CURSO DE MESTRADO EM ODONTOLOGIA

SONIA SETSUKO KUSHIMA

AVALIAÇÃO DA ALTERAÇÃO DE TEMPERATURA E RUGOSIDADE DE ZIRCÔNIA E TITÂNIO IRRADIADOS COM LASER DE DIODO

Guarulhos

2015

SONIA SETSUKO KUSHIMA

AVALIAÇÃO DA ALTERAÇÃO DE TEMPERATURA E RUGOSIDADE DE ZIRCÔNIA E TITÂNIO IRRADIADOS COM LASER DE DIODO

Dissertação apresentada à Universidade Guarulhos para obtenção do título de Mestre em Odontologia

Área de Concentração: Implantodontia
Orientadora: Profa. Dra. Alessandra Cassoni Ferreira
Co-Orientador: Prof. Dr. Jamil Awad Shibli

Guarulhos

2015

Ficha catalográfica elaborada pelo Sistema de Bibliotecas Fernando Gay da Fonseca

K97a

Kushima, Sonia Setsuko
Avaliação da alteração de temperatura e rugosidade de zircônia e titânio irradiados com laser de diodo / Sonia Setsuko Kushima. -- 2015.
29 f.; 31 cm.

Orientadora: Profa. Dra. Alessandra Cassoni Ferreira

Dissertação (Mestrado em Odontologia) – Centro de Pós Graduação e Pesquisa, Universidade Guarulhos, Guarulhos, SP, 2015.

1. Implantação dentária 2. Lasers de diodo 3. Titânio I. Título II. Ferreira, Alessandra Cassoni, (Orientadora). III. Universidade Guarulhos.

CDD. 617.6

A Comissão Julgadora dos trabalhos de Defesa de Dissertação de MESTRADO, intitulada “AVALIAÇÃO DA ALTERAÇÃO DE TEMPERATURA E RUGOSIDADE DE ZIRCÔNIA E TITÂNIO IRRADIADOS COM LASER DE DIODO”, em sessão pública realizada em ___ de _____ de 2015, considerou o candidato SONIA SETSUKO KUSHIMA _____.

COMISSÃO EXAMINADORA:

1. Profa. Dra. Alessandra Cassoni Ferreira (UnG)_____

2. Prof. Dr. Ricardo Scarparo Navarro (Unicastelo)_____

3. Prof. Dr. José Augusto Rodrigues (UnG)_____

Guarulhos, _____de _____ de 2015.

Aos meus pais pela educação e eterno incentivo
aos meus estudos, à minha família
pelo amor incondicional e
compreensão.

Agradecimentos

À Professora Dra. Magda Feres, coordenadora do Programa de Pós-Graduação em Odontologia, e à Professora Dra. Luciene Cristina de Figueiredo, pela oportunidade de aperfeiçoamento profissional nesta renomada instituição.

Ao Prof. Dr. Jamil Awad Shibli, responsável pela área de Implantodontia na UnG, pelas orientações.

À Profa. Dra. Alessandra Cassoni Ferreira, pela orientação, incentivo e paciência.

Aos demais membros da equipe docente do Programa de Doutorado da UnG, professores Prof. Dr. Leandro Chambrone, Prof. Dr. Marcelo de Faveri, Prfa. Dra. Marta Ferreira Bastos, Prfa. Dra. Poliana Mendes Duarte, Prof. Dr José Augusto Rodrigues, Prof. Dr André Reis, Prfa. Dra. Gabriela Giro Araujo pela atenção e pelos ensinamentos compartilhados.

Aos meu pais pela educação que me proporcionaram.

Aos meu esposo Milton, pela paciência e compreensão nos períodos de ausência.

Aos meus filhos Vitor Hugo e Thais Renata que são o motivo da busca contínua de melhoria profissional e pessoal.

Aos meus colegas de turma de mestrado pelos momentos de aprendizado e companheirismo durante o curso.

Ao amigo Ricardo Elias Jugdar, pelo incentivo e apoio nesta caminhada para o crescimento constante do saber.

Agradeço a todas as pessoas, que, direta ou indiretamente contribuíram na elaboração desse trabalho.

“ A Razão é o passo, o aumento da ciência o caminho, e o benefício da humanidade é o fim.

(Thomas Hobbes)

RESUMO

O objetivo deste estudo foi investigar os efeitos do laser de diodo (gálio, alumínio e arseneto, GaAlAs), com parâmetro de descontaminação, na temperatura e rugosidade de zircônia tetragonal policristalina estabilizada com ítria (Y-TZP); titânio polido (TI) e titânio jateado com partículas grandes e tratamento com ácido (JAT). Discos com 5 mm de diâmetro e 2 mm altura padronizados de Y-TZP (Implacil de Bortoli, São Paulo, Brasil) oriundos de blocos de CAD-CAM (*computer-aided design e computer-aided manufacturing*), discos de titânio polido e titânio jateado (Implacil de Bortoli, São Paulo, Brasil) foram usados. Os discos foram distribuídos em três grupos para irradiação com o laser (n=7). Foi utilizado o laser de diodo (Thera Lase Surgery, DMC, São Carlos, Brasil), λ= 808 nm, modo contínuo, potência de 1 W, fibra de 600 μm, em contato, sem refrigeração, durante 20s. A temperatura do material foi analisada por um termopar (SmartMether, Novus, Porto Alegre, RS, Brasil) acoplado a um termômetro digital (SmartMether, Novus, Porto Alegre, RS, Brasil). O termopar foi fixado na face oposta à superfície irradiada. O ΔT foi calculado (ΔT = Temperatura final – Temperatura inicial) de cada amostra, a média e desvio padrão foram calculadas para cada grupo. A rugosidade superficial de Y-TZP e JAT foi analisada por um microscópio confocal laser de luz branca (Leica, Scan DCM 3D, Leica Microsystem, Suíça) e foram aferidas Ra (em μm) e Sa (em μm^2). Os dados de alteração de temperatura superficial foram analisados estatisticamente por O*ne-way* ANOVA com 95% de confiança seguido por teste Tukey (α=0,05). Para a análise de rugosidade foi usado o teste t-pareado (α=0,05). ANOVA mostrou diferença entre os grupos ($p< 0,05$) para a análise de alteração de temperatura. A irradiação com diodo apresentou os seguintes valores de ΔT: Y-TZP=10,3$^{o}C^{B}$; TI=38,6$^{o}C^{A}$ e JAT=26,7$^{o}C^{A}$. O valor de ΔT (^{o}C) da irradiação das amostras de titânio foi superior ao grupo zircônia. O teste t-pareado não mostrou diferença estatisticamente significativas para o fator “irradiação” ($p>0,05$) para Y-TZP e JAT, nas mensurações tanto de Ra quanto Sa. Os resultados para Ra (em μm) foram: Y-TZP (controle)= 0,7 (0,5); Y-TZP (irradiado)= 0,5 (0,3); JAT (controle)= 0,7 (0,2); JAT (irradiado)= 1,0 (0,3). Os resultados para Sa (em μm^2) foram: Y-TZP (controle)= 1,4 (1,0); Y-TZP (irradiado)= 0,7 (0,4); JAT (controle)= 0,8 (0,3); JAT (irradiado)= 1,3 (0,4). A irradiação com laser de diodo aumentou a temperatura tanto para a zircônia odontológica quanto para o titânio sem aumentar os valores de rugosidade.

PALAVRAS-CHAVES: Zircônia. Discos de Titânio. Temperatura. Implante Dentário. Laser de Diodo. Rugosidade

ABSTRACT

The objective of this study was to investigate the effects of diode (gallium, aluminium, arsenide, GaAlAs) laser irradiation with decontamination parameter on temperature and roughness of yttrium-stabilized tetragonal zirconia polycrystal (Y-TZP), titanium (TI) and titanium sandblasted large grit acid-etched titanium (SLA). Disks standardized with 5 mm diameter and 2 mm high of Y-TZP (Implacil de Bortoli, São Carlos, Brazil) obtained from CAD-CAM (computer-aided design e computer-aided manufacturing), disks of titanium machined (TI) and sandblasted large grit acid-etched (SLA) (Implacil de Bortoli, São Carlos, Brazil) were used. The disks were randomized in three groups and exposed to laser irradiation (n=7). The diode laser (Thera Lase Surgery, DMC, São Carlos, Brasil), λ= 808 nm, continuous mode, 1W, 600 μm fiber, contact mode, during 20s was used. The temperature was analysed by a thermopar (SmartMether, Novus, Porto Alegre, RS, Brazil) attached to a digital thermometer (SmartMether, Novus, Porto Alegre, RS, Brazil) fixed to the opposite irradiated surface. The temperature gradients (ΔT) were calculated (ΔT = Final Temperature – Initial Temperature) for each group. The superficial roughness was analysed by white light confocal laser microscopy (Leica, Scan DCM 3D, Leica Microsystem, Switzerland) and were evaluated Ra (in μm) and Sa (in μm^2). Data of ΔT was statistically analyzed by one-way ANOVA at the 95% confidence level and compared by Tukey post-hoc test (α=0.05). Roughness data was analysed by t-test. ANOVA test showed significant differences among groups (p<.05) to ΔT values. The diode laser irradiation presented the following results (ΔT value): Y-TZP= $10.3^{o}C^{B}$; TI= $38.6^{o}C^{A}$ and SLA = $26.7^{o}C^{A}$. The ΔT values (^{o}C) of the titanium groups were higher than the Y-TZP group. The roughness data did not showed statistical differences to “irradiation” factor (p>.05) to Y-TZP and SLA, both Ra and Sa mensurements. The Ra results (in μm) were: Y-TZP (control)= 0.7 (0.5); Y-TZP (irradiated)= 0.5 (0.3); SLA (control)= 0.7 (0.2); SLA (irradiated)= 1.0 (0.3). The Sa results (in μm^2) were: Y-TZP (control)= 1.4 (1.0); Y-TZP (irradiated)= 0.7 (0.4); SLA (control)= 0.8 (0.3); SLA (irradiated)= 1.3 (0.4). Diode laser irradiation increased both zirconia and titanium temperature without increasing roughness values.

KEYWORDS: Zirconium. Titanium Disk. Temperature. Dental Implants. Diode Laser. Roughness.

SUMÁRIO

1. INTRODUÇÃO E JUSTIFICATIVA 10

2. PROPOSIÇÃO 13

3. MATERIAIS E MÉTODOS 14

4. RESULTADOS 16

5. DISCUSSÃO 21

6. CONCLUSÕES 25

REFERÊNCIAS BIBLIOGRÁFICAS 26

1. INTRODUÇÃO JUSTIFICADA

A possibilidade de inserir implantes de titânio na cavidade oral para substituir dentes perdidos, mudou profundamente a Odontologia moderna (Fornaini et al., 2014). Estudos mostram a influência das características da superfície de implantes de titânio como um fator relevante para o sucesso da osseointegração (Stubinger et al., 2010; Shibli et al., 2008).

A zircônia é biocompatível e forte o suficiente para servir como material para implantes orais (Bergemann et al., 2015). Porém, apesar de existirem diversos sistemas de implantes em zircônia disponíveis, os resultados atuais não os colocam na rotina diária (Bergemann et al., 2015). Pilares de zircônia apresentam superiores características estéticas comparadas aos pilares metálicos (Sailer et al.; 2009) assim como uma baixa adesão bacteriana (Hauser-Gerspach et al., 2010). Além disso, foi relatado um fluxo sanguíneo em tecido ao redor de pilares transmucosos de zircônia similar ao tecido circundante aos dentes naturais (Kajiwara et al., 2015).

Periimplantite é descrito como um processo inflamatório que afeta tecido mole e duro ao redor de implantes osseointegráveis levando à formação de bolsa periimplantar e perda óssea (Ashnagar et al., 2014; Shibli et al., 2008; Mombelli et al., 1992), além disso, a dificuldade em eliminar o biofilme pode causar a perda de implantes odontológicos (Gonçalves et al., 2010).

O tratamento da peri-implantite tem como objetivo reduzir a adesão bacteriana deixando a superfície do implante intacta para a adsorção das células ósseas regeneradoras (Park et al., 2015). Muitas abordagens para a descontaminação de implantes estão disponíveis. Debridamento mecânico, desinfecção com agentes químico-terapêuticos, alisamento da superfície de implantes e cirurgias objetivam a eliminação de bactérias (Ashnagar et al., 2014; Mendonça et al., 2008).

A remoção supra e sub mucosa dos depósitos bacterianos é fundamental no tratamento de infecções peri-implantares da mesma forma que a realizada no tratamento de periodontites (Mombelli et al., 1992). Foi reportado que, apesar de certos patógenos periodontais conhecidos estarem relacionados com a periimplantite, existem diferenças envolvendo microorganismos distintos para essas duas condições clínicas (Faveri et al., 2015; da Silva et al., 2014). As modalidades

terapêuticas de tratamento para periimplantite como alisamento com curetas metálicas, pontas metálicas de ultrassom e a abrasão com jato de ar e abrasivo pode desenvolver uma rugosidade na superfície dos implantes, que poderá aumentar a colonização bacteriana e formação de biofilme (Ashnagar et al., 2014).

Os lasers odontológicos tem ampla indicação na área de implantodontia com finalidades distintas (Romanos et al., 2009). Os lasers usados em Odontologia emitem pulsos de duração de microssegundos e, por essa razão são efetivos em tecidos graças ao efeito foto-térmico que consiste na transformação de luz em calor com a consequente capacidade ablativa (Fornaini et al., 2014). São relatados na literatura os comprimentos de onda que proporcionam efeitos benéficos para o tratamento da peri-implantite: arseneto de gálio e alumínio (laser de diodo, com comprimento de onda de 980 nm); neodímio dopado com ítria e alumínio (Nd:YAG, com comprimento de onda de 1064 nm); érbio ítrio, alumínio e granada (Er:YAG) (comprimento de onda de 2940 nm); laser de dióxido de carbono (CO_2) (com comprimento de onda de 10.600 nm); o érbio cromo dopado com ítria, escandio, gálio e granada (Er,Cr:YSGG) com comprimento de onda de 2780 nm (Miranda et al., 2015; Ashnagar et al., 2014).

Os lasers mais utilizados em tecido mole são o laser de fosfato de potássio titânio (KTP, com comprimento de onda de 532 nm), laser de dióxido de carbono (CO_2, com comprimento de onda de 10.600 nm); neodímio dopado com ítrio alumínio (Nd:YAG, com comprimento de onda de 1064 nm) e os comprimentos de onda dos grupos de diodo semi-condutores (Angiero et al., 2012). Lasers demonstraram promissores efeitos terapêuticos no tratamento de periimplantite (Ashnagar et al., 2014). Os lasers de diodo mostraram-se efetivos na descontaminação de condutos radiculares (Gutknecht et al., 2000; Kaiwar et al., 2013) e na descontaminação de superfície de implantes sem causar alterações nos tecidos circundantes (Papadopoulos et al., 2015).

O estudo de Hauser-Gerspach et al. (2010) mostrou o efeito bactericida do laser de diodo (810 nm) aplicado sob *Streptococcus sanguinis* e *Phorphyromonas gingivalis* reduzindo a viabilidade da aderência do *S. sanguinis* e *P. gingivalis* com 50 J/cm^2 para o laser de diodo sem alteração da superfície da zircônia *in vitro*. Schar et al. (2013) compararam os efeitos clínicos de tratamento de periimplantite com irradiação de diodo (660 nm) em combinação com *phenothiazine chloride* em um

estudo clínico de 6 meses e relataram um meio sem placa no grupo laser na avaliação longitudinal. Bassetti et al. (2014) relataram reduzidos índices de placa na avaliação de 12 meses na oondução do mesmo estudo. O laser de diodo apresenta resultados clínicos para curtos períodos de avaliação e, a revisão de literatura de Ashnagar et al. (2014) aponta a necessidade de estudos clínicos que avaliem o tecido duro para provar a eficácia desse tipo de opção tratamento.

A literatura apresentou pela primeira vez em, que um aumento de 5,5 ^{o}C durante procedimentos estéticos, protéticos é crítico (Zach; Coeh, 1965) pois causa inflamação pulpar irreversível. O aumento térmico durante o procedimento é influenciado principalmente pelo pico de absorção e modo de trabalho do aparelho e as características do tecido. Da mesma forma, o aumento de temperatura acima do limiar crítico de 10 ^{o}C não é adequado para a saúde óssea (Geminiani et al. 2011; 2012).

Foi observado em modelo experimental em coelhos que um aumento de temperatura de 50°C por 1 min induz sinais de injúria vascular enquanto que o aquecimento de 60°C resulta em cessação do fluxo sanguíneo e necrose óssea (Eriksson; Albrektsson, 1984). Além do mais, foi reportado que a morte celular é imediata com temperaturas acima de 70 ^{o}C e necrose óssea é causada com temperatura de 47 ^{o}C por 5 min; 50 ^{o}C por 1 min ou 56 ^{o}C por menos que 1 min (Fornaini et al., 2014).

Entretanto, uso de lasers de diodo, com comprimento de onda de 808-810 nm, após a raspagem e alisamento radicular, por exemplo, foi avaliado para favorecer a adesão de componentes sanguíneos (Theodoro et al., 2006), sem aquecimento da superfície radicular (Theodoro et al., 2003).

O objetivo do presente estudo foi investigar os efeitos do laser de diodo com parâmetro de redução microbiana, na temperatura de zircônia (Y-TZP); titânio polido (TI) e titânio com jateamento de partículas grandes e ataque ácido (JAT), assim como avaliar a rugosidade superficial.

2. PROPOSIÇÃO

O objetivo desse estudo foi avaliar a influência da irradiação com laser de diodo sobre a temperatura e rugosidade de zircônia e de titânio odontológico para uso em Implantodontia.

3. MATERIAIS E MÉTODOS

Preparo de Espécimes

As unidades experimentais foram 21 discos (n=7 por grupo). Discos de zircônia tetragonal policristalina estabilizada com ítrio (Y-TZP) (Impacil de Bortoli, São Paulo, Brasil) com 5 mm diâmetro e 2 mm de altura foram padronizados a partir de blocos de CAD-CAM (n=7).

Discos de titânio (Implacil de Bortoli, São Paulo, Brasil) polido (TI) (n=7) ou com jateamento de partículas grandes e ataque ácido (JAT) (n=7) com 5 mm diâmetro e 2 mm de altura foram selecionados.

Tratamento dos Espécimes / Sistema Laser

Os discos foram irradiados de acordo com a Tabela 1. Foi utilizado o laser de diodo (Thera Lase Surgery, DMC, São Carlos, Brasil) com 808 nm, modo de emissão contínuo, não refrigerado, com fibra de 600 μm em contato com os discos, potência de 1 W. Um único operador treinado irradiou uniformemente as superfícies das amostras com movimentos de varredura manual durante 20s.

Tabela 1. Grupos experimentais

Materiais avaliados **Irradiação com laser de diodo (10J/cm^2)**	**n**
Zircônia (Y-TZP)	7
Titânio Polido (TI)	7
Titânio jateado (JAT)	7

Avaliação da alteração de temperatura:

Todas as mensurações foram realizadas em temperatura ambiente entre 23°C (± 1°C). A temperatura do material foi analisada por meio de um termopar (SmartMether, Novus, Porto Alegre, RS, Brasil) acoplado a um termômetro digital (SmartMether, Novus, Porto Alegre, RS, Brasil) após 20 s de irradiação. O termopar

era fixado na face oposta à superfície irradiada. O ΔT foi calculado (ΔT = Temperatura final – Temperatura inicial). A média dos valores de ΔT (^oC) e desvio padrão foram calculados para cada grupo.

Análise da Rugosidade Superficial

As amostras foram avaliadas por meio de microscopia confocal de luz branca (Leica Scan DCM 3D, Leica Microsystem, Suíça) com objetiva de 50X , abertura de 0,9; resolução óptica (X/Y) 0,16; FOV (μm) de 254,64 X 190,90 (768 X576 pixels). Imagens da micromorfologia superficial das áreas avaliadas foram obtidas (50X).

A rugosidade superficial (parâmetro Ra em µm e Sa em μm^2) foi calculada pelo software Leica DCM 3D Dual Core profile (Leica Microsystems Ltda., Suíça). A média dos valores de Ra e Sa e o desvio padrão foram calculados por meio de 7 leituras dos discos de zircônia (Y-TZP) não-irradiadas (controle) e irradiadas (teste) e titânio JAT não-irradiado (controle) e irradiado (teste).

Não foi possível a avaliação das amostras de titânio polido pois a técnica selecionada (microscopia confocal) não permitiu a leitura das amostras.

Análise Estatística:

Para a análise estatística de alteração de temperatura, o fator em estudo foi material (em três níveis): Y-TZP, TI e JAT.

A média dos valores de ΔT (^oC) e desvio padrão foram calculados para cada grupo. A média de sete avaliações realizadas na superfície oposta à superfície irradiada foi utilizada na análise de variância considerando o delineamento fatorial (material).

Os valores de Ra (µm) e de Sa (μm^2) foram analisados estatisticamente pelo teste t-student (α=0,05).

RESULTADOS

Alteração de temperatura

A Figura 1 mostra os valores médios iniciais e finais (°C) e desvio padrão obtidos para cada grupo avaliado.

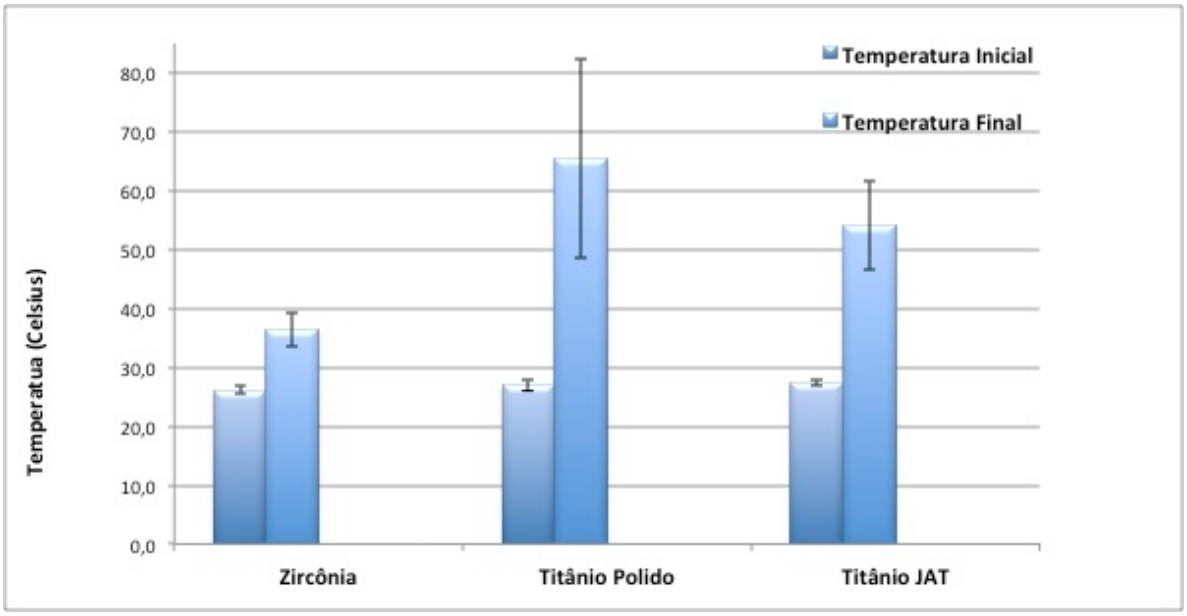

Figura 1. Comparação dos valores de temperatura médios iniciais e finais (pós-irradiação).

ANOVA mostrou diferença entre os grupos avaliados ($p < 0,05$). A Tabela 2 mostra os valores médios de ΔT (°C) obtidos para cada grupo avaliado.

Tabela 2. Efeitos da irradiação com laser de diodo na temperatura (°C) para os materiais avaliados.

Materiais avaliados	n	ΔT (°C) [desvio padrão]
Zircônia	7	10,3 [3,4] B
Titânio Polido	7	38,6 [16,8] A
Titânio Jateado	7	26,7 [7,9] A

n= número de amostras

Médias seguidas por diferentes letras maiúsculas são estatisticamente diferentes

A irradiação com diodo nas amostras de zircônia mostrou um ΔT de 10,3°C; enquanto o ΔT de 38,6°C e de 26,7°C foi obtido para o titânio polido e titânio jateado respectivamente. O valor de ΔT da irradiação das amostras de titânio foi estatisticamente maior do que o grupo da zircônia.

Rugosidade Superficial

Na avaliação dos valores de Ra (μm) não houve diferença estatisticamente significativa para o fator irradiação ($p>0,05$) para a Y-TZP e JAT.

A Tabela 3 apresenta os efeitos da irradiação com laser de diodo nos valores de rugosidade (Ra em μm), desvio padrão dos grupos avaliados.

Tabela 3. Efeito da irradiação com laser de diodo no parâmetro de rugosidade (Ra em μm) para os materiais avaliados

Parâmetro/ material	n	Média [desvio padrão]	Valor de p
Ra			
Y-TZP (controle)	7	**0,7** [0,5]	**0,58**
Y-TZP (irradiado)	7	**0,5** [0,3]	
Ra			
JAT (controle)	7	**0,7** [0,2]	**0,68**
JAT (irradiado)	7	**1,0** [0,3]	

n= número de amostras

Os valores de rugosidade (Ra em μm) não se alteraram após a irradiação das amostras (Tabela 3).

Na avaliação dos valores de Sa (μm^2) não houve diferença estatisticamente significativa para o fator irradiação ($p>0,05$) para a Y-TZP e JAT.

A Tabela 4 apresenta os efeitos da irradiação com laser de diodo nos valores de rugosidade (Sa em μm^2), desvio padrão e valores mínimos e máximos obtidos nos grupos avaliados.

Tabela 4. Efeito da irradiação com laser de diodo no parâmetro de rugosidade (Sa em μm^2) para os materiais avaliados

Parâmetro/ material	n	Média [desvio padrão]	Valor de p
Sa			
Y-TZP (controle)	7	**1,4** [1,0]	**0,29**
Y-TZP (irradiado)	7	**0,7** [0,4]	
Sa			
JAT (controle)	7	**0,8** [0,3]	**0,06**
JAT (irradiado)	7	**1,3** [0,4]	

n= número de amostras

Os valores de rugosidade (Sa em μm^2) não se alteraram após e irradiação das amostras (Tabela 4).

As Figuras 2 e 3 mostram imagens representativas 2D e 3D obtidas para o material zircônia (Y-TZP) e titânio (JAT) controle, respectivamente.

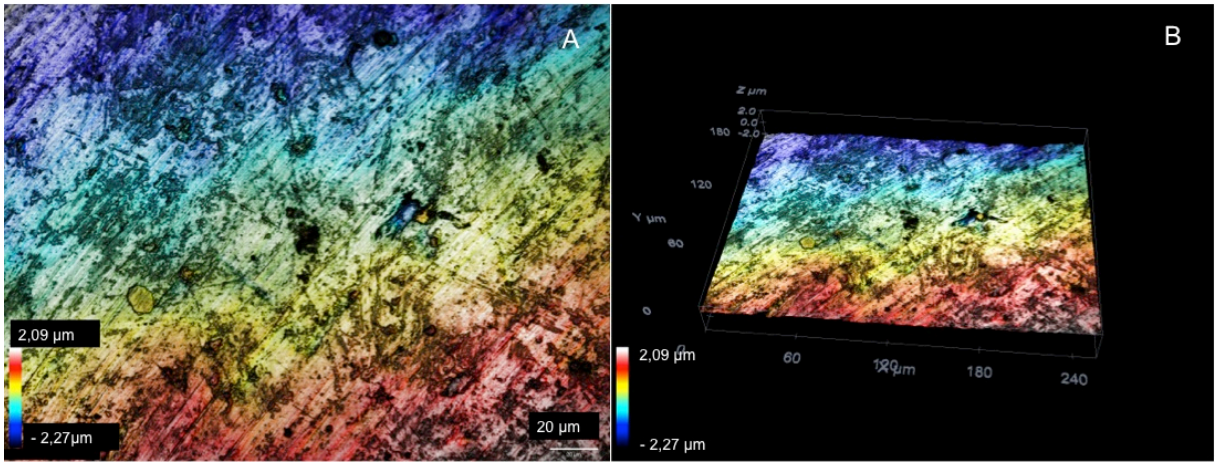

Figura 2. Imagem representativa 2D obtida para o material zircônia (Y-TZP) controle (A). Imagem representativa 3D obtida para o material zircônia (Y-TZP) controle (B) (Bar: 20 µm)

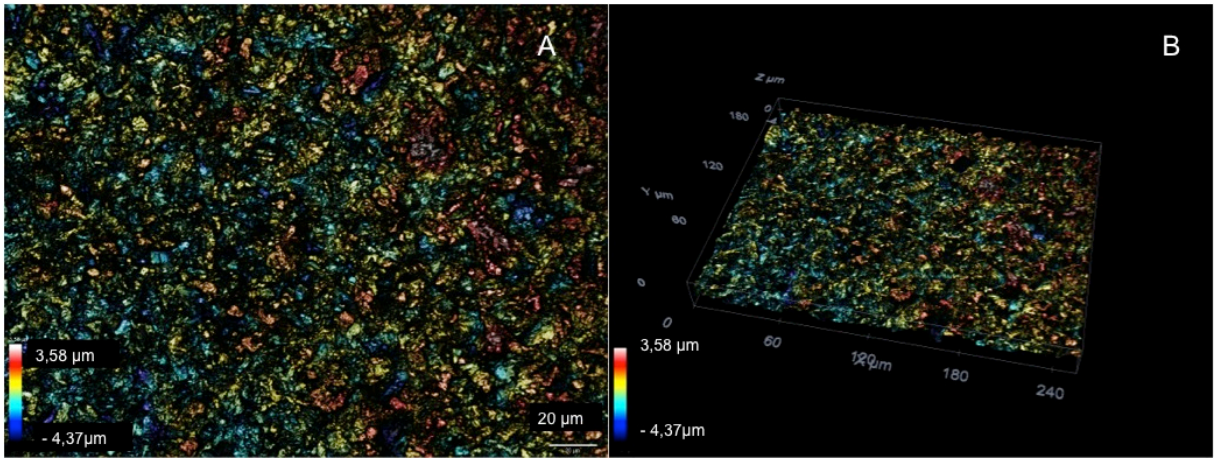

Figura 3. Imagem representativa 2D obtida para o material titânio jateado (JAT) controle (A). Imagem representativa 3D obtida para o material titânio jateado (JAT) controle (B) (Bar: 20 µm)

As Figuras 4 e 5 mostram imagens representativas 2D e 3D pós irradiação com laser de diodo obtidas para o material zircônia (Y-TZP) e titânio (JAT), respectivamente.

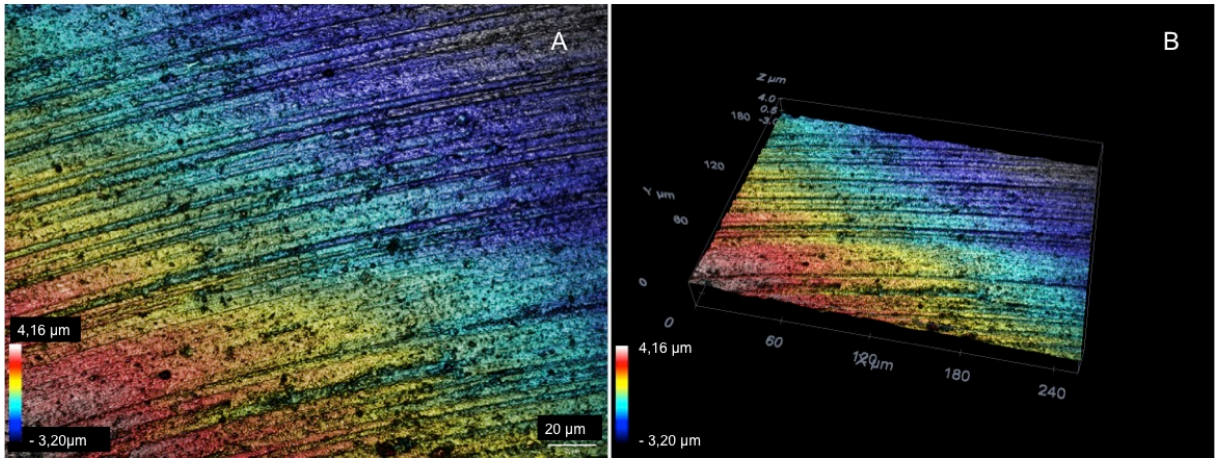

Figura 4. Imagem representativa 2D obtida para o material zircônia irradiada com laser de diodo (Y-TZP) (A). Imagem representativa 3D obtida para o material zircônia irradiada com laser de diodo (Y-TZP) (B) (Bar: 20 µm)

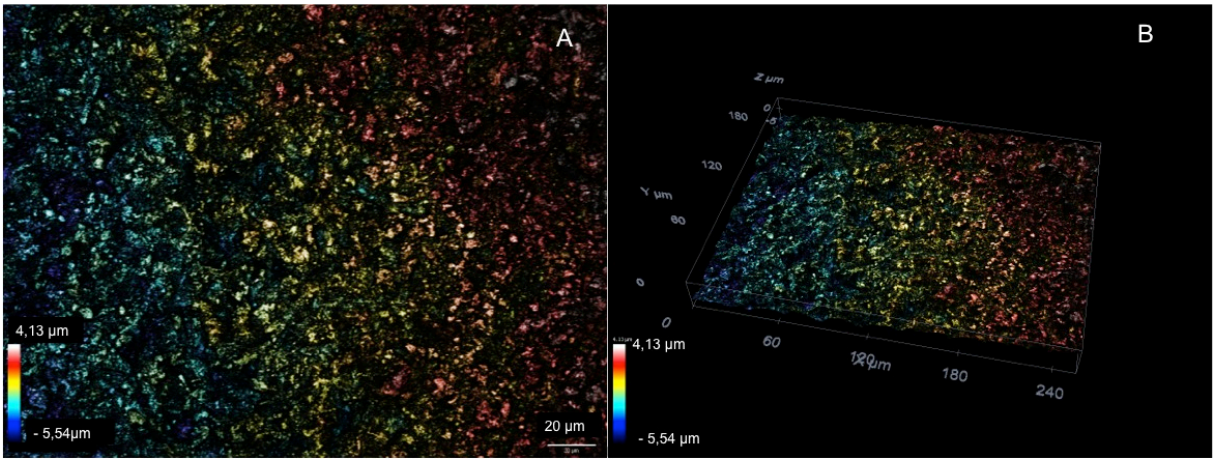

Figura 5. Imagem representativa 2D obtida para o material titânio irradiado com laser de diodo (JAT) (A). Imagem representativa 3D obtida para o material titânio irradiado com laser de diodo (JAT) (B) (Bar: 20 µm)

Não foram observadas alterações de superfície após a irradiação com os parâmetros selecionados. Não foram observadas áreas com derretimento ou “cracks” que sejam oriundos de grandes alterações térmicas.

DISCUSSÃO

O titânio tem sido empregado na implantodontia com altos índices de sucesso. A zircônia é um material amplamente utilizado na área biomédica e apresenta baixa adesão bacteriana e formação de biofilme comparada a outros materiais odontológicos (Hauser-Gerspach et al., 2010). Desta forma justifica-se a escolha dos materiais avaliados no presente estudo. O titânio polido, apesar de não ter utilização clínica atualmente, foi incluído para verificar a interferência do tratamento de superfície (jateamento de partículas grandes e ataque ácido) na alteração de temperatura. De fato, o tratamento de superfície não interferiu na condutibilidade térmica e ambas estruturas tiveram aumentos expressivos de temperatura, sem diferença estatística.

O laser de diodo tem sido investigado como descontaminante radicular pois reduz o número de bactérias em camadas profundas de dentina de paredes de canais radiculares (Gutkneck et al., 2000). Outro estudo com o objetivo de avaliar a desinfecção de laser de diodo (980 nm) contra *Enterococcus fecalis in vitro*, observou que o laser de diodo é capaz de eliminar bactérias que migraram pela dentina (Kaiwar et al., 2013).

A tecnologia laser foi empregada em tecido mole pela primeira vez em 1988 e, desde então houve uma evolução nos aparelhos (Merigo et al., 2013). Além disso, vantagens em termos de duração da cirurgia, dor pós-operatória, tempo de cicatrização e índice de sucesso de implantes comparados à lâmina de bisturi foram relatadas no estudo de El-Kholey et al. (2013) com o uso de laser de diodo em 45 pacientes *in vivo*. Geminiani et al. (2011) afirmaram que o laser de diodo e de Nd:YAG devem ser usados com especial atenção devido à profundidade de penetração e possível dano ósseo.

Cirurgia de tecido mole e laser tem sido amplamente adotada nos anos recentes na Odontologia. Uma redução de custo significativa para os lasers odontológicos contribuiu para o aumento do número de unidades laser instaladas especialmente para cirurgias de tecido mole (Romanos et al., 2013). Benefícios são atribuídos às cirurgias de tecido mole em cavidade oral realizadas com laser (Angiero et al., 2012). Os lasers tornaram-se ferramentas ‘standard’ para a excisão

de lesões orais, no entanto há controvérsia em relação ao controle de dano térmico tecidual causado (Angiero et al., 2012).

O desenvolvimento da cirurgia de tecido mole baseia-se no entendimento das interações laser-tecido e os mecanismos cirúrgicos de contato com o tecido mole. O aumento térmico pode ser verificado tanto para o tecido remanescente quanto para o tecido removido (Merigo et al., 2013). O aumento térmico pode ser em diferentes níveis, superficial e profundo, sendo que ambos removem tecido. Para evitar esse problema, pode-se associar o modo pulsado e super pulsado com o *spray* de ar/água e redução de energia (Fornaini et al., 2014; Merigo et al., 2013). Esses achados são particularmente importantes para o uso clínico do laser porque o tecido necrótico pode diretamente piorar a cicatrização (Beer et al., 2012). A tecnologia laser de diodo permite um aumento do controle de efeitos colaterais que resultam do sobreaquecimento e que podem melhorar os resultados cirúrgicos (Romanos et al., 2013). Existe uma diferença característica entre o laser de dióxido de carbono e o laser de diodo, pois no segundo, não existe tendência de dano lateral no tecido circunvizinhos com modo de emissão contínuo. As características de lasers pulsados (Nd:YAG) os torna inapropriados porém, os lasers como diodo, que operam no modo contínuo e interrompido somente. É persistente na nomenclatura de que o laser de diodo opera em modo pulsado (Beer et al., 2012).

O corte tecidual com laser é 100% estéril (Beer et al., 2012). Infelizmente, a elevação térmica causada pelo feixe do laser também espalha a partir do ponto de contato até áreas circunvizinhas e isso pode causar a inconveniência na cicatrização com edema, dor após a intervenção e outros problemas relacionados à dificuldade de fazer um diagnóstico histológico nas amostras (Fornaini et al., 2015). Além disso, o uso do laser não é tão simples e o completo conhecimento das interações com os tecidos, assim como um período de treinamento pelo operador é requerido (Fornaini et al., 2015).

Vários métodos são sugeridos para o tratamento de periimplantite e os clínicos tem que escolher entre um grande número de protocolos de tratamento (Ashnagar et al., 2014). Kotsakis et al. (2014), em uma revisão sistemática para determinar se o tratamento com laserterapia para periimplantite é eficaz, concluíram que a superioridade do tratamento com laser não pode ser identificada devido à heterogeneidade e o baixo número de estudos incluídos. Além disso, apesar de

terem demonstrado promissores efeitos terapêuticos no tratamento de periimplantite, uma revisão de literatura de Ashnagar et al. (2014) apontou que os estudos clínicos com o uso laser tem um acompanhamento muito curto e que estudos longitudinais de maior tempo de acompanhamento são necessários para que esse benefício seja evidenciado.

A morfologia da superfície do implante não deve ser alterada durante o processo de descontaminação. Se as características superficiais forem alteradas devido a seleção do laser e parâmetros inapropriados, o *reattachment* do tecido conectivo à superfície do implante pode ser afetado (Miranda et al., 2015). O efeito bactericida do laser de diodo (810 nm) aplicado sob *Streptococcus sanguinis* e *Phorphyromonas gingivalis* com 50 J/cm^2 foi observado por Hauser-Gerspach et al. (2010) sem encontrarem alteração da superfície na zircônia odontológica *in vitro*, em concordância com o presente estudo para a análise de rugosidade superficial.

Papadopoulos et al. (2015) compararam o debridamento em campo aberto com uma abordagem empregando o uso adicional de laser de diodo para o tratamento de periimplantite sem resultados com benefícios adicionais para o aplicação do laser de diodo porém, reportaram não haver dano na superfície do implante em concordâncias com os achados do presente estudo para as amostras de titânio.

O uso de laser de diodo com 808nm apresentou um aumento de 1,6^{o}C e 3,3^{o}C após a irradiação com laser de diodo utilizado com potência de 1 W e 1,4 W; respectivamente, durante 30 s (Theodoro et al., 2006) aplicados em superfície radicular de dentes extraídos. No presente estudo, no entanto, a interação do laser de diodo com 1W de potência durante 20 s propiciou um aumento de temperatura muito elevado na superfície de titânio polido e JAT (26,7^{o}C e 38,6^{o}C respectivamente) e um aumento de temperatura menos evidente (10,3^{o}C) para a Y-TZP apontando que esse aumento de temperatura é material dependente. Uma vez que a literatura aponta que um aumento de 47 ^{o}C por 5 min; 50 ^{o}C por 1 min ou 56 ^{o}C por menos que 1 min ocasiona necrose óssea, especial atenção com relação ao tempo de aplicação devem ser tomada (Fornaini et al., 2015).

O presente estudo vem agregar maiores informações com relação à irradiação com laser de diodo sobre superfície tanto na alteração de temperatura de zircônia e titânio, quanto na rugosidade superficial.

CONCLUSÕES

Através dos resultados obtidos e, considerando-se as condições experimentais deste estudo, pode-se concluir que:

1. A irradiação com laser de diodo com o parâmetro selecionado promoveu aumento da temperatura. Maiores valores foram encontrados para os grupos titânio em comparação à zircônia.

2. A rugosidade superficial das amostras de zircônia e titânio jateado não foi alterada após a irradiação com laser de diodo com o parâmetro selecionado.

REFERÊNCIAS BIBLIOGRÁFICAS

Angiero F, Parma L, Crippa R, Benedicenti S. Diode laser (808 nm) applied to oral soft tissue lesions: a retrospective study to assess histopathological diagnosis and evaluate physical damage. Lasers Med Sci. 2012 Mar;27(2):383-8.

Ashnagar S, Nowzari H, Nokhbatolfoghahaei H, Yaghoub Zadeh B, Chiniforush N, Choukhachi Zadeh N. Laser treatment of peri-implantitis: a literature review. J Lasers Med Sci. 2014 Fall;5(4):153-62

Bassetti M, Schär D, Wicki B, Eick S, Ramseier CA, Arweiler NB, Sculean A, Salvi GE.Anti-infective therapy of peri-implantitis with adjunctive local drug delivery or photodynamic therapy: 12-month outcomes of a randomized controlled clinical trial. Clin Oral Implants Res. 2014 Mar;25(3):279-87.

Beer F, Körpert W, Passow H, Steidler A, Meinl A, Buchmair AG, Moritz A. Reduction of collateral thermal impact of diode laser irradiation on soft tissue due to modified application parameters. Lasers Med Sci. 2012 Sep;27(5):917-21.

Bergemann C, Duske K, Nebe JB, Schöne A, Bulnheim U, Seitz H, Fischer J. Microstructured zirconia surfaces modulate osteogenic marker genes in human primary osteoblasts. J Mater Sci Mater Med. 2015 Jan;26(1):5350.

da Silva ES, Feres M, Figueiredo LC, Shibli JA, Ramiro FS, Faveri M. Microbiological diversity of peri-implantitis biofilm by Sanger sequencing. Clin Oral Implants Res. 2014 Oct;25(10):1192-9

El-Kholey KE. (2013) Efficacy and safety of a diode laser in secondstage implant surgery: a comparative study. Int J Oral Maxillofac Surg. 6. pi:S0901-5027 (13) 01113-2

Eriksson RA, Albrektsson T. The effect of heat on bone regeneration: an experimental study in the rabbit using the bone growth chamber. J Oral Maxillofac Surg. 1984 Nov;42(11):705-11

Faveri M, Figueiredo LC, Shibli JA, Pérez-Chaparro PJ, Feres M.Microbiological diversity of peri-implantitis biofilms. Adv Exp Med Biol. 2015;830:85-96.

Fornaini C, Merigo E, Vescovi P, Bonanini M, Antonietti W, Leoci L, Lagori G, Meleti M. Different laser wavelengths comparison in the second-stage implant surgery: an ex vivo study. Lasers Med Sci. 2014 Jul 3. [Epub ahead of print]

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.

Geminiani A, Caton JG, Romanos GE. Temperature increase during CO(2) and Er:YAG irradiation on implant surfaces. Implant Dent. 2011 Oct;20(5):379-82.

Gonçalves F, Zanetti AL, Zanetti RV, Martelli FS, Avila-Campos MJ, Tomazinho LF, Granjeiro JM. Effectiveness of 980-mm diode and 1064-nm extra-long-pulse neodymium-doped yttrium aluminum garnet lasers in implant disinfection. Photomed Laser Surg. 2010 Apr;28(2):273-80.

Gutknecht N, van Gogswaardt D, Conrads G, Apel C, Schubert C, Lampert F. Diode laser radiation and its bactericidal effect in root canal wall dentin. J Clin Laser Med Surg. 2000 Apr;18(2):57-60.

Hauser-Gerspach I, Stübinger S, Meyer J. Bactericidal effects of different laser systems on bacteria adhered to dental implant surfaces: an in vitro study comparing zirconia with titanium. Clin Oral Implants Res. 2010 Mar;21(3):277-83.

Kaiwar A, Usha HL, Meena N, Ashwini P, Murthy CS. The efficiency of root canal disinfection using a diode laser: in vitro study. Indian J Dent Res. 2013 Jan-Feb;24(1):14-8.

Kajiwara N, Masaki C, Mukaibo T, Kondo Y, Nakamoto T, Hosokawa R. Soft tissue biological response to zirconia and metal implant abutments compared with natural tooth: microcirculation monitoring as a novel bioindicator Implant Dent. 2015 Feb;24(1):37-41

Kotsakis GA, Konstantinidis I, Karoussis IK, Ma X, Chu H. Systematic review and meta-analysis of the effect of various laser wavelengths in the treatment of peri-implantitis. J Periodontol. 2014 Sep;85(9):1203-13.

de Mendonça AC, Máximo MB, Rodrigues JA, Arrais CA, de Freitas PM, Duarte PM. Er:YAG Laser, ultrasonic system, and curette produce different profiles on dentine root surfaces: an in vitro study. Photomed Laser Surg. 2008 Apr;26(2):91-7.

Merigo E, Clini F, Fornaini C, Oppici A, Paties C, Zangrandi A, Fontana M, Rocca JP, Meleti M, Manfredi M, Cella L, Vescovi P. Laser-assisted surgery with different wavelengths: a preliminary ex vivo study on thermal increase and histological evaluation. Lasers Med Sci. 2013 Feb;28(2):497-504.

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.

Mombelli A, Lang NP. Antimicrobial treatment of peri-implant infections. Clin Oral Implants Res. 1992 Dec;3(4):162-8.

Papadopoulos CA, Vouros I, Menexes G, Konstantinidis A. The utilization of a diode laser in the surgical treatment of peri-implantitis. A randomized clinical trial. Clin Oral Investig. 2015 Jan 28.

Park SY, Kim KH, Shin SY, Koo KT, Lee YM, Chung CP, Seol YJ. Decontamination Methods Using a Dental Water Jet and Dental Floss for Microthreaded Implant Fixtures in Regenerative Periimplantitis Treatment. Implant Dent. 2015 Feb 27. [Epub ahead of print]

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.

Romanos GE. Diode laser soft-tissue surgery: advancements aimed at consistent cutting, improved clinical outcomes. Compend Contin Educ Dent. 2013 Nov-Dec;34(10):752-7.

Sailer I, Zembic A, Jung RE, Siegenthaler D, Holderegger C, Hämmerle CH. Randomized controlled clinical trial of customized zirconia and titanium implant abutments for canine and posterior single-tooth implant reconstructions: preliminary results at 1 year of function. Clin Oral Implants Res. 2009 Mar;20(3):219-25.

Schär D, Ramseier CA, Eick S, Arweiler NB, Sculean A, Salvi GE.Anti-infective therapy of peri-implantitis with adjunctive local drug delivery or photodynamic therapy: six-month outcomes of a prospective randomized clinical trial. Clin Oral Implants Res. 2013 Jan;24(1):104-

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. Clin Oral Implants Res. 2008 Oct;19(10):975-82.

Stubinger S, Etter C, Miskiewicz M, Homann F, Saldamli B, Wieland M, Sader R. Surface alterations of polished and sandblasted and acid-etched titanium implants after Er:YAG, carbon dioxide, and diode laser irradiation. Int J Oral Maxillofac Implants. 2010 Jan-Feb;25(1):104-11

Theodoro LH, Haypek P, Bachmann L, Garcia VG, Sampaio JE, Zezell DM, Eduardo Cde P. Effect of Er:YAG and diode laser irradiation on the root surface: morphological and thermal analysis. J Periodontol. 2003 Jun;74(6):838-43.

Theodoro LH, Sampaio JE, Haypek P, Bachmann L, Zezell DM, Garcia VG. Effect of Er:YAG and diode lasers on the adhesion of blood components and on the morphology of irradiated root surfaces. J Periodontal Res. 2006 Oct;41(5):381-90

Zach L, Coeh G. Pulp response to externally applied heat. Oral Surg Oral Med Oral Pathol. 1965 19:515–530