



UNIVERSIDADE ESTADUAL PAULISTA
“JÚLIO DE MESQUITA FILHO”
Campus de Araçatuba

MARIANA CRISTINA MARQUES

**ESTUDO BIOMECÂNICO DE IMPLANTES COM
SUPERFÍCIES MODIFICADAS POR LASER COM E SEM
RECOBRIMENTO DE HIDROXIAPATITA INSTALADOS
EM TÍBIA DE COELHOS**

Araçatuba - SP
2020

MARIANA CRISTINA MARQUES

**ESTUDO BIOMECÂNICO DE IMPLANTES COM
SUPERFÍCIES MODIFICADAS POR LASER COM E SEM
RECOBRIMENTO DE HIDROXIAPATITA INSTALADOS
EM TÍBIA DE COELHOS.**

Trabalho de Conclusão de Curso
apresentado à Faculdade de
Odontologia de Araçatuba,
Universidade Estadual Paulista –
“Júlio de Mesquita Filho”, como parte
dos requisitos para obtenção do
Título de Cirurgião-Dentista,

Orientador: Prof. Dr. Francisley Ávila
Souza

Araçatuba - SP
2020

Dedico primeiramente a Deus pela caminhada
percorrida até aqui.

E a minha família por todo apoio e incentivo ao meu
crescimento profissional.

A vocês a minha eterna gratidão.

AGRADECIMENTOS

A Faculdade de Odontologia de Araçatuba - UNESP por ter me dado a chance e todas as ferramentas que permitiram chegar hoje ao final desse ciclo e a realização desse sonho. Aqui aprendi muito e vivi momentos e experiências que levarei por toda a vida.

Ao Departamento de Cirurgia da Faculdade de Odontologia de Araçatuba, onde tive a oportunidade de me tornar Ligante na Liga de Cirurgia e Traumatologia Bucomaxilofacial tendo acesso aos conteúdos que vão muito além da graduação. Aos que de forma tão gentil e dedicada me ensinaram e explicaram tantos procedimentos.

Ao meu professor e orientador **Professor Doutor Francisley Ávila Souza** que aceitou de prontidão a minha solicitação para que fosse o orientador do meu trabalho de conclusão de curso, sempre esteve disposto a ajudar e contribuir para um melhor aprendizado. Referência de profissional. Foi uma honra aprender a prática cirúrgica com o senhor.

Aos que compõem a **Banca Examinadora**, pela disponibilidade, atenção e oportunidade de aprendizado. Ao Prof. Dr. Juliano Milanezi, tem a minha admiração, suas aulas no terceiro ano de periodontia eram simplesmente espetaculares, atrativas e de um valor inestimável, nos prendia a atenção e despertava o interesse de aprendizado na área, que apesar de complexa era transmitida de forma leve. Ao Pós Graduando Rodrigo Capalbo, tenha certeza que me serviu como estímulo e motivação, em maio de 2018, quando tive o meu primeiro contato direto com a prática cirúrgica, estava lá, explicando e orientando em cada detalhe, a sua ajuda e apoio foram fundamentais para que eu me encantasse ainda mais pela cirurgia.

Ao **Pós Graduando Henrique Hadad**, talvez não existam palavras suficientes e significativas que me permitam agradecer você com o devido merecimento. A sua ajuda, compreensão, ensino e paciência

foram fundamentais. Aprendi muito com você nas clínicas da pós graduação durante as passagens de plantão, na Liga e ainda mais agora nessa reta final. Obrigada por toda a sua dedicação.

À **Deus**, pois sem a companhia Dele essa caminhada não seria possível. Me deu força nos momentos mais difíceis, com todo seu amor e cuidado me guiou pelos melhores caminhos e me proporcionou momentos incríveis durante esta trajetória.

Aos **meus pais Edna e Manoel**, por sempre apoiar e ajudar a tornar essa conquista real, meus maiores e melhores exemplos, o que há de melhor em mim, recebi de vocês. Obrigada por todo o suporte e confiança que depositaram em mim ao longo desses anos. Serei eternamente grata, com saudosa memória, ao meu Pai, que hoje descansa ao lado de Deus, meu anjo no céu, que me guia e me protege em cada passo. Obrigada por tudo.

À **minha irmã Rafaela**, amiga que sempre esteve ao meu lado e comemorou comigo as minhas conquistas, aprendo muito com você todos os dias. Além de auxiliar nos meus tempos de cursinho, me deu toda a força necessária durante a graduação, com conselhos e dicas. Estarei sempre aqui por você.

Aos meus avós, Maria, Aparecida e Elson por terem me mostrado o amor em sua forma mais pura.

Aos meus familiares por sempre acreditarem e se orgulharem de mim. E na memória, meu Padrinho Jair Noal que hoje acompanha comigo essa conquista ao lado do Pai.

Aos amigos que fiz ao longo desses 5 anos de graduação. A nossa trajetória neste mundo é um ir e vir infinito. Nem todo mundo chegou para ficar. Uns deixaram saudades, outros, aprendizado. Mas nunca é por acaso. Nada e nem ninguém. Guardo na memória e no coração as histórias e os momentos vividos com cada um.

E à todos que contribuíram para que eu chegasse até aqui.
Inclusive aos pacientes que já atendi, pela confiança no meu trabalho e
por tanto aprendizado.

Seja você quem for, seja qual for a posição social que você tenha na vida, a mais alta ou a mais baixa, tenha sempre como meta muita força, muita determinação e sempre faça tudo com muito amor e com muita fé em Deus, que um dia você chega lá. De alguma maneira você chega lá.

Ayrton Senna

MARQUES, M. C. **Estudo biomecânico de implantes com superfícies modificadas por laser com e sem recobrimento de hidroxiapatita instalados em tíbia de coelhos**. 2020. 33 f. Trabalho de Conclusão de Curso (Graduação) - Faculdade de Odontologia da Universidade Estadual Paulista, Araçatuba, 2020.

RESUMO

No intuito de acelerar as fases iniciais do processo de reparo ao redor de implantes dentários, diminuindo o período de osseointegração, várias medidas vêm sendo sugeridas, entre elas a modificação topográfica e físico-química da superfície. Esse trabalho avaliou o comportamento biomecânico da interface formada entre osso e implante diante de superfícies usinada (MS), modificada por laser (LS), modificada por laser com recobrimento de HA método biomimético sem tratamento térmico (LHS), e modificada por jateamento e condicionamento ácido disponível comercialmente (SES). Para isso, 20 coelhos *Albinus*, receberam 40 implantes de $3,75 \times 10 \text{ mm}$ em leitos cirúrgicos frezados na porção medial das tíbias direita e esquerda, sendo um implante de cada superfície por tíbia, distribuídos aleatoriamente seguido da análise de frequência por ressonância onde o coeficiente de estabilidade inicial do implante foi medido. Nos períodos de 2 e 4 semanas os animais foram anestesiados, e *in vivo* novamente foi mensurado o coeficiente de estabilidade do implante por meio da análise de frequência de ressonância, seguido da análise biomecânica por meio de medidas do torque remoção. Os valores obtidos foram submetidos a análise estatística, teste ANOVA para dados paramétricos e Kruskal-Wallis para dados não paramétricos, adotando nível de significância de $p > 0,05$. Os resultados obtidos por meio da análise de frequência por ressonância não demonstraram diferenças estatisticamente significante entre os grupos. No contra-torque houve diferença estatisticamente entre o LS e LHS quando comparados ao grupo MS no período de 2 semanas, no período de 4 semanas foi observada

diferença estatística entre as 2 superfícies experimentais LS e LHS quando comparadas as superfícies MS e SES. Diante dos resultados alcançados conclui-se que implantes que possuem modificação da superfície por laser e por laser com HA ofereceram importantes alterações de estabilidade e propriedades biomecânicas.

Palavras chave: Implantes dentários. Propriedades de superfície. Análise Frequência de Ressonância. Torque.

MARQUES, M. C. **Evaluation of the repair process around implants with surfaces modified by laser with and without hydroxyapatite coating. Biomechanical study.** 2020. 33 f. Trabalho de Conclusão de Curso (Graduação) - Faculdade de Odontologia da Universidade Estadual Paulista, Araçatuba, 2020.

ABSTRACT

In order to accelerate the initial phases of the repair process around dental implants, reducing the period of osseointegration, several measures have been suggested, including topographic and physical-chemical modification of the surface. This study aimed to evaluate the biomechanical behavior of the interface formed between bone and implant before machined surfaces (MS), modified by laser (LS), modified by laser with HA coating biomimetic method without thermal treatment (LHS), and modified by blasting and conditioning commercially available acid (SES). For this, 20 Albinus rabbits received 40 implants of 3.75x10 mm in surgical beds made in the medial portion of the right and left tibiae, one implant of each surface per tibia, randomly distributed followed by the frequency analysis by resonance where the stability coefficient initial implant was measured. In the periods of 2 and 4 weeks the animals were anesthetized, and in vivo the implant stability coefficient was measured again through the resonance frequency analysis, followed by the biomechanical analysis by means of torque removal measures. The values obtained were subjected to statistical analysis, ANOVA test for parametric data and Kruskal-Wallis for non-parametric data, adopting a significance level of $p > 0.05$. The results obtained through the analysis of frequency by resonance did not show statistically significant differences between the groups. There was a statistically significant difference in counter torque between LS and LHS when compared to the MS group in the period of 2 weeks, in the period of 4 weeks a statistical difference was observed between the 2 experimental surfaces LS and LHS when comparing the MS

and SES surfaces. In view of the results achieved, it is concluded that implants that have surface modification by laser and by laser with HA offered important changes in stability and biomechanical properties.

Keywords: Dental implants. Surface properties. Resonance frequency analysis. Torque.

LISTA DE FIGURAS

FIGURA 1 - Cirurgia experimental	21
FIGURA 2 - Gráfico com valores de análise de frequência por ressonância e desvio padrão nos períodos de 0, 2 e 4 semanas	24
FIGURA 3 - Gráfico com valores de análise biomecânica (média do torque de remoção) entre os grupos e desvio padrão nos períodos de 2 e 4 semanas	25

SUMÁRIO

1 INTRODUÇÃO	13
2 OBJETIVO	16
3 MATERIAIS E MÉTODOS	17
4 RESULTADOS	24
5 DISCUSSÃO	26
6 CONCLUSÃO	28
REFERÊNCIAS	29
ANEXOS	32

1 INTRODUÇÃO

A evolução na área da implantodontia auxilia as reabilitações em pacientes que buscam por uma melhor estabilidade e função protética, assim como melhor estética (MISCH, 2000). Antes do uso dos implantes, a reabilitação oral era realizada por próteses convencionais, do tipo removível, fixa ou total. Além de ser o método mais moderno e atual o uso dos implantes ainda pode ser mais conservador, sem desgaste de dentes adjacentes, quando comparado a outros tipos de reabilitação (CAMPOS JÚNIOR; PASSANEZI, 1996).

O sucesso com os implantes depende do fenômeno da osseointegração, que nada mais é do que a união estável e funcional entre o osso e uma superfície de titânio (BRANEMARK, 1983). Após 15 anos de investigações clínicas e científicas, em 1969, Branemark publicou diversos estudos demonstrando que os implantes confeccionados em titânio, apresentavam melhores propriedades físicas e biológicas.

A velocidade e qualidade da osseointegração pode ser influenciada por características como macrogeometria dos implantes, assim como, as características topográficas, molhabilidade, carga de superfície e composição química superficial. Essas propriedades propiciam interações osso-implante, como adsorção iônica, absorção de proteínas, comunicação entre as células e superfície do implante, além de sinalização para diferenciação dessas células, levando à união do biomaterial com o osso (BUSER et al., 1999).

Técnicas de tratamento de superfície têm sido propostas a fim de criar uma união bioquímica capaz de acelerar as fases iniciais de neoformação óssea sobre o implante (ELIAS; OSHIDA; LIMAD, 2008; ZHAO et al., 2005).

Os primeiros implantes dentários foram desenvolvidos sem aplicação de tratamento na sua superfície, obtidos por um processo de usinagem, o qual resultava em implantes com superfície usinada. Com a evolução nessa área, os estudos experimentais demonstraram que quando comparado as superfícies usinadas com rugosas, havia um melhor resultado para resposta biológica para as superfícies rugosas (NOVAES et al., 2010).

Estudo recentes demonstraram que as alterações nas superfícies dos implantes melhoram e aceleram o processo de osseointegração (JEMAT et al., 2015). Os processos de alterações na superfície dos implantes podem ser realizados pelo método de adição, quando é acrescentado algum tipo de material na camada por meio de revestimento de plasma spray, ou subtração, quando se remove parte dessa camada superficial por processos físicos e/ou químicos, tais como abrasão por jateamento ou condicionamento ácido (MISCH, 1999). A texturização da superfície dos implantes pode influenciar o processo de osseointegração tanto na diferenciação celular, após a colocação do implante, como na quantidade de matriz óssea calcificada (ZHAO et al., 2005).

Os implantes com superfícies usinadas “lisas” apresentam pequenas ranhuras que permitem o processo de mineralização do osso em direção ao implante. Essa superfície usinada é formada por microrranhuras superficiais resultantes do processo de corte. Esses não recebem tratamento químico ou mecânico, apresentando apenas a macromorfologia de usinagem (THAKRAL et al., 2014).

Resultados promissores vem demonstrando para o uso do feixe de LASER para modificação da topografia do implante devido a apresentar resultados (BERARDI et al., 2011). O implante tem a sua superfície modificada por irradiação por meio de feixes de laser produzindo erosões e uma superfície rugosa. É um tratamento considerado limpo por não interagir com nenhum material externo durante o processo de modificação

da superfície, em que o feixe de laser age como meio físico no tratamento dessa superfície (NAVES et al., 2015). E a vantagem sobre os outros tipos de tratamentos de superfície é que esse tratamento pode criar microrretenções orientadas e regulares em pontos definidos na superfície (GALLI et al., 2013). Essa técnica não envolve elementos químicos, evitando a contaminação da camada de óxido do titânio. Os tamanhos das rugosidades dependem da intensidade do pulso da fonte emissora (THAKRAL et al., 2014).

No jateamento seguido de ataque ácidos as superfícies são tratadas com jatos de areia de granulação grossa (250-500 μm), produzindo macrorrugosidades no implante, seguidos por ataque ácido ($\text{HCl}/\text{H}_2\text{SO}_4$), que é responsável pela microrrugosidade desse (NOVAES et al., 2010). O implante por ataque ácido é imerso em uma substância ácida, a qual provoca erosões nesse corpo. A concentração de ácido, o tempo e a temperatura são fatores determinantes da microestrutura da superfície. Sobre a superfície lisa, o processo mais utilizado é o duplo ataque ácido, realizado com o ácido sulfúrico e o hidrocloreídrico (SCHLEE et al., 2015).

O recobrimento de uma superfície modificada por subtração com biomateriais apresenta-se como uma opção viável (FAEDA et al., 2009a, ROSALES-LEAL et al., 2010, SOUZA et al., 2014), principalmente a hidroxiapatita através do método biomimético, pois é altamente biocompatível (QUEIROZ et al., 2012, 2017).

2 OBJETIVO

Diante do exposto, objetivo deste trabalho será avaliar biomecânicamente o processo de reparo ao redor de implantes nos períodos iniciais, com as superfícies usinada (MS), superfície disponível comercialmente modificada por jateamento seguido do condicionamento ácido (SES), modificada por feixe de LASER (LS) e modificada por feixe de laser com posterior recobrimento de hidroxiapatita através do método biomimético sem tratamento térmico (LHS), instalados em tíbia de coelhos nos períodos de 2 e 4 semanas.

3 MATERIAIS E MÉTODOS

Preparação das superfícies experimentais

Superfície modificada por feixe de LASER (LS)

Os implantes de *Ti-cp* com superfície usinada foram fixados em um torno rotativo, sob o equipamento de laser Yb: 20W pulsado (Pulsed itérbio Fiber Laser, Sistema OmniMark 20F, Ominitek Tecnologia Ltda, São Paulo, Brasil), com os parâmetros de 140mJ nominal de alimentação e frequência de pulso de 20 KHz. O feixe de laser foi projetado sobre toda a superfície dos implantes espirais em temperatura ambiente, objetivando a modificação superficial de forma homogênea e por toda a superfície.

Superfície modificada por feixe de laser seguido da deposição de hidroxiapatita pelo método biomimético sem tratamento térmico (LHS)

Após irradiação da superfície por feixe de laser, as amostras foram imersas em 50 mL de solução de NaOH ($5,0 \text{ Mol.L}^{-1}$) na estufa por um período de 24 horas a 60°C , para a ativação da superfície, formando uma camada de titanato de sódio. Após a imersão em solução alcalina, as amostras foram mantidas na estufa por 3 horas, para secagem da superfície. Posteriormente, os implantes foram imersos em solução de fluido corpóreo (SFC) modificada, que simula os fluidos corpóreos por apresentar composição iônica e pH semelhantes aos do plasma sanguíneo. Os implantes permaneceram imersos nesta solução por um período de 4 dias, em estufa a 37°C e pH 7.25, para se obter um recobrimento composto por HA. A SFC foi trocada a cada 24 horas para que fosse mantida a quantidade de íons em solução.

Animais e Grupos Experimentais

Para a realização deste trabalho foram utilizados 20 (Vinte) coelhos machos, adultos, variação ***albinus***, fornecidos pelo Biotério da Faculdade

de Medicina de Botucatu – UNESP, com aproximadamente 5 (cinco) meses de idade, peso em torno de 3.1 a 4.3 Kg, mantidos em gaiolas unitárias, ambiente climatizado, alimentados com ração sólida (Ração Procoelho, Primor) e água *ad libitum*, durante todo o experimento. Para determinação do poder da amostra foi considerado um nível de significância de 5% (com desvio padrão de 2%), e com um poder de teste de 80%, sendo definindo alpha como 0,05 e cinco coelhos por grupo serão necessários para a finalidade de comparar os diferentes grupos.

Este estudo foi realizado de acordo com os Princípios Éticos para a Experimentação Animal, adotado pelo Colégio Brasileiro de Experimentação Animal (COBEA), e foi submetido ao Comitê de Ética em Pesquisa da Faculdade de Odontologia de Araçatuba – UNESP recebendo o número de processo 00554-2018. O projeto foi delineado de acordo com as diretrizes da ARRIVE guidelines (KILKENNY et al., 2010).

Os mesmos animais foram enquadrados em quatro grupos experimentais: Grupo Usinado (MS), Grupo Jateamento e Condicionamento Ácido (SES), Grupo Laser (LS) e Grupo Laser recoberto por hidroxiapatita método biomimético sem tratamento térmico (LHS), com implantes de 3,75mm de diâmetro e 10 mm de comprimento de superfície usinada (AS Technology, TitaniumFix, São Paulo, Brasil) foram instalados randomicamente em osteotomia realizada na região medial da face lateral da tíbia após fresagem padronizada para implantodontia com 3,0 mm de diâmetro e 10 de profundidade.

Os animais foram enquadrados em 2 (dois) períodos de avaliação: 2 e 4 semanas, compondo 10 (dez) animais por período, e 5 implantes de cada superfície em cada período que usados nas análises de frequência por ressonância e remoção por contra torque (biomecânica).

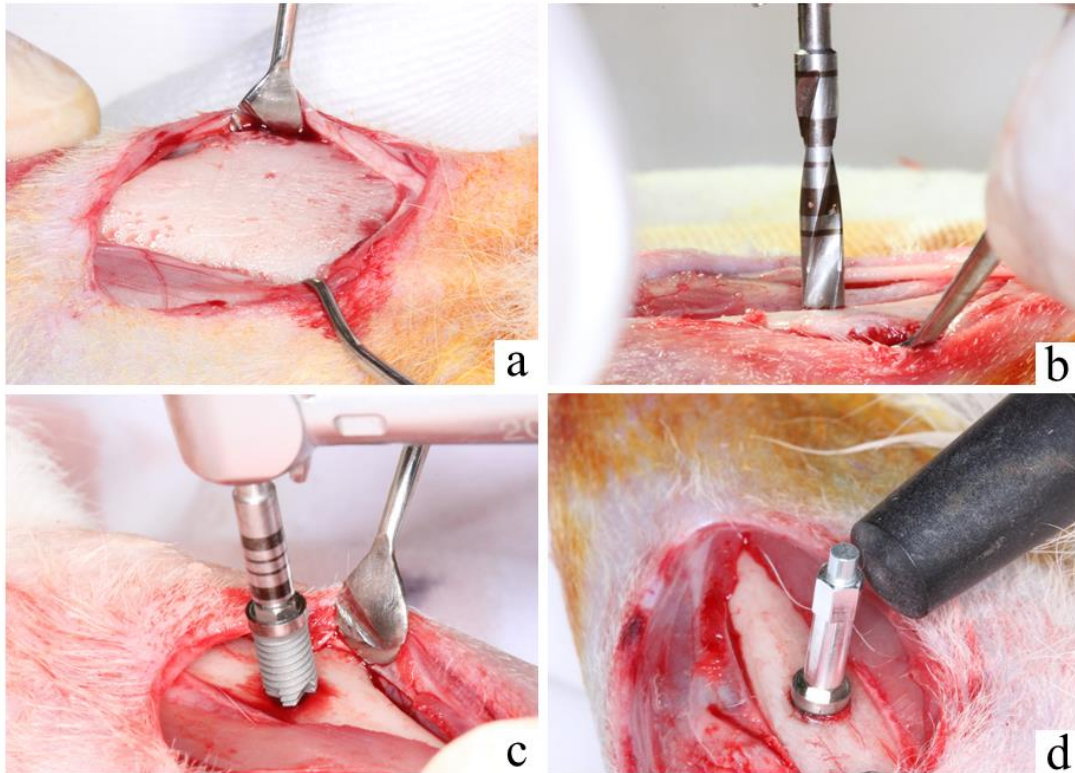
Procedimento Cirúrgico

Todos os procedimentos cirúrgicos foram realizados na sala cirúrgica do Núcleo de Experimentação em Coelhos (NECO) da Faculdade de Odontologia de Araçatuba – UNESP. Os procedimentos cirúrgicos foram realizados conforme descrito em trabalhos prévios publicados (QUEIROZ et al., 2017; SOUZA et al., 2014).

Os animais foram mantidos em jejum oito horas antes do procedimento cirúrgico. Para todos os procedimentos cirúrgicos realizou-se anestesia geral por infiltração intramuscular de 50mg/kg de cloridrato de ketamina (Vetaset – Fort Dodge, Saúde Animal LTDA, Campinas, São Paulo, Brasil) e 5 mg/kg de cloridrato de xilazina (Dopaser – Laboratório Calier do Brasil LTDA – Osasco, São Paulo, Brasil), além da complementação anestésica na região a ser operada com a infiltração de 0.3 ml/Kg Cloridrato de mepivacaína (Scandicaine 2% com adrenalina 1:100.000, Septodont, França). A região anterior das tíbias direita e esquerda foram tricotomizadas e posteriormente realizada a antisepsia pré-operatória com Polivinil Pirrolidona Iodo degermante (PVP-I 10%, Riodeine Degermante, Rioquímica, São José do Rio Preto), associado ao PVPI tópico. O acesso cirúrgico foi realizado por meio de uma incisão dermo-periosteal empregando-se uma lâmina de bisturi n. 15 (Feather, Feather Safety, Japan) montada em cabo de bisturi n. 3 (Hu-Friedy, German) na margem anterior da tíbia, iniciada a um centímetro abaixo da articulação tíbio-femural, com aproximadamente 6 (seis) centímetros de comprimento. Após incisão o retalho foi deslocado com descolador de Molt 9, com consequente exposição proximal da face medial da tíbia, local de eleição para a osteotomia (Figura 1a). Após a exposição proximal da face medial da tíbia foi realizada osteotomia de 3,0mm de diâmetro e 10mm de comprimento. O preparo do leito receptor do implante iniciou-se com a broca em forma de lança, para romper a cortical óssea. Em seguida foram utilizadas as fresas de 2.0mm, piloto de 2,0/3,0mm e fresa de 3.0mm (AS Techonology, Titaniumfix, São Paulo, Brasil), montadas em contra ângulo redutor 20:1 (Kavo do Brasil, Joinville, Brasil), acoplado em motor elétrico

(Kavo do Brasil, Joinville, Brasil), a uma velocidade de 1200 rpm, sob irrigação constante de solução fisiológica a 0.9% (Darrow, Rio de Janeiro, Brasil) (Figura 1b). Os implantes foram instalados por meio de chave motor de torque interno para conexão de hexágono externo (AS Techonology, Titaniumfix, São Paulo, Brasil) que encaixado na plataforma do implante, montada em contra ângulo redutor 20:1 acoplado ao motor elétrico numa velocidade de 20 rpm (Figura 1c). O implante foi inserido até que a sua plataforma assente na camada cortical externa da região proximal da face lateral da tíbia. Após instalação do implante será colocado o parafuso de cobertura para proteção da plataforma. No ato cirúrgico foi medido o torque de instalação do implante em N/cm por meio de torquímetro digital (Data Tork CEM 3, Tohnichi Mfg.Co.,Ltd, Tokyo, Japan), e o coeficiente de estabilidade do implante por meio de medidas de frequência por ressonância (Ostell® Instrument, Integration Diagnostics AB, Gotemburgo, Suécia) (Figura 1d). O tecido mole foi reposicionado e suturado por planos. A sutura muscular foi realizada com fio absorvível de Poligalactina 910 (Vicryl 5.0, Ethicon, Jhonson, São José dos Campos, Brasil). No plano cutâneo a sutura foi realizada com fio de nylon 5.0 (Ethicon, Jhonson, São José dos Campos, Brasil). Após a sutura realizou-se novamente a antissepsia da área com Polivinil Pirrolidona Iodo Tópico (PVP-I 10%, Riodeine Degermante, Rioquímica, São José do Rio Preto).

FIGURA 1 - Cirurgia experimental. a: Acesso e exposição do leito cirúrgico, b: Osteotomia para criação de espaço de 3mm de diâmetro para instalação de implante, c: Instalação de implante na tíbia do animal, d: Análise de frequência por ressonância imediatamente a instalação do implante



Fonte: Autor, 2020

Prescrição Pós-Operatória

No pós-cirúrgico foi administrado via oral diluído em água 3mg/kg/ de Cetoprofeno (Cetoprofeno, Sanofi, São Paulo, Brasil) associado a 5mg/kg de Cloridrato de Tramadol (Cronidor, Agener União Química, São Paulo, Brasil) durante 3 (três) dias. Foi administrado também por via intramuscular 10 mg/kg de Enrofloxacina (Enrofloxacino, Venco, Londrina, Brasil) e 5 mg/kg de cloridrato de Doxiciclina (Doxiciclina, Venco - Londrina, Brasil) durante 7 (sete) dias.

Análises Biomecânicas e Eutanásia

Nos períodos de 2 e 4 semanas os animais agrupados em número de 10 por período, 5 por grupo experimental foram mantidos em jejum por oito horas antes do procedimento de eutanásia. Para tal, realizou-se sedação por infiltração intramuscular de 50mg/kg de cloridrato de ketamina (Vetaset – Fort Dodge, Saúde Animal LTDA, Campinas, São Paulo, Brasil) e 5 mg/kg de cloridrato de xilazina (Dopaser – Laboratório Calier do Brasil LTDA – Osasco, São Paulo, Brasil), além da complementação por anestesia local nas tíbias, com a infiltração de 0.3 ml/Kg de Cloridrato de Mepivacaína (Scandicaine 2% com adrenalina 1:100.000, Septodont, França). Após o ato anestésico, realizou-se no implante a análise de frequência por ressonância seguida da análise biomecânica por meio de medidas de torque de remoção, ambas as análises *in vivo*. Após análises os animais foram submetidos à eutanásia por meio de perfusão no ventrículo esquerdo de solução salina fisiológica a 0.9% (Darrow, Rio de Janeiro, Brasil) por 10 (dez) minutos, seguido da perfusão de paraformaldeído 4% por 40 (quarenta) minutos por meio de bomba perfusora peristáltica (Masterflex® Ls, Cole – Parmer Instrument Company).

FORMA DE ANÁLISE DOS RESULTADOS

Análise de Frequências por Ressonância

Após anestesia geral, acesso cirúrgico e exposição dos implantes removeu-se o parafuso de cobertura do implante, e foi instalado o transdutor do aparelho de frequência por ressonância (Ostell® Instrument, Integration Diagnostics AB, Gotemburgo, Suécia). O coeficiente de estabilidade do implante por meio da análise de frequência de ressonância (RFA) foi medido no ato da instalação dos implantes e nos períodos de eutanásia, 2 e 4 semanas como metodologia de estudo prévio (SOUZA et al, 2019). Os valores dos 4 grupos, compondo cinco valores

por cada superfície em cada período de eutanásia foram anotados e tabulados para posterior análise estatística.

Análise Biomecânica (Remoção por Contra-torque)

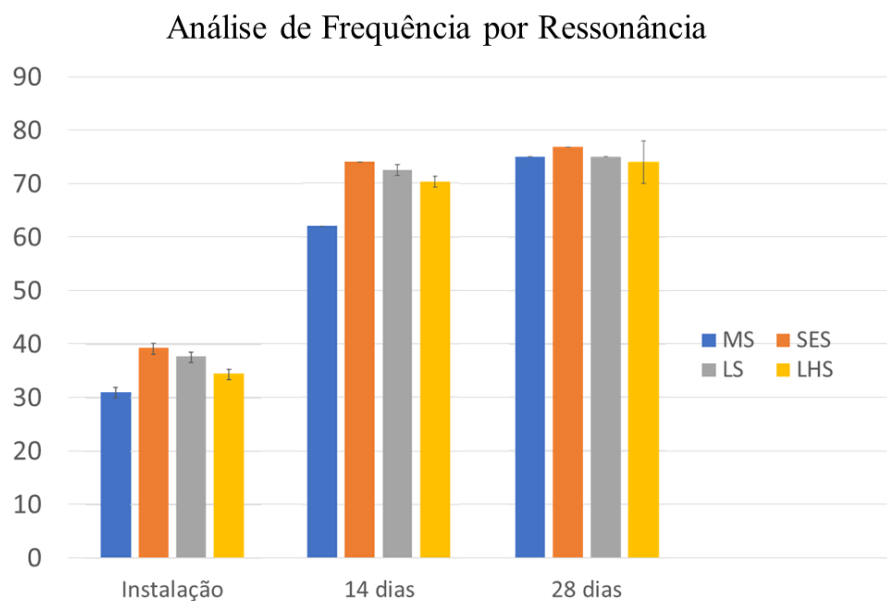
Após análise de frequência de ressonância foi instalado o montador de implante acoplado à chave extensora de catraca (AS Technology, TitaniumFix, São Paulo, Brasil). Os implantes foram removidos por meio de um torquímetro digital (Data Tork CEM 3, Tohnichi Mfg.Co.Ltd, Tokyo, Japan), e mensurado em N cm o valor necessário para a remoção do implante. Os valores dos 4 grupos compondo cinco valores por cada superfície em cada período de eutanásia foram anotados e tabulados para posterior análise estatística (SOUZA et al., 2019).

4 RESULTADOS

Análise de Frequências por Ressonância

Os valores médios de ISQ e desvio padrão no grupo MS foram $31,0 \pm 4,7$, $62,0 \pm 0$, $75,0 \pm 0$ no dia da instalação e nos intervalos de tempo de 2 e 4 semanas respectivamente, enquanto que para o grupo SES as medidas de frequência de ressonância média foi de $39,2 \pm 3,9$, $74,0 \pm 0$ e $76,8 \pm 1,1$ nos mesmos períodos, respectivamente. No grupo LS os valores médios e desvio padrão foram $37,6 \pm 3,1$, $72,5 \pm 2,5$, $75,0 \pm 0$ nos três períodos de análise. Já o grupo LHS apresentou medidas de frequência por ressonância e desvio padrão de $34,4 \pm 2,9$, $70,3 \pm 1,9$, $74,0 \pm 4,0$. No geral, valores em ISQ das quatro superfícies estiveram muito próximos dentro dos mesmos períodos, não havendo diferença estatisticamente significativa entre os grupos. Pode-se observar um aumento nos valores em ISQ ao longo dos períodos de análise. (Figura3).

FIGURA 2 - Gráfico com valores de análise de frequência por ressonância e desvio padrão nos períodos de 0, 2 e 4 semanas

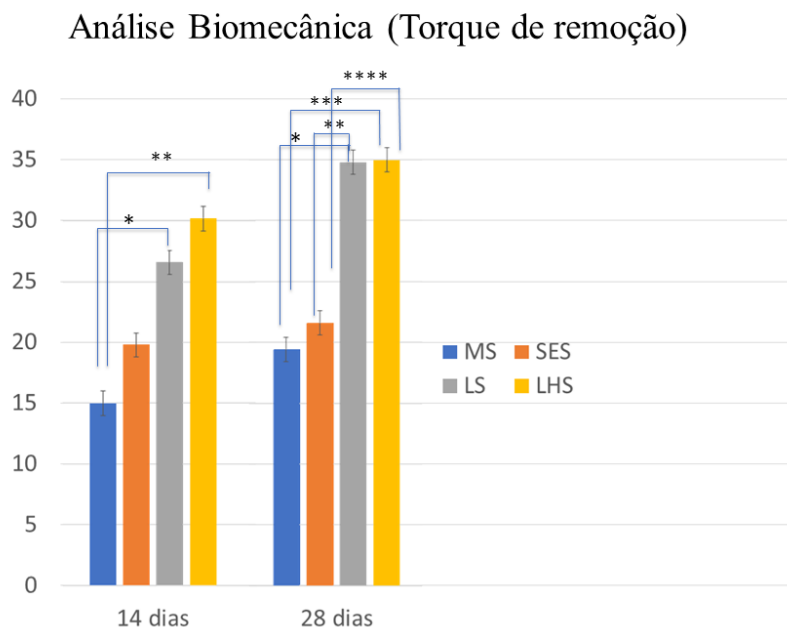


Fonte: Autor, 2020

Análise Biomecânica (Remoção por Contra-torque)

A avaliação clínica mostrou ausência de sinais de infecção e não foi observada fratura óssea completa ou parcial da tíbia em nenhum dos animais. Nenhum implante foi perdido e todos se encontravam estáveis e sem perda óssea marginal. No grupo MS as médias dos valores de torque para remoção dos implantes foram de 15 e 19,4 N cm nos períodos de 2 e 4 semanas, respectivamente. No grupo SES os valores foram 19,8 e 21,6 N cm respectivamente. No grupo LS as médias encontradas foram de 26,6 e 34,8 N cm nos dois períodos de análise. Na superfície LHS os valores médios de torque para a remoção foi de 30,2 e 35 N cm. Foi observada diferença estatisticamente significativa entre o grupo LS e LHS quando comparados ao grupo MS no período de 2 semanas. Já no período de 4 semanas, foi observada diferença estatística entre as 2 superfícies experimentais LS e LHS quando comparadas as superfícies MS e SES, como ilustrado na Figura 4.

Figura 3 - Gráfico com valores de análise biomecânica (média do torque de remoção) entre os grupos e desvio padrão nos períodos de 2 e 4 semanas



*, **, ***, **** indicou diferença estatisticamente significativa entre os grupos.

Fonte: Autor, 2020

5 DISCUSSÃO

Por esse motivo as pesquisas na busca de tratamentos superficiais que auxiliam o processo de neoformação óssea ao redor dos implantes dentários são desenvolvidas, no intuito de fazer com que os implantes possam receber cargas mais precocemente.

A superfície do implante em contato com o osso tem sido amplamente estudada nos últimos anos. A evolução da qualidade e da rapidez na osseointegração está intimamente ligada ao tratamento de superfície dos implantes dentários (LEE et al., 2005). Modificações na morfologia e rugosidade superficiais foram inicialmente desenvolvidas com o intuito de aumentar o embricamento mecânico entre tecido ósseo e superfície do implante, melhorando, assim, a estabilidade inicial, sua resistência e a sua dissipação de forças (ALBREKTSSON et al., 1981) e são amplamente estudadas atualmente pois influenciam diretamente na capacidade deste material acelerar ou retardar o processo de osseointegração (NOVAES et al., 2010).

Os implantes originais de Branemark usinados apresentavam uma rugosidade entre 0,5 μm e 1,0 μm , que era considerado o ideal. Novos estudos comprovaram que medidas de 1,5 μm de rugosidade mostraram resultados melhores (MISCH, 1999). Há uma variedade de tratamento de superfície disponível para implantes osseointegráveis.

Os implantes com superfícies usinadas "lisas" apresentam pequenas ranhuras que permitem o processo de mineralização do osso em direção ao implante, mas não apresentam uma superfície indutora. Essa superfície usinada é formada por microrranhuras superficiais resultantes do processo de corte. Esses não recebem tratamento químico ou mecânico, apresentando apenas a macromorfologia de usinagem (THAKRAL et al., 2014). O grupo dos implantes com a superfície usinada neste estudo

apresentaram os menores resultados principalmente na análise biomecânica, no período de 2 semanas e 4 semanas.

Superfícies modificadas por laser é um método que produz alto grau de pureza e rugosidade suficiente para uma boa osseointegração (BERARDI et al., 2011). E a vantagem sobre os outros tipos de tratamentos de superfície é que esse tratamento pode criar microrretenções orientadas e regulares em pontos definidos na superfície (GALLI et al., 2013). Os estudos de análise das superfícies dos implantes mostraram que o tratamento por feixe de laser, a adição de hidroxiapatita fornecem uma morfologia complexa, que favoreceram o recobrimento por tecido ósseo, quando comparadas com a superfície usinada e tratadas por ácidos (FAEDA et al., 2009b; QUEIROZ, 2010). Esses resultados também foram observados no presente estudo, na análise biomecânica, sendo que o grupo dos implantes modificados por laser e modificados por laser com HA apresentaram os melhores resultados no período 4 semanas quando comparados com o grupo de superfície usinada e modificada por jateamento e condicionamento ácido.

A osseointegração ocorre nas superfícies dos implantes dentais, independentemente se essas são tratadas ou não, mas tratamentos de superfície aprimoram o resultado da osseointegração, visto que todos os grupos que passaram por algum tratamento de superfície tiveram resultados superiores do que o grupo de superfície usinada. É importante notar que apesar das inúmeras superfícies de implante confeccionadas o objetivo maior – osseointegração – é alcançado.

6 CONCLUSÃO

Os implantes que possuem modificação da superfície por laser e por laser com HA ofereceram importantes alterações de estabilidade e propriedades biomecânicas superiores quando comparados com superfície usinada e superfície modificada por jateamento e condicionamento ácido. Podendo então concluir que superfícies que passaram por algum método de tratamento tiveram torque de remoção estatisticamente superior que a superfície usinada.

REFERÊNCIAS

ALBREKTSSON, T. et al. Osseointegrated titanium implants. Requirements for ensuring a long-lasting, direct bone-to-implant anchorage in man. **Acta Orthop. Scand.**, v. 52, p. 155-170, 1981.

BERARDI, D. et al. New laser-treated implant surfaces: a histologic and histomorphometric pilot study in rabbits. **Clin. Invest. Med.**, v. 34, n. 4, p. E202, 2011.

BRANEMARK, P. I. Osseointegration and its experimental background. **J. Prosthet. Dent.**, v. 50, n. 3, p. 399-410, 1983.

BUSER, D. et al. 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.**, v. 45, n. 2, p. 75-83, 1999.

CAMPOS JÚNIOR, A.; PASSANEZI, E. Why did osseointegration revolutionize implantology? In: TODESCAN, F. F.; BOTINO, M. A. C. **Update on dental clinic: a practice of general practice**. São Paulo: Artes Médicas; 1996. p. 249-297.

ELIAS, C. N.; OSHIDA, J. H. C.; LIMAD, M. Relationship between surface properties (roughness, wettability and morphology) of titanium and dental implant removal torque. **J. Mech. Behav. Biomed. Mater.**, v. 1, n. 3, p. 234-242, 2008.

FAEDA, R. S. et al. Biological performance of chemical hydroxyapatite coating associated with implant surface modification by laser beam: biomechanical study in rabbit tibias. **J. Oral Maxillofac. Surg.**, v. 67, n. 8, p. 1706-1715, 2009a.

FAEDA, R. S. et al. Evaluation of titanium implants with surface modification by laser beam. Biomechanical study in rabbit tibias. **Braz. Oral Res.**, v. 23, n. 2, p. 137-143, 2009b.

GALLI, S. et al. Surface characterization and clinical review of two commercially available implants. **Implant Dent.**, v. 22, n. 5, p. 507-518, 2013.

JEMAT, A. et al. Surface modifications and their effects on titanium dental implants. **Biomed. Res. Int.**, v. 2015, p. 791725, 2015.

KILKENNY, C. et al. Animal research: reporting in vivo experiments: the ARRIVE guidelines. **Br. J. Pharmacol.**, v. 160, n. 7, p. 577-579, 2010.

LEE, J. H. et al. Effect of implant size and shape on implant success rates: a literature review. **J. Prosthet. Dent.**, v. 94, p. 377-381, 2005.

MISCH, C. E. **Contemporary dental implants**. 2. ed. São Paulo: Ed. Santos; 2000. p.21-32

MISCH, C. E. Implant design considerations for the posterior regions of the mouth. **Implant Dent.**, v. 8, p. 376-386, 1999.

NAVES, M. M. et al. Effect of macrogeometry on the surface topography of dental implants. **Int. J. Oral Maxillofac. Implants**, v. 30, n. 4, p. 789-799, 2015.

NOVAES, A. B. et al. Influence of implant surfaces on osseointegration. **Braz. Dent. J.**, v. 21, n. 6, p. 471-481, 2010.

QUEIROZ, T. P. **Estudo de implantes de Tícp com superfícies modificadas por feixe de laser com e sem deposição química de apatitas**: análises topográfica, biomecânica e histométrica em coelhos. 2010. Tese (Doutorado) - Faculdade de Odontologia, Universidade Estadual Paulista, Araçatuba, 2010.

QUEIROZ, T. P. et al. Commercially pure titanium implants with surfaces modified 44 by laser beam with and without chemical deposition of apatite: biomechanical and topographical analysis in rabbits. **Clin. Oral Implants Res.**, v. 24, n. 8, p. 896-903, 2012.

QUEIROZ, T. P. et al. In vivo evaluation of cp Ti implants with modified surfaces by laser beam with and without hydroxyapatite chemical deposition and without and with thermal treatment: topographic characterization and histomorphometric analysis in rabbits. **Clin. Oral Investig.**, v.21, n. 2, p. 685–699, 2017.

ROSALES-LEAL, J. I. et al. Effect of roughness, wettability and morphology of engineered titanium surfaces on osteoblast-like cell adhesion. **Colloids Surf. A Physicochem. Eng. Asp.**, v. 365, n. 1–3, p. 222–229, 2010.

SCHLEE, M. et al. Prospective, multicenter evaluation of trabecular metal-enhanced titanium dental implants placed in routine dental practices: 1-year interim report from the development period (2010 to 2011). **Clin. Implant Dent. Relat. Res.**, v. 17, n. 6, p. 1141-1153, 2015.

SOUZA, F. A. et al. Comparative in vivo study of alloy titanium implants with two diferente surfaces: biomechanical and SEM analysis. **Clin. Oral Investig.**, v. 23, n. 1, p. 4383-4397, 2019.

SOUZA, F. A. et al. Histometric analysis and topographic characterization of cp Ti implants with surfaces modified by laser with and without silica deposition. **J. Biomed. Mat. Res. B**, v. 102, n. 8, p. 1677–1688, 2014.

THAKRAL, G. et al. Nanosurface: the future of implants. **J. Clin. Diagn. Res.**, v. 8, n. 5, p. ZE07-ZE10, 2014.

ZHAO, G. et al. High surface energy enhances cell response to titanium substrate microstructure. **J. Biomed. Mater. Res. A**, v. 74, p. 49-58, 2005.

ANEXO A - COMITÊ DE ÉTICA



UNIVERSIDADE ESTADUAL PAULISTA
"JÚLIO DE MESQUITA FILHO"



CAMPUS ARAÇATUBA
FACULDADE DE ODONTOLOGIA
FACULDADE DE MEDICINA VETERINÁRIA

CEUA - Comissão de Ética no Uso de Animais
CEUA - Ethics Committee on the Use of Animals

CERTIFICADO

Certificamos que o Projeto de Pesquisa intitulado "Avaliação do processo de reparo ao redor de implantes com superfícies modificada por laser com e sem recobrimento de hidroxiapatita. Estudo biomecânico, por MEV e imunohistoquímica em coelhos", Processo FOA nº 00554-2018, sob responsabilidade de Francisley Ávila Souza apresenta um protocolo experimental de acordo com os Princípios Éticos da Experimentação Animal e sua execução foi aprovada pela CEUA em 20 de Julho de 2018.

VALIDADE DESTE CERTIFICADO: 10 de Janeiro de 2020.

DATA DA SUBMISSÃO DO RELATÓRIO FINAL: até 10 de Fevereiro de 2020.

CERTIFICATE

We certify that the study entitled "Evaluation of the repair process around implantes with laser modified surfaces with and without deposition of HA. Biomechanical, MEV and immunohistochemistry study in rabbits", Protocol FOA nº 00554-2018, under the supervision of Francisley Ávila Souza presents an experimental protocol in accordance with the Ethical Principles of Animal Experimentation and its implementation was approved by CEUA on July 20, 2018.

VALIDITY OF THIS CERTIFICATE: January 10, 2020.

DATE OF SUBMISSION OF THE FINAL REPORT: February 10, 2020.

Prof. Ass. Dr. Leonardo Perez Faverani
Coordenador da CEUA
CEUA Coordinator

CEUA - Comissão de Ética no Uso de Animais
Faculdade de Odontologia de Araçatuba
Faculdade de Medicina Veterinária de Araçatuba
Rua José Bonifácio, 1193 - Vila Mendonça - CEP: 16015-050 - ARAÇATUBA - SP
Fone (18) 3636-3234 Email CEUA: ceua@foa.unesp.br