



UNIVERSIDADE DE SANTO AMARO

Programa de Mestrado em Odontologia - Implantodontia

Michael Gomes Vidal

**Avaliação da rugosidade superficial do titânio tratado com Laser Er,Cr:YSGG:
Estudo in vitro.**

São Paulo

2018

Michael Gomes Vidal

**Avaliação da rugosidade superficial do titânio tratado com Laser Er,Cr:YSGG:
Estudo in vitro.**

Dissertação apresentada à Universidade de Santo Amaro para obter o título de Mestre pelo curso de pós-graduação do programa de Mestrado em Odontologia na área de concentração em Implantodontia com linha de pesquisa em reparação tecidual e reconstrução do tecido ósseo em Implantodontia.

Orientadora: Prof^a Dra. Heloisa Fonseca
Marão

São Paulo

2018

FICHA CATALOGRÁFICA

Gomes Vidal, Michael

Avaliação da rugosidade superficial do titânio tratado com laser Er,Cr:YSGG:
Estudo in vitro / Michael Gomes Vidal. - -São Paulo , 2018 54 f.

Dissertação (Mestrado em Odontologia com área de concentração em
Implantodontia) – Universidade de Santo Amaro, 2018

Orientador(a): Heloisa Fonseca Marão

1.Implante Dentário. 2.Osseointegração. 3.Peri-implantite. 4.Laser. I.Fonseca
Marão, orient. II. Universidade de Santo Amaro. III Título

Vidal MG. Avaliação da rugosidade superficial do titânio tratado com Laser Er,Cr:YSGG: Estudo in vitro. Dissertação apresentada à Universidade de Santo Amaro para obtenção do título de Mestre em Odontologia com concentração em Implantodontia.

Aprovado em: ___/___/2018

Banca Examinadora

Prof(a). Dr(a). _____

Instituição: _____ Julgamento: _____

Prof(a). Dr(a). _____

Instituição: _____ Julgamento: _____

Prof(a). Dr(a). _____

Instituição: _____ Julgamento: _____

Dedico esse trabalho de conclusão de curso à minha família que sempre me apoiou durante todo o curso, e a minha saudosa avó Laurinda Musardo Gomes que sempre acreditou no meu sonho e esteve presente nos momentos bons e ruins da minha vida.

AGRADECIMENTOS

Ao meus Pais, pessoas que sempre foram exemplos de coragem, amor, determinação, que sempre dedicaram suas vidas à seus filhos, à união e à felicidade da nossa família, pelos conselhos, carinho e pelo apoio e compreensão sempre presente.

A meu irmão Maurice que sempre me apoiou em tudo, e sempre torceu pelo meu sucesso.

A minha noiva Aldria Rebecca Pereira que sempre me incentivou e ajudou nesta jornada.

A prof. Dra. Heloisa Fonseca Marão, que me orientou nessa dissertação, com toda paciência e determinação. Uma grande profissional.

Ao Prof. Dr. José Augusto Rodrigues, motivador e precursor desse projeto, uma pessoa convicta, agradeço pelo convívio, pelo apoio, pela amizade e por estar sempre me apoiando e me incentivando. Um exemplo de profissional.

Ao Prof. Dr. Wilson Roberto Sendyk e toda sua equipe pelos conhecimentos transmitidos e por todo carinho demonstrado.

Ao Prof. Dr. William Cunha Brandt, por proporcionar uma experiência incrível de apresentar um trabalho em um encontro entre Brasil/Japão, e pelo companheirismo e amizade que se firmou durante o curso.

Agradeço principalmente a Deus, que quando não via solução, me preparava um portão aberto na minha vida, na qual, colocando as pessoas certas no caminho e oportunidades nos momentos certos.

Aos amigos conquistados durante toda trajetória do curso, não só pelo companheirismo, mas pela ajuda nos momentos difíceis.

Agradeço á **Unisa**, pela bolsa de estudos que me concederam.

A todos que direta ou indiretamente colaboraram para realização deste estudo.

OBRIGADO!!

O SENHOR é o meu pastor, nada me faltará.

Deitar-me faz em verdes pastos, guia-me mansamente a águas tranquilas.

Refrigera a minha alma; guia-me pelas veredas da justiça, por amor do seu nome.

Ainda que eu andasse pelo vale da sombra da morte, não temeria mal algum, porque tu estás comigo; a tua vara e o teu cajado me consolam.

Preparas uma mesa perante mim na presença dos meus inimigos, unges a minha cabeça com óleo, o meu cálice transborda.

Certamente que a bondade e a misericórdia me seguirão todos os dias da minha vida; e habitarei na casa do Senhor por longos dias.

Salmos 23:1-6 Bíblia Sagrada

RESUMO

A topografia da superfície do implante é um dos fatores relevantes para a obtenção da osseointegração. O aumento da rugosidade da superfície pode melhorar a resposta da osseointegração, mas também pode favorecer o acúmulo de biofilme. Diferentes métodos de tratamento podem ser utilizados para diminuição do biofilme e como alternativa de tratamento, os sistemas de Laser podem ser utilizados. O objetivo do estudo foi avaliar o efeito do Laser de Er,Cr:YSGG, nos corpos de prova de titânio com superfícies usinadas e tratadas por meio de ensaio de rugosidade superficial. Os corpos de prova foram separados em dois grupos: superfície tratada (SLA- jateamento de areia seguido de ataque ácido) e superfície usinada, cada grupo com n=15. Os dois grupos foram submetidos à irradiação com as potências 1,5W (n=5); 2,0W (n=5); 2,5W(n=5), com distância de irradiação de 1mm e tempo de irradiação de 30 segundos por disco. Foi realizada a medição da microrugosidade antes e após irradiação, nos parâmetros da ISO BS. Os dados foram coletados e o teste estatístico THREE-WAY ANOVA e teste de Bonferroni foram aplicados. Em todos os grupos a rugosidade superficial da superfície usinada diferiu estatisticamente da superfície tratada. Foi observado nos dois grupos, que os tratamentos com Laser reduziram a rugosidade superficial das superfícies. A superfície lisa se diferiu estatisticamente da superfície rugosa, porém, a proporção de redução nos diferentes parâmetros de potência foram proporcionais entre superfície lisa e rugosa.

Palavras-chave: Implante dentário, Osseointegração, Peri-implantite, Laser.

ABSTRACT

The topography of the surface of the implant is one of the relevant factors to obtain osseointegration. Increased surface roughness may improve the osseointegration response, but may also favor biofilm build-up. Different methods of treatment can be used to decrease biofilm and as an alternative treatment, Laser systems can be used. The objective of the study was to evaluate the effect of the Er,Cr:YSGG laser on the test surfaces of the rough and smooth surfaces by means of a surface roughness test. The specimens were separated into two groups: rough surface (SLA sandblasting followed by acid etching) and smooth surface, each group with $n = 15$. The two groups were irradiated with the powers of 1.5W ($n = 5$); 2.0W ($n = 5$); 2.5W ($n = 5$), with irradiation distance of 1mm and irradiation time of 30 seconds per disc. The micro-tolerance measurement was performed before and after irradiation, in the parameters of ISO BS. Data were collected and the THREE-WAY ANOVA statistical test and Bonferroni test were applied. In all groups the surface roughness of the smooth surface differed statistically from the treated surface. It was observed in the two groups that the laser treatments reduced the surface roughness of the surfaces. Therefore, the Er,Cr:YSGG laser reduced the surface roughness of the surfaces, and the smooth surface was statistically different from the rough surface, but the proportion of reduction in the different power parameters were proportional (smooth and rough surface).

Keywords: Dental Implants, Osseointegration, Peri-Implantite, Laser.

LISTA DE FIGURAS

Figura 1: Disco de superfície tratada.....	36
Figura 2: Disco de superfície usinada	36
Figura 3: Rugosímetro TR200.....	37
Figura 4: Direções de medição do disco.....	37
Figura 5: Laser Er,Cr:YSGG (iplus Waterlase, Biolase, CA, USA).....	38
Figura 6: Aplicação do Laser.....	38

LISTA DE QUADROS

QUADRO 1: Testes de efeitos entre os fatores considerados para o estudo...39

QUADRO 2: Média, desvio padrão e resultado do teste de Bonferroni para comparação da rugosidade superficial nos corpos de prova de titânio com superfície usinada e tratada, irradiados com Laser.....40

SUMÁRIO

1 INTRODUÇÃO..... 13

2 OBJETIVO.....	17
3 REVISÃO DE LITERATURA	19
3.1. Osseointegração.....	17
3.2. Doença peri-implantar	18
3.3. Tratamentos da Peri-implantite.....	20
3.4. Laser.....	23
4 Materiais e Métodos.....	33
4.1. Tamanho da amostra	36
4.2. Delineamento experimental	36
4.3. Fatores considerados para o estudo.....	36
4.4. Avaliação da rugosidade	37
4.5. Aplicação do laser.....	38
4.6. Análise estatística.....	39
5 RESULTADOS	39
6 DISCUSSÃO.....	40
7 CONCLUSÃO.....	46
8 REFERÊNCIAS.....	47

1. INTRODUÇÃO

Os implantes dentários são considerado altamente previsível e representam uma excelente alternativa na reabilitação bucal. Tal fato, se deve ao sucesso da osseointegração (COELHO et al., 2015). Entretanto, devido a diversos fatores, o sucesso ao longo prazo pode ser comprometido levando à perda dos implantes (COELHO et al., 2015; CASIMIRO et al., 2017).

Dentre os fatores que podem levar a perda dos implantes, pode ser citado: a condição sistêmica do paciente, o tabagismo, tecido ósseo de baixa qualidade, presença de alterações ósseas como fenestrações, alvéolos pós-exodônticos, diástases entre osso/implante e experiência do profissional (FERREIRA et al., 2006; HASS et al., 1996; ESTEVES et al., 2016).

Além desses fatores, a literatura relata como mais significantes, fatores relacionados à técnica cirúrgica: fresagem com deficiência de irrigação, pressão excessiva no osso durante a fresagem para instalação dos implantes, infecção presente na região de colocação do implante, assim como também como fatores relacionados à carga oclusal sobre o implante: planejamento incorreto da prótese, carregamento prematuro da prótese, contato prematuro presente na prótese final, pressão da prótese provisória durante a fase de cicatrização, sobrecarga oclusal e atividade parafuncional (EZZAT et al., 2018; FERREIRA et al., 2006; HASS et al., 1996; ROSENBERG et al., 1991).

Contudo, o sucesso dos implantes não está somente relacionado a osseointegração, mas também com a interação entre implante e os tecidos moles. Humphrey (2006), relata que a manutenção do tecido mole saudável ao redor do implante é tão importante quanto a osseointegração.

Devido a placa bacteriana e formação de cálculo que ocorre quando a superfície do implante é exposto na cavidade oral, o tecido peri-implantar pode sofrer alterações

inflamatórias devido à falta de inserção de fibras conjuntivas e diminuição do suprimento vascular ao redor do implante (LINDHE, BERGLUNDH, ERICSSON, et al., 1992; OLIVEIRA et al., 2017). A formação da placa ao redor dos implantes é semelhante ao dente natural e a proliferação das bactérias pode causar inflamação levando à mucosite peri-implantar ou peri-implantite.

Apesar de alguns estudos relatarem que o sucesso dos implantes dentários osseointegrados se aproximam de 97,5%, algumas evidências epidemiológicas indicam que por volta de 56% dos implantes dentários resultam em peri-implantite, que se caracteriza por um biofilme bacteriano progressivo, destrutivo e que ocasiona um processo inflamatório nos tecidos moles e tecidos duros que envolvem o implante dentário e que pode resultar na perda do mesmo. Enquanto terapias de desinfecção e cirurgias periodontais podem levar a redução da progressão da peri-implantite em 20% dos casos, métodos para tratamento e prevenção ainda não foram definidos (CLAFFEY et al., 2008; RENVERT et al., 2008; CASIMIRO ET AL.,2017).

Várias técnicas mecânicas de remoção do biofilme, tais como o uso de curetas de plástico, sistemas de ar com abrasivo em pó, aplicação de agentes químicos, agentes antimicrobianos locais e os lasers, foram introduzidas como tratamentos potenciais para reduzir agentes patogênicos nas superfícies de implantes (DUARTE et al., 2009; NTROUKA et al., 2011). No entanto, o tratamento mecânico por si só não é capaz de reduzir a carga bacteriana a ponto de permitir a cura, especialmente quando estão envolvidas superfícies de implantes rugosas (KARRING et al., 2005). Por isso, vários autores têm utilizado diferentes quimioterápicos e antimicrobianos como uso tópico para o tratamento de superfícies de implantes contaminados (NTROUKA et al., 2011; DAVIDSON et al., 2014; OLIVEIRA et al., 2017; RIBEIRO et al.,2017).

Como alternativa para o tratamento da peri-implantite, uma opção que tem se mostrado eficaz é a utilização do Laser de alta potência. Representa uma tecnologia com

potencial para descontaminação da área afetada, pois os resultados seriam superiores aos métodos mecânicos e químicos, que muitas vezes não são resolutivos e possui potencial de dano à superfície do implante e aos tecidos adjacentes (SCHWARZ & BECKER, 2005; TAKAGI 2018). Diversos tipos de Lasers tem sido utilizados como modelos de estudo: o Laser de diodo, de neodímio, o Er:YAG, ErCr:YSGG, o de CO₂ e o Er Cr:YSGG (SHIBLI et al., 2003; TAKAGI 2018).

O Laser Er Cr:YSGG tem sido empregado em odontologia respaldado por vários trabalhos clínicos e estudos experimentais em modelo animal (ESTEVES et al., 2016), sendo utilizado também na remoção da "smear layer" no tratamento endodôntico (RASHAD et al., 2013), terapia periodontal (SAHA et al., 1982), cirurgias de tecido mole (SCHLEE, M et al., 2006), remoção cirúrgica de tecido ósseo (SCHWARZ et al., 2007) e descontaminação da superfície de implantes (SENNERBY et al., 2008). Mais especificamente para o tratamento da peri-implantite, o Laser Er,Cr:YSGG apresenta eficiência e eficácia na remoção de microorganismos da superfície do implante, com potencial de não alterar características topográficas dos mesmos, e assim levando ao processo de reosseointegração do implante (KARU et al., 1989), e também apresenta eficácia em cirurgias ósseas regenerativas para o tratamento da peri-implantite (KELLER et al., 2003; TAKAGI 2018).

O Laser Er,Cr:YSGG apresenta algumas vantagens em relação à terapia antimicrobiana: pode ser utilizado para tratamento específico local, fornece instantânea resposta antimicrobiana, já que é capaz de remover com eficiência os depósitos de bactérias em superfícies rugosas e lisas, sem mudar a topografia destes implantes (KELLER et al., 1998; EZZAT et al.,2018). Além de que, tem maior eficiência na remoção das substâncias que contaminam as superfícies dos implantes quando comparado ao tratamento químico convencional, sem que ocorram mudanças significativas nas superfícies dos implantes (KARU et al., 1989; EZZAT et al.,2018).

Além disso, não há um método único para descontaminação da superfície com agentes químicos e agentes antimicrobianos, tais como a clorexidina e o uso do metronidazol no local, assim também como métodos alternativos com o uso de jatos de ar abrasivos, que acarretam em resultados superiores em relação ao tratamento cirúrgico de debridamento (CLAFFEY et al., 2008; GREENSTEIN et al., 2010). Desta forma, os tratamentos superficiais alternativos (Laser) em conjunto com o debridamento cirúrgico ou não, são desejáveis podendo resultar em níveis mais elevados de regeneração peri-implantar e reosseointegração quando comparado apenas ao tratamento cirúrgico aberto (AOKI 2015).

Há um conflito na literatura entre as propriedades dos agentes antimicrobianos, entre as propriedades dos agentes quimioterápicos tópicos, e a medida que cada um deles contribuem para inibir as bactérias (CLAFFEY 2008) e pouco se sabe sobre os mecanismos envolvidos no tratamento da peri-implantite com a utilização do Laser Er,Cr:YSGG (MIRANDA et al., 2015).

Diante dos resultados demonstrados com os recentes avanços dos Lasers de alta potência para tratamento de peri-implantite, um estudo detalhado da aplicação do Laser Er,Cr:YSGG na superfície dos implantes permitiria não somente verificar se haverá alteração na superfície do implante, como também proporcionar aprimoramento na técnica de uso destes sistemas para aplicação na prática clínica.

2. OBJETIVO

O objetivo deste estudo foi avaliar o efeito do Laser de Er,Cr:YSGG nos corpos de prova de titânio com superfícies tratadas (SLA- jateamento de areia seguido de ataque ácido) e usinadas, por meio de ensaio de rugosidade superficial.

3. REVISÃO DE LITERATURA

3.1 Osseointegração

Branemark et al., (1969) definiram a osseointegração como o processo de conexão direta estrutural e funcional entre o osso vivo e a superfície de um implante submetido a uma carga oclusal. Foi observado que a osseointegração dependia de alguns fatores entre eles o material a ser utilizado. Foi então proposta a utilização do titânio devido suas propriedades físicas e biológicas. Foi desenvolvido o sistema Bränemark de implantes, produzidos com titânio e formato de parafuso.

Albrektsson et al., (2005) definiram a osseointegração como um processo clinicamente assintomático em que uma fixação rígida de materiais aloplásticos dentro do osso é alcançada e mantida sob carga funcional. A osseointegração deve ser compreendida como um processo altamente dinâmico desde a formação óssea à manutenção do osso peri-implantar.

Segundo Mavrogenis et al., (2009), o termo osseointegração descreve mais uma situação clínica de estabilidade em longo prazo do que uma propriedade biológica específica de um sistema de implante.

Segundo Elias et al., (2013) os fatores que influenciam o processo de osseointegração podem ser divididos em três categorias: relacionados ao paciente (fatores locais e sistêmicos), ao implante (superfície, macrogeometria e carga) e a condições cirúrgicas (iatrogênicas). Esses fatores podem influenciar em maior e menor grau, positiva ou negativamente a obtenção e manutenção da osseointegração nos implantes dentais.

Segundo Davarpanah et al., (2013) o tratamento de superfície influencia na osseointegração, pois as modificações na superfície do implante geram micro rugosidades aumentando a adesão dos osteoblastos, além de aumentar a área de contato entre osso/implante resultando uma melhora na osteocondução. Juntamente com esses fatores, o formato das roscas do implante também auxilia na melhora da

osseointegração, pois permitem uma melhora na estabilidade inicial e na distribuição das forças através do osso circundante. Porém, da mesma forma que a superfície dos implantes proporcionam aumento das micro retenções para células osteocondutoras, em contrapartida quando se torna expostas proporcionam ambiente favorável para colonização de bactérias, podendo desencadear a doença peri-implantar.

3.2 Doença Peri-implantar

Weijden et al., (2004) relataram que a reabsorção óssea peri-implantar não ocorre somente por causa da microbiota, mas sim como resultado de uma complexa interação entre microrganismos e fatores do hospedeiro, sendo um processo similar aos dentes naturais afetados por periodontite.

Schwarz et al., (2006) definiram doença peri-implantar como complicações biológicas em implantes dentários, incluindo mucosite peri-implantar e peri-implantite. Humphrey (2006), relatou em seu estudo que o aspecto clínico dos tecidos peri-implantares deve ser avaliado durante a consulta de manutenção. Os sinais e sintomas clínicos de doença peri-implantar incluem alterações de cor, como vermelhidão; alteração de contorno e consistência dos tecidos marginais, com tecido edemaciado e sangramento a sondagem, e potencial de supuração. A dor não é um sintoma típico de peri-implantite e se presente, usualmente está associada com infecção aguda. O estágio final da doença perimplantar é composto pela mobilidade da fixação ou uma imagem radiolúcida ao redor do implante.

Cerero (2008), descreveu Mucosite Peri-implantar se referindo a uma lesão inflamatória em tecidos moles ao redor do implante e pode ser comparada a gengivite, não havendo perda óssea associada, há presença de eritema e sangramento, sendo que o sangramento a sondagem é o principal sinal. Na peri-implantite a perda óssea é angular e o defeito decorrente geralmente possui o formato de uma cratera aberta

marginalmente; frequentemente precedida de inflamação do tecido mole, ou seja, de mucosite peri-implantar, e é induzida por placa bacteriana.

Heitz-Mayfield (2008), identificou em seu estudo vários critérios para diagnóstico de peri-implantite, incluindo parâmetros de sondagem, avaliação radiográfica, avaliação oclusal e protética, mobilidade e outros sintomas subjetivos.

Berglundh & Lindhe (2010) definiram peri-implantite como uma reação inflamatória com a perda de suporte ósseo em tecidos circunvizinhos à um implante funcional, com perda progressiva da osseointegração e do osso marginal de suporte, podendo ser comparada a uma periodontite e estando frequentemente associada com supuração e bolsas mais profundas, além de presença de mobilidade, dor ou sensação de corpo estranho.

Lang et al., (2000) indicaram que deve ser avaliado o sangramento a sondagem, o qual indica a presença de inflamação na mucosa peri-implantar, e pode ser um indicador para perda de tecido de suporte ósseo. Em contrapartida a ausência de sangramento a sondagem em volta de implantes indica um tecido peri-implantar sadio. A profundidade de sondagem, a presença de sangramento à sondagem e supuração devem ser avaliadas regularmente para diagnóstico de doença peri-implantar. Mas o clínico deve estar consciente de que a supuração no sítio do implante é geralmente sinal de peri-implantite, pois reflete uma infecção. Sítios de mucosite ou peri-implantite demonstraram sangramento a sondagem de 67 % e 91 % das vezes. Devendo ser realizados também outros métodos auxiliares de diagnóstico, como tomadas radiográficas, avaliação oclusal e protética entre outras.

Heitz-Mayfield (2008), relatou que a sondagem peri-implantar deve ser feita rotineiramente nas consultas de revisão, pois é essencial para o diagnóstico da peri-implantite. Na condição de saúde, a sonda penetra na extensão apical do epitélio de 3,0 a 3,5mm, em contrapartida na lesão de peri-implantar, a sonda penetra no tecido

conjuntivo. Quando uma força de sondagem “normal”, ou seja, de 0,25 a 0,45 N, é aplicada em tecidos saudáveis, a sonda usualmente alcança níveis similares em áreas de implante e dente. A sondagem em tecidos inflamados, tanto em áreas de dente quanto de implante, irá resultar em uma maior penetração da sonda com a sua ponta, podendo chegar mais perto da crista óssea. Mesmo com força leve, a sondagem causa uma separação entre a superfície do implante e a junção epitelial, sem adaptação do tecido conjuntivo, mas não causa danos aos tecidos peri-implantares. Portanto, esse achado sugere que a sondagem clínica ao redor de implantes osseointegrados não tem efeitos negativos no selamento dos tecidos moles, nem prejudica a longevidade dos implantes. No entanto, há uma preocupação com a possibilidade de introdução de patógenos no espaço peri-implantar durante a sondagem.

3.3 Tratamentos da peri-implantite

Roos-Jansaker et al., (2003) descreveram que na década de 90, surgiram os primeiros casos de peri-implantite e conseqüentemente o interesse em métodos para o tratamento da doença. Um aumento no número de estudos em animais e de relatos de casos clínicos culminou em muitas publicações.

Di Lauro et al., (2003) concluíram que o ultrassom pode ser usado em conjunto com outro tipo de instrumentação para áreas com depósitos bacterianos extremamente aderidos ou calcificados.

Triplett et al., (2003) concluíram que o tratamento cirúrgico deve ser considerado para qualquer implante que apresente evidências radiográficas de perda progressiva de crista óssea, mas ainda tenha adequado osso residual para suporte. Durante o procedimento cirúrgico, independente da técnica utilizada, uma descontaminação da superfície do implante é necessária, e todo tecido de granulação deve ser removido. Porém, antes do planejamento da intervenção cirúrgica, o sítio da

doença não deve apresentar sangramento à sondagem, não exibir supuração e apresentar diminuição da profundidade de sondagem. Dependendo da extensão e gravidade da perda óssea local, a decisão de realizar uma medida ressectiva ou regenerativa será tomada. Portanto, procedimentos não-cirúrgicos são essenciais na fase pré-operatória, para controle da doença peri-implantar.

Triplett et al., (2003) relataram que com o tratamento cirúrgico pode ocorrer regeneração óssea e reosseointegração ao usar membranas para recobrir associado com osso autógeno particulado. Em relação à descontaminação da superfície de implantes afetados, ela é conseguida de forma mais fácil e efetiva por meio da aplicação de gaze embebida alternadamente com clorexidina e solução salina.

Buchter et al., (2004) relatou que higiene oral adequada e regular combinada com debridamento mecânico e, em alguns casos, cirurgias adicionais de acesso, tem sido extensivamente documentado como procedimentos importantes para controle de mucosite e peri-implantite.

Lindhe & Meyle (2008), relataram que a decisão pela estratégia de tratamento está baseada no diagnóstico e na gravidade da lesão peri-implantar. Sendo de difícil tratamento e prognóstico não previsível. A abordagem terapêutica da peri-implantite compreende vários aspectos, como eliminação de placa bacteriana supragengival, debridamento cirúrgico da superfície do implante (implantoplastia), eliminação de tecido de granulação e eliminação cirúrgica da bolsa peri-implantar (gengivectomia ou reposição apical do retalho) ou regeneração de tecido duro peri-implantar e finalmente, estabelecimento de um eficiente regime de controle de placa, assim como instrução de higiene oral.

Lindhe & Meyle (2008), relataram que tratamento mecânico não- cirúrgico não resolve a lesão peri-implantar, por isso recomendam que se faça uso de antimicrobianos

e acessos cirúrgicos. E em casos de defeitos ósseos, uma cirurgia reconstrutiva pode ser realizada.

Segundo Lindhe & Meyle (2008), as cirurgias de acesso combinadas com superfície do implante para tratamento de peri-implantite, juntamente com o uso sistêmico de antibióticos, mostrou resolução da doença em 60% dos sítios tratados. Nenhum método de descontaminação de superfície (agentes químicos, abrasivos e lasers) se mostrou melhor.

Greenstein et al., (2010) realizaram um estudo com 72 pacientes e demonstrou sucesso em 58% dos pacientes tratados com debridamento mecânico. Mas ainda não parece ser o tratamento ideal. Em casos de bolsas profundas que não obtiveram melhora com terapia inicial, ou seja, tratamento não-cirúrgico, um acesso para debridamento com descontaminação de superfície, plastia óssea e reposicionamento apical do retalho se mostra bem eficaz. Portanto, o debridamento da superfície do implante, juntamente com a desinfecção química se mostrou a melhor opção de tratamento.

3.4 Laser

Hossaim et al., (2001) apontou que o Laser de Er,Cr:YSGG (Érbio, Cromo dopado com ítrio, escândio, gálio e granada) vem sendo altamente estudado e indicado principalmente para remoção tecidual por meio de ablação. Este mecanismo da ablação é semelhante ao que acontece com o Laser de Er:YAG que possui uma forte interação com a hidroxila (OH^-) da água, já o laser de Er,Cr:YSGG tem interação tanto pela água como também pela hidroxila presente na hidroxiapatita (OH^- mineral) principal motivo pelo qual este laser promove maior aquecimento superficial quando comparado com o laser de Er:YAG, chegando inclusive a fundir o tecido dental irradiado sob determinadas condições de irradiação.

Segundo Shibli et al., (2003) os Lasers atuam na descontaminação da superfície do implante, colonizada por biofilme bacteriano, com a habilidade de reduzir

lipopolissacarídeos, remover cálculo e são bactericida. Além da fotossensibilização, apresenta potencial no tratamento da peri-implantite, quando aliada a um procedimento regenerativo. Quanto à reosseointegração, foi observado que o uso de Laser de CO₂ em combinação com peróxido de hidrogênio no tratamento de lesões peri-implantares durante a terapia cirúrgica não apresentou efeito aparente, mas obteve uma diminuição imediata nos índices de sangramento.

Segundo Keller et al., (2003) o Laser Er,Cr:YSGG apresenta como vantagem sua alta eficiência e eficácia na remoção de microorganismos da superfície do implante, com potencial de não alterar suas características topográficas que potencialmente proporcionaria a reosseointegração, sem aumento excessivo da temperatura. Assim como sua eficácia na cirurgia óssea regenerativa para o tratamento da periimplantite. Além de que, tem maior eficiência na remoção das substâncias que contaminam a superfícies dos implantes quando comparada ao tratamento químico convencional, sem que ocorram mudanças significativas nas superfícies e capaz de remover com eficiência os depósitos de bactérias em ambas as superfícies rugosas e lisas, sem mudar a topografia destes implantes. O Laser Er,Cr:YSGG possui propriedades semelhantes ao seu precursor Er:YAG, da mesma família dos Laser Érbio. Ambos os lasers apresentam comprimentos de onda semelhantes: 2,96µm para o Laser Er:YAG e 2,78µm para o Laser Er,Cr:YSGG e são absorvidos por íons hidroxila presentes no tecido. Contudo, o comprimento de onda do Laser Er,Cr:YSGG possui absorção ainda maior pelos componentes hidratados do tecido e pelos cristais de hidroxiapatita, tornando-o mais específico e diminuindo seus efeitos térmicos sobre o tecido.

Schwarz & Becker (2005) relataram que após o desenvolvimento do Laser como artifício terapêutico na odontologia, vários estudos foram elaborados para estabelecer sua utilidade no tratamento da peri-implantite, pois teoricamente seriam superiores aos métodos mecânicos e químicos, muitas vezes imprecisos e com potencial de dano ao

implante e tecidos adjacentes. Diversos tipos de Lasers foram utilizados nos modelos de estudo, como o laser de diodo, de neodímio, os de érbio e os de CO₂.

Soboyejo et al. (2001) compararam as superfícies tratadas a Laser com as jateadas com óxido de alumínio (Al₂O₃) e concluíram que as rugosidades produzidas pelo Laser (70-117nm) são menores que as originadas do jateamento com Al₂O₃ (44µm). A análise de microscopia de transmissão eletrônica mostrou uma superfície com microestruturas ressolidificadas em camadas. Os autores verificaram também que a exposição da superfície de titânio ao feixe de Laser, por mais de uma vez, deve ser evitada sob o risco de perda de resistência do material.

Schwarz et al. (2006) avaliaram a influência do Laser de Er,Cr:YSGG quando irradiado na superfície de implantes de titânio com objetivo de avaliar a remoção de biofilmes e também de avaliar no restabelecimento da biocompatibilidade nas superfícies de titânio contaminadas. Utilizaram-se splints intra orais para coletar um biofilme supra gengival *in vivo* em discos de titânio jateados e tratados com ácido por 24 horas. Os parâmetros de irradiação foi de 0,5, 1,0, 1,5, 2,0 e 2,5 W para a irradiação de discos de titânio não contaminados (20 e 25 Hz) e discos contaminados com placas (25 Hz). Discos de titânio estéreis não irradiados e não tratados serviram como controle (UC). Espécimes foram incubados com osteoblastos SaOs-2 por 6 dias. Foram avaliados o tempo de tratamento, áreas residuais de biofilme de placa (RPB) (%), atividade de células mitocondriais (MA) (contagens por segundo) e morfologia celular / mudanças de superfície (microscopia eletrônica de varredura). Os autores concluíram que embora o laser exhibisse uma alta eficiência para remover biofilmes de placa de uma maneira dependente de energia, o Laser não conseguiu restabelecer a biocompatibilidade de superfícies de titânio contaminadas.

Romanos et al. (2006) examinaram a fixação de osteoblastos em discos de titânio irradiados. Utilizaram superfícies usinadas, revestidas com plasma de

hidroxiapatita (HA), jateadas e revestidas com plasma de titânio (TPS). Foram irradiadas com Laser de dióxido de carbono (CO₂) ou um Laser de Er,Cr:YSGG. Um grupo controle de discos não irradiados também foi examinado. Culturas de osteoblastos foram aplicadas nos discos de titânio e examinadas com microscopia eletrônica de varredura. Os resultados demonstraram que os osteoblastos podem ser cultivados em todas as superfícies. Pseudópodes e disseminação de células demonstraram maturação foram observados nos discos de titânio irradiado com Laser.

Marticorena et al. (2007), irradiaram discos de titânio comercialmente puro com um Laser de Nd:YAG, pulsado com 2,5J/cm, com o objetivo específico de produzir uma superfície rugosa, que aumentasse a osseointegração. Cada ponto foi irradiado com 200 e 500 pulsos de Laser. A superfície irradiada apresentou maior rugosidade e uma camada de nitrato de titânio (TiN), que não estava presente nas lâminas do grupo controle (não irradiado). As lâminas de titânio foram implantadas em tíbias de ratos, e após 14 dias, a análise histológica mostrou uma tendência maior de formação óssea nas lâminas irradiadas, quando comparadas às lâminas do grupo controle. Os grupos com 500 pulsos por sítio apresentaram resultados estruturais e histológicos melhores do que os grupos com 200 pulsos por sítio.

Braga et al., (2007), irradiaram superfícies de titânio comercialmente puro com um Laser de Nd:YAG. Os autores concluíram que o Laser é capaz de modificar a superfície do titânio e que parâmetros, como taxa de repetição, energia do pulso, velocidade de irradiação e fluência, estão diretamente relacionados com o tipo de modificação superficial que se deseja. Foram utilizadas fluências entre 18 e 280J/cm². Os autores concluíram que quanto maior a energia utilizada maior a presença de estados oxidados na superfície do titânio.

Maluf et al. (2007) verificaram que superfícies de implantes dentários de titânio irradiadas com laser de Nd:YAG, apresentavam aumento quantitativo de 157% de óxido

de titânio da área irradiada quando comparadas à área lisa (não irradiada). Foi concluído então que o tratamento de superfícies de implantes com laser é um procedimento bom, que proporciona superfícies mais resistentes e tratamento homogêneo.

Nevins et al., (2008); realizaram um estudo histológico em humanos para investigar a adesão tecidual do epitélio em uma superfície de um implante de titânio tratado com Laser. O implante estudado foi o Laser-Lok® (BioHorizons®, Birmingham, AL, EUA). Este sistema possui um colar com diversos microcanais, que são realizados com Laser e têm como objetivo melhorar a adesão do tecido acima da crista óssea ao implante, simulando o que acontece em dente natural. Após 6 meses de osseointegração os implantes foram removidos, juntamente com os tecidos moles e duros adjacentes, e foram realizados cortes histológicos. Os autores encontraram evidências de que, entre o término apical do epitélio juncional e a crista alveolar, havia presença de tecido conjuntivo diretamente aderido à superfície do implante.

Singh et al., (2008) realizaram um estudo em que uma superfície de Ti6Al4V, irradiada com laser de Nd:YAG com potência de 1500W, em atmosfera de nitrogênio, foi analisada quanto às modificações estruturais e quanto às propriedades de dureza e corrosão. Foi então concluído que o laser, com os parâmetros utilizados, é capaz de modificar a superfície do titânio, promovendo o aumento da dureza superficial, a melhoria do potencial de corrosão e a diminuição do potencial de pite.

Azzeh, (2008) utilizou em seu relato de caso o Laser de érbio, dopado com cromo: ítrio, escândio, gálio e granada (Er,Cr:YSGG) juntamente com cirurgia óssea regenerativa no tratamento de peri-implantite. Relato de caso clínico: Homem de 28 anos, não-fumante, queixou-se de recessão gengival ao redor de um implante, na área do incisivo central superior esquerdo. Após exame clínico e radiografia, constatou-se recessão de 2 mm, profundidade de sondagem de 7 mm, grau de mobilidade um e osso mesial e distal. A cirurgia óssea regenerativa foi realizada utilizando um laser Er,Cr:

YSGG (2.780 nm) em diferentes configurações para abrir o retalho, remover os tecidos de granulação, perfurar o osso e limpar a superfície do implante. Um enxerto ósseo e uma membrana reabsorvível foram utilizados para a regeneração óssea. O paciente foi reavaliada em 3, 6, 12 (meses) e 18 meses após a cirurgia. Aos 3, 6 e 12 meses de pós-operatório, não houveram complicações relatadas, com profundidades de sondagem de 3 a 5 mm, recessão <1 mm, sem sangramento ou mobilidade do implante e boa formação óssea. Uma leve supuração estava presente aos 12 meses. Aos 18 meses de pós-operatório, a profundidade de sondagem foi de 2 mm, a recessão foi <1 mm, não houve sangramento, mobilidade do implante, e houve formação óssea. O autor concluiu que laser de Er,Cr:YSGG possibilitou a cirurgia óssea regenerativa em torno de um implante sem complicações e com alta satisfação e confiança do paciente/profissional.

Geminiani et al. (2010) observaram que a irradiação do titânio com Laser diodo (808nm), apesar de causar aumento de temperatura não altera sua rugosidade superficial. Contudo, observaram que a irradiação de superfícies de implante com Lasers de diodo pode produzir um aumento da temperatura acima do limite crítico com apenas 10s de tratamento. Dessa forma, os Lasers de diodo devem ser utilizados com extremo cuidado e com irrigação em casos de descontaminação de implantes.

Park et al. (2011) analisaram a morfologia, composição, estrutura cristalina e alterações de rugosidade superficial de superfícies de Ti usinadas e anodizadas, irradiadas com Laser Er,Cr:YSGG, laser de Er:YAG e Lasers de dióxido de carbono (CO₂). Foram utilizados setenta e dois discos Ti usinados, comercialmente puro (grau 3); 36 deles foram anodizados a 300 V. Os discos foram irradiados com os Lasers Er, Cr: YSGG, Er: YAG e CO₂ em cinco parâmetros diferentes (1, 2, 3, 4 e 5 W). Os discos irradiados foram examinados com microscopia eletrônica de varredura, microanálise por sonda eletrônica, difratometria de raios X e interferometria óptica. Os autores observaram que ambos os grupos houveram mudanças na superfície de Ti irradiadas

com o Laser Er, Cr: YSGG quando mais de 3 W de potência foram aplicados. Alterações de superfície foram observadas em ambos os tipos de superfícies de Ti quando irradiadas com o Laser Er:YAG com mais de 2 W de potência. Nenhuma mudança foi observada quando os discos foram irradiados com o Laser de CO₂. A proporção de óxido no disco de Ti usinado aumentou após a aplicação do Laser Er, Cr: YSGG ou Er: YAG. No disco de Ti anodizado, a intensidade do pico de anatase diminuiu e a intensidade do pico de rutilo aumentou após a irradiação com Laser. Os discos de Ti irradiados foram significativamente mais rígidos que os discos de Ti não irradiados. Concluíram que o Laser Er:YAG e Er,Cr:YSGG resultaram em mudanças de superfície nos discos de Ti de acordo com a potência de saída. O Laser de CO₂ não afetou a superfície dos discos Ti, independentemente da potência de saída.

Coletti et al. (2011) analisaram por meio de microscopia eletrônica de varredura (MEV), os efeitos da irradiação de diferentes superfícies de titânio com o Laser de Er,Cr:YSGG (Erbium, Chromium, Yttrium, Scandium, Gallium, Garnet). Foram utilizados 20 discos de titânio, sendo dez de superfície usinada (SU) e dez de superfície tratada com Ataque Ácido (SAC). Os dez discos com mesmo tratamento foram divididos em dois grupos, que receberam irradiação nas potências de 1 W (5 unidades) e 2 W (5 unidades). As superfícies foram analisadas por meio de MEV. O experimento mostrou que, com 2 W de potência, não foram observadas alterações morfológicas significantes nas SU, quando comparadas às superfícies não irradiadas. Nas SAC, algumas alterações foram observadas no aumento de 1000×, apresentando áreas sugestivas de desgaste do tratamento além de algumas áreas com aspecto de derretimento. Diante dos resultados e com os parâmetros utilizados, concluíram que o Laser de Er,Cr:YSGG pode ser utilizado para irradiações de superfícies usinadas de implantes, porém em superfícies tratadas com ácido, os parâmetros de irradiação devem ser mais controlados.

Ercan et al. (2014) avaliaram alterações da morfologia da superfície, após irradiação com Laser Er,Cr:YSGG em um estudo sobre discos de titânio com superfície Laser-Lok (Biohorizons). Após observar os discos em um microscópio eletrônico de varredura (SEM), concluíram que a distância de aplicação do Laser era o parâmetro mais significativo, enquanto alterações da rugosidade e a potência resultou no menos importante. A combinação de parâmetros, que demonstrou mais segurança para a não alteração dos discos foram aquelas nas quais existia maior distância do foco. As potências mais elevadas (2 e 3 W) e a menor distância (2 mm) geraram alterações macroscópicas na superfície dos mesmos. Os autores relataram também a necessidade de mais estudos para determinar os efeitos dos parâmetros do Laser no comportamento dos osteoblastos e dos fibroblastos.

Miranda et al.,(2015) investigaram mudanças nos parâmetros de rugosidade (Sa em μm e Ra em μm) na zircônia tetragonal policristalina estabilizada com ítrio (Y-TZP) e superfície tratada (jateamento com grãos largos de areia e ataque ácido - SLA) após descontaminação através de irradiação com Laser Er,Cr:YSGG. Foram analisados vinte discos neste estudo: 10 discos de Y-TZP (5 mm de diâmetro e 3 mm de altura), padronizados com procedimentos CAD-CAM e 10 discos de SLA TI (5 mm de diâmetro e 4 mm de espessura). Os discos foram randomizados em quatro grupos (n = 5), de acordo com a irradiação com Laser: Y-TZP_G1 e TI_G1 não foram tratados com Laser (grupo controle), enquanto Y-TZP_G2 e TI_G2 foram irradiados com Laser Er,Cr:YSGG (1,5 W / 20 Hz, proporção de ar-água de 80% / 25%). A topografia da superfície dos discos foi analisada por microscopia confocal de luz. Os valores médios de Sa e Ra foram calculados a partir de cinco perfis de cada grupo. Os resultados foram analisados estatisticamente com teste- *t* no nível de confiança de 95% ($\alpha = 0,05$). Para Y-TZP, os resultados Sa (em média \pm DP) para Y-TZP_G1 e Y-TZP_G2 foram $2,60 \pm 1,1$ e $0,80 \pm 0,17 \mu\text{m}^2$, respectivamente, e os resultados de Ra foram $2,01 \pm 0,71$ e $0,18$

$\pm 0,15 \mu\text{m}$, respectivamente (ambos $p < 0,05$). Para o SLA TI, os resultados Sa para TI_G1 e TI_G2 foram de $1,99 \pm 0,5$ e $3,37 \pm 0,75 \mu\text{m}^2$, respectivamente, e os resultados de Ra foram $1,78 \pm 0,53$ e $3,84 \pm 0,63 \mu\text{m}$, respectivamente (ambos $p < 0,05$). A irradiação com Laser Er,Cr:YSGG altera a rugosidade superficial da superfície da zircônia e da SLA TI.

Natto et al., (2015) avaliaram por meio de revisão sistemática a eficácia de vários tipos de Lasers (ítrio-alumínio-granada dopada com neodímio (Nd: YAG), dióxido de carbono (CO₂), diodo, ítrio-escândio-gálio-dopado dopado com érbio / cromo (Er, Cr: YSGG) e ítrio-alumínio-granada dopada com érbio (Er:YAG) no tratamento de peri-implantite e seu uso em procedimentos cirúrgicos e não cirúrgicos. Foram selecionados estudos em humanos para o tratamento da peri-implantite com laserterapia, publicados entre 2002 e janeiro de 2014. Foram utilizados as bases de dados eletrônicas PubMed, Ovid, MEDLINE, Cochrane e Google Scholar. O Laser de CO₂ foi considerado seguro e capaz de melhorar a regeneração óssea. O Laser de diodo (980 nm) pareceu ser efetivo em seu efeito bactericida sem alterar o padrão da superfície do implante. Foi relatado que o Laser Er,Cr:YSGG promoveu a regeneração óssea ao redor de um implante comprometido por peri-implantite, enquanto o Laser Er:YAG exibiu um forte efeito bactericida. Embora os Lasers tenham mostrado resultados promissores na redução dos sinais clínicos de peri-implantite, devido ao tamanho limitado das amostras e aos curtos períodos de acompanhamento, nenhuma conclusão consistente pode ser determinada.

Strever et al. (2017) tinham como objetivo estabelecer um modelo *in vitro* de biofilme de uma única espécie em superfícies de implantes e determinar as configurações de energia do Laser Er,Cr:YSGG para remover o biofilme sem causar danos físicos aos discos. Utilizaram biofilmes de uma única espécie, consistindo da linhagem Pg 381. Foram cultivados em discos de titânio, incluindo: 1) jateamento com

grãos largos de areia e ataque ácido (SLA); 2) fosfato de cálcio nano-revestido (CaP); 3) anodizado; ou 4) superfícies usinadas. As configurações de energia de 0 a 1,5 W usando um Laser Er,Cr:YSGG equipado com ponta de disparo radial. A formação / remoção de biofilme foi quantificada usando microscopia eletrônica confocal e de varredura. Mudanças de temperatura na superfície, microrugosidade e ângulo de contato da água foram analisados. O Laser removeu biofilmes de todas as superfícies de CaP e SLA exigindo ajuste de potência de 1,0 a 1,5 W para a ablação das bactérias que cobriam os discos. Dentro desta faixa de potência e com jato de água, não houveram mudanças na temperatura da superfície, rugosidade da superfície ou ângulo de contato em nenhuma das superfícies testadas. Concluíram que o Laser Er,Cr:YSGG com ponta de disparo radial e spray de água foi capaz de remover efetivamente $\geq 95\%$ do biofilme em todos os tipos de superfícies de titânio testadas, usando configurações de potência clinicamente relevantes, sem causar alterações físicas mensuráveis nas superfícies.

Takagi (2018) analisou as alterações morfológicas da superfície da microestrutura após irradiação com Laser de érbio e clarificou os efeitos do Laser de érbio quando usado para remover depósitos calcificados nas superfícies dos implantes. No experimento 1, implantes de superfície jateada com grão de areia foram tratados com Laser de Er :YAG ou Laser de Er,Cr:YSGG à 30-60 mJ / pulso e 20 Hz com jato de água. Nos experimentos 2 e 3, os efeitos dos Lasers de érbio usados para remover depósitos calcificados foram investigados e comparados com o debridamento mecânico usando uma cureta de titânio ou pastilhas de algodão. Após os vários métodos de debridamento, todos os espécimes foram analisados por estereomicroscopia (SM), microscopia eletrônica de varredura (MEV) e espectroscopia de energia dispersiva de raios-X (EDS). Os resultados avaliados na estereomicroscopia e microscopia eletrônica de varredura mostraram que os Lasers de érbio apresentaram ótimos parâmetros de irradiação e não afetaram as microestruturas de titânio. Comparado ao debridamento

mecânico, os Lasers de érbio foram capazes de remover depósitos calcificados na micro estruturada da superfície de titânio sem alteração de superfície usando uma irradiação sem contato a 40 mJ / pulso (ED 14,2 J / cm² / pulso) e 20 Hz com jato de água. Estes resultados indicam que os Lasers Er:YAG e Er,Cr:YSGG são mais vantajosos na remoção de depósitos calcificados na superfície de micro estruturada de implantes de titânio sem induzir danos, quando comparado com a terapia mecânica por pellet de algodão ou cureta de titânio.

4. MATERIAIS E MÉTODOS

4.1 Tamanho da Amostra:

Foram avaliados um total de 30 amostras (disco de titânio), sendo 15 de superfície tratada (Fig.1-SLA- jateamento de areia seguido de ataque ácido) e 15 de superfície usinada (Fig.2), submetidos ao Laser Er,Cr:YSGG com 3 diferentes parâmetros (n=5).



Fig.1: Disco de superfície tratada

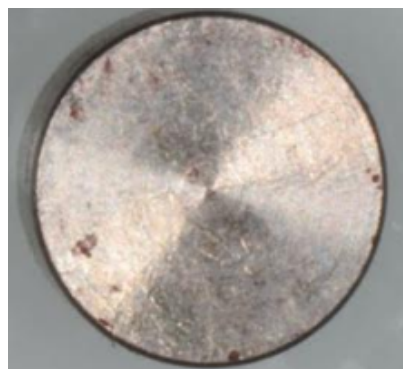


Fig.2: Disco de superfície usinada

4.2 Delineamento experimental:

Foram estudados três fatores: 1- Tipo de superfície (usinada e tratada); 2- Laser em três diferentes potências (1,5W; 2,0W; 2,5W); 3 - Tempo (antes e após o tratamento com o Laser). A variável de resposta foi a rugosidade superficial em RA.

4.3 Fatores considerados para o estudo:

Três fatores foram considerados para o estudo:

- 1- Tipo de superfície: usinada e tratada.
- 2- Parâmetro do Laser: 1,5W, 2,0W, 2,5W
- 3- Tempo: antes e depois da aplicação do Laser

4.4 Avaliação da rugosidade:

A rugosidade superficial foi determinada em 2 períodos: inicial e pós-tratamento. As mensurações de rugosidade superficial dos discos foram realizadas com um rugosímetro (Surfcorder SE, modelo TR200, Time Group Inc, Beijing, China) (Fig.3). A avaliação foi de um percurso de 1,75 mm dividido em 5 cut-offs de 0,25 mm, em modo sequencial, utilizando-se o parâmetro da ISO BS. A velocidade de percurso da agulha do rugosímetro foi de 0,05 mm/s. Foi feita a determinação da rugosidade média (Ra), que corresponde à média aritmética entre picos e vales de cada percurso de leitura, obtida em micrômetros (μm), sendo realizadas quatro leituras em cada corpo-de-prova nos sentidos horizontal, vertical e oblíquo (superior e inferior), desta forma determinando a média aritmética como resultado final de mensurações (Fig.4).



Fig.3: Rugosímetro TR200

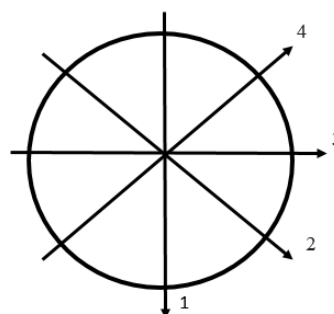


Fig.4: Direções de medição do disco

1-Vertical; 2-Oblíquo Inferior
3-Horizontal; 4-Oblíquo Superior

4.5 Aplicação do Laser:

Foi utilizado o Laser Er,Cr:YSGG (iPlus, Waterlase, Biolase, CA, USA) com comprimento de onda de 2.780 nm, ponta MZ8 de safira. A potência de saída deste equipamento varia de 0,10W a 10,0W com taxa de repetição que varia de 5Hz a 100Hz (Fig.5). A luz laser é produzida no corpo do aparelho e transmitida por uma fibra ótica que termina numa peça de mão com um cristal de safira, de onde parte o feixe de luz infravermelha em direção ao tecido alvo (Fig.6). O resfriamento dos tecidos durante a ação do laser é feito por meio de um sistema de spray de ar/água que pode ser ajustado entre 0 e 100% individualmente para ar ou água.

Os discos de titânio das superfícies usinada e rugosa foram irradiadas com as potências descritas anteriormente: 1,5W (N=5); 2,0W (N=5); 2,5W(N=5), a 20Hz, com resfriamento de 80% ar e 50% água e distância de aproximadamente 1mm. Cada disco foi irradiado por 30 segundos.



Fig.5: Laser Er,Cr:YSGG (iPlus, Waterlase, Biolase, CA, USA)

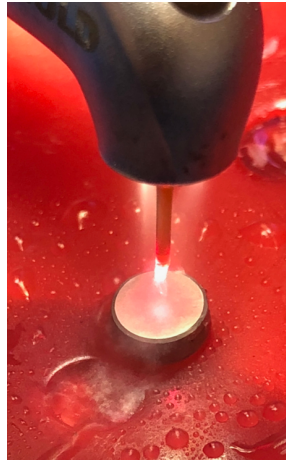


Fig.6: Aplicação do laser

4.6 Análise estatística:

Foi calculada a média das quatro leituras (oblíquo superior, oblíquo inferior, vertical e horizontal), realizada em cada corpo de prova antes e após o tratamento com o Laser. Foi realizada análise de variância THREE-WAY ANOVA, seguida pelo teste de Bonferroni considerando ($\alpha=0,05$).

5. RESULTADOS

Foi observada diferença estatística para a interação dos três fatores (tipo de superfície, parâmetros do Laser e tempo) em estudo ($p<0,05$, quadro 1). A potência de 0,855 para a interação dos 3 fatores (quadro 1), indica que o número de amostra e os resultados obtidos foram de qualidade, não necessitando aumentar o número de amostras.

Quadro 1- Testes de efeitos entre os fatores considerados para o estudo.

Origem	P	Potência observada
--------	---	--------------------

TIPO_SUP	0,000	0,978
LASER	0,824	0,079
TEMPO	0,000	1,000
TIPO_SUP * LASER	0,001	0,949
TIPO_SUP * TEMPO	0,000	1,000
LASER * TEMPO	0,269	0,277
TIPO_SUP * LASER * TEMPO	0,005	0,855

O quadro 2 apresenta os resultados das comparações entre os fatores em estudo. Em todos os casos a rugosidade superficial da superfície usinada diferiu estatisticamente da superfície tratada. Foi observado que em todos os casos, os tratamentos com Laser reduziram a rugosidade superficial das superfícies, sendo que o parâmetro LA 2,5W resultou na maior rugosidade numérica para superfícies usinadas, contudo estatisticamente menor que rugosidade observada para a superfície tratada irradiada com o mesmo parâmetro. Em contraste com os resultados da superfície usinada, o tratamento com o LA 2,5W resultou na menor rugosidade para superfícies tratadas, após o tratamento com Laser (final).

Quadro 2- Média, desvio padrão e resultado do teste de Bonferroni para comparação da rugosidade superficial nos corpos de prova de titânio com superfície usinada e tratada irradiados com Laser.

Superfície	Usinada*		Tratada [@]	
	Inicial	Final	Inicial	Final
LA 1,5W	1,080Aa (0,102)	0,050Ba (0,026)	0,602Aa (0,060)	0,457Ba (0,331)
LA 2,0W	1,067Aa (0,145)	0,066Ba (0,039)	0,542Aa (0,130)	0,490Ba (0,177)
LA 2,5W	1,131Aa (0,167)	0,126Ba (0,105)	0,582Aa (0,036)	0,354Ba (0,253)
Média Geral	0,609 (0,505)		0,463 (0,227)	

Letras maiúsculas indicam diferença para tempo (inicial e final); letras minúsculas indicam diferença para Laser (LA 1,5W; LA 2,0W; LA 2,5W); símbolos indicam diferença entre tipo de superfície (usinada e tratada).

6. DISCUSSÃO

Nos últimos anos, com o desenvolvimento contínuo e aplicação extensiva da tecnologia de implantes dentários, a peri-implantite tornou-se uma preocupação frequente na clínica odontológica. Lindhe & Meyle, (2008) relataram que apesar do tratamento das peri-implantites, em alguns casos apresentarem sucesso, o resultado deve incluir parâmetros que descrevam a resolução da inflamação e a preservação do osso de suporte. O tratamento deverá incluir medidas antimicrobianas já que o biofilme bacteriano parece ser o fator etiológico primário.

O Laser Er,Cr:YSGG, tem sido estudado como uma ferramenta alternativa para descontaminar a superfície dos implantes de titânio (AZZEH 2008; ROMANOS et al., 2006). O aumento da rugosidade da superfície melhora a reparação óssea (osseointegração), mas também pode aumentar o acúmulo de biofilme e favorecer a reincidência da doença, embora o biofilme pode ser efetivamente removido pela irradiação com o Laser Er,Cr:YSGG (SCHWARZ, et al 2006). No presente estudo, foi avaliado o efeito do Laser de Er,Cr:YSGG nas superfícies usinadas e tratadas por meio de ensaio de rugosidade superficial, com objetivo verificar se o Laser altera ou não a superfície do implante.

De acordo com os resultados obtidos houve a diminuição da rugosidade superficial em todos os parâmetros (1,5W ; 2.0W ; 2,5W), sendo que houve diferença estatística entre as superfícies usinadas e tratadas. Sabendo que o Laser Er,Cr,YSGG é eficiente na descontaminação da superfície, e que todas as potências alteraram as superfícies, o parâmetro mais indicado seria o 1,5W, pois seria mais seguro profissional/paciente em âmbito clínico.

De acordo com o estudo *in vitro* de MILLER (2004), o Laser Er,Cr:YSGG foi eficiente e eficaz na remoção de contaminantes do corpo do implante sem superaquecimento ou alteração na microrugosidade da superfície tratada de titânio. Nesta metodologia foi utilizado 6W de potência e ajuste no resfriamento de 100% ar e 32% água. Este resultado difere do estudo proposto, o qual com o menor parâmetro de potência (1,5W) apresentou alteração das superfícies. Contudo, a diferença entre os estudos foi a porcentagem de ar/água, o tipo de tratamento de superfície (Miller foi HA), e análise de superfície (Microscopia eletrônica de Varredura).

Entretanto, Schwarz et al. (2006), relatam que o Laser de Er,Cr:YSGG apresenta elevada eficiência para remover biofilmes, contudo seu uso não é capaz de restabelecer a biocompatibilidade de superfícies de titânio contaminados. Azzeh (2008), afirmou que o Laser Er,Cr:YSGG pode ser usado sem causar alterações mensuráveis na superfície do titânio sem formar uma camada de esfregaço orgânica, o que pode criar o ambiente ideal para a formação de tecido ósseo e potencial de reintegração da área exposta ou contaminada ao corpo do implante. Miller (2004), também relatou que o uso do Laser de Er,Cr:YSGG, foi eficiente na remoção de contaminantes da superfície do implante quando comparado ao tratamento de descontaminação com o ácido cítrico, e não demonstrou nenhum efeito sobre o substrato de titânio.

MIRANDA et al., (2015), observaram que a irradiação com Laser de Er,Cr:YSGG aumentou da rugosidade superficial do titânio. Porém, no presente estudo observou-se que em todos os casos, os tratamentos com Laser reduziram a rugosidade superficial das superfícies. Portanto, observou-se que as superfícies tratadas apresentaram menor redução na rugosidade quando comparadas as superfícies lisas. Tal fato, pode ser explicado devido ao parâmetro de ar e água utilizados, já que MIRANDA et al., (2015), utilizaram 80% de ar e 20% de água e no presente estudo foi utilizado

80% de ar e 50% de água, o que pode ter promovido maior refrigeração do titânio evitando aumento da rugosidade.

Em contrapartida, Schwarz (2006), avaliou a alteração na rugosidade da superfície de titânio tratada SLA e não revelou diferenças com a frequência de pulso entre 20 e 25 Hz em relação à morfologia celular e alteração na superfície. Keller (2003), Azzeh (2008), Coletti (2011), Stever (2017) e Takagi (2018), concluíram que não há alteração na rugosidade superficial. Porém ERCAN (2014), relatou que deve-se considerar a distância que o Laser foi irradiado (distância da aplicação do Laser até a superfície do implante), a potência e o tempo de aplicação do mesmo.

No relato de caso clínico de Azzeh (2008), ao irradiar a superfície do implante com o Laser de Er,Cr:YSGG usando 20Hz, 1,75W na distância de 5mm, sem tempo determinado, obteve descontaminação da superfície sem alterações visíveis na mesma, além de que após o acompanhamento de 18 meses, o caso apresentava formação óssea restabelecida, além de ausência de sinais de peri-implantite. No presente estudo foi observada redução na rugosidade superficial, em todos os parâmetros de aplicação do Lasers. Porém, a distância de aplicação foi menor (1mm) e tempo de radiação foi de 30 segundos.

Em relação a potência do Laser, ERCAN (2014) utilizou a potência 2 e 3W e observou que houve alteração na superfície. Porém, Stever (2017) irradiou com potência menor (1 e 1,5W) e não houve alteração na superfície. No entanto, neste estudo foram utilizadas 3 diferentes potências (1,5W, 2,0W e 2,5W) para avaliar se a rugosidade da superfície seria alterada e para todas potências utilizadas houve alteração da rugosidade da superfície.

No presente estudo houve alteração tanto na superfície tratada quanto na usinada, no entanto COLETTI (2011) ao irradiar com 1W e 2W observou que a superfície usinada não foi alterada, porém houve alteração na rugosidade da superfície

tratada. PARK (2011), ao irradiar as superfícies com 1W, 2W, 3W, 4W, e 5W, observou que nas potências de 1 e 2W não houve alteração, entretanto houve alteração na rugosidade das superfícies quando irradiadas à 3W, 4W e 5W.

O efeito bactericida do Laser Er,Cr:YSGG foi estudado por vários pesquisadores. Turkun et al., (2006) e Schoop et al., (2004) relataram que o Laser teve um efeito bactericida após seu uso em dentina infectada. Além disso, exibiu eficiência na remoção de biofilmes, concluindo que o Laser estabelece efeito bactericida.

A melhoria da biocompatibilidade da superfície de implante contaminado após o uso do Laser Er,Cr:YSGG está em discussão e necessita de mais investigações. PARK et al., 2001, relataram melhora da biocompatibilidade da superfície do implante contaminado após a utilização do Laser, enquanto Schwarz et al., 2006 relataram falha em restabelecer a biocompatibilidade das superfícies de titânio.

Portanto, os resultados do presente estudo demonstraram alteração na micro rugosidade superficial em todas as potências, corroborando com outros estudos (ERCAN 2004; HAKKI 2010; PARK 2011; COLETTI 2011). Porém, deve ser considerado a distância, a potência e o tempo de aplicação do Laser.

7. CONCLUSÃO

- 1- O Laser Er,Cr:YSGG reduziu a rugosidade superficial das superfícies Usinadas e Tratadas.
- 2- Independente da potência aplicada as superfícies usinadas se diferiu estatisticamente da superfície Tratada.
- 3- A proporção de redução da rugosidade superficial das superfícies nos diferentes parâmetros de potência foram proporcionais (superfície lisa e rugosa).

8. REFERÊNCIAS BIBLIOGRÁFICAS

1. Aoki A, Mizutani K, Schwarz F, Sculean A, Yukna RA, Takasaki AA, et al. Periodontal and peri-implant wound healing following laser therapy. *Periodontol* 2000. 2015 Jun;68(1):217-69.

2. Arvidson K, Bystedt H, Frykholm A, Konow L, Lothigius E, et al. A 3 year clinical study of Astra dental implants in the treatment of edentulous mandibles. *International Journal of Oral & Maxillofacial Implants*. 1992; 7: 321–29.
3. Azzeh MM. Er,Cr:YSGG laser-assisted surgical treatment of peri-implantitis with 1-year reentry and 18-month follow-up. *J Periodontol*. 2008 Oct;79(10):2000-5.
4. Botero JE, Gonzalez AM, Mercado RA, Olave G, Contreras A. Subgingival microbiota in peri-implant mucosa lesions and adjacent teeth in partially edentulous patients. *J Periodontol*. 2005;76(9):1490-5.
5. Buser D, Weber HP, Lang NP. Tissue integration of non-submerged implants. 1-year results of a prospective study with 100 ITI hollow-cylinder and hollow-screw implants. *Clin Oral Implants Res*. 1990 Dec;1(1):33-40.
6. Buser D, Schenk RK, Steinemann S, Fiorellini JP, Fox CH, Stich H. Influence of surface characteristics on bone integration of titanium implants. A histomorphometric study in miniature pigs. *J Biomed Mater Res*. 1991 Jul;25(7):889-902.
7. Braga FJC, Marques RFC, Filho EA, Guastaldi AC. Surface modification of Ti dental implants by ND:YVO4 laser irradiation. *Applied Surface Science*. 2007(253):9203-9208.
8. Claffey N, Clarke E, Polyzois I, Renvert S. Surgical treatment of peri-implantitis. *Journal of Clinical Periodontology*. 2008;35:316-32.
9. Coelho PG, Granjeiro JM, Romanos GE, Suzuki M, Silva NR, Cardaropoli G, Thompson VP, Lemons JE. Basic research methods and current trends of dental implant surfaces. *J Biomed Mater Res B Appl Biomater*. 2009 Feb;88(2):579-96. doi: 10.1002/jbm.b.31264.
10. Davidson H, Poon M, Saunders R, Shapiro IM, Hickok NJ, Adams CS. Tetracycline tethered to titanium inhibits colonization by Gram-negative bacteria. *J Biomed Mater Res B Appl Biomater*. 2014 Nov 12 .doi: 10.1002/jbm.b.33310.

11. Daly CG. Anti-bacterial effect of citric acid treatment of periodontally diseased root surfaces in vitro. *J Clin Periodontol* 1982;9(5):386–92.
12. Dennison DK, Huerzeler MB, Quinones C, Caffesse RG. Contaminated Implant Surfaces - an in-Vitro Comparison of Implant Surface Coating and Treatment Modalities for Decontamination. *J Periodontol.* 1994;65(10):942-8.
13. Duarte PM, Reis AF, de Freitas PM & Ota- Tsuzuki C. Bacterial adhesion on smooth and rough titanium surfaces after treatment with different instruments. *J Periodontol.* 2009;80:1824–1832.
14. Donlan RM, Costerton JW. Biofilms: survival mechanisms of clinically relevant microorganisms. *Clin Microbiol Rev.* 2002;15(2):167-93. PMID: 118068.
15. Esteves JC, de Souza Faloni AP, Macedo PD, Nakata PB, Chierici Marcantonio RA, Intini G, Marcantonio E Jr. Effects on Bone Repair of Osteotomy With Drills or With Erbium, Chromium: Yttrium-Scandium-Gallium-Garnet Laser: Histomorphometric and Immunohistochemical Study. *J Periodontol.* 2016;87(4):452-60.
16. Ezzat A, Maden I, Hilgers RD, Gutknecht N. In vitro study: conventional vs. laser (Er,Cr:YSGG) subgingival scaling and root planing; morphologic analysis and efficiency of calculus removal using macroscopic, SEM and laser scanning. *Lasers in Dental Science* June 2018, Volume 2, Issue 2, pp 81–87.
17. Freitas AC Jr., Bonfante EA, Giro G, Janal MN, Coelho PG. The effect of implant design on insertion torque and immediate micromotion. ^[1]_{SEP} *Clin Oral Impl. Res.* 23, 2012; 113–8.
18. Gaggi A, Shultes G, Muller WD, Karcher H. Scanning electron microscopical analysis of laser-treated titanium implant surfaces-a comparative study. *Biomaterials.* 2000(21):1067-1073.
19. Galindo-Moreno P, Nilsson P, King P, Becktor J, Speroni S, Schramm A, Maiorana C. Clinical and radiographic evaluation of early loaded narrow diameter implants – 1-

- year follow-up. *Clin Oral Impl. Res.* 2012; 23: 609-16.
- 20.Geminiani A, Caton JG, Romanos GE. Temperature change during non-contact diode laser irradiation of implant surfaces. *Lasers Med Sci.* 2012 Mar;27(2):339-42.
- 21.Grassi S, Piattelli A, de Figueiredo LC, Feres M, de Melo L, et al. Histologic evaluation of early human bone response to different implant surfaces. *J Periodontol.* 2006 Oct;77(10):1736-43.
- 22.Hultin M, Gustafsson A, Hallstrom H, Johansson LA, Ekfeldt A, Klinge B. Microbiological findings and host response in patients with peri-implantitis. *Clinical Oral Implants Research.* 2002;13(4):349-58.
- 23.Heitz-Mayfield LJA, Lang NP. Comparative biology of chronic and aggressive periodontitis vs. peri-implantitis. *Periodontol 2000.* 2010;53:167-81.
- 24.Ivanoff CJ, Hallgren C, Widmark G, Sennerby L, Wennerberg A. Histologic evaluation of the bone integration of TiO₂ blasted and turned titanium microimplants in human: clinical oral implants research. 2001;(12):128-134.
- 25.Karring ES, Stavropoulos A, Ellegaard B&Karring T. Treatment of peri-implantitis by the Vector system. *Clin Oral Implants Res.* 2005;16:288– 293.
- 26.Kreisler M, Al Haj H, Götz H, Duschner H, d'Hoedt B. Effect of simulated CO₂ and GaAlAs laser surface decontamination on temperature changes in Ti-plasma sprayed dental implants. *Lasers Surg Med.* 2002;30(3):233-9.
- 27.Kreisler M, Al Haj H, D'Hoedt B. Temperature changes induced by 809-nm GaAlAs laser at the implant-bone interface during simulated surface decontamination. *Clin Oral Implants Res.* 2003 Feb;14(1):91-6.
- 28.Kronstrom M, Svenson B, Hellman M, Persson GR. Early implant failures in patients treated with Branemark system titanium dental implants: A retrospective study. *Int J Oral & Maxillofac Implants.* 2001;16(2):201-7.
- 29.Kushima SS, Nagasawa M, Shibli JA, Brugnera A Jr, Rodrigues JA, Cassoni A.

Evaluation of Temperature and Roughness Alteration of Diode Laser Irradiation of Zirconia and Titanium for Peri-Implantitis Treatment. *Photomed Laser Surg.* 2016 Apr 8.

30.Lang NP, Wilson TG, Corbet EF. Biological complications with dental implants: their prevention, diagnosis and treatment. *Clin Oral Implants Res.* 2000;11 Suppl 1:146-

31.Maluf PSZ, Marotti J, Komatsu C, Arcangelli P. Vantagens do tratamento de superfície a laser em implantes dentais osseointegráveis. *Revista implant news.* 2007(4):643-646.

32.Marticorena M, Corti G, Olmedo D, Guglielmotti MB, Duhalde S. Laser surface modification of Ti implants to improve osseointegration: *Journal of physics: conference Series.* 2007(59):662-665.

33.Matarasso S, Quaremba G, Coraggio F, Vaia E, Cafiero C, Lang NP. Maintenance of implants: An in vitro study of titanium implant surface modifications subsequent to the application of different prophylaxis procedures. *Clin Oral Implants Res.* 1996;7(1):64-72.

34.Mouhyi J, Sennerby L, Pireaux JJ, Dourov N, Nammour S, van Reck J. An XPS and SEM evaluation of six chemical and physical techniques for cleaning of contaminated titanium implants. *Clin Oral Implants Res* 1998;9(3):185–94.

35.Miranda PV, Rodrigues JA, Blay A, Shibli JA, Cassoni A. Surface alterations of zirconia and titanium substrates after Er,Cr:YSGG irradiation. *Lasers Med Sci.* 2015 Jan;30(1):43-8. doi: 10.1007/s10103-013-1516-x. Epub 2014 Jan 16. Erratum in: *Lasers Med Sci.* 2015 Jan;30(1):49-50.

36.Miller RJ. Treatment of the contaminated implant surface using the Er,Cr:YSGG laser. *Implant Dent.* 2004 Jun;13(2):165-70.

- 37.Ntrouka V1, Hoogenkamp M, Zaura E, van der Weijden F. The effect of chemotherapeutic agents on titanium-adherent biofilms. *Clin Oral Implants Res.* 2011;22(11):1227-34.
- 38.Nevins M, Nevins ML, Camelo M, Boyesen JL, Kim DM. Human histologic evidence of a connective tissue attachment to a dental implant. *Int J Periodontics Restorative Dent.* 2008 Apr;28(2):111-21.
39. Oliveira AF, Alcantra AAS, JuniorSA. Peri-implantite:Terapia Fotodinâmica. ISSN: 2179-6998 (impresso) / ISSN: 2238-6335 (eletrônico) *Rev. Ibirapuera, São Paulo, n. 13, p. 17-23, jan/jun 2017.*
- 40.Olsson M, Gunne J, Astrand P, Borg K. Bridges supported by free-standing implants versus bridges supported by tooth and implant. A five-year prospective study. *Clin Oral Implants Res.* 1995 Jun;6(2):114-21.
- 41.RIBEIRO, Patrícia Hayumi Suzuki; MOURA, Marco Antônio Alves de. PERI-IMPLANTITE.REVISTA FAIPE, [S.l.], v. 6, n. 2, p. 1-13, aug. 2017. ISSN 2179-9660.
- 42.Romanos GE, Gutknecht N, Dieter S, Schwarz F, Crespi R, Sculean A. Laser wavelengths and oral implantology. *Lasers Med Sci.* 2009 Nov;24(6):961-70.
- 43.Rashad, A., Sadr-Eshkevari, P., Weuster, M., Schmitz, I., Prochnow, N. & Maurer, P. (2013) Material attrition and bone micromorphology after conventional and ultrasonic implant site preparation. *Clinical Oral Implants Research* 24 (Suppl A)100:110–4. doi: 10.1111/j.1600- 0501.2011.02389.x.
- 44.Renvert S, Roos-Jansaker AM, Claffey N. Non-surgical treatment of peri-implant mucositis and peri-implantitis: a literature review. *Journal of clinical periodontology.* 2008;35(8 Suppl):305-15.
- 45.Shibli JA, Melo L, Ferrari DS, Figueiredo LC, Faveri M, Feres M. Composition of supra- and subgingival biofilm of subjects with healthy and diseased implants. *Clinical Oral Implants Research.* 2008;19(10):975-82.

46. Romanos G, Crespi R, Barone A, Covani U (2006) Osteoblast attachment on titanium disks after laser irradiation. *Int J Oral Maxillofac Implants* 21(2):232–236
47. Schwarz F, Nuesry E, Bieling K, Herten M, Becker J. Influence of an erbium, chromium-doped yttrium, scandium, gallium, and garnet (Er,Cr:YSGG) laser on the reestablishment of the biocompatibility of contaminated titanium implant surfaces. *J Periodontol.* 2006 Nov;77(11):1820-7.
48. Shalabi MM, Gortemaker A, Van't Hof MA, Jansen JA, Creugers NH. Implant surface roughness and bone healing: a systematic review. *J Dent Res.* 2006 Jun;85(6):496-500.
49. Socransky SS, Haffajee AD, Cugini MA, Smith C, Kent RL. Microbial complexes in subgingival plaque. *Journal of Clinical Periodontology.* 1998;25(2):134-44.
50. Saha, S., Pal, S. & Albright, J.A. (1982) Surgical drilling: design and performance of an improved drill. *Journal of Biomechanical Engineering* 104: 245–252.
51. Schlee, M., Steigmann, M., Bratu, E. & Garg, A.K. (2006) Piezosurgery: basics and possibilities. *Implant Dentistry* 15: 334–340.
52. Schwarz, F., Olivier, W., Herten, M., Sager, M., Chaker, A. & Becker, J. (2007) Influence of implant bed preparation using an Er:YAG laser on the osseointegration of titanium implants: a histomorphometrical study in dogs. *Journal of Oral Rehabilitation* 34: 273–281.
53. Sennerby, L. & Meredith, N. (2008) Implant stability measurements using resonance frequency analysis: biological and biomechanical aspects and clinical implications. *Periodontology* 2000 47: 51–66.
54. Shibli JA, Theodoro LH, Haypek P, Garcia VG, Marcantonio E Jr. The effect of CO₂ laser irradiation on failed implant surfaces. *Implant Dent.* 2004 Dec;13(4):342-51.
55. Shibli JA, Grassi S, de Figueiredo LC, Feres M, Marcantonio E Jr, Iezzi G, Piattelli

- A. Influence of implant surface topography on early osseointegration: a histological study in human jaws. *J Biomed Mater Res B Appl Biomater.* 2007 Feb;80(2):377-85.
56. Singh R, Chowdhury SG, Tiwari SK, Dahotre NB. Laser surface processing of Ti6Al4V in gaseous nitrogen: corrosion performance in physiological solution: *Journal of Material science: material in medicine.* 2008(19):1363-1369.
57. Soboyejo WO, Mercer C, Allameh S, Nemetski B, Marcontonio N, Ricci J. Multi-scale microstructural characterization of micro-textured Ti-6AL-4V surfaces: *Functional Biomaterials.* 2001(198):204-230.
58. Tabanella G, Nowzari H, Slots J. Clinical and Microbiological Determinants of Ailing Dental Implants. *Clinical Implant Dentistry and Related Research.* 2009;11(1):24-36.
59. Wennerberg A, Albrektsson T. Effects of titanium surface topography on bone integration: a systematic review. *Clin Oral Implants Res.* 2009 Sep;20 Suppl 4:172-84. doi: 10.1111/j.1600-0501.2009.01775.x
60. Zablotsky M. Chemotherapeutics in implant dentistry. *Implant Dent* 1992;2:19–25.
61. Zitzmann N U, Berglundh T. Definition and prevalence of peri-implant diseases. *J Clin Periodontol* 2008; 35: 286-291