. C. O. **Estudo do recobrimento de hidroxiapatita sobre superfícies de Ti cp e liga Ti-6Al-4V, sem e com deposição de TiO₂ por plasma-spray.** 2004. 137f., Tese (Doutorado em Química) – Instituto de Química, Universidade Estadual Paulista, Araraquara, 2004.
- 57.VERNINO, A. R.; KOHLES, S. S.; HOLT JR, R. A.; LEE, H. M.; CAUDILL, R. F.; KENEALY, J. N. Dual-etched implants loaded after 1- and 2-month healing periods: a histologic comparison in baboons. **Int. J. Periodontics Restorative Dent.**, Chicago, v. 22, n. 4, p. 399-407, Aug. 2002.

58. WENNERBERG, A.; ALBREKTSSON, T.; ANDERSSON, B.; KROL, J.
J. A histomorphometric and removal torque study of screw-shaped titanium implants with three different surface topographies. **Clin. Oral Implants Res.**, Copenhagen, v. 6, n. 1, p. 24-30, Mar. 1995.
59. WIGIANTO, R.; ICHIKAWA, T.; KANITANI, H.; KAWAMOTO, N.; MATSUMOTO, N.; ISHIZUKA, H. Three-dimensional bone structure around hydroxyapatite and titanium implants in rabbits. **Clin. Oral Implants Res.**, Copenhagen, v. 10, n. 3, p. 219-225, June 1999.
60. ZECHNER, W.; TANGL, S.; FURST, G.; TEPPER, G.; THAMS, U.; MAILATH, G.; WATZEK, G. Osseous healing characteristics of three different implant types. **Clin. Oral Implants Res.**, Copenhagen, v. 14, n. 2, p. 150-157, Apr. 2003.

ANEXO 1

Tabela A1- Valores de torque reverso (Ncm) obtidos pra cada animal segundo os períodos e as superfícies avaliadas

Período	Coelho	SU	SML	Coelhos	SMC	HA
4 semanas	1	26	28	9	33	53
	2	27	29	10	29	63
	3	x	38	11	34	61
	4	20	36	12	29	75
	5	16	27	13	25	38
	6	23	27	14	x	x
	7	22	38	15	22	57
	8	29	41	16	16	41
Médias		23,28	33		26,85	55,42
8 semanas	17	20	40	25	54	82
	18	19	32	26	45	70
	19	34	37	27	40	70
	20	17	37	28	18	x
	21	26	50	29	22	40
	22	28	58	30	27	59
	23	30	36	31	29	50
	24	18	29	32	62	75
Médias		24	39,875		37,12	63,71
12 semanas	33	26	37	41	x	38
	34	26	31	42	73	65
	35	38	49	43	85	77
	36	36	67	44	38	67
	37	x	x	45	30	40
	38	42	72	46	49	83
	39	38	49	47	42	57
	40	31	77	48	38	85
Médias		33,85	54,57		50,71	64,00

* Valor x corresponde aos valores de torque de remoção não aferidos.

ANEXO 2

Tabela A2- Valores de probabilidade obtidos pelo teste Mann Withney

Períodos	4 Semanas				8 Semanas				12 Semanas			
	SU	SMC	SML	HÁ	SU	SMC	SML	HA	SU	SMC	SML	HA
SU												
4	SMC	p=0,2248										
Sem	SML	p=0,0065*	p=0,1325									
	HA	p=0,0017*	p=0,0017*	p=0,0032*								
8												
	SU	p=0,9079	p=0,4519	p=0,0239*	p=0,0012*							
Sem	SMC	p=0,0728	p=0,2716	p=0,7132	p=0,0491*	p=0,0831						
	SML	p=0,0015*	p=0,0078*	p=0,1722	p=0,0151*	p=0,0023*	p=0,5995					
	HA	p=0,0017*	p=0,0017*	p=0,0018*	p=0,3067	p=0,0012*	p=0,0128*	p=0,0055*				
12												
	SU	p=0,0127*	p=0,0639	p=0,9539	p=0,0060*	p=0,0206*	p=0,7285	p=0,3253	p=0,0027*			
Sem	SMC	p=0,0017*	p=0,0040*	p=0,0206*	p=0,4062	p=0,0022*	p=0,2030	p=0,2030	p=0,1797	p=0,0553		
	SML	p=0,0017*	p=0,0040*	p=0,0151*	p=0,8480	p=0,0018*	p=0,0641	p=0,1325	p=0,2774	p=0,0298*	p=0,7494	
	HA	p=0,0012*	p=0,0012*	p=0,0023*	p=0,2472	p=0,0008*	p=0,0136*	p=0,0074*	p=0,9539	p=0,0038*	p=0,2243	p=0,2976

* Significativo a um nível menor que 5% (p<0,05)

FAEDA, R.S. Avaliação de implantes de titânio com modificação da superfície por ablação a laser ou recobrimento por hidroxiapatita biomimética. Estudo biomecânico em tíbia de coelhos. 2006.112 f.

Dissertação (Mestrado em Periodontia) – Faculdade de Odontologia, Universidade Estadual Paulista, Araraquara, 2006.

Resumo

O sucesso dos sistemas modernos de implantes dentais tem sido relacionado ao desenvolvimento do design e das características de superfícies dos implantes. O propósito do presente estudo foi avaliar duas novas superfícies de implantes (modificada por laser - SML e recoberta por hidroxiapatita biomimética - HA), comparando-as a outros dois implantes comerciais, (superfície usinada - SU e modificada por jateamento e ataque ácido - SMC). Um total de 96 implantes (3,75 x 10mm), 24 de cada superfície, foram instalados na tíbia de coelhos e avaliados após 4, 8 e 12 semanas. Após os períodos de cicatrização os animais foram sacrificados, os implantes expostos e a força necessária para desrosqueá-los foi aferida por um torquímetro analógico. Em 4 e 8 semanas, os implantes HA apresentaram valor de torque de remoção estatisticamente superior ($p < 0,05$) quando comparado aos demais, sendo o mesmo observado para os implantes SML quando comparados aos SU. Após 12 semanas, os implantes HA e SML foram estatisticamente

superiores aos implantes SU. Os resultados deste estudo sugerem que os implantes HA foram superiores aos demais nos períodos iniciais, obtendo uma estabilidade satisfatória com 4 semanas de implantação. Os implantes SML foram superiores aos SU em todos os períodos avaliados, porém não apresentando diferenças quando comparados aos SMC.

Palavras –chave: Implante dentário endoósseo; osseointegração; torque; lasers; materiais biocompatíveis.

FAEDA, R.S. **Titanium implants surface modification by laser ablation and biomimetic hydroxyapatite coating. Biomechanical study in rabbits tibia.** 2006.112 f. Dissertação (Mestrado em Periodontia) – Faculdade de Odontologia, Universidade Estadual Paulista, Araraquara, 2006.

Abstract

The success of modern dental implant systems has been associated with the development of implant designs and surface characteristic. The purpose of this study was to evaluate two new implant surfaces (laser-modified - LSM and biomimetic-hydroxyapatite coating - HA) comparing them with two other commercial implants (machined surface -MS and modified by sandblasted and acid etched - MCS). A total of 96 implants (3,75 x 10mm), 24 of each surface, were placed in rabbit tibia being evaluated after 4, 8 and 12 weeks. After the healing periods, the animals were sacrificed, the implants sites were exposed, and the needed force to unscrew the implants was measured using an analogical torque gauge. At 4 and 8 weeks, the HA implants removal torque was statistically greater ($p < 0,05$) in comparison with the others, being the same observed to LSM when compared with MS. After 12 weeks, the HA and LSM implants were statistically greater just when compared with MS. The results of this study suggest that the HA implants were superior to the

other at the initial periods, having a satisfactory stability with 4 weeks post-implantation. The LSM implants were superior to MS at all periods evaluated, but having no difference when compared with MCS.

Keywords: Dental implantation; endosseous; osseointegration; torque; lasers; biocompatible materials.