



AUTARQUIA ASSOCIADA À UNIVERSIDADE DE SÃO PAULO

**MONITORAMENTO TÉRMICO E MORFOLÓGICO DAS
SUPERFÍCIES DE IMPLANTES ORAIS DURANTE A
IRRADIAÇÃO COM *LASER* DE Nd:YAG OU GaAIAs**

CARLOS EDUARDO CARVALHO VILELA

Dissertação apresentada como parte
dos requisitos para obtenção do Grau
de Mestre Profissional na área de
Lasers em Odontologia.

Orientadora:
Profa. Dra. Denise Maria Zezell

Co-orientadora:
Profa. Dra. Sheila Cynthia

**São Paulo
2004**

I-089.843:





INSTITUTO DE PESQUISAS ENERGÉTICAS E NUCLEARES
AUTARQUIA ASSOCIADA À UNIVERSIDADE DE SÃO PAULO

**MONITORAMENTO TÉRMICO E MORFOLÓGICO DAS
SUPERFÍCIES DE IMPLANTES ORAIS DURANTE A IRRADIAÇÃO
COM *LASER* DE Nd:YAG OU GaAIs**

CARLOS EDUARDO CARVALHO VILELA



Dissertação apresentada como parte dos requisitos para obter o Grau de Mestre Profissional em *Lasers* em Odontologia

Orientadora: Profa. Dra. Denise Maria Zezell

Co-orientadora: Profa. Dra. Sheila Cynthia Gouw Soares

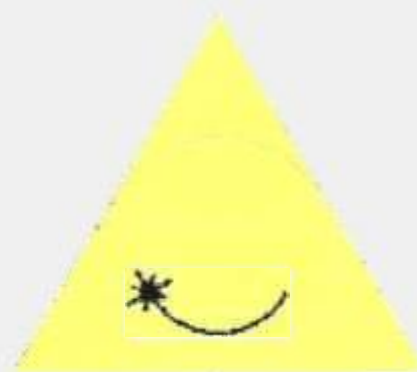
São Paulo

2004

Faculdade de Odontologia

Universidade de São Paulo





Mestrado Profissionalizante em *Lasers* em
Odontologia



INSTITUTO DE PESQUISAS ENERGÉTICAS E NUCLEARES
AUTARQUIA ASSOCIADA À UNIVERSIDADE DE SÃO PAULO

**MONITORAMENTO TÉRMICO E MORFOLÓGICO DAS
SUPERFÍCIES DE IMPLANTES ORAIS DURANTE A IRRADIAÇÃO
COM *LASER* DE Nd:YAG OU GaAlAs**

CARLOS EDUARDO CARVALHO VILELA

Dissertação apresentada como parte dos
requisitos para obter o Grau de Mestre
Profissional em *Lasers* em Odontologia

Orientadora: Profa. Dra. Denise Maria Zezell

Co-orientadora: Profa. Dra. Sheila Cynthia
Gouw Soares

São Paulo

2004



DEDICATÓRIA

A Deus, a seu filho Jesus e a Maria Santíssima, que nos iluminam e guardam todos os dias de nossa vida. Por intermédio deles recebemos a interseção do Espírito Santo para desenvolver nossos Dons; com nossa Fé conseguimos transpor as dificuldades de nossa carne e exercer o papel que nos cabe aqui na terra.

A nossa padroeira, Santa Apolônia, que está sempre ao nosso lado rogando a Deus pelos dons da santíssima trindade. Que Deus abençoe a ti e a todos os anjos e santos.

A meu amado pai, José Vilela, que com sabedoria nos guiou no caminho da humildade, da lealdade, bem como na ética e na sabedoria. Seu exemplo de vida nos conduzirá para sempre: "... a coisa mais importante na vida é o estudo, isso ninguém pode te roubar...". Pai, te amo.

À minha querida mãe, Maria Cristina, que com amor nos conduziu na Fé, no amor, na caridade e na arte. Com a pintura, seu dom especial, pude entender que o mundo é muito mais belo do nos parece, pois às vezes esquecemos de enxergá-lo. Mãe, te amo.

A meu querido irmão, Rodrigo Vilela, que sempre me ouviu e ajudou quando precisei, seu exemplo de dedicação e força de vontade impressiona a todos. Estou certo de que Deus está feliz com sua escolha. Que nossa amizade possa crescer sempre.

EM MEMÓRIA

Ao Prof. Dr. Antônio Rodrigues da Silva, professor responsável pelo curso de aperfeiçoamento profissional em Implantodontia na Fundação FUNDECTO da USP – SP e na Unicastelo – SP, assim como na graduação e especialização em Implantodontia na Unicastelo – SP, a minha mais profunda gratidão. Estas palavras são brandas para expressar o verdadeiro sentimento de minha alma, pois como se agradece a aquele que marcou profundamente sua vida?

Ao gentil professor que permitiu a este aluno acompanhá-lo em seus ensinamentos durante quase cinco anos e que incentivou, apoiou e orientou guiando-me acima do dever de professor, não posso dar apenas um muito obrigado. Pois mais que o professor que ensina é o professor que deixa verdadeiros discípulos como suas marcas aqui na terra. E se estamos aqui para deixar este mundo melhor, espero seguir seus passos e inspirar outros no caminho do saber, o melhor possível assim como o senhor me ensinou.

Lamento apenas o infortúnio de sua ausência física, pois seu ideal se fez presente por todo o tempo. Que a busca do saber esteja em todos e que este seja mais um início...

...meu singelo e eterno muito obrigado.

AGRADECIMENTOS

À Profa. Dra. Denise Maria Zezell, a quem sou profundamente grato; grande orientadora que pacientemente me ensinou o caminho correto da ciência e da vida acadêmica. Sem a sua criteriosa orientação neste trabalho certamente eu não teria evoluído com êxito. Sua humildade e perseverança serão sempre um exemplo inesquecível em minha vida. Agradeço a Deus a oportunidade de ter sido escolhido como seu orientado, que ele lhe proteja sempre.

À Profa. Dra. Sheila Cynthia Gouw Soares, que cuidadosamente corrigiu várias vezes este trabalho, ensinando-me a buscar a perfeição. Obrigado pela dedicação e paciência em orientar-me neste trabalho, sem dúvida sua presença foi fundamental.

Ao Prof. Dr. Carlos de Paula Eduardo, que com seu exemplo de vida nos motiva a buscar os princípios éticos na vida acadêmica e clínica. É com satisfação que agradeço a oportunidade de evoluir no mestrado. Seu princípio ético jamais será esquecido.

Ao Prof. Dr. Spero Penha Morato, pela valiosa orientação no seminário de área que certamente contribuiu muito no desenvolvimento deste trabalho e de possíveis projetos futuros.

Ao Prof. Dr. José Eduardo P. Pelino, grande colega e amigo que contribuiu significativamente em todas as fases do meu mestrado. Sua orientação acadêmica, laboratorial e clínica foram fundamentais para o meu crescimento nessa área. Não satisfeito, você ainda contribuiu em meu seminário de área. Serei sempre grato.

À Profª. Dr. Martha Vieira, obrigado pelos ensinamentos e pela amizade, sua bondade é admirável.

À Profª. Ms. Patrícia Haypek, obrigado pelos ensinamentos clínicos e científicos e principalmente pelo incentivo no desenvolvimento deste trabalho. Seu exemplo e seu trabalho iluminaram meu caminho.

Ao Prof. Ms. José Tannous, ao amigo, obrigado pelos ensinamentos e pela dedicação, fundamentais em meu desenvolvimento nesta área.

Ao Prof. Dr. Jorge Mulatinho, sócio empresário da Empresa Dentoflex Ltda. do Brasil, ao colega e amigo agradeço muito o apoio e o patrocínio, sem o qual seria impossível a realização deste trabalho.

Ao Sr. Raimundo Nonato Bezerra, diretor de vendas da Empresa Dentoflex Ltda. do Brasil, ao amigo de tantos anos agradeço o incentivo constante e o apoio nos momentos difíceis.

À Empresa Dentoflex Ltda. do Brasil e todos os seus funcionários, pela colaboração e pelo apoio na doação de todos os implantes utilizados nesta pesquisa.

À equipe de professores, monitores, estagiários e pesquisadores da instituição IPEN, obrigado pelos valiosos ensinamentos.

À equipe de professores, monitores, estagiários e pesquisadores da instituição CLA-IPEN, obrigado pelos valiosos ensinamentos.

À equipe de professores, monitores, estagiários e pesquisadores da instituição FOU SP, obrigado pelos valiosos ensinamentos.

À equipe de professores, monitores, estagiários e pesquisadores da instituição LELO-FOU SP, obrigado pelos valiosos ensinamentos.

À equipe de secretárias do IPEN e FOU SP, obrigado pelo empenho e pelos sacrifícios.

A equipe de funcionários do IPEN e LELO-FOU SP obrigado pela dedicação.

Ao Instituto de Pesquisas Energéticas e Nucleares pelo empréstimo de equipamentos, laboratórios e materiais, além da grande oportunidade de aprendizado.

Ao Laboratório Experimental de *Laser* na Odontologia da Faculdade de Odontologia da Universidade de São Paulo, pelo empréstimo de equipamentos, uso de laboratórios e materiais, além da grande oportunidade de aprendizado.

Ao Laboratório de Análises Microestrutural e Microscopia Eletrônica de Varredura do Instituto de Pesquisas Energéticas e Nucleares, pela valorosa colaboração da análise morfológica das amostras.

Aos técnicos Celso Vieira de Moraes, Nildemar Aparecido Macías Ferreira e René Ramos de Oliveira do Laboratório de Análises Microestrutural e Microscopia Eletrônica de Varredura do Instituto de Pesquisas Energéticas e Nucleares, pela dedicação e pelo valoroso trabalho.

Ao estatístico Marcus Vinícius do Carmo de Castro, pelo valoroso trabalho na análise dos resultados térmicos.

À minha funcionária Flavia Barbosa de Oliveira, pelo inestimável e competente auxílio durante o experimento, muito obrigado.

Aos funcionários da biblioteca do IPEN e da FOUSP, pela ajuda na obtenção dos artigos bibliográficos.

À Profa. Maria Regina Ribeiro Machado, pela dedicação e pelo empenho na revisão gramatical, ortográfica e normativa.

À Profa. Janaina e equipe da MasterPiece Centro Cultural de Idiomas, que ajudaram na tradução de textos importantes neste trabalho.

À Dra. Cynthia Mara Destro, pelo auxílio na digitação e tradução em varias fazes deste trabalho, além do apoio durante todo o período do mestrado.

Aos Amigos e funcionários da Clínica Áurea, pelo apoio e incentivo.

A meus pacientes, pela inacreditável compreensão e paciência durante todo esse período de minha vida. Sem dúvida, a conquista não é apenas minha, mas de todos.

A todas as demais pessoas e instituições que direta ou indiretamente contribuíram na realização deste trabalho.

“MONITORAMENTO TÉRMICO E MORFOLÓGICO DAS SUPERFÍCIES DE IMPLANTES ORAIS DURANTE A IRRADIAÇÃO COM LASER DE Nd:YAG OU GaAlAs”

Carlos Eduardo Carvalho Vilela

RESUMO

Nesta pesquisa foram selecionados 120 implantes orais, do tipo parafuso padrão Branemark, para simular o procedimento de descontaminação e principalmente monitorar as variações térmicas e morfológicas, durante e após esse procedimento, com o uso de dois tipos de *lasers*.

O experimento foi realizado com um *laser* de Nd:YAG em modo pulsado ($\lambda=1064\text{nm}$), com taxa de repetição de 10Hz, potências médias de 0,6W (Energia = 60mJ por pulso); 0,8W (Energia = 80mJ por pulso) e 1,0W (Energia = 100mJ por pulso), com fibra óptica de 300 μm de diâmetro e um *laser* de diodo GaAlAs ($\lambda=808\text{nm}$) em modo contínuo, potências de 0,6W; 0,8W e 1,0W, com fibra óptica de 300 μm de diâmetro.

Nessa pesquisa adicionou-se um sistema de arrefecimento que foi testado durante a irradiação, mantendo a ordem das amostras e seus grupos. Assim foram divididos os resultados: Grupos Nd:YAG com e sem arrefecimento e Grupos Diodo com e sem arrefecimento.

Após análise dos resultados concluiu-se que: 1) entre os grupos de implantes irradiados a *laser* com e sem arrefecimento existe uma diferença significativa, apontando para os resultados satisfatórios apenas no monitoramento dos implantes irradiados com *laser* simultâneo ao arrefecimento. Apenas este manteve a temperatura biologicamente tolerável na superfície do implante; 2) apesar da potência e energia serem relativamente baixas para os equipamentos testados bem como há grande dissipação de calor que não é uniforme, as amostras foram aferidas termicamente na região apical e cervical. A temperatura na região cervical apresentou diferença significativa em relação a da região apical, para todos os implantes irradiados com *lasers* sem arrefecimento. 3) A análise morfológica com Microscopia Eletrônica de Varredura (MEV) na superfície de implantes irradiados com *laser* de GaAlAs não apresentou qualquer alteração. Entretanto, para todos os implantes irradiados com o *laser* de Nd:YAG foram observadas alterações superficiais do tipo fusão.

“MORPHOLOGICAL AND THERMAL MONITORING OF THE SURFACES OF ORAL IMPLANTS DURING RADIATION WITH *LASER* Nd:YAG OR GaAlAs”

Carlos Eduardo Carvalho Vilela

ABSTRACT

In this reserach were selected 120 oral implants, of the standard Branemark screw type, to simulate the decontamination procedure and mostly to monitor the thermal and morphological variations, during and after this procedure, using two *laser types*.

The experiment was done with a pulsed Nd:YAG *laser* ($\lambda=1064\text{nm}$), with 10Hz repetition rate, average power of 0,6W (Energy = pulse of 60mJ); 0,8W (Energy = 80mJ) and 1,0W (Energy = 100mJ), with optic fiber of 300 μm diameter and a diode GaAlAs *laser* ($\lambda=808\text{nm}$) o continuous mode, power of 0,6W; 0,8W and 1,0W, with optic fiber of 300 μm diameter.

On this reserach a cooling system was added and it was tested during the radiation, keeping the order of the samples and their groups. The results were divided as follows: Groups Nd:YAG with and without cooling and Diode Groups with and without cooling.

After the analysis of the results it was concluded that: 1) among the groups of implants radiated with *laser* with and without cooling there is a significant difference, indicating satisfactory results only on the monitorring of implants radiated with *laser* simultaneous to cooling. Just this kept the biologically tolerated temperature on the implants surface; 2) although the power and the energy are relatively low for the tested equipment as well as there is a great uneven heat dissipation, the samples were thermicaly checked on apical and cervical region. The temperature on the cervical region presented a significant difference when compared to the apical region, to all implants radiated with lasers without cooling. 3) The morphological analysis with Scanning Eletronic Microscopy (SEM) on the sufrage of the implants radiated with GaAlAs *laser* did not present any alteration. However, to all implants radiated with Nd:YAG *laser* superficial alterations of the fusion type were observed.

SUMÁRIO

DEDICATÓRIA	III
AGRADECIMENTOS	V
RESUMO	X
ABSTRACT	XI
LISTA DE ABREVIATURAS	XIII
1. INTRODUÇÃO	01
2. OBJETIVO	02
3. REVISÃO DA LITERATURA	03
4. MATERIAIS E MÉTODOS	11
5. RESULTADOS	18
5.1. AVALIAÇÃO TÉRMICA	18
5.2. ANÁLISE ESTATÍSTICA DOS RESULTADOS	27
5.2.1. Comparação quanto ao arrefecimento	27
5.2.2. Comparação quanto à localização do termopar	26
5.2.3. Comparação entre o tipo de <i>laser</i> e a potência	35
5.3. RESULTADOS DA AVALIAÇÃO DE SUPERFÍCIE POR MEV	38
6. DISCUSSÃO	57
7. CONCLUSÃO	61
8. ANEXO I – DADOS EXPERIMENTAIS E ILUSTRAÇÕES	62
9. REFERÊNCIAS BIBLIOGRÁFICAS	66

LISTA DE ABREVIATURAS

LASER: *L(ight) A(mplification) by S(timulated) E(mission) of R(adiation)*:
amplificação da luz por emissão estimulada de radiação

MEV: microscópio eletrônico de varredura

G: grupo

Ar: arrefecimento

A: área

D: dose ou fluência

E: energia

f: frequência ou taxa de repetição

I: intensidade

P: potência

t: tempo

T: temperatura

ΔT : variação de temperatura

λ : comprimento de onda

Ga: gálio

Al: alumínio

As: arsênio

CO₂: dióxido de carbono

GaAlAs: *galium aluminum arsenide*: arseneto de gálio e alumínio

Nd: neodímio

O: oxigênio

Y: ítrio

YAG: *Y*(ttrium) *L*(ithium) *G*(arnet): granada de ítrio e alumínio

Al₂O₃: óxido de alumínio

TiO₂: óxido de titânio

°C: graus Celsius

pH: potencial hidrogeniônico

cm: centímetro

cm²: centímetro ao quadrado

g: grama

Kg: quilograma

Mg: miligrama

Hz: Hertz

J: Jaule

mJ: milejaule

µm: micrometro

nm: nanômetro

s: segundos

W: Watt

HI: hexágono interno

HE: hexágono externo

MmHg: milímetro de mercúrio

Pol²: polegada ao quadrado

IPEN: Instituto de Pesquisas Energéticas e Nucleares

Anova: Análise de Variância

INTRODUÇÃO

Os implantes dentários ganharam grande vulto no final dos anos 80 e seu uso tornou-se freqüente nos dias atuais. Entretanto, essa técnica de reabilitação oral não está imune a falhas de tratamento. Estas vêm sendo estudadas¹ ativamente a fim de serem sanadas ou minimizadas.

A periimplantite é provavelmente a pior falha no sistema de reabilitação oral por implantes. Estudos^{2,3} comparam essa patologia à periodontite. Em relação à microbiota, as patologias se assemelham, porém quando realizamos o mesmo tratamento nem sempre colhemos os mesmos resultados.

Atualmente, o tratamento convencional para a periimplantite consiste na descontaminação da superfície dos implantes³ por meio de raspagem com curetas compostas de teflon. Esse método pode ser eficiente para implantes com superfície lisa, mas nos de superfície tratada com jato de óxido de alumínio, a terapia não tem apresentado bons resultados⁴.

O *laser* é uma radiação eletromagnética que possui inúmeras aplicações, sobretudo nas áreas médicas. Recentemente, tem-se relatado alguns comprimentos de onda na descontaminação de implantes orais. A determinação de um protocolo seguro certamente abrirá o horizonte terapêutico da periimplantite.

A compreensão de fatores como a evolução da periimplantite como patologia, o conhecimento dos tipos de superfícies de implantes ósseos, a importância do tratamento de superfície na osseointegração e o cuidado de não ultrapassar o limite térmico da superfície na osseointegração adjacente ao implante (principalmente tecido ósseo) é de fundamental importância para o sucesso na terapia da periimplantite.

OBJETIVOS

Este trabalho visa determinar parâmetros adequados de irradiação com laser diodo (Arseneto de Gálio e Alumínio) $\lambda = 808\text{nm}$ e de Nd:YAG $\lambda=1064\text{nm}$ para a terapia da periimplantite, verificando seus efeitos térmicos nos implantes dentários durante a irradiação assim como avaliar posteriormente eventuais alterações morfológicas nas superfícies destes.

REVISÃO DA LITERATURA

Com a evolução da odontologia a realidade do mundo contemporâneo mudou nesse seguimento. O paciente do século XXI não se contenta em utilizar uma ponte móvel ou uma prótese total, mesmo que estas sejam praticamente imperceptíveis. O maior problema é a perda da capacidade mastigatória que pode levar a graves conseqüências orgânicas; no caso da prótese total a máxima força oclusal está entre 5 a 50 libras. Quando esta é substituída por uma ponte fixa sobre implantes, em dois meses a força mastigatória aumenta 85% e depois de três anos aumenta em 300% aproximadamente⁵. Por isso a reabilitação funcional é tão importante para esses pacientes, denominados Inválidos Orais, e apenas o implante é capaz de obter tais resultados.

O implante nada mais é que uma raiz artificial que quando em função tenta substituir o dente perdido. Isso é possível graças à osseointegração, uma conexão estrutural direta e funcional entre o osso vivo e a superfície de um implante suportando carga⁶.

Porém, para que essa conexão ocorra, vários pré-requisitos devem ser cumpridos. O primeiro é no ato cirúrgico, durante a colocação do implante. Esse procedimento deve ser atraumático, ou seja, promover o menor aquecimento possível em curto espaço de tempo, isso porque o limiar de resistência térmica para as células ósseas é de 47°C por 1 minuto, ou seja, extremamente baixo⁷.

Durante três décadas, estudou-se se o titânio interagia com o osso, no fim do século passado, outra pergunta já era mais importante. Como tratar os casos de insucesso? Estes têm solução? O pior de todos é a periimplantite.

Eventualmente o paciente não foi informado das necessidades e condições para manutenção do tratamento ou simplesmente não consegue executá-las. Nesses casos, uma pequena inflamação localizada atinge o tecido mole anexo ao implante no ponto crítico, de higiene. Essa inflamação inicial denominada mucosite é semelhante à gengivite dos dentes naturais, que, por sua

vez, se não for sanada, em pouco tempo pode atingir o tecido ósseo. A presença de exsudato associado à perda óssea indica a presença da periimplantite^{8,9}.

A proposta convencional de tratamento sugere que em casos pequenos de periimplantite, comprometimento até 3mm, seja realizada uma descontaminação mecânica. Utilizando curetas plásticas, o cálculo, aderido é removido da superfície do implante, em seguida irriga-se com jato de bicarbonato de sódio em água com ângulo de 45° (é recomendada cautela nesse procedimento, pois este pode ferir a superfície do implante), a área finalmente é tratada com ácido cítrico (pH 1 a 3%). Com a superfície descontaminada realiza-se a Regeneração Óssea Guiada (ROG). Caso o comprometimento da superfície do implante seja maior (até 50%), o tratamento deve ser mais radical, não são utilizadas as curetas de plástico e sim broca diamantada em alta rotação e irrigação abundante, removendo o tratamento de superfície e as espiras do corpo do implante. Esse procedimento pode promover aquecimento na estrutura periimplante. Assim, recomenda-se muita irrigação e cautela nesse procedimento. Toda área do implante deve ser polida com pontas de borracha, todo resíduo deve ser removido com água destilada, finalmente deve-se aplicar o ácido cítrico e irrigar novamente. Nesses casos mais radicais, a ROG deve ser criteriosa¹⁰.

Um estudo da influencia do tratamento de superfície em implantes dentários nas RTG propôs-se a avaliar histologicamente resultados de osseointegração. Vinte e quatro implantes orais do fabricante ITI® Modelo standard em titânio, medindo 4,1mm de diâmetro por 8mm de comprimento foram utilizados. Um grupo de implantes orais sem tratamento de superfície denominado MS (machined surface) e outro com tratamento de superfície denominado TPS (titanium plasma-sprayed). Durante as cirurgias de Implantação defeitos ósseos foram dimensionados em 7mm de largura por 7mm de comprimento por 7mm de profundidade, em superfícies ósseas de cobaias caninas, simultâneo a implantação recobriu-se toda a área com membrana em RTG. Em análise final observou-se que as amostra com TPS obtiveram melhores resultados que as sem tratamento de superfície no processo de RTG, ou seja, uma estrutura menos lisa na superfície do implante pode talvez ajudar na regeneração óssea¹¹.

A Regeneração Tecidual Guiada (RTG) ou ROG consiste em um procedimento cirúrgico cuja finalidade é devolver o tecido ósseo perdido. Quando a degeneração óssea é promovida pela periimplantite o defeito ósseo pode ser

relativamente amplo, comprometendo áreas adjacentes e demais estruturas como outros implantes ou dentes. Quanto maior for o defeito, mais difícil é corrigi-lo com ROG. O preparo da região receptora e a manipulação de determinado tipo de enxerto que depende do tipo de defeito vão resultar na reconstrução do tecido danificado. A principal característica desse procedimento é a utilização de uma membrana ou barreira que promove um arcabouço e separa seletivamente o conjunto osso mais enxerto do tecido epitelial responsável pela proteção e pelo recobrimento de toda área^{12,13}.

A dificuldade em descontaminar os implantes com periimplantite é grande, novos procedimentos e equipamentos estão sendo pesquisados a fim de solucionar definitivamente esse problema.

A radiação *laser*, comercialmente disponível para uso em odontologia, está compreendida em uma faixa estreita do espectro eletromagnético. Os benefícios, nas áreas médicas, são extraordinários, com aplicações ilimitadas. Cada tipo de *laser* possui características próprias e interage com os tecidos biológicos e inorgânicos de diferentes formas.

Na Odontologia por vários anos o *laser* mais utilizado foi o de CO₂. Este era utilizado principalmente em procedimentos cirúrgicos envolvendo tecido mole e remoção de carcinomas. Um dos fatores de sucesso do *laser* para esses tipos de procedimentos é seu poder na redução microbiana. O uso para essa especialidade cirúrgica evoluiu muito atingindo índices razoáveis de cura próximos a 70%, quando tratado a tempo¹⁴. Inúmeros estudos levaram ao desenvolvimento e à evolução de novos equipamentos aumentando significativamente seu uso na odontologia. Hoje o *laser* é largamente utilizado em várias especialidades odontológicas.

Na Implantodontia o *laser* ainda não pode ser utilizado na confecção do alvéolo cirúrgico¹⁵, mas podem ser utilizado na reabertura da fase protética¹⁶. A possibilidade de utilizar o *laser* na superfície do implante foi mutuamente testada para esterilizar esta. Segundo observou-se nos estudos, o uso do *laser* de Nd:YAG era contra-indicado para irradiar a superfície de um implante, pois as altas temperaturas alcançadas eram incompatíveis biologicamente, embora não tenham sido relatados a área e o tempo de exposição empregados, apenas as potências elevadas. Assim, sugeriu-se manter seu uso apenas nas soldas de estruturas metálicas e na perfuração de elementos cerâmicos no laboratório. Já o

laser de CO₂¹⁵ foi considerado seguro apenas para exposição do implante na cirurgia de segundo estágio cirúrgico e demais procedimentos em tecidos moles. O risco de uma possível reflexão do *laser* pela estrutura do implante no tecido peri-implantar foi questionado. Esse comprimento de onda é altamente absorvedor em água e pouco absorvido por estruturas metálicas, podendo ser todo refletido para crista óssea. Assim seria contra-indicado para descontaminar a superfície do implante.

Posteriormente, estudos alegaram que em condições adequadas o *laser* pode ser empregado na descontaminação¹⁷, entretanto, ressalvas foram feitas quanto ao protocolo de uso. No estudo foram analisados implantes de superfície tratada com hidroxiapatita, nos quais as amostras foram irradiadas com várias potências em modo contínuo e analisadas com um termopar. O melhor resultado obtido foi a utilização do *laser* de CO₂ em modo contínuo por 15s e potência de 8W, salientando-se ainda que a relaxação térmica para esse material é regular, podendo assim, superaquecer os implantes mesmo se for utilizado no modo pulsado.

Para melhor compreensão do processo de contaminação dos implantes é preciso entender o mecanismo de contaminação dos dentes através do periodonto. Inicialmente ao estabelecimento da lesão periodontal, há uma fase de colonização do biofilme supragengival e subgengival. Como ocorre nos dentes naturais, a placa supragengival é inicialmente caracterizada sobretudo por uma microbiota Gram-positiva e anaeróbia facultativa. O exame qualitativo desse acúmulo microbiano não mostra diferenças detectáveis entre os dentes naturais e os implantes³. Experimento realizado em animais tem mostrado que o acúmulo de placa bacteriana ao redor do implante desenvolve uma resposta no tecido local. Os parâmetros clínicos avaliados indicam um grau quase idêntico de resposta inflamatória causada pelo agente bacteriano tanto no sítio periodontal como no sítio periimplantar. Evidências histológicas indicam o desenvolvimento de infiltrado inflamatório de igual tamanho e composição ao redor do dente natural e do implante osseointegrado. A microbiota presente, responsável pelo desenvolvimento da lesão periodontal, por sua vez, também é semelhante à microbiota responsável pelo aumento da lesão periimplantar⁴.

A dieta e a flora bacteriana não são os únicos fatores que tem influencia nas patologias do periodonto, o tabagismo é dos vícios agravantes em

destaque em varias patologias assim como na periodontite e na periimplantite. Estudos realizados¹⁸ demonstram a evolução da doença peri-implantar comparando pacientes fumantes e não fumantes. O estudo indicou que há uma conexão direta entre a alta incidência de patologia periimplantar e o paciente fumante. O grupo dos pacientes fumantes apresentou um alto nível de sangramento, na profundidade média de bolsas periimplantares, no grau de inflamação tecidual da mucosa e diagnóstico de reabsorção óssea radiográfica mesial e distal nos implantes. Além de problemas sistêmicos provocado pelo fumo no organismo humano, os fatores locais parecem ser responsáveis por alta incidência da periimplantite em fumantes.

A utilização do *laser* de Diodo operando em baixa potência em conjunta terapia ao azul de toluidina na redução microbiana tem-se observado em vários trabalhos e nesta revisão com positivos resultados. Embora estes sejam em análise final, semelhantes aos resultados obtidos com terapia de ácido cítrico, um novo campo de estudos se abre na utilização do equipamento *laser* em baixa potência^{19,20}.

Um protocolo seguro utilizando-se *laser* em alta potência, ainda não fora alcançado. O experimento e estudado por inúmeros autores utilizando *laser* em alta potência passou-se a não contra-indicar o uso do *laser* nos implantes. Mais recentemente²¹, realizou-se um estudo para verificar com o *laser* de CO₂ ($\lambda = 10600\text{nm}$) uma potência efetiva na redução bacteriana *in vitro* de implantes contaminados. Nesse estudo, irradiou-se com 0,3W, 0,6W, 0,9W e 1,2W por 40 segundos em um spot de $0,031415\text{cm}^2$ (1mm de diâmetro do spot) e respectivas intensidades de $9,55\text{ W/cm}^2$, $19,10\text{ W/cm}^2$, $28,65\text{ W/cm}^2$, $38,20\text{ W/cm}^2$, o melhor resultado fora obtido no grupo com potência 0,9W e intensidade de $28,65\text{ W/cm}^2$. O grupo com potencia 1,2W e intensidade $38,20\text{ W/cm}^2$, também apresentou resultados satisfatórios na redução bacteriana, entretanto, houve ressalvas com relação ao uso desta potência, devido os altos índices térmicos aferidos na região de ápice das amostras durante o experimento. Os índices térmicos dos demais grupos observaram-se dentro dos padrões biológicos. Nesse mesmo estudo as amostras foram avaliadas com MEV, na busca de possíveis danos estruturais. Como previsto a irradiação não resultou alteração em nenhum grupo.

Outro estudo em busca dos efeitos superficiais do laser realizou-se comparando os *laser* de GaAlAs e Nd:YAG. Parâmetros de tratamento laser em

dentados foram utilizados só que em discos de titânio com diferentes tratamentos de superfície: Lisa, tratada com HA e TPS(subtração de titânio por jato de sílica e ácido. O *laser* de GaAlAs ($\lambda=980\text{nm}$) operou com potência 5W ($I=166,7\text{W}/\text{cm}^2$), 10W ($I=333,3\text{W}/\text{cm}^2$), 15W ($I=500\text{W}/\text{cm}^2$) em modo contínuo com fibra de $400\mu\text{m}$ por 5s em uma área de 3mm, e o de Nd:YAG (1064nm) operou em potência média de 2W, 4W, 6W a 50Hz de taxa de repetição respectivamente 40mJ, 80mJ, 120mJ e fibra de $400\mu\text{m}$ por 5s. Os grupos foram analisados e comparados por MEV em varias magnificações comparativas de 1:50, 1:200, 1:1000 e 1:20000. O grupo Nd:YAG promoveu derretimento extenso em todos os grupos, apresentando nos resultados de microscopia varias microfaturas, derretimento e aplainamento da estrutura TPS bem como incorporação da estrutura de HÁ. Neste trabalho os parâmetros para o Nd:YAG foram considerados potencialmente perigosos para os tecidos anexos ao implante devido as altas temperaturas que poderiam ter ocorrido durante o experimento. Para o grupo Diodo não ocorreu mudança estrutural²².

Estudos da aplicação do *laser* de CO_2 sobre implantes com cobertura de hidroxiapatita e geração de calor foram realizados²³ e relatos anteriores ao estudo demonstram que o calor pode induzir reabsorção óssea e minimizar a capacidade de regeneração do tecido, tornando-se de grande valia clínica, uma vez que o *laser* de dióxido de carbono pode ser usado para cirurgias de exposição de implantes. Entretanto, pouco se sabe sobre a quantidade de calor gerada na interface osso_implante. O estudo propôs-se a medir o calor gerado na superfície de implantes dentais, no segundo tempo cirúrgico (reabertura) com *laser* de CO_2 . Um gráfico experimental fatorial completo foi utilizado para avaliar a potência do *laser* (4W, 8W e 15 W), o tempo de exposição (1, 5 e 15 segundos) e a variação no modo de emissão do feixe *laser* (contínuo ou pulsado). Aumentos lineares na temperatura, para valores acima de 50°C , foram observados com aumentos de potência e duração do tempo de exposição. O modo de emissão do feixe *laser* pulsado gerou significativamente menos calor. Os resultados desse trabalho sugerem que se deve ter cautela na utilização do *laser* de CO_2 para cirurgias de descobrimento de implantes.

Outro estudo²⁴ realizou-se quanto às mudanças de temperatura sobre implantes de titânio na utilização do *laser* de CO_2 . O propósito do estudo foi registrar as mudanças de temperatura na interface osso-implante de titânio

durante a utilização do *laser* de CO₂ para descobrir o implante no segundo tempo cirúrgico e quando da utilização do *laser* para descontaminação de roscas expostas dos implantes. O microscópio eletrônico de varredura foi utilizado para a observação das mudanças nas superfícies irradiadas, contaminadas ou não com sangue ou saliva. Um grupo com 28 implantes medindo 3,75mm de diâmetro e variação na altura de 7 a 20mm foi colocado em temperatura ambiente, fresca, em mandíbula de porco ressecada e coberto com gengiva. O excesso de tecido foi removido com o *laser* de CO₂ ajustado em diversos parâmetros de potência. A medida da temperatura da interface foi registrada com um termopar próximo ao topo do implante e outro posicionado 5 a 7mm apical da crista óssea. Foram avaliados os efeitos do tamanho dos implantes, a potência utilizada, a espessura do tecido e o tempo de exposição. O segundo grupo constituiu-se de deiscências ósseas criadas em três implantes posicionados cirurgicamente em uma mandíbula, tendo suas roscas expostas submetidas à irradiação do feixe *laser* (diferentes potências e tempos de exposição sendo avaliados). O primeiro grupo apresentou resultados de temperatura do termopar, posicionado no topo do implante, variando de 4,2 a 16,8°C. O termopar posicionado mais apicalmente apresentou os valores variando de 2 a 11,5°C. O segundo grupo avaliado apresentou os resultados de variação de temperatura no termopar do topo do implante no intervalo de 1,2 a 11,7°C, e no termopar posicionado mais apicalmente, valores de 0,0 a 5°C. Na análise em microscopia eletrônica de varredura não houve mudanças nas superfícies não contaminadas irradiadas com *laser*, porém o tratamento apenas com *laser* foi insuficiente para proporcionar a remoção completa da saliva ou do sangue contaminantes. Assim outros estudos foram recomendados para garantir que o aumento de temperatura e as mudanças na superfície induzidas pelo *laser* não se tornem obstáculos à neo-osseointegração.

A comparação dos efeitos do *laser* de CO₂ e o de GaAlAs²⁵, na interface de osso-implante durante desinfecção de superfície de implante simulada, foi realizada avaliando-se a elevação de temperatura. Foram utilizados cilindros de implantes (Frialit 2 @ Friadent GmbH, Mannheim, Alemanha) com uma superfície tratada à base de plasma de titânio. Estes foram inseridos em blocos de ossos suínos cortados (fêmures). Foram simuladas periimplantites artificiais com defeitos ósseos para o acesso da irradiação dos *lasers* nos terços

coronários. Foram utilizados os parâmetros 1,0 – 2,5 W no modo contínuo em ambos. O bloco de osso foi colocado em um banho de água a 37°C para simular condições orgânicas de condutividade térmica e difusividade de calor. Foram usados termopares de tipo-K conectados para registrar mudanças de temperatura do osso. Os resultados desse estudo, quanto à temperatura, mantiveram-se em níveis toleráveis durante a irradiação do *laser* de GaAIs com 1,5W até 18 segundos e com 1,0W até 42s. Por outro lado, o *laser* de CO₂, que também foi analisado, teve em comparação resultados significativamente melhores, com temperatura tolerável para 2,0W até 23s; 1,5W até 35s e 1,0W até 56s. Portanto, utilizando energia e tempo de irradiação adequados seria possível descontaminar a superfície do implante sem danificar os tecidos vizinhos.

Em menção à literatura vista e ao potencial benefício que os *lasers* podem causar, este trabalho tem como objetivo determinar parâmetros de irradiação seguros para o *laser* de GaAIs e do Nd:YAG em superfície de implantes bem como avaliar a alteração morfológica desta causada após a irradiação.

MATERIAIS E MÉTODOS

Foram utilizados implantes de titânio (comercialmente puro) tipo parafuso cilíndrico, padrão Brånemarck, modelo de conexão protética anti-rotacional do tipo Hexágono Externo, com diâmetros e comprimentos padronizados (3,75mm x 10mm), marca comercial Dentoflex Ltda., São Paulo, Brasil.

Os implantes deste experimento possuem todos um tratamento de superfície externa, na região do terço médio do parafuso (FIG. 1- B). Este é necessário a fim de aumentar a área de contato entre as paredes externas do implante e a estrutura óssea que ficará justaposta ao parafuso. O tratamento dos implantes deste experimento é por subtração de titânio (um dos mais utilizados na atualidade), este se dá por meio de jato pressurizado de alumínio, golpeando a superfície lisa de um implante. Este é utilizado apenas como abrasivo, não devendo permanecer partículas de alumínio na superfície do implante. Para removê-las, todos os implantes passam por um processo de limpeza; isso é necessário, já que o material metálico ganha forma por meio de usinagem em torno de alta precisão. Nesse procedimento são utilizados óleos e graxas para resfriamento da estrutura usinada. Esses óleos devem ser removidos bem como eventuais partículas de alumínio remanescentes.

No processo de limpeza os implantes sofrem ataque ácido em solução de 2% de ácido nítrico e 20% de ácido fluorídrico seguido da neutralização do pH com carbonato de cálcio, da lavagem em água destilada. A secagem se dá após um banho final com álcool etílico em ambiente controlado. É imprescindível a redução ou remoção completa de quaisquer resíduos da superfície do implante pois até mesmo partículas de poeira poderiam interferir na osseointegração. Nesses casos a assepsia, descontaminação, embalagem e esterilização são meticulosamente realizadas pelo fabricante.

Todos os fabricantes destes materiais produzem seus implantes em diversos diâmetros e comprimentos. Isso é fundamental para que eles possam ser selecionados de acordo com a necessidade cirúrgica. Os Implantes dentários simulam raízes artificiais que em função participam da mastigação. Para isso é necessário que um dente artificial seja conectado a essa raiz artificial (implante dentário). Tal conexão é realizada por intermédio da mesa protética (FIG. 1– A). Determinados modelos ou sistemas de implantes possuem mesas protéticas diferentes ou personalizadas. Entretanto, a maioria das empresas possui implantes de tamanhos similares, conhecidos como “padrão Brånemarck”, seguindo os mesmos princípios mecânicos de bases protéticas idealizadas originalmente pelo “Pai da Implantodontia”.

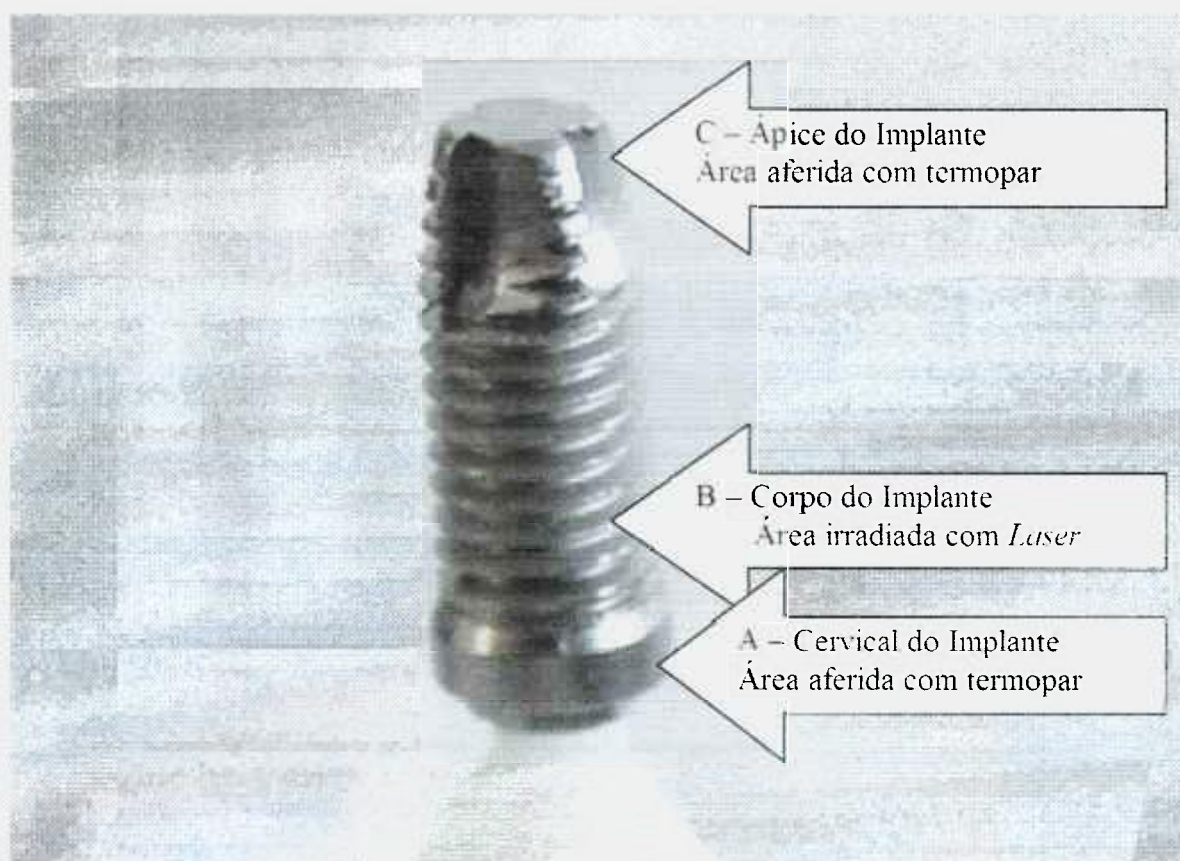


Figura 1 – Implante padrão Brånemark 3.75x10mm de hexágono externo: **A** – Região cervical ou Base Protética é o local pelo qual se conectam os componentes protéticos e uma das regiões eleitas para aferição da temperatura por meio de termopar tipo “K”; **B** – Corpo ou rosca onde se localiza o tratamento de superfície e promove maior área de contato osso-implante e área onde apresenta os maiores problemas de infecção portanto eleita como zona de irradiação *Laser*; **C** – Ápice auto-rosqueante; região com cavas profundas que facilitam a adaptação cirúrgica do implante ao novo alvéolo e área onde fixou-se o implante com cera tipo 7 e região eleita como segundo ponto de aferição da temperatura por meio de outro termopar tipo “K”.

As mesas ou bases protéticas podem dispor ou não de um dispositivo conhecido como sistema anti-rotacional, utilizado em casos de elementos individuais (unitários), ou seja, nas ausências de elementos dentais isolados.

Atualmente, vários sistemas anti-rotacionais estão disponíveis. Entre eles o mais conhecido e utilizado é o HE (hexágono externo), isso porque o implante Brånemarck original utiliza esse sistema de travamento. Muitos sistemas de Implante adotaram o HE como padrão, a fim de proporcionar um intercâmbio de componentes protéticos e ganhar mercado, o que isto não significa que o HE seja o melhor, mas sim o mais utilizado.

Os implantes escolhidos nesta pesquisa são padrão Brånemarck 3,75x10 de base protética regular. Isso significa que cada pino metálico de titânio possui diâmetro 3,75mm, comprimento 10mm, mesa protética com diâmetro 4,1mm e hexágono externo de 0,7mm de altura (FIG .1 – A).

Os implantes possuem também um sistema auto-rosqueante em sua porção apical (FIG.1 – C). Isso proporciona condições mais favoráveis de instalar o implante durante o ato cirúrgico. A grande maioria dos implantes possui uma rosca interna que fixa as conexões protéticas através de um parafuso interno. Essa estrutura foi selada durante os experimentos com o parafuso de cobertura (tapa-implante) protegendo o interior da rosca.

O material do tapa-implante é de titânio similar ao implante. Ele possui uma massa cem vezes menor que a do implante, portanto, foi desconsiderada na análise. Os corpos de prova foram fixados em uma base estável de cera odontológica do tipo 7.

A placa de cera foi dobrada em quatro partes obtendo-se uma altura aproximada de 3mm, a fim de dar estabilidade aos corpos de prova. A cera foi fixada em uma bancada. A porção auto-rosqueante dos implantes ficou coberta na base de cera 7, mantendo-os perpendiculares à bancada (90°). Isto manteve os implantes estáveis durante a irradiação (Ilustração 1 em anexo).

A manipulação se deu por meio de batoques plásticos que compõem a embalagem do fabricante ou pinça de titânio, portanto, os implantes não foram tocados nas superfícies que seriam irradiadas.

Todos os implantes foram irradiados em modo de contato focal (a fibra ótica toca a superfície do implante) em angulação de 45° para simular as condições clínicas. O tempo de irradiação foi cronometrado para cada amostra.

Neste estudo foi utilizado um *laser* de diodo, de GaAIAs modelo L808, marca Lasering do Brasil Ltda. (FIG. 2), com comprimento de onda 808nm na faixa do infravermelho no espectro eletromagnético. Esse equipamento tem potência máxima de 8W. Pode operar em modo contínuo e interrompido variando de 0 a 50ms por pulso e valores de energia variados.

Também foi utilizado um *laser* Nd:YAG, modelo Pulse Master 1000, marca ADT (EUA), com comprimento de onda 1064nm na faixa do infravermelho no espectro eletromagnético. Esse equipamento tem potência máxima de 10W, largura de pulso fixa de 100 μ s e opera em modo pulsado com taxa de repetição variável de 1 a 100Hz (FIG. 2).

Os equipamentos utilizados entregam a energia *laser* por meio de fibra ótica. Dependendo do tipo do *laser*, o equipamento pode necessitar de um tipo diferente de fibra. Utilizamos as fibras do fabricante e padronizamos pelo diâmetro. Estas foram selecionadas na fase do piloto. Optamos pela fibra de 300 μ m, pois além de ser clinicamente uma das mais utilizadas, apresentou menor índice de perda de energia.



Figura 2 – À esquerda, equipamento *laser* Nd:YAG – ADT e à direita, *laser* GaAlAs – Lasering

Os parâmetros dos dois equipamentos foram testados no laboratório na fase do trabalho piloto. Entretanto, alguns parâmetros foram obtidos da literatura (0,6W; 0,8W e 1W), em que indica variação térmica biologicamente tolerável.

Para aferir a temperatura foram acoplados termopares tipo “K” na superfície apical e cervical de cada implante. Os termopares da região cervical

foram fixados com os parafusos de cobertura dos próprios implantes. Os termopares da região apical foram fixados pela cera 7. O monitoramento térmico acompanhou todo o procedimento de irradiação de cada amostra. Para aumentar a precisão das aferições utilizamos uma "gota" de pasta térmica em cada ponto de contato (termopar/implante).

Os equipamentos de *laser* tiveram suas potências aferidas e calibradas antes e depois da irradiação de cada amostra por um Power Energy Meter (Ilustração 2 em anexo). Portanto, as energias utilizadas não foram as do painel mostrador de cada equipamento e sim a energia real de saída.

A perda de energia originada pelas fibras óticas (300 μ m) variava de 20 a 30% para o *laser* de GaAlAs e de 30 a 60% no *laser* de Nd:YAG.

A área selecionada foi de 16mm², simulando um defeito ósseo classe – III. Como uma bolsa e exposição parcial das espiras do implante, ou seja, um defeito ósseo com 50% de comprometimento. A área será irradiada em varredura, com angulação de 45%.

Foram utilizados 120 implantes divididos em quatro grupos de 30 amostras cada (TAB.1):

- para *laser* de Nd:YAG sem ar;
- para *laser* de Nd:YAG com ar;
- para *laser* de Diodo sem ar;
- para *laser* de Diodo com ar;

Cada grupo foi subdividido em três subgrupos correspondendo às potências utilizadas em cada *Laser*.

Considerando que a fibra estava em contato com a superfície do implante, a área de irradiação foi a da ponta da fibra (300 μ m). Apesar de esta estar em posição de angulação em 45°, a área ainda permanece inalterada porque as espiras irradiadas também têm angulação de 45° em relação ao longo eixo do implante.

As intensidades para as amostras irradiadas com o *laser* de Diodo, potência de 0,6W foi de 848W/cm²; no grupo com potência de 0,8W foi de 1131W/cm²; no grupo com potencia de 1W foi de 1414,7W/cm².

As fluências para as amostras irradiadas com o *laser* de Nd:YAG, cuja taxa de repetição foi de 10Hz, no grupo com potência media de 0,6W foi de 84,8

J/cm², no grupo com potência média de 0,8W foi de 113,1 J/cm² e no grupo com potência média de 1,0W foi de 141,4 J/cm². A potência pico foi respectivamente de 600W para energia por pulso de 60mJ na potência média de 0,6W; 800W para energia por pulso de 80mJ na potência média de 0,8W e 1000W para energia por pulso de 100mJ na potência média de 1W.

Tabela 1 - Relação dos grupos de amostra pela potência e pelo comprimento de onda com e sem Ar

	Potência Média de 0,6W 10 implantes	Potência Média de 0,8W 10 implantes	Potência Média de 1W 10 implantes
<i>Laser de Nd:YAG sem arrefecimento</i>	G1 84,8J/cm ²	G2 113,1J/cm ²	G3 141,4J/cm ²
<i>Laser de Nd:YAG com arrefecimento a ar</i>	Ar G1 84,8J/cm ²	Ar G2 113,1J/cm ²	Ar G3 141,4J/cm ²
<i>Laser de Diodo sem arrefecimento</i>	G4 848W/cm ²	G5 1131,8W/cm ²	G6 1414,7W/cm ²
<i>Laser de Diodo com arrefecimento a ar</i>	Ar G4 848W/cm ²	Ar G5 1131,8W/cm ²	Ar G6 1414,7W/cm ²

A análise do piloto nos levou a incluir dois grupos denominados Nd:YAG com arrefecimento a ar e Diodo com arrefecimento a ar. Para esses grupos o arrefecimento permaneceu por toda a duração de cada amostra.

O ar utilizado como sistema de arrefecimento em todas as amostras foi originado da seringa Tríplice do equipo odontológico, a uma pressão de 70mmHg/pol² a temperatura ambiente.

A área de arrefecimento não poderia ser a mesma da irradiação, pois um procedimento poderia atrapalhar o outro. Assim, a área do parafuso de proteção (o tapa-implante) foi selecionada. A seringa ficou em posição perpendicular ao tapa-implante a aproximadamente 2cm de distância.

Os tempos de exposição foram iguais, nos grupos com arrefecimento utilizamos o ar comprimido durante todo o procedimento (40s por amostra). Nos grupos sem arrefecimento, não utilizamos nada para estabilizar a temperatura por 40s.

As amostras foram avaliadas quanto à morfologia em Microscópio Eletrônico de Varredura (MEV), do Centro de Caracterização do Instituto de Pesquisas Energéticas e Nucleares (IPEN).

Todos os resultados do monitoramento térmico bem como as variações de cada grupo foram analisados por um estatístico.

RESULTADOS

AValiação Térmica

Os resultados deste estudo não são totalmente conclusivos. Contudo, uma avaliação inicial, apenas nos resultados obtidos pelos grupos Nd:YAG e Diodo sem arrefecimento, pode ser muito interessante. Foi selecionada uma amostra de cada subgrupo para análise dos resultados.

É importante lembrar que os gráficos foram gerados a partir dos resultados do monitoramento térmico, com o uso de termopar tipo K. Portanto, o eixo abscissas denominado tempo de exposição está em segundos e as aferições de temperatura eixo ordenadas estão em graus Celsius o com mostra a FIG. 3.

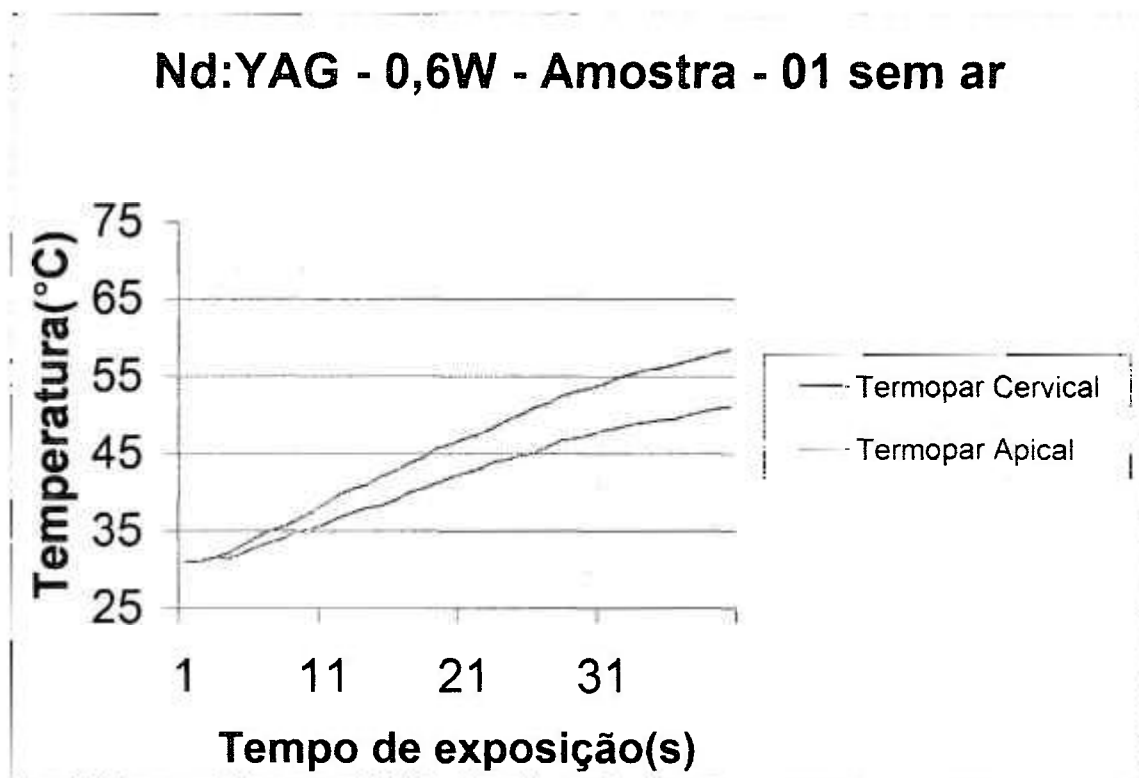


Figura 3 – O monitoramento térmico simultâneo à irradiação com *laser* de Nd:YAG a 0,6W de potência, na superfície de implante oral sem arrefecimento (amostra 01). Tempo de irradiação total 40s (eixo abscissas em segundos). Temperatura em graus Celsius (eixo ordenadas). O termopar em região cervical e em região apical está diferenciado pela cor.

O grupo G1, cujas amostras foram irradiadas com *laser* de Nd:YAG com potência de 0,6W, teve um aumento progressivo das leituras térmicas durante os 40s de irradiação. Como se observa na FIG. 3, o pico térmico da

amostra n.º 1 se deu aos 58,5°C para o termopar em cervical ($\Delta T = 27^\circ\text{C}$) e 53°C para o termopar em apical ($\Delta T = 20^\circ\text{C}$) por 40 segundos.

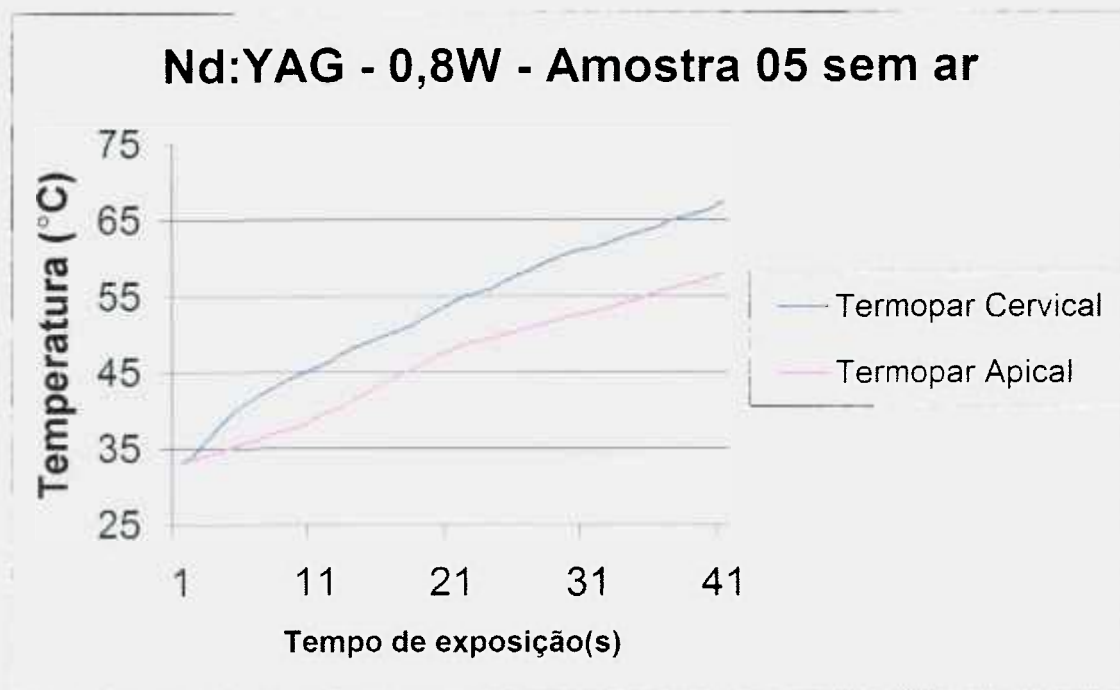


Figura 4 – O monitoramento térmico simultâneo à irradiação com *laser* de Nd:YAG a 0,8W de potência, na superfície de implante oral sem arrefecimento (amostra 05).. Tempo de irradiação total 40s (eixo X em segundos). Temperatura em graus Celsius (eixo Y). O termopar em região cervical e em região apical está diferenciado pela cor.

A FIG. 4 representa o subgrupo G2 cujas leituras térmicas são semelhantes entre as amostras desse mesmo subgrupo, porém diferentes do subgrupo G1. O pico térmico da amostra n.º 5 se deu aos 67,3°C para o termopar em cervical ($\Delta T = 34^\circ\text{C}$) e 58,5°C para o termopar em apical ($\Delta T = 24^\circ\text{C}$).

Para a amostra n.º 10 do subgrupo G3 na FIG. 5, a temperatura pico foi de 73°C para o termopar em cervical ($\Delta T = 43^\circ\text{C}$) e 63°C em apical ($\Delta T = 33^\circ\text{C}$). Os resultados das demais amostras com 1,0W de irradiação, sem arrefecimento, foram semelhantes. Podem-se notar diferenças térmicas nos três subgrupos, embora essa análise esteja mais bem descrita adiante, na Análise Estatística dos resultados.

Para os grupos irradiados com o *laser* de Diodo sem arrefecimento obtiveram-se resultados semelhantes em relação ao comportamento das variações térmicas. Nos subgrupos G4, G5, G6, representados nas respectivas FIG.6, FIG. 7, FIG. 8, a seguir, notam-se picos de temperatura e variações térmicas diferentes entre cada amostra.

Nd:YAG 1,0W Amostra 10 sem Ar

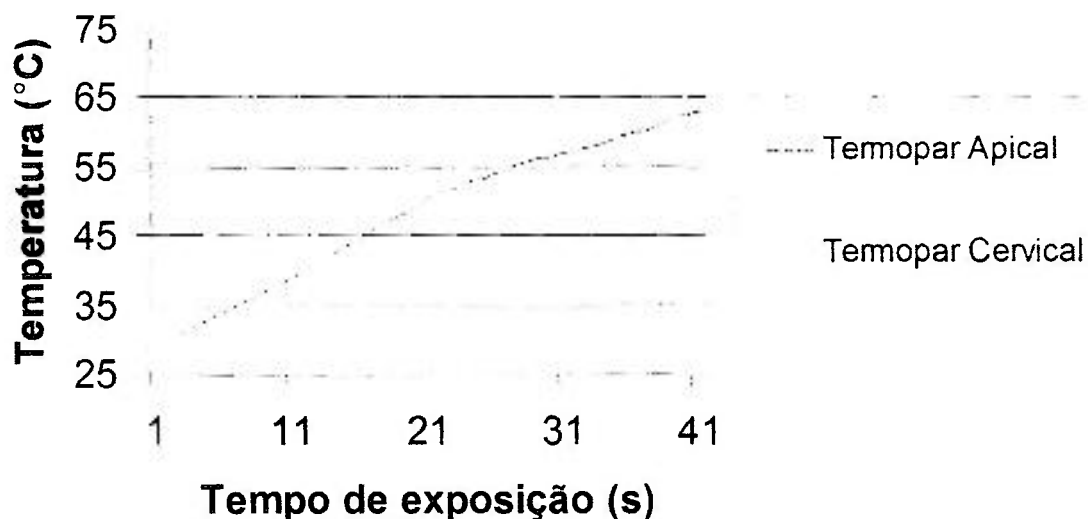


Figura 5 – O monitoramento térmico simultâneo à irradiação com *laser* de Nd:YAG a 1.0W de potência, na superfície de implante oral sem arrefecimento (amostra 10). Tempo de irradiação total 40s (eixo X em segundos). Temperatura em graus Celsius (eixo Y). O termopar em região cervical e em região apical está diferenciado pela cor.

GaAlAs 0,6W - Amostra 06 sem Ar

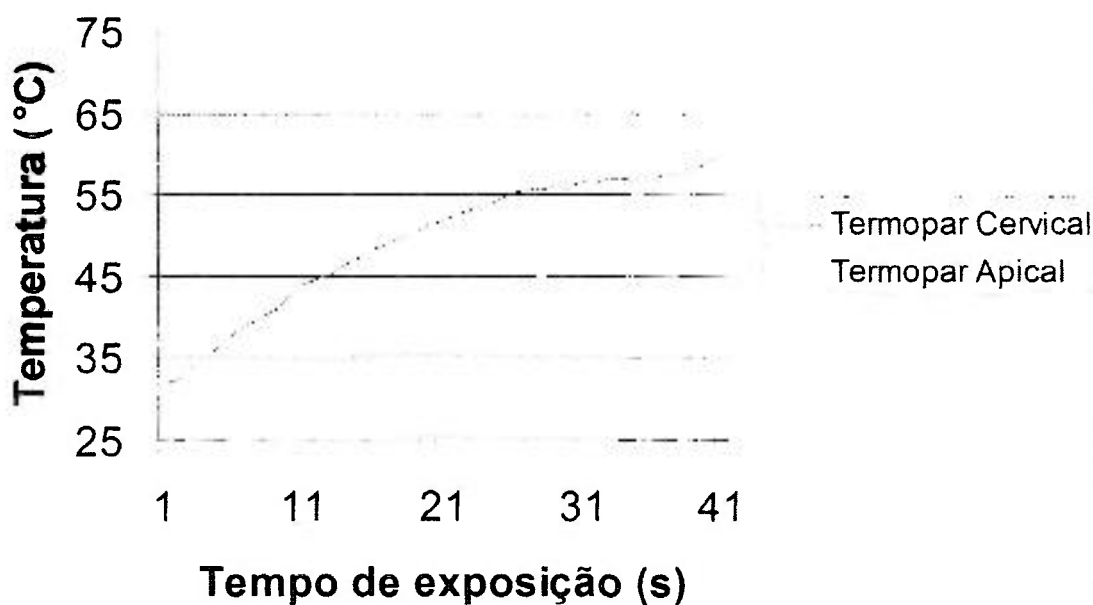


Figura 6 – Monitoramento térmico simultâneo à irradiação com *laser* de GaAlAs a 0.6W de potência, na superfície de implante oral sem arrefecimento (amostra 06). Tempo de irradiação total 40s (eixo X em segundos). Temperatura em graus Celsius (eixo Y). O termopar em região cervical e em região apical está diferenciado pela cor.

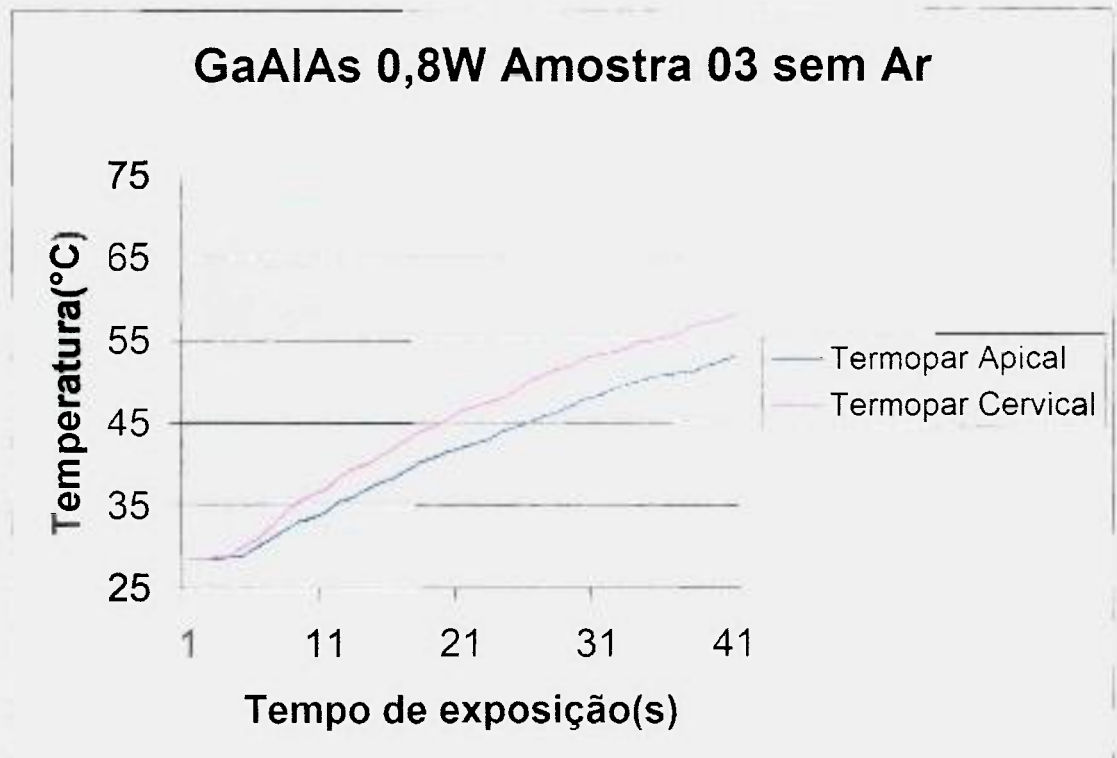


Figura 7 – Monitoramento térmico simultâneo à irradiação com *laser* de GaAIAs a 0.8W de potência, na superfície de implante oral sem arrefecimento (amostra 03). Tempo de irradiação total 40s (eixo X em segundos). Temperatura em graus Celsius (eixo Y). O termopar em região cervical e em região apical está diferenciado pela cor.

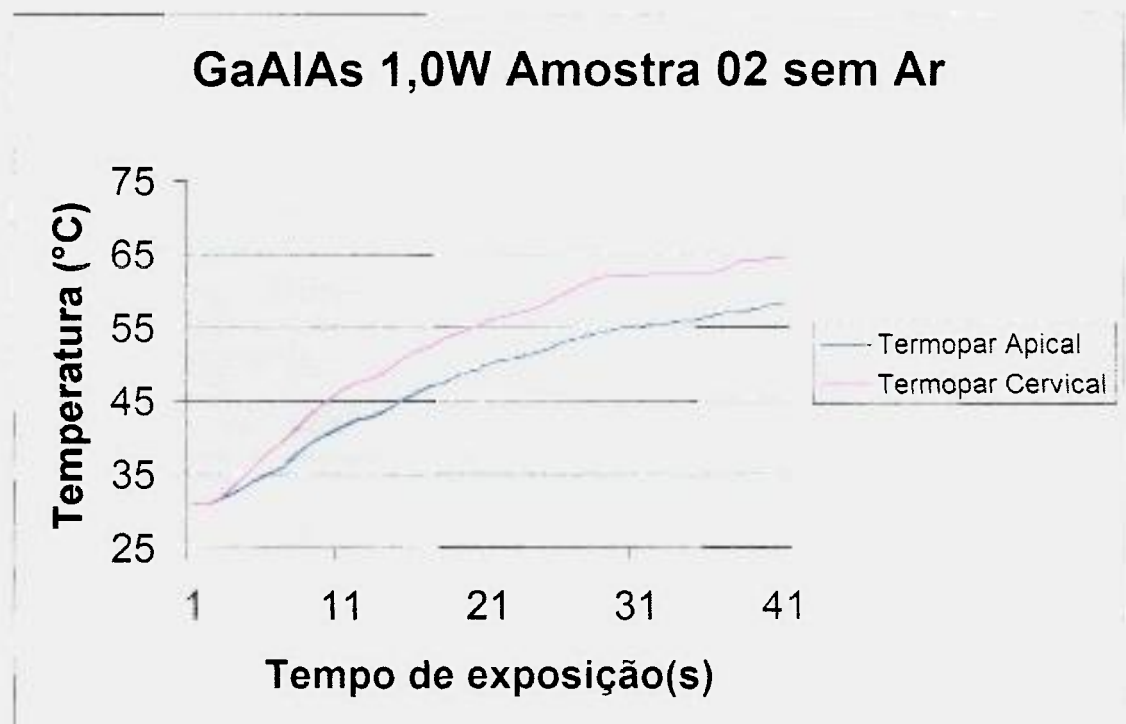


Figura 8 – Monitoramento térmico simultâneo à irradiação com *laser* de GaAIAs a 1.0W de potência, na superfície de implante oral sem arrefecimento (amostra 02). Tempo de irradiação total 40s (eixo X em segundos). Temperatura em graus Celsius (eixo Y). O termopar em região cervical e em região apical está diferenciado pela cor.

Os próximos subgrupos representam as amostras com ar, ou seja, as amostras que foram irradiadas por 40s com arrefecimento ininterrupto. O experimento manteve o mesmo protocolo, apenas uma única variante.

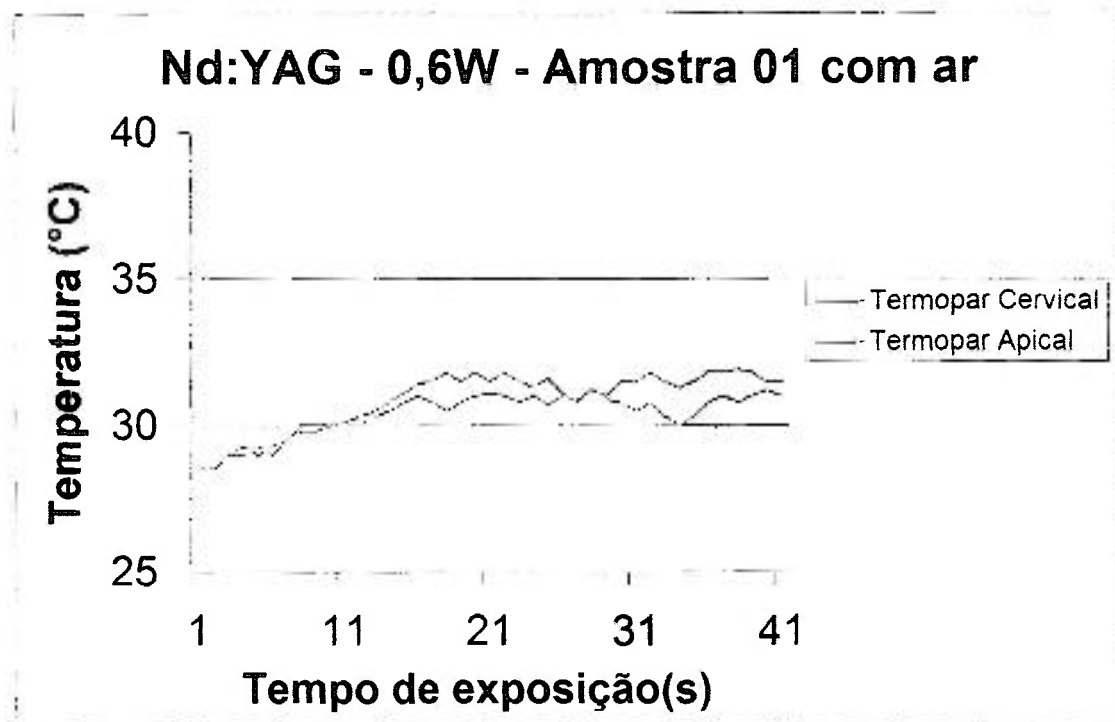


Figura 9 – Monitoramento térmico simultâneo à irradiação com *laser* de Nd:YAG a 0,6W de potência, na superfície de implante oral com arrefecimento constante (amostra 01). Tempo de irradiação total 40s (eixo X em segundos). Temperatura em graus Celsius (eixo Y). O termopar em região cervical e em região apical está diferenciado pela cor.

Na FIG. 9 é possível perceber que as leituras iniciais registram temperaturas baixas, as quais sobem alguns poucos graus Celsius (aproximadamente 5°C) e depois de 18s param de subir tentando manter-se em 32°C. Os termopares apical e cervical da amostra n.º 1 registraram temperaturas muito semelhantes. Os demais subgrupos representados nas FIGs. 10 a 14, a seguir apresentam comportamentos semelhantes.

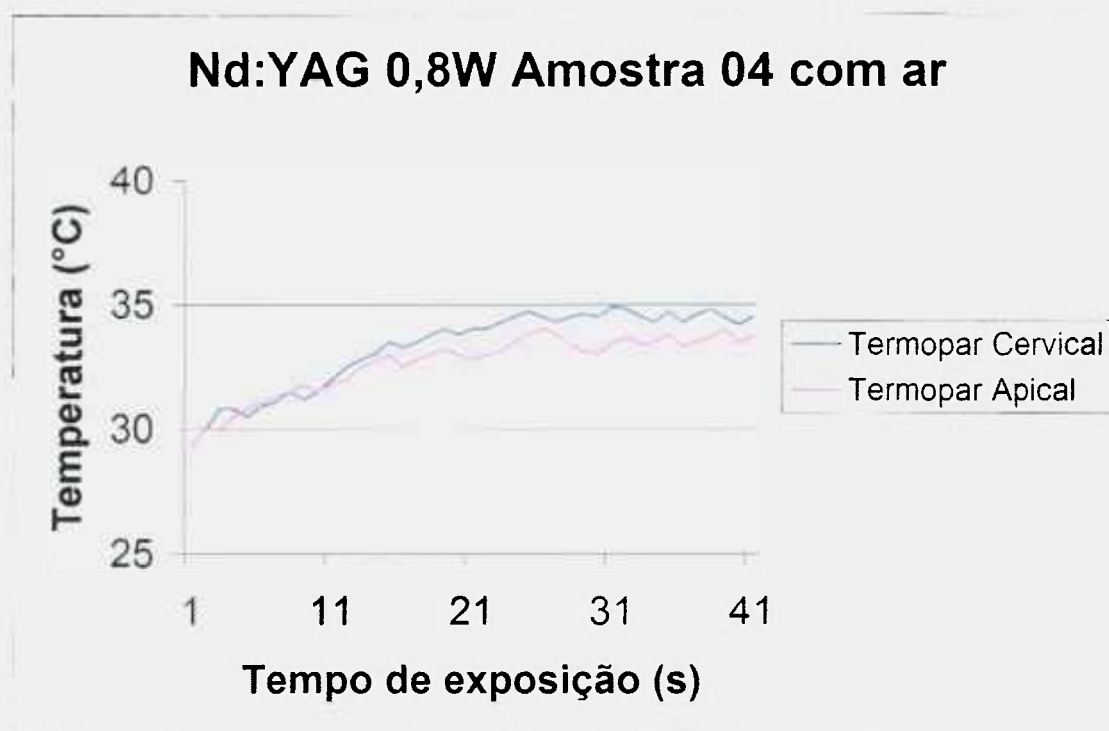


Figura 10 – Monitoramento térmico simultâneo à irradiação com *laser* de Nd:YAG a 0,8W de potência, na superfície de implante oral com arrefecimento constante (amostra 04). Tempo de irradiação total 40s (eixo X em segundos). Temperatura em graus Celsius (eixo Y). O termopar em região cervical e em região apical está diferenciado pela cor.

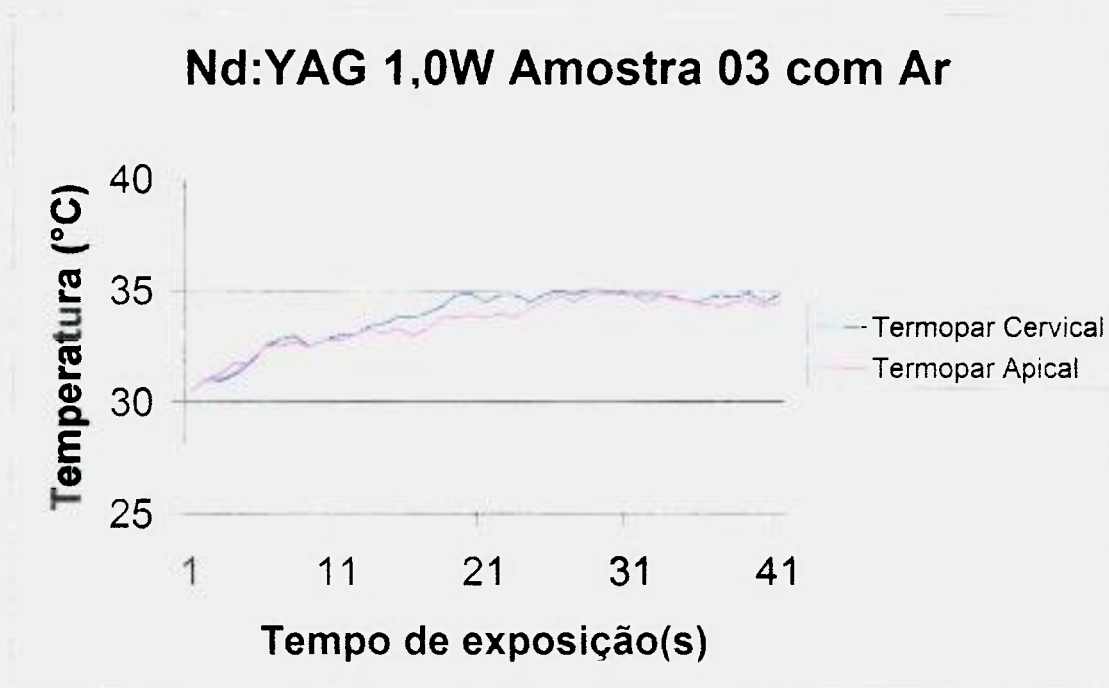


Figura 11 – Monitoramento térmico à irradiação com *laser* de Nd:YAG a 1,0W de potência, na superfície de implante oral com arrefecimento constante (amostra 03). Tempo de irradiação total 40s (eixo X em segundos). Temperatura em graus Celsius (eixo Y). O termopar em região cervical e em região apical está diferenciado pela cor.

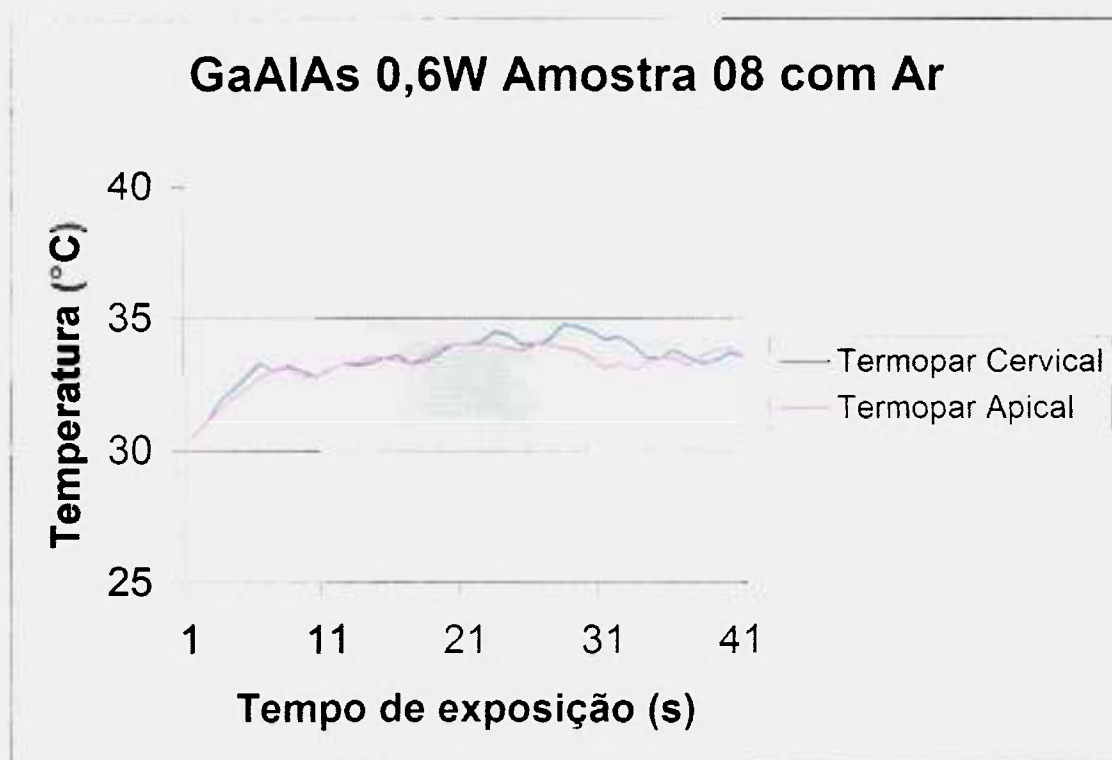


Figura 12 – Monitoramento térmico simultâneo à irradiação com *laser* de GaAIAs a 0.6W de potência, na superfície de implante oral com arrefecimento constante (amostra 08). Tempo de irradiação total 40s (eixo X em segundos). Temperatura em graus Celsius (eixo Y). O termopar em região cervical e em região apical está diferenciado pela cor.

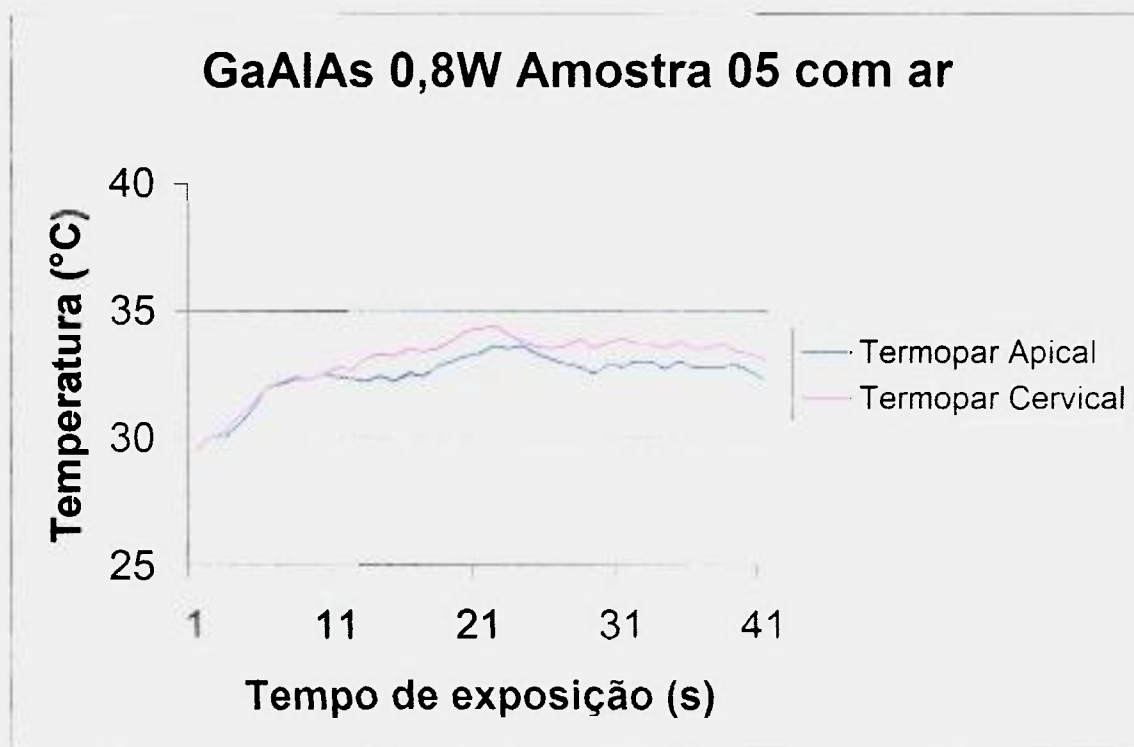


Figura 13 – Monitoramento térmico simultâneo à irradiação com *laser* de GaAIAs a 0.8W de potência, na superfície de implante oral com arrefecimento constante (amostra 05). Tempo de irradiação total 40s (eixo X em segundos). Temperatura em graus Celsius (eixo Y). O termopar em região cervical e em região apical está diferenciado pela cor.

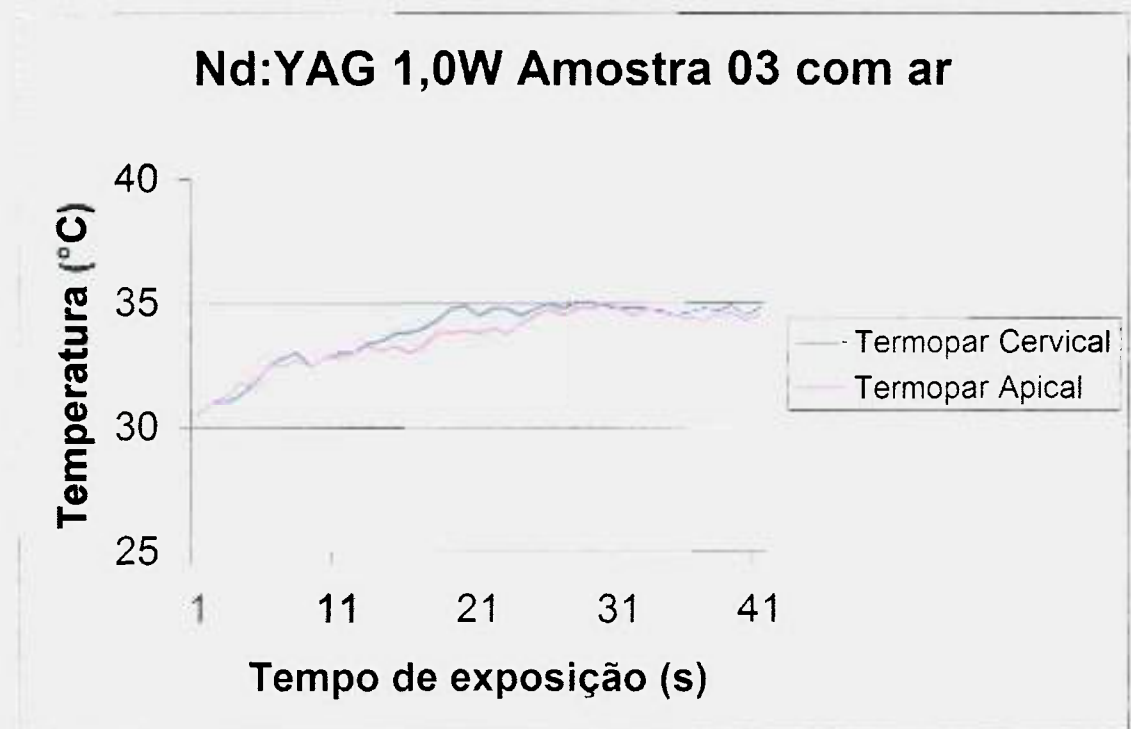


Figura 14 – Monitoramento térmico simultâneo à irradiação com *laser* de GaAlAs a 1.0W de potência, na superfície de implante oral com arrefecimento constante (amostra 03). Tempo de irradiação total 40s (eixo X em segundos). Temperatura em graus Celsius (eixo Y). O termopar em região cervical e em região apical está diferenciado pela cor.

Nas figuras anteriores, as variações de temperatura apresentadas são pequenas. Em uma análise superficial os grupos com arrefecimento aparentemente não se distinguem. Esta característica não é de uma ou outra amostra nas sim de todos os subgrupos com arrefecimento como podem ser comparados nos Anexos tabelas 11 a 16. Entretanto, os grupos citados são diferentes entre si. Para melhor avaliar os resultados obtidos pelos termopares, as leituras foram submetidas a análise estatística.

Em uma breve vistoria dos resultados obtidos por meio do termopar, podem-se notar alguns pontos importantes:

- Pode ser notada entre as leituras dos grupos de figuras de figuras 3; 4; 5; 6; 7 e 8 em comparação aos grupos de figuras 9; 10; 11; 12; 13 e 14 estes representam os grupos sem e com arrefecimento.
- As figuras 3; 4; 5; 6; 7 e 8 apresentam leituras entre os termopares mais distantes. As demais apresentaram certa diferença, mas foi muito pequena.

- As figuras 9; 10; 11; 12; 13 e 14 apresentam um aparente nivelamento após 30 segundos de leitura. Isso não foi observado nas demais figuras.

ANÁLISE ESTATÍSTICA DOS RESULTADOS

Os resultados foram submetidos a análise estatística e três estudos diferentes foram realizados.

A primeira análise comparativa foi quanto ao uso ou não de arrefecimento. Depois foram comparados os valores nos dois locais do termopar para verificar a diferença entre eles. Por último, o estudo da diferença entre os dois tipos de *laser* e suas potências considerando somente o valor da temperatura cervical.

Comparação quanto ao arrefecimento

Ao comparar as temperaturas entre os grupos com e sem arrefecimento a ar observam-se valores muito diferentes, estando em patamares bem distantes (ver TAB. 2). No com ar a média está em torno de 6 graus e no sem ar a média salta a mais de 30 graus.

Tabela 2 – Medidas descritivas para a variação de temperatura entre os grupos com e sem ar

	Média	Desvio padrão	Mínimo	Máximo
Com ar	5.9	1.6	3.0	10.5
Sem ar	34.5	7.8	15.7	59.2

Na FIG. 15 um box-plot axilia a observar melhor a grande diferença entre os dois grupos. O box-plot é construído a partir da distribuição dos valores e com ele se pode ter idéia de como os dados se distribuem. Para construí-lo dividem-se os valores em quatro grupos (quartis) com o mesmo número de amostras e utilizam-se esses valores no gráfico. O segundo quartil é igual à mediana, ou seja, é o valor que divide os dados em dois grupos com a mesma quantidade de valores. A caixa desenhada inicia-se no 1.º quartil e termina no 3.º, contém 50% dos dados mais centrais. O risco no meio da caixa é a mediana.

Pontos marcados com asterisco são valores que podem ser considerados extremos.

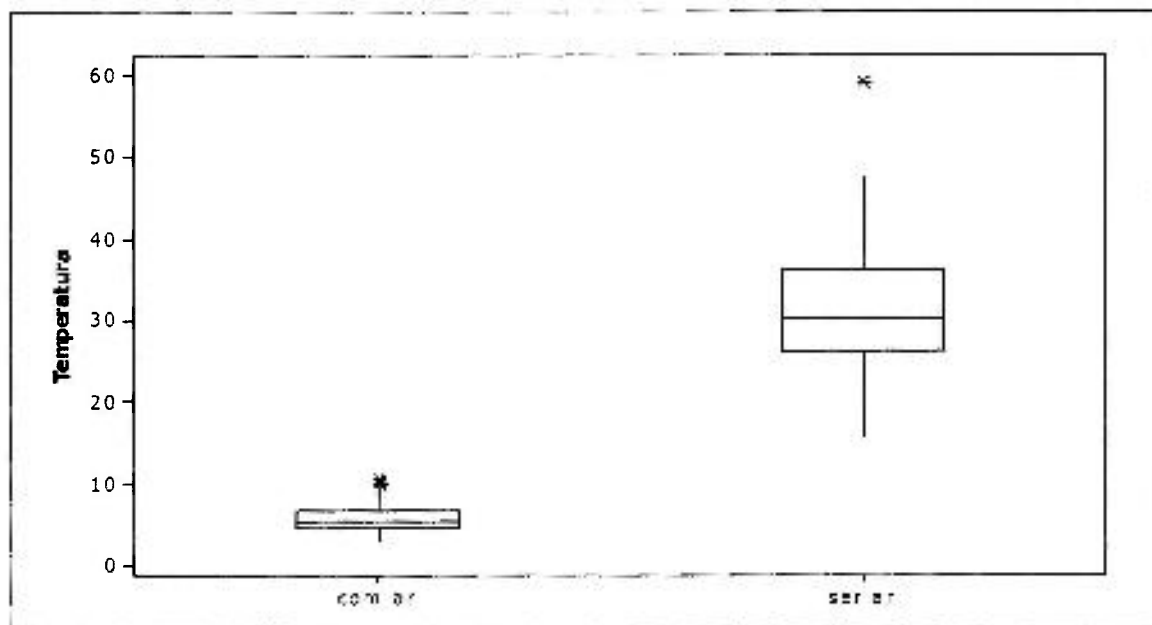


Figura 15 – Box-plot comparando, no geral, os dois grupos, com e sem arrefecimento para, ou seja, o desconforto ao longo do tempo.

Para verificar se a diferença era realmente significativa entre os dois grupos, foi realizado um teste *t-Student*²⁶ e obteve-se um nível descritivo $< 0,0001$, indicando que a média dos grupos é realmente diferente. O nível descritivo de um teste é a probabilidade de estarmos cometendo um erro ao rejeitarmos a hipótese, sendo que esta é verdadeira. Na maioria dos testes a hipótese testada é a hipótese de igualdade, no caso a seguir, a hipótese é que as médias dos dois grupos são iguais.

Comparação quanto à localização dos termopares

Foram comparadas as temperaturas dos termopares localizados na região cervical e apical de cada amostra obtendo-se resultados distintos. Assim, os dois grupos principais apresentam comportamento semelhante entre si e serão analisados separadamente.

O grupo com arrefecimento a ar foi analisado e a média dos dados das variações de temperatura e o respectivo desvio padrão foram demonstrados, na TAB. 3.

Tabela 3 – Médias e desvios padrão (entre parênteses) para as variações de temperaturas (ΔT) dos termopares em cervical x apical (com ar)

<i>Laser</i>	Potência	Apical	Cervical
Nd:YAG	0,6W	5.0 (2.2)	4.4 (0.9)
	0,8W	6.1 (1.7)	5.8 (1.1)
	1,0W	6.5 (1.3)	6.3 (1.3)
Total Nd:YAG		5.8 (1.8)	5.5 (1.4)
Diodo	0,6W	4.9 (1.0)	6.0 (1.7)
	0,8W	5.6 (1.0)	5.8 (1.2)
	1,0W	6.2 (0.9)	8.4 (1.6)
Total Diodo		5.6 (1.1)	6.7 (1.9)

Os gráficos na FIG. 16 e FIG. 17 permitem observar melhor que a diferença entre os dois locais é pequena em todos os grupos, destacando que para o Nd:YAG o valor da cervical é levemente inferior à apical; quanto às médias para o Diodo observa-se que o cervical é um pouco maior que o apical.

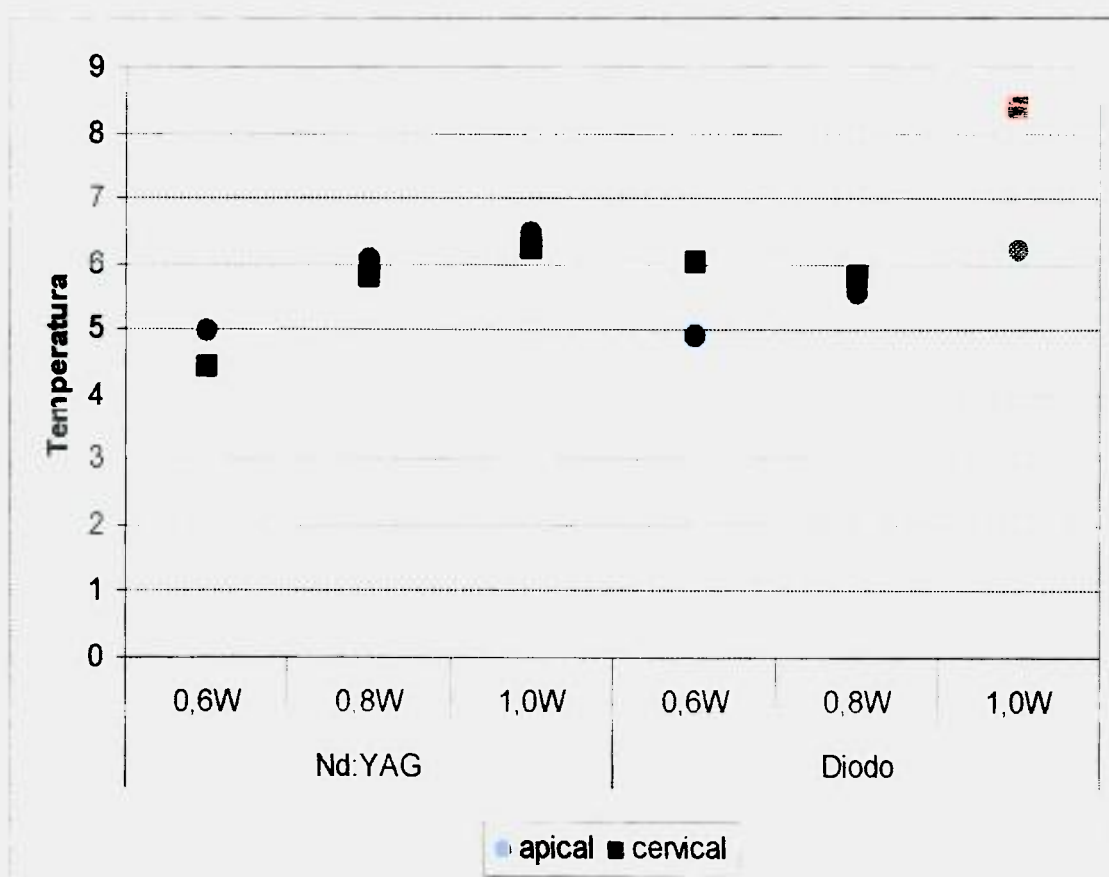


Figura 16 – Médias para o ΔT em relação ao termopar cervical x apical (com ar)

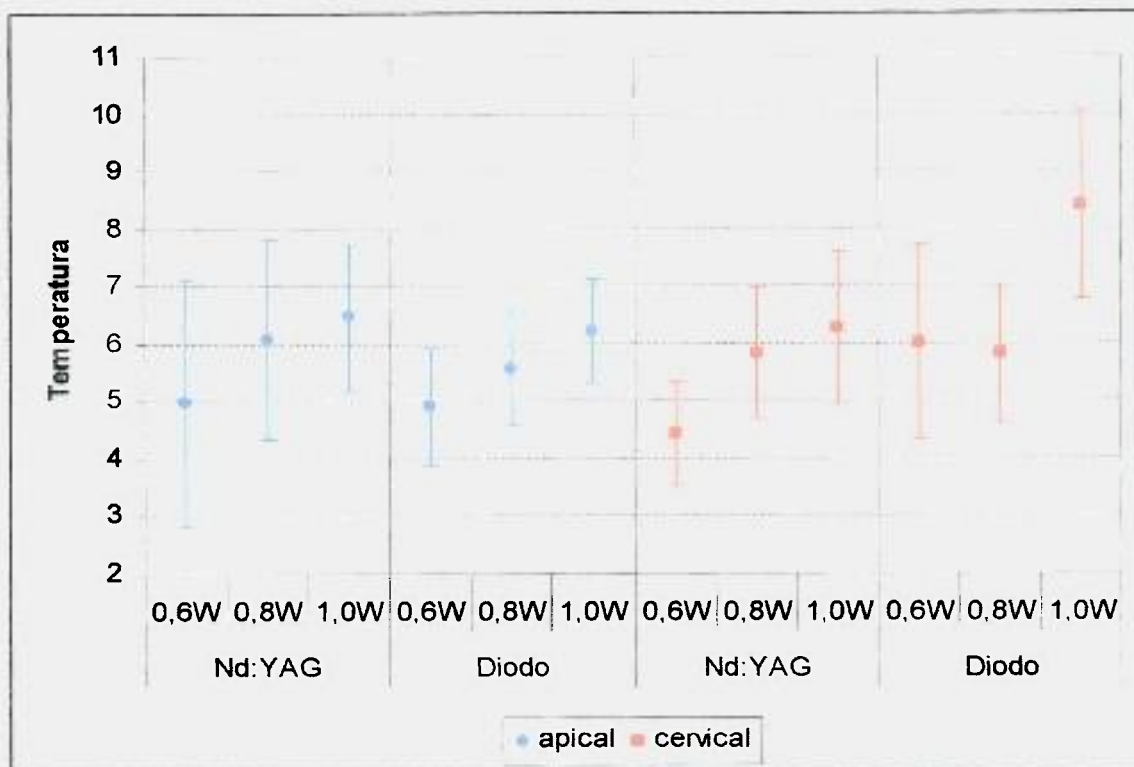


Figura 17 – Médias e desvio padrão para as variações de temperaturas nos termopares em região cervical x apical (com ar)

Para verificar se existe diferença significativa na média da variação de temperatura, utiliza-se uma *Análise de Variância* para três fatores fixos (Anova). Na análise, duas amostras eram muito diferentes das demais e assim estas foram retiradas para não prejudicá-la (somente como informação, os resultados obtidos com e sem tais amostras foram praticamente os mesmos).

Para utilizar essa técnica com segurança foram verificadas duas hipóteses: igualdade das variâncias e normalidade dos resíduos.

Para verificar a igualdade das variâncias, utilizou-se o *teste de Levene*²⁷, pelo qual se obtém o nível descritivo de 0,885 e assim pôde-se concluir pela igualdade.

Para verificar a normalidade dos resíduos, utilizou-se o *teste de Anderson-Darling*²⁸, pelo qual se obteve o nível descritivo de 0,185, por intermédio deste concluiu-se pela normalidade dos resíduos.

Com as duas hipóteses testadas a *Análise de Variância* pôde ser realizada com segurança. Analisando o resultado apresentado na TAB. 4, a comparação entre *Laser* (ΔT durante a irradiação com *laser*) e Local (termopar cervical e apical) foi significativa, ou seja, as temperaturas dos locais e a variação

térmica dos grupos são diferentes para cada tipo de *laser*. Para determinar se os valores foram significantes, os níveis descritivos devem ser menores que 0,05.

Tabela 4 – Análise de variância de todos os fatores pelo ΔT cervical x apical (com ar)

Fonte de variação	Graus de liberdade	Soma de quadrados	Quadrados médios	Estatística F	Nível descritivo
Local	1	10,111	10,755	7,36	0,008
<i>Laser</i>	1	12,589	12,866	8,81	0,004
Potencia	2	73,396	36,533	25,00	0,000
Local* <i>Laser</i>	1	9,644	9,651	6,61	0,012
Local*Potência	2	2,834	1,424	0,97	0,381
<i>Laser</i> *Potência	2	7,050	3,425	2,34	0,101
Local* <i>Laser</i> *Potência	2	7,161	3,580	2,45	0,091
Resíduo	106	154,872	1,461		
Total	117	277,658			

Para localizar as diferenças significativas, foi necessária uma Comparação Múltipla pelo método de Tukey, a qual compara os resultados dois a dois. Esse método, cujos resultados estão apresentado na TAB. 5 a seguir demonstrou diferença significativa somente entre o ΔT do grupo *laser* Nd:YAG (com ar) na cervical, perante os demais grupos. Em outras palavras, para o grupo *laser* GaAIs (com ar), não temos diferença significativa, já para o *laser* Nd:YAG nota-se que a diferença entre as médias é pouco maior que um grau (FIG. 18).

Tabela 5 – Níveis descritivos para Comparações múltiplas pelo método de Tukey (as diferenças significativas estão hachuradas)

		Nd:YAG		Diodo	
		Apical	Cervical	Apical	Cervical
Nd:YAG	Apical		0,9996	0,9928	0,0010
	Cervical	0,9996		0,9980	0,0011
Diodo	Apical	0,9928	0,9980		0,0020
	Cervical	0,0010	0,0011	0,0020	

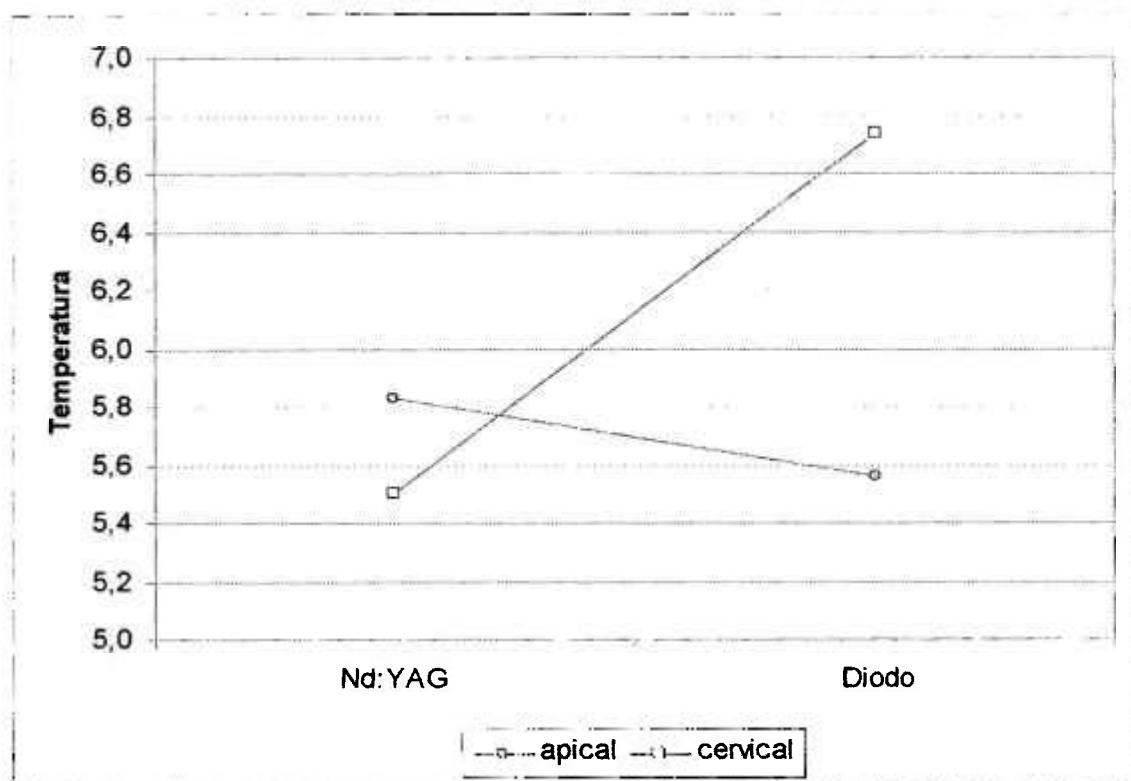


Figura 18 – Médias para as variações de temperaturas cervical x apical (com ar) em comparação à Interação Laser x Local

O grupo sem arrefecimento já foi analisado em relação ao grupo com arrefecimento na página 25, porém uma análise mais profunda foi necessária. Para analisar os dados dos subgrupos sem arrefecimento, foi necessário obter as médias e o desvio padrão em ΔT para cada subgrupo, demonstrados a seguir na TAB. 6. Podem ser observadas grandes diferenças entre eles.

Tabela 6 – Médias e desvios padrão (entre parêntesis) para o ΔT cervical x apical (sem ar)

Laser	Potência	Apical	Cervical
Nd:YAG	0,6W	21,4 (4,1)	29,7 (3,5)
	0,8W	26,9 (3,4)	36,8 (5,7)
	1,0W	34,7 (4,2)	46,0 (5,4)
Total Nd:YAG		27,7 (6,7)	37,5 (8,3)
Diodo	0,6W	21,9 (2,8)	30,3 (2,9)
	0,8W	27,1 (2,7)	34,1 (4,4)
	1,0W	29,8 (3,5)	39,3 (4,3)
Total diodo		26,2 (4,4)	34,6 (5,3)

No gráfico da FIG. 19 e FIG. 20, podem ser observadas em detalhes as diferenças entre as médias dos dois locais (cervical x apical). A cervical

apresentou constantemente temperatura mais alta e uma diferença semelhante para todos os grupos, em média pouco mais de nove graus.



Figura 19 – Médias para as temperaturas cervical x apical sem ar

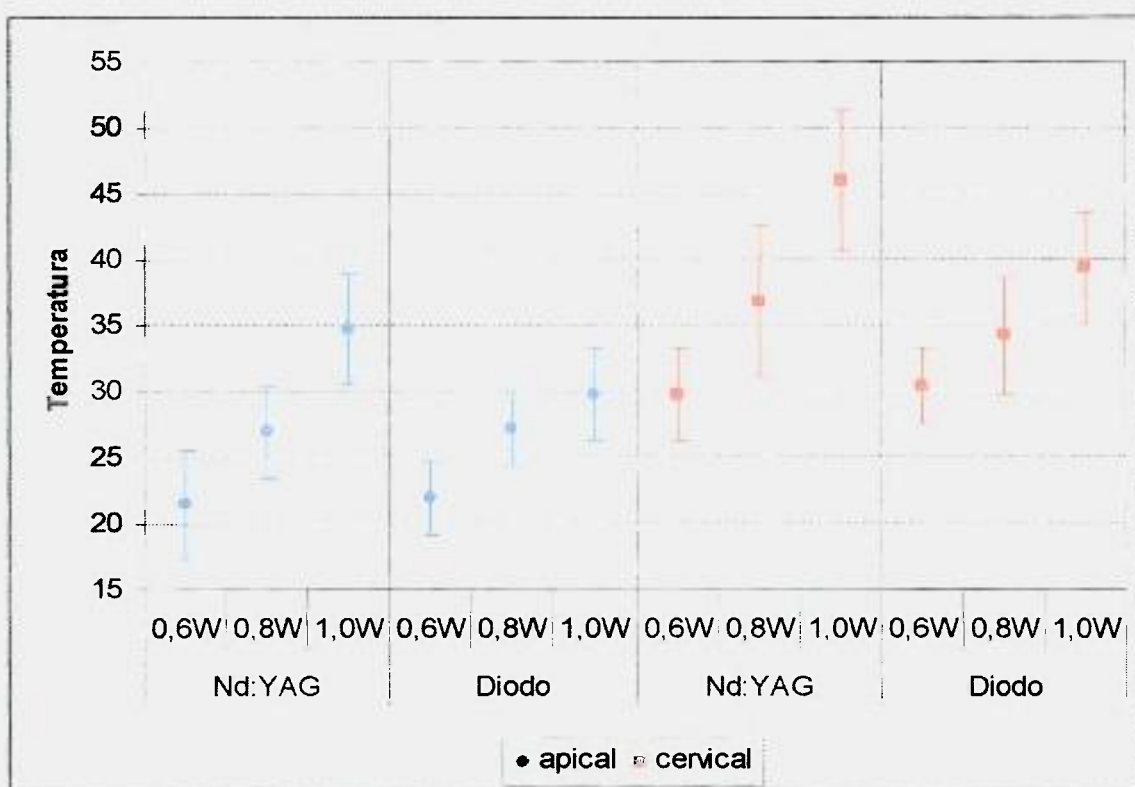


Figura 20 – Médias e desvio padrão para os ΔT dos termopares em cervical x apical sem ar

Os resultados do grupo sem arrefecimento também foram avaliados em relação ao ΔT cervical pelo apical para determinar se havia diferença significativa entre as médias dessas leituras. Foi utilizada a *Análise de Variância* para três fatores fixos (Anova).

Para verificar a igualdade das variâncias, foi utilizado o teste de *Levene*, pelo qual se obteve o nível descritivo de 0,764, podendo assim concluir pela igualdade.

Para verificar a normalidade dos resíduos, foi utilizado o teste de *Anderson-Darling*. Este obteve o nível descritivo de 0,093, pelo qual se concluiu pela normalidade dos resíduos.

Com as duas hipóteses testadas, a *Análise de Variância* pode ser realizada com segurança. Os resultados apresentados na TAB. 7 demonstraram estatisticamente a relação entre o ΔT no grupo (sem ar) *Laser* pela Potência com significativa diferença entre todos os subgrupos. Para o fator Local (termopar cervical e apical), também foram observadas diferenças estatisticamente significativas, indicando que as médias de temperatura nos dois locais são bem diferentes, já que os valores obtidos estão muito acima do tolerável biologicamente, portanto não foram analisados para localizar as diferenças significativas, uma vez que estes não terão uso clínico viável.

Tabela 7 – Análise de variância entre todos os fatores e o ΔT para cervical x apical (sem ar)

Fonte de variação	Graus de liberdade	Soma de quadrados	Quadrados médios	Estatística F	Nível descritivo
Local	1	2485,210	2485,210	154,60	0,000
<i>Laser</i>	1	142,350	142,350	8,86	0,004
Potência	2	2699,030	1349,510	83,95	0,000
Local* <i>Laser</i>	1	17,400	17,400	1,08	0,300
Local*Potência	2	27,200	13,600	0,85	0,432
<i>Laser</i> *Potência	2	213,520	106,760	6,64	0,002
Local* <i>Laser</i> *Potência	2	11,780	5,890	0,37	0,694
Resíduo	108	1736,140	16,080		
Total	119	7332,630			

Comparação do tipo de *laser* e potências para o grupo com arrefecimento

Visou-se determinar se entre os subgrupos com arrefecimento há diferença estatística entre a variação de temperatura durante a irradiação e as potências previamente estabelecidas. A análise das variações térmicas obtidas somente no termopar cervical com arrefecimento foi testada. O mesmo teste foi feito com as leituras de termopar em apical, como não ocorreu diferença entre eles nessa categoria de análise, apenas um tipo de leitura foi considerado. No caso, as leituras em cervical tiveram uma variação discretamente maior, optou-se assim por selecionar esse Local.

Analisando os dados das variações de temperaturas pela TAB. 8, pode-se observar uma leve diferença entre os resultados.

Tabela 8 – Médias e desvios padrão (entre parênteses) para as variações de temperaturas em cervical (com ar)

<i>Laser</i>	Potência			Total
	0,6W	0,8W	1,0W	
Nd:YAG	4,4 (0,9)	5,8 (1,1)	6,3 (1,3)	5,5 (1,4)
Diodo	6,0 (1,7)	5,8 (1,2)	8,4 (1,6)	6,7 (1,9)
Total	5,2 (1,6)	5,8 (1,1)	7,3 (1,8)	6,1 (1,8)

Pelo gráfico apresentado na FIG. 21, pode-se observar que:

- a média da temperatura para o *laser* de Diodo é maior nas potências de 0,6W e 1W, mas na potência de 0,8W a média dos dois *lasers* foi a mesma;
- a variabilidade dos grupos é relativamente alta, com valores de até 1,7 desvio padrão, mas não temos muita diferença entre os valores deles.

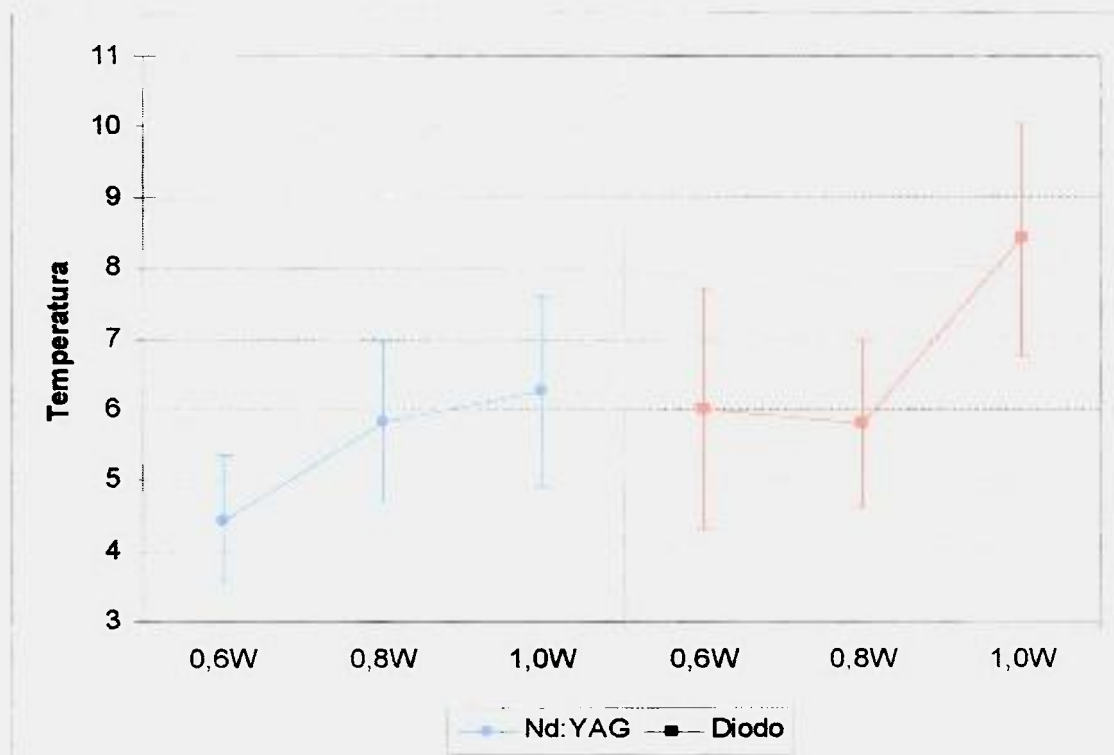


Figura 21 – Médias e desvio padrão para as ΔT em cervical (com ar) em relação à potência e ao tipo de *laser*.

Para verificar se existiu diferença significativa na média da variação de temperatura em relação às potências e aos tipos de *laser*, foi utilizada uma *Análise de Variância* para dois fatores fixos (Anova).

Para verificar a igualdade das variâncias, utilizou-se o *teste de Levene*, pelo qual se obteve o nível descritivo de 0,689, assim concluiu-se pela igualdade.

Para verificar a normalidade dos resíduos, fez-se o *teste de Anderson-Darling*, pelo qual se obteve o nível descritivo de 0,781, por meio do qual se concluiu pela normalidade dos resíduos.

Tabela 9 – *Análise de variância para a variação de temperatura em cervical (com ar)*

Fonte de variação	Graus de liberdade	Soma de quadrados	Quadrados médios	Estatística F	Nível descritivo
<i>Laser</i>	1	22,817	22,817	12,54	0,001
Potência	2	47,404	23,702	13,03	0,000
<i>Laser</i> *Potência	2	12,565	6,283	3,45	0,039
Resíduo	54	98,230	1,819		
Total	59	181,016			

Com as duas hipóteses testadas, pôde-se utilizar a Análise de Variância com segurança. Analisando o resultado apresentado na TAB. 9, temos que o ΔT para cervical (com ar) é significativamente diferente, em relação às Potências e aos tipos de *laser*.

Para saber onde estão as diferenças significativas, fez-se uma Comparação Múltipla pelo método de Tukey, a qual compara os resultados dois a dois. Pela TAB.10 as diferenças significantes foram analisadas, pode-se assim afirmar que:

- a variação de temperatura para irradiação com *laser* de Diodo a 1W foi significativamente diferente de todos os outros grupos;
- a variação de temperatura para irradiação com *laser* Nd:YAG a 1W foi significativamente diferente da variação de temperatura deste grupo com potência de 0,6W;
- todas as outras comparações não foram significativas, ou seja, no geral as potências de 0,6W e 0,8W nos dois *lasers* não são significativamente diferentes.

Tabela 10 – Níveis descritíveis para comparações múltiplas pelo método de Tukey (as diferenças significantes estão hachuradas)

<i>Laser</i>	Potência	Nd:YAG			Diodo		
		0,6W	0,8W	1,0W	0,6W	0,8W	1,0W
Nd:YAG	0,6W		0,2102	0,0409	0,1100	0,2237	0,0000
	0,8W	0,2102		0,9774	0,9996	1,0000	0,0011
	1,0W	0,0409	0,9774		0,9983	0,9726	0,0100
Diodo	0,6W	0,1100	0,9996	0,9983		0,9993	0,0029
	0,8W	0,2237	1,0000	0,9726	0,9993		0,0010
	1,0W	0,0000	0,0011	0,0100	0,0029	0,0010	

RESULTADO DA AVALIAÇÃO DE SUPERFÍCIE POR MICROSCOPIA ELETRÔNICA DE VARREDURA

Duas amostras de cada subgrupo com arrefecimento foram avaliadas pela técnica de microscopia eletrônica de varredura. O controle foi considerado na região não irradiada. As micrografias eletrônicas foram comparadas em cinco aumentos diferentes: originais em 25X; 50X; 100X; 200X e 1000X.

Como não houve diferença nos efeitos da irradiação *laser* entre as amostras do mesmo subgrupo, será apresentada apenas uma amostra de cada subgrupo. O controle foi obtido das amostras irradiadas em áreas distantes do ponto focal.

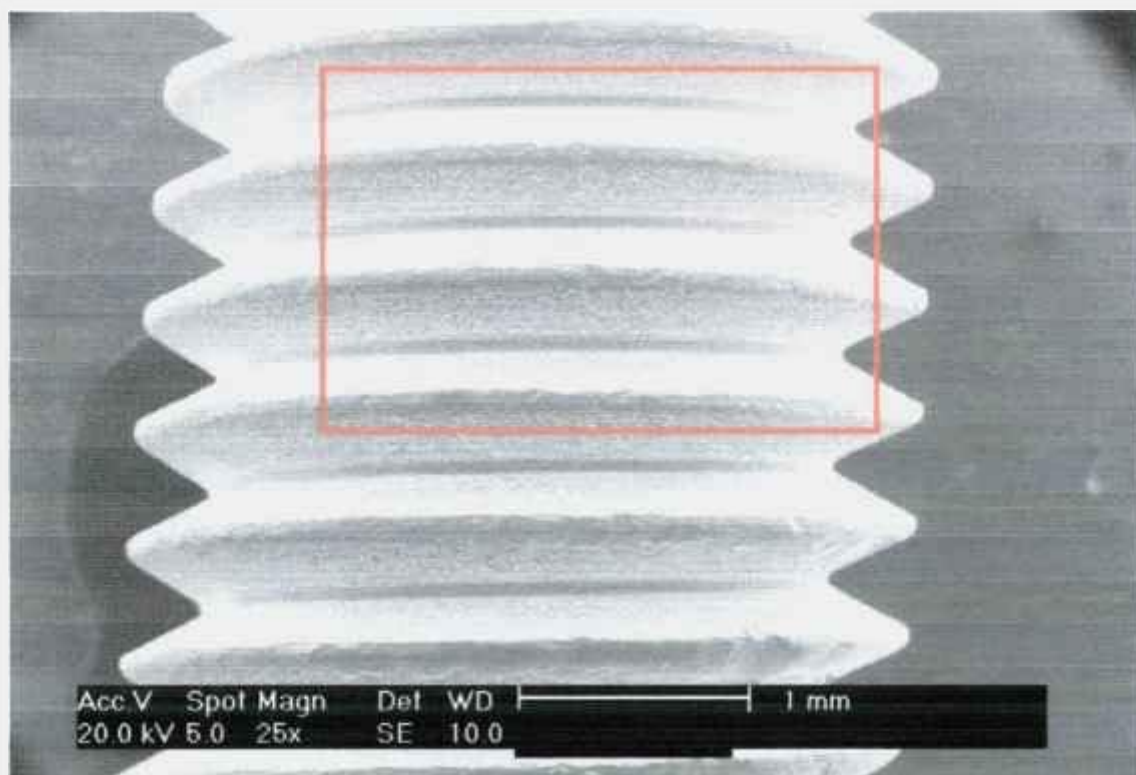


Figura 22 – Micrografia eletrônica de um implante em menor aumento. a região controle foi demarcada em vermelho

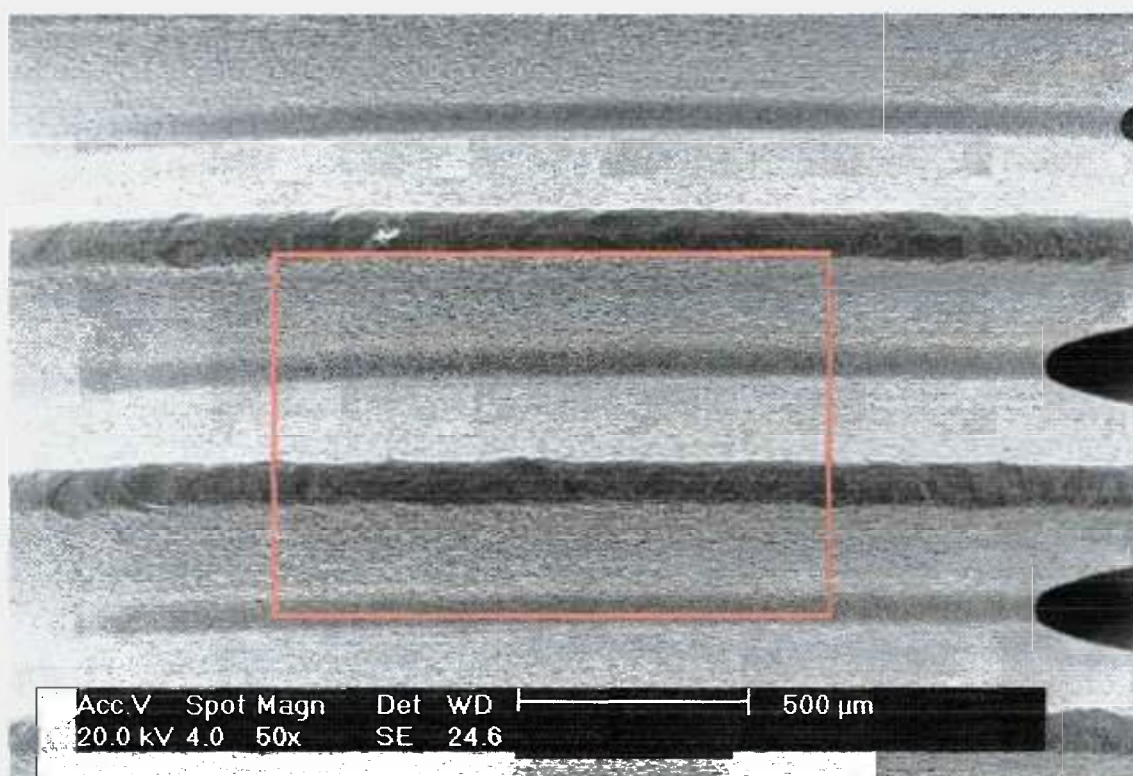


Figura 23 – Micrografia eletrônica de um implante em maior aumento da região demarcada na FIG. 22 região controle (duas espiras).

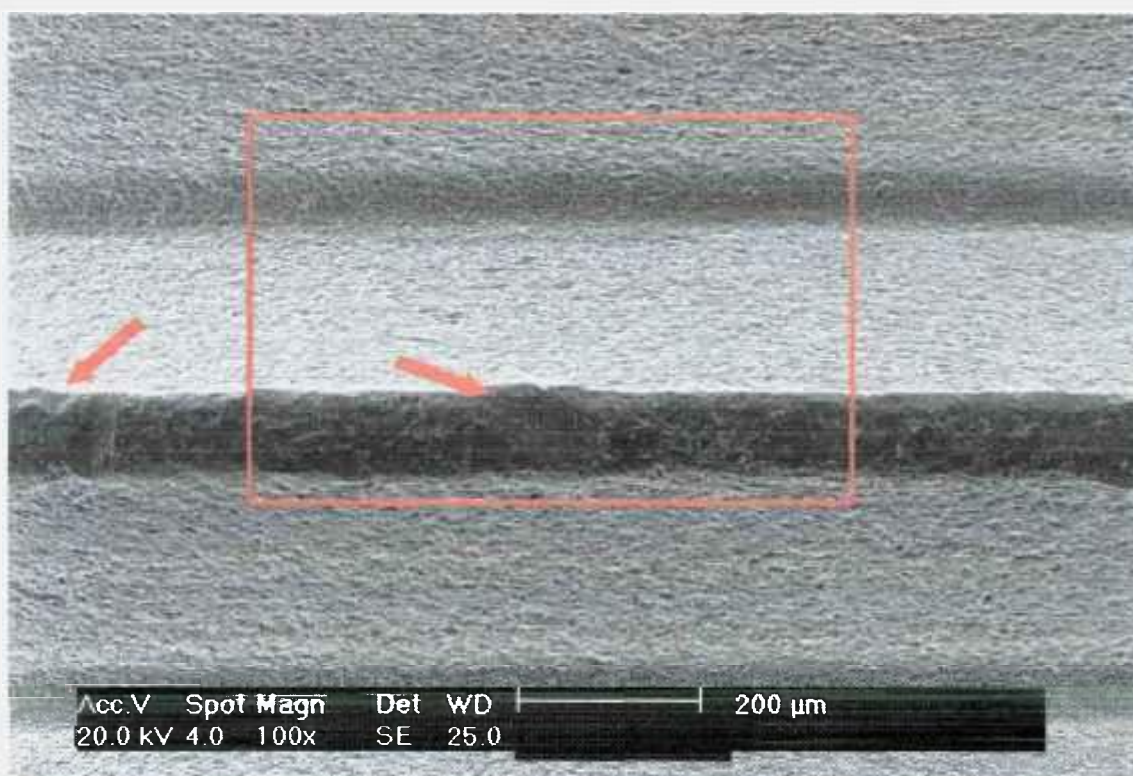


Figura 24 – Micrografia eletrônica de um implante em maior aumento da região demarcada na FIG. 23 região controle apresenta área de uma espira do implante, com pequenas imperfeições estruturais, provocadas pelo torno na confecção do implante (setas em vermelho), estas nada têm a ver com a irradiação das amostras.

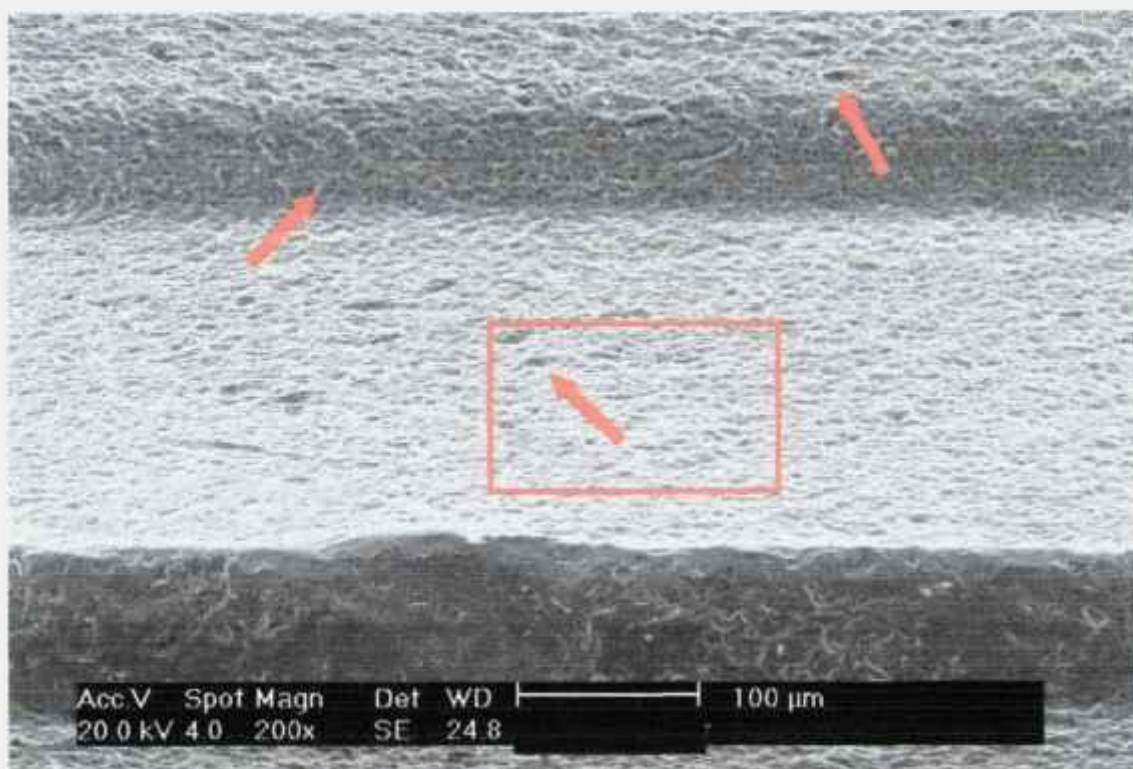


Figura 25 – Micrografia eletrônica de um implante em maior aumento da região demarcada na FIG. 24 região controle apresenta área de uma fase da espira do implante, com pequenas porosidades estruturais (setas em vermelho).

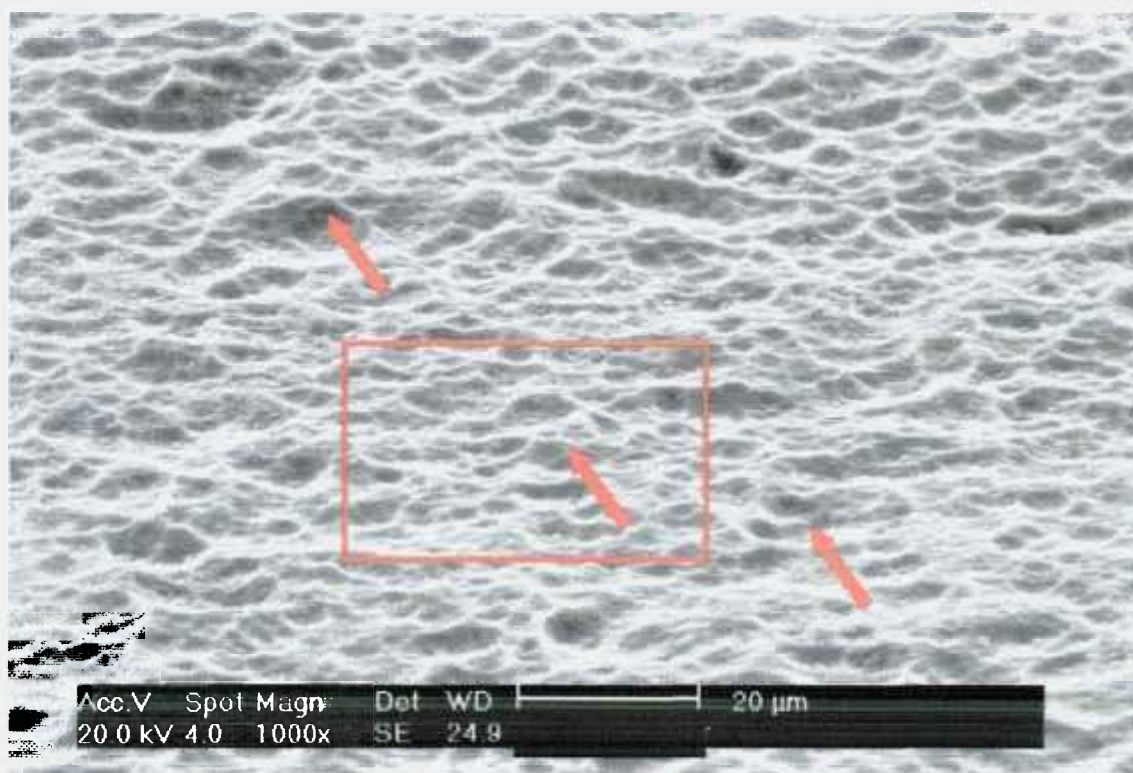


Figura 26 – Micrografia eletrônica de um implante em maior aumento da região demarcada na FIG. 25 região controle apresenta área de um lado da espira do implante, esta contém pequenas rugosidades estruturais, o chamado tratamento de superfície promovido pelo fabricante.

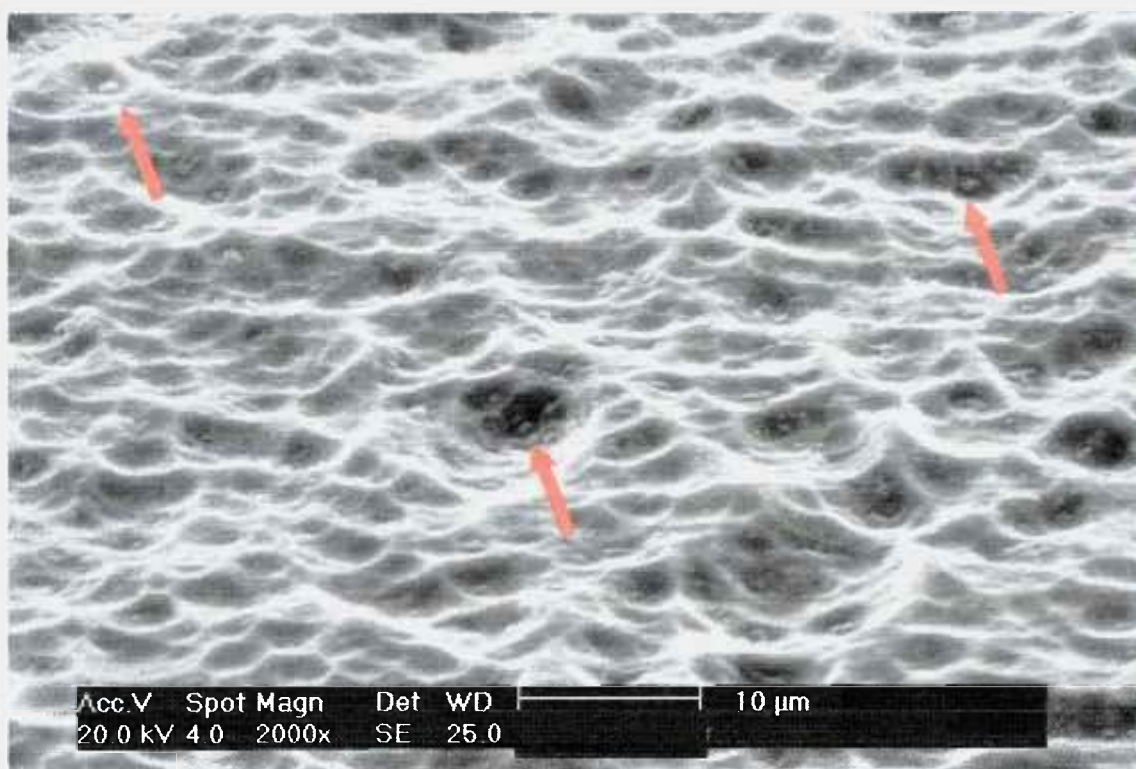


Figura 27 – Micrografia eletrônica de um implante em maior aumento da região demarcada na FIG. 26 região controle apresenta área de um lado da espira do implante com tratamento de superfície. apresenta pequenos resíduos (setas em vermelho) cuja origem provável seja da manipulação.

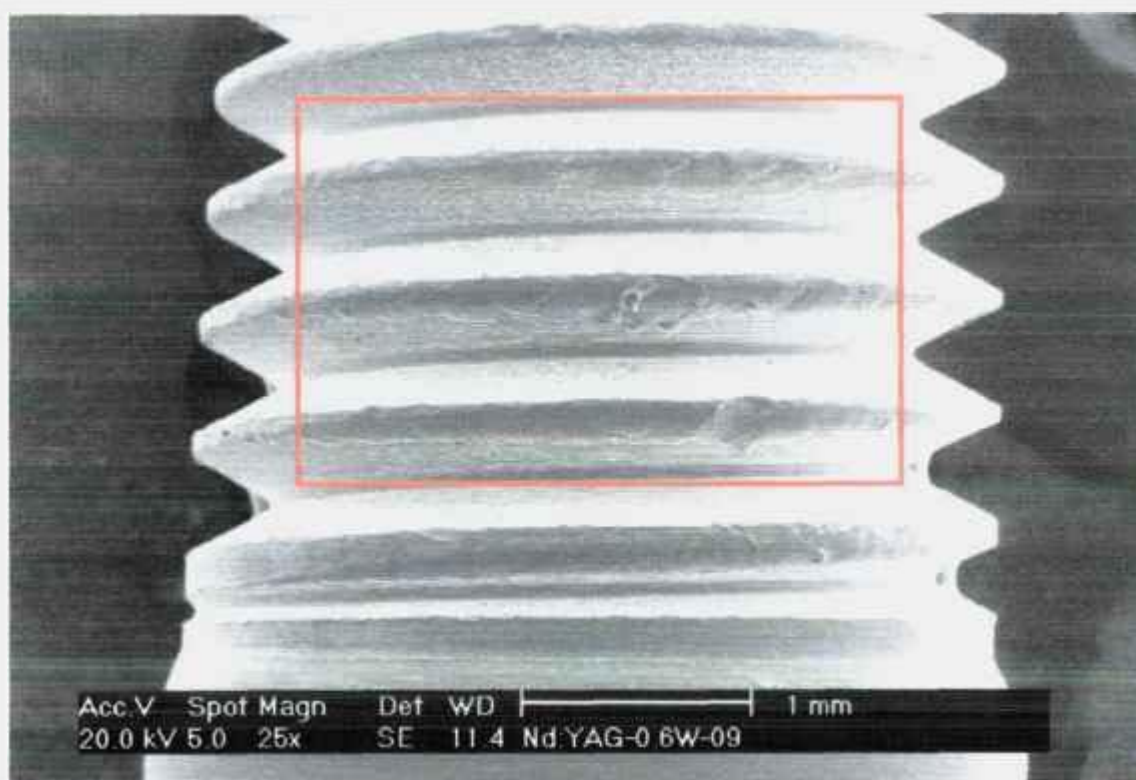


Figura 28 – Micrografia eletrônica de um implante em menor aumento onde a região demarcada em vermelho localiza a área irradiada com laser de Nd:YAG a 0,6W (amostra G1ar09). A área irradiada apresentou alteração morfológica tipo fusão.

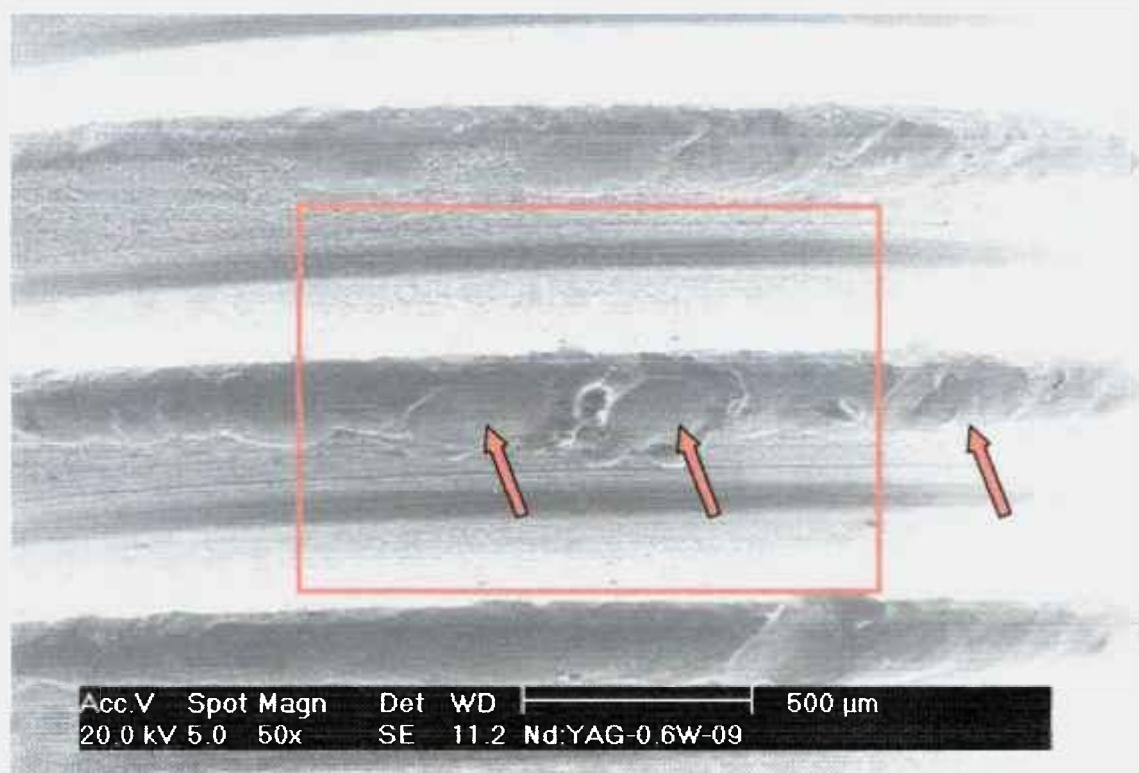


Figura 29 - Micrografia eletrônica de um implante em maior aumento da região demarcada em vermelho na FIG. 28 localiza a área irradiada com *laser* de Nd:YAG a 0.6W (amostra G1ar09). A área irradiada apresentou alteração morfológica tipo fusão localizada com setas em vermelho.

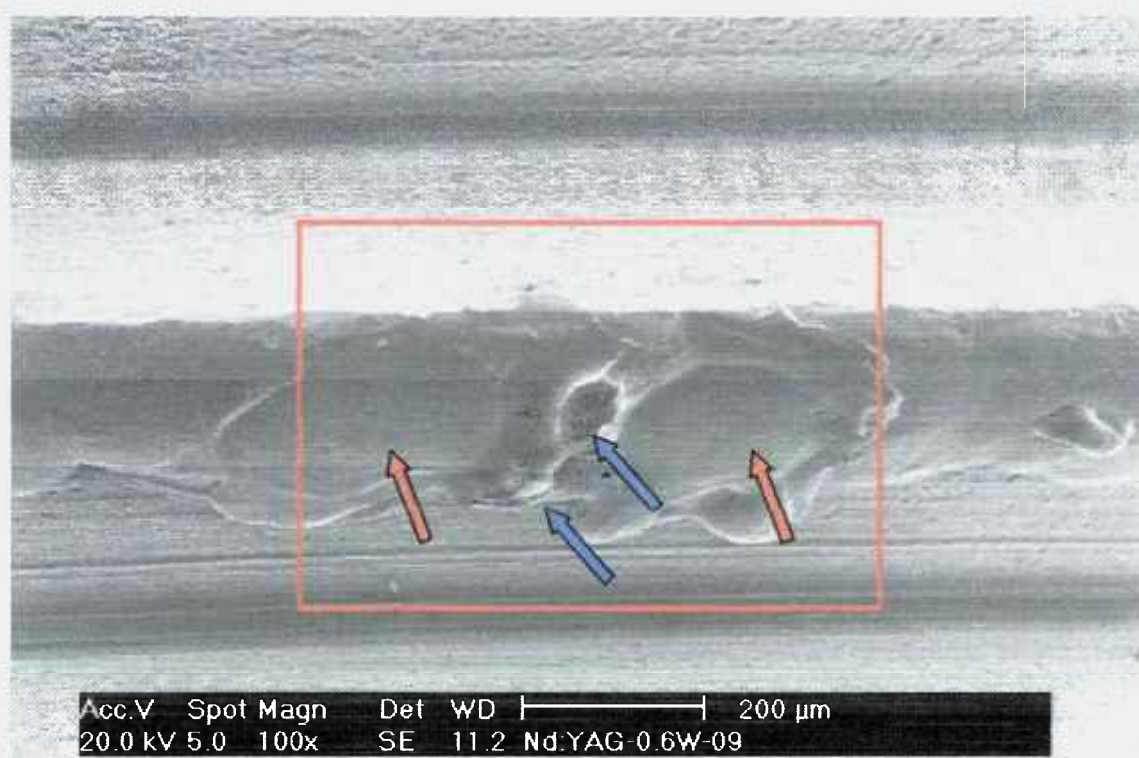


Figura 30 - Micrografia eletrônica de um implante em maior aumento da região demarcada em vermelho na FIG. 29 localiza a área irradiada com *laser* de Nd:YAG a 0.6W (amostra G1ar09). A área irradiada apresentou alteração morfológica tipo fusão localizada com setas em vermelho e fratura de material localizada com setas em azul.

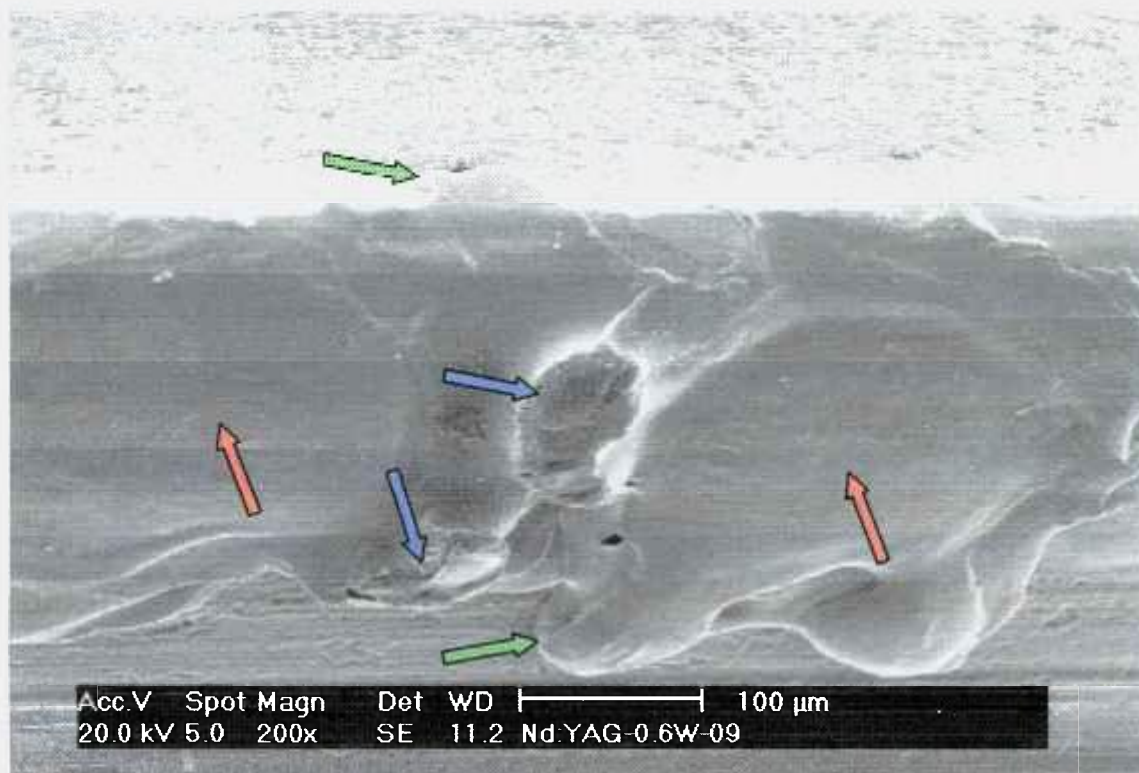


Figura 31 – Micrografia eletrônica de um implante em maior aumento da região demarcada em vermelho na FIG. 30 localiza a área irradiada com *laser* de Nd:YAG a 0.6W (amostra G1ar09). A área irradiada apresentou alteração morfológica tipo fusão localizada com setas em vermelho, fratura de material localizada com setas em azul e fusão seguida de solidificação localizada com setas em verde.

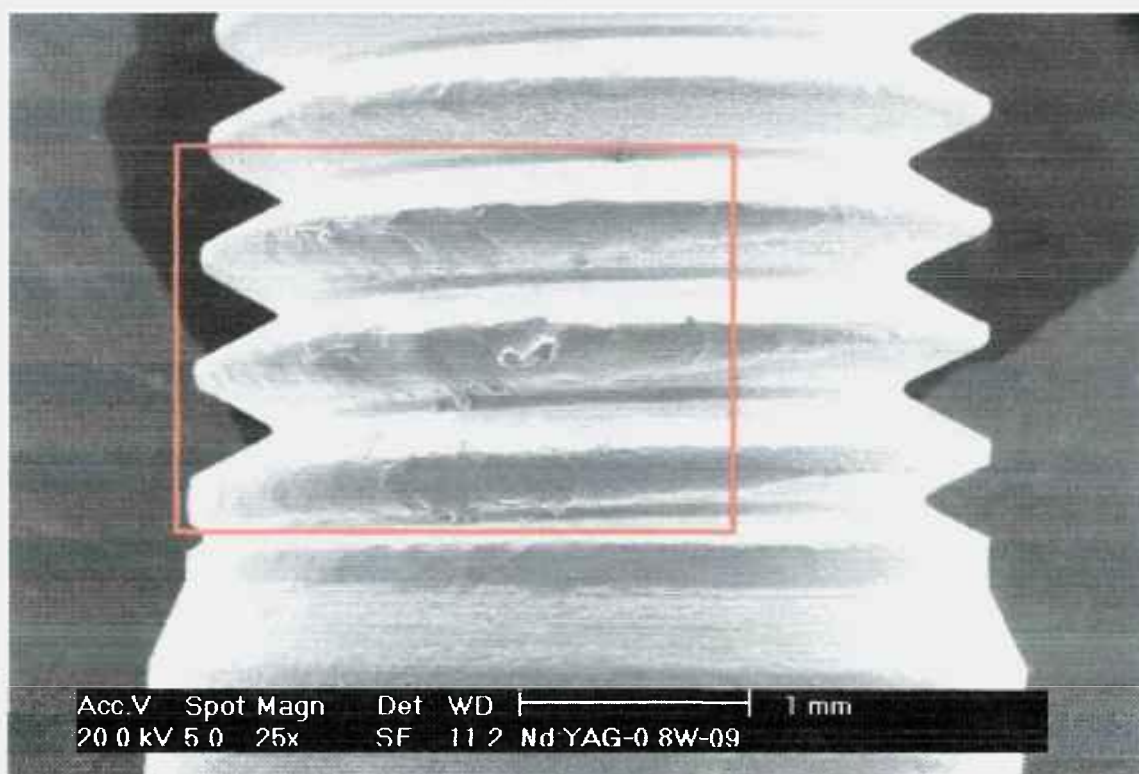


Figura 32 – Micrografia eletrônica de um implante em menor aumento onde a região demarcada em vermelho localiza a área irradiada com *laser* de Nd:YAG a 0.8W (amostra G2ar09). A área irradiada apresentou alteração morfológica tipo fusão.

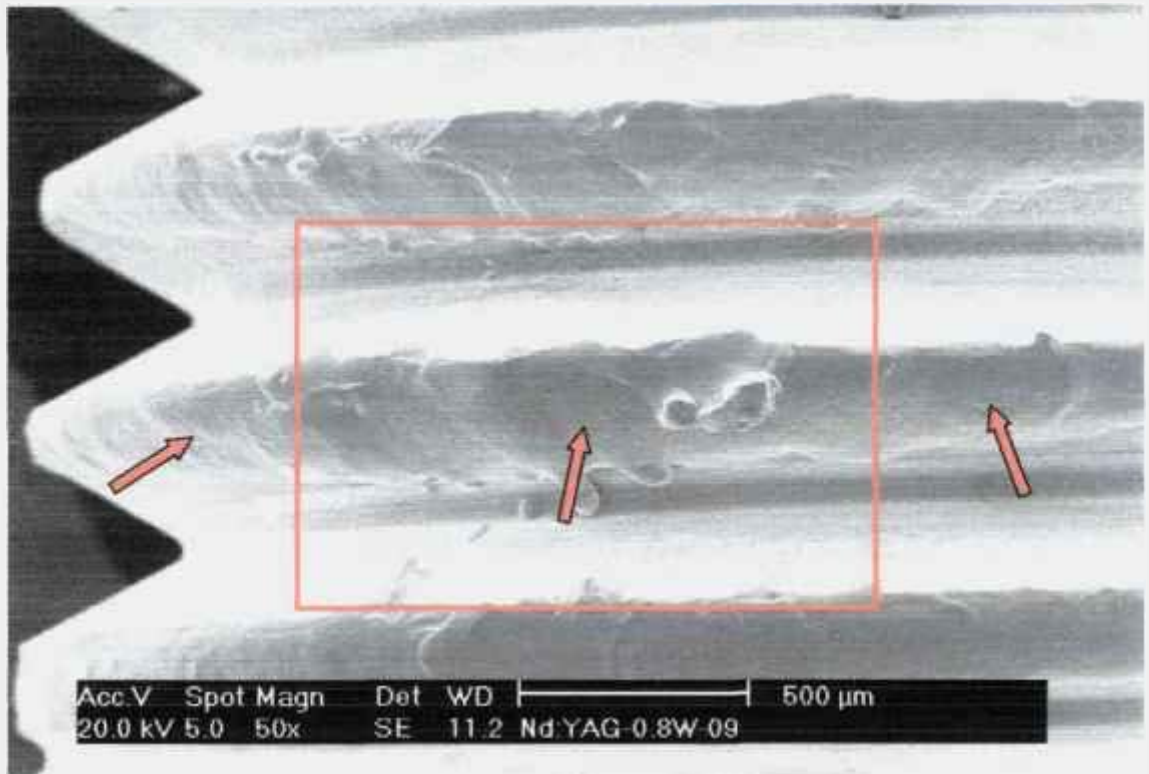


Figura 33 – Micrografia eletrônica de um implante em maior aumento da região demarcada em vermelho na FIG. 32 localiza a área irradiada com *laser* de Nd:YAG a 0.8W (amostra G2ar09). A área irradiada apresentou alteração morfológica tipo fusão localizada com setas em vermelho.

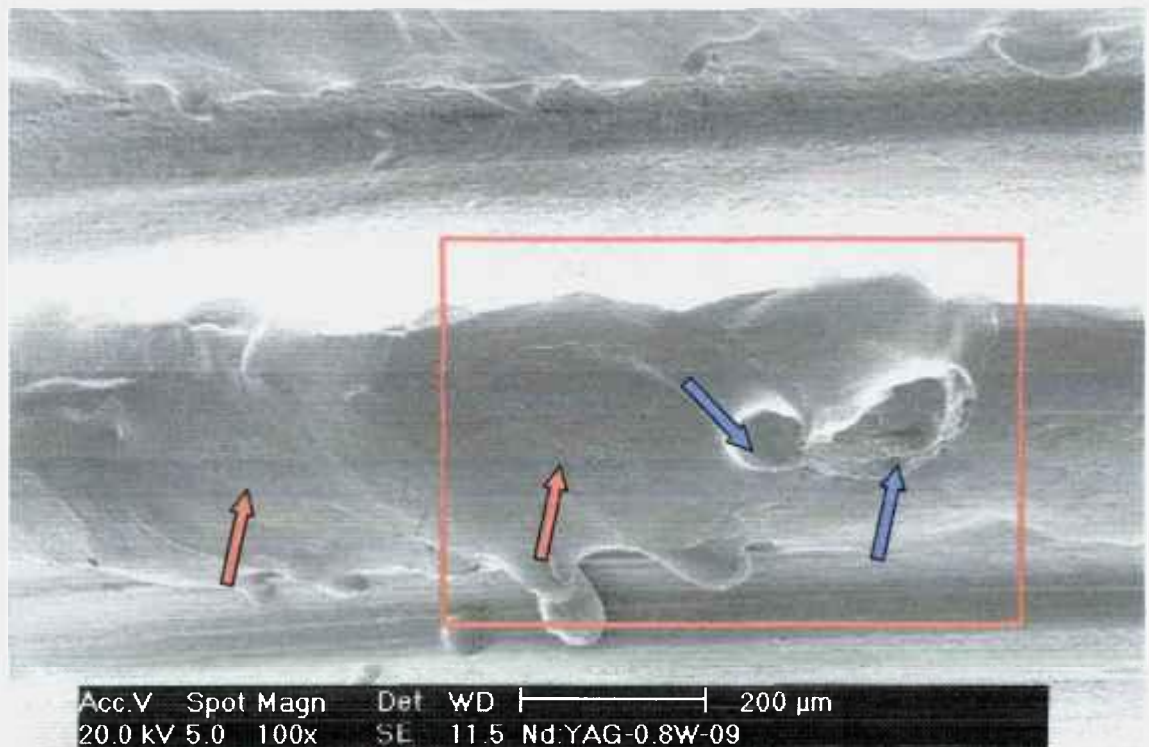


Figura 34 – Micrografia eletrônica de um implante em maior aumento da região demarcada em vermelho na FIG. 33 localiza a área irradiada com *laser* de Nd:YAG a 0.8W (amostra G2ar09). A área irradiada apresentou alteração morfológica tipo fusão localizada com setas em vermelho e fratura de material localizada com setas em azul.

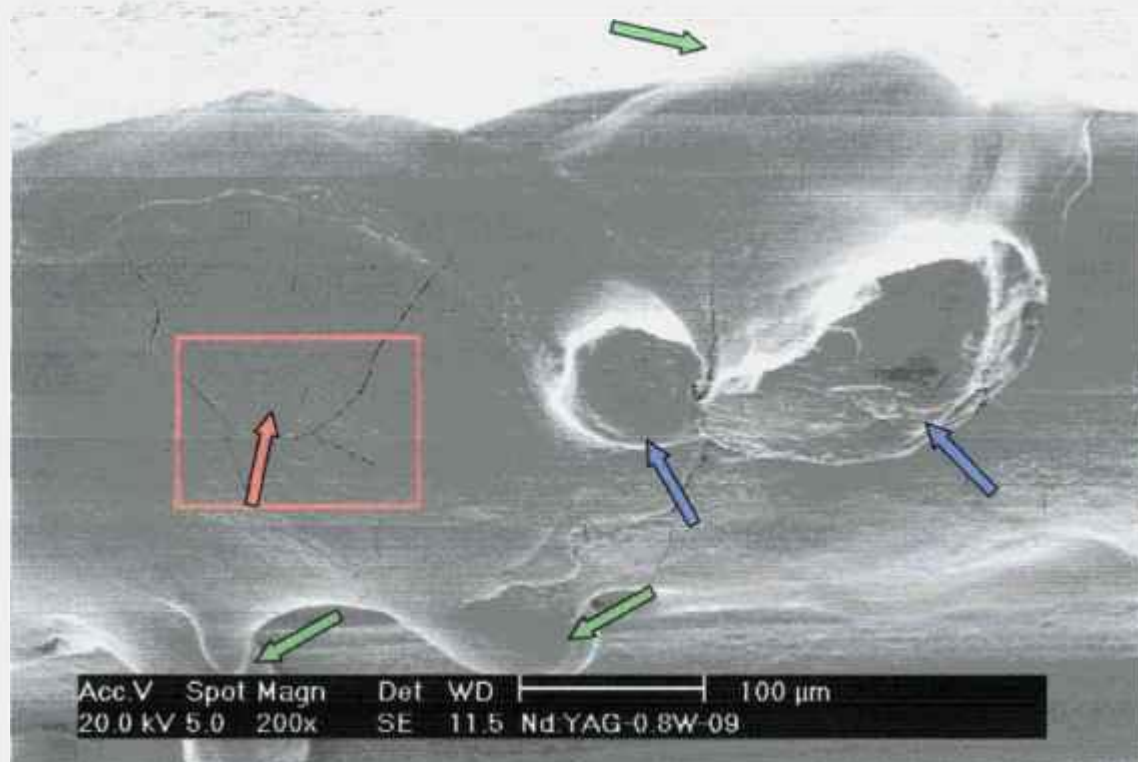


Figura 35 – Micrografia eletrônica de um implante em maior aumento da região demarcada em vermelho na FIG. 34 localiza a área irradiada com *laser* de Nd:YAG a 0,8W (amostra G2ar09). A área irradiada apresentou alteração morfológica tipo fusão localizada com setas em vermelho, fratura de material localizada com setas azul e fusão seguido de solidificação localizada com setas em verde.

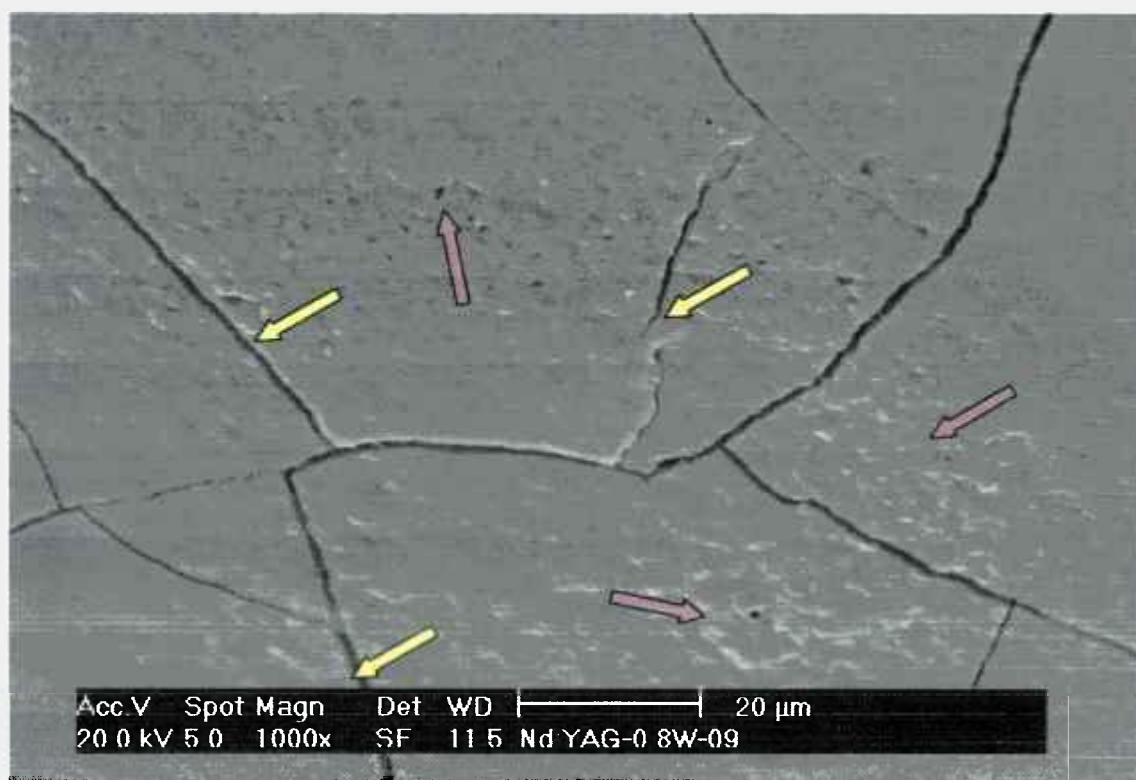


Figura 36 – Micrografia eletrônica de um implante em maior aumento da região demarcada em vermelho na FIG. 35 localiza a área alterada morfológicamente em fusão pelo *laser* de Nd:YAG a 0,8W (amostra G2ar09). A área apresentou fissura de material devido à solidificação superficial forçada pelo arrefecimento localizado com setas em amarelos e vilosidades localizados com setas em bordô.

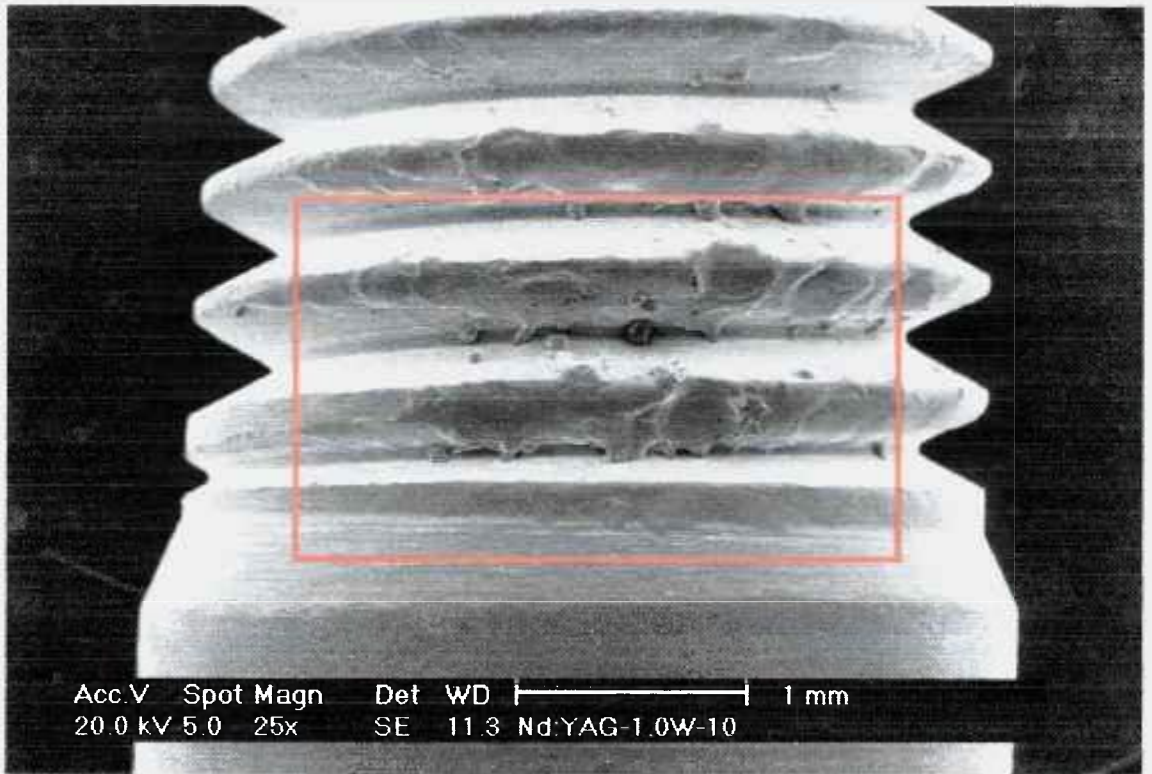


Figura 37 – Micrografia eletrônica de um implante em menor aumento onde a região demarcada em vermelho localiza a área irradiada com *laser* de Nd:YAG a 1.0W (amostra G3ar10). A área irradiada apresentou alteração morfológica tipo fusão.

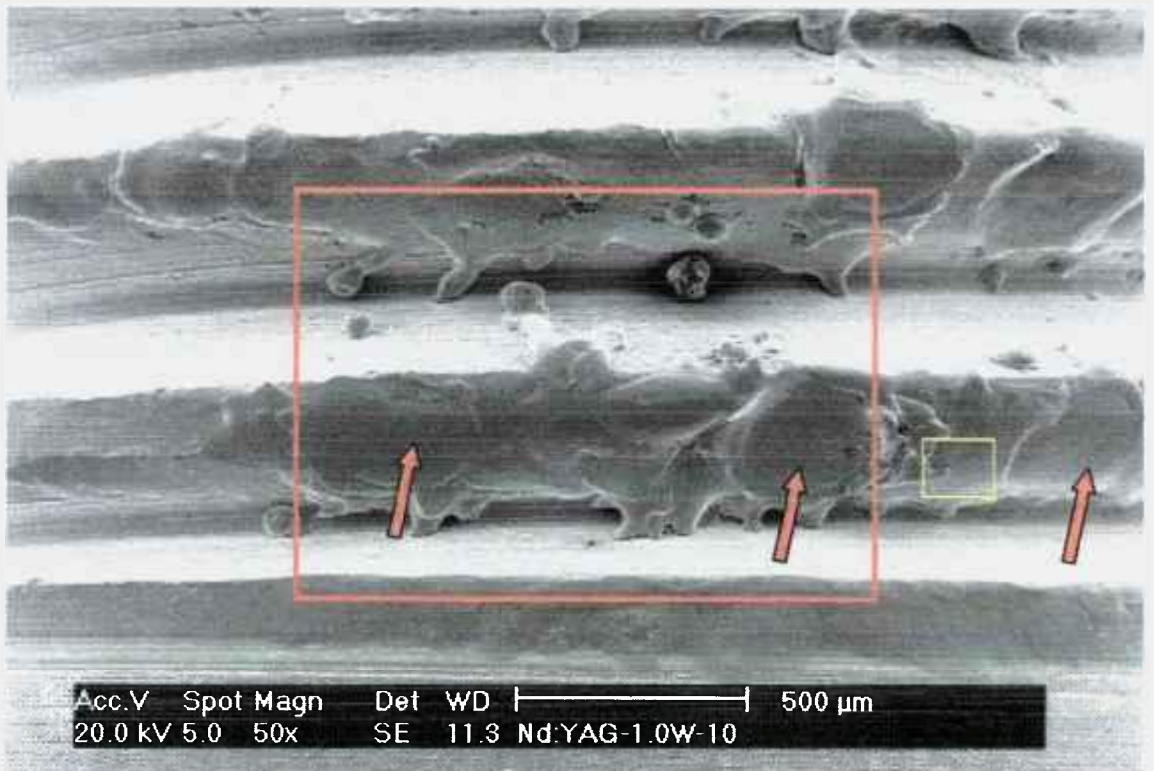


Figura 38 – Micrografia eletrônica de um implante em maior aumento da região demarcada em vermelho na FIG. 37 localiza a área irradiada com *laser* de Nd:YAG a 1.0W (amostra G3ar10). A área irradiada apresentou alteração morfológica tipo fusão localizada com setas em vermelho.

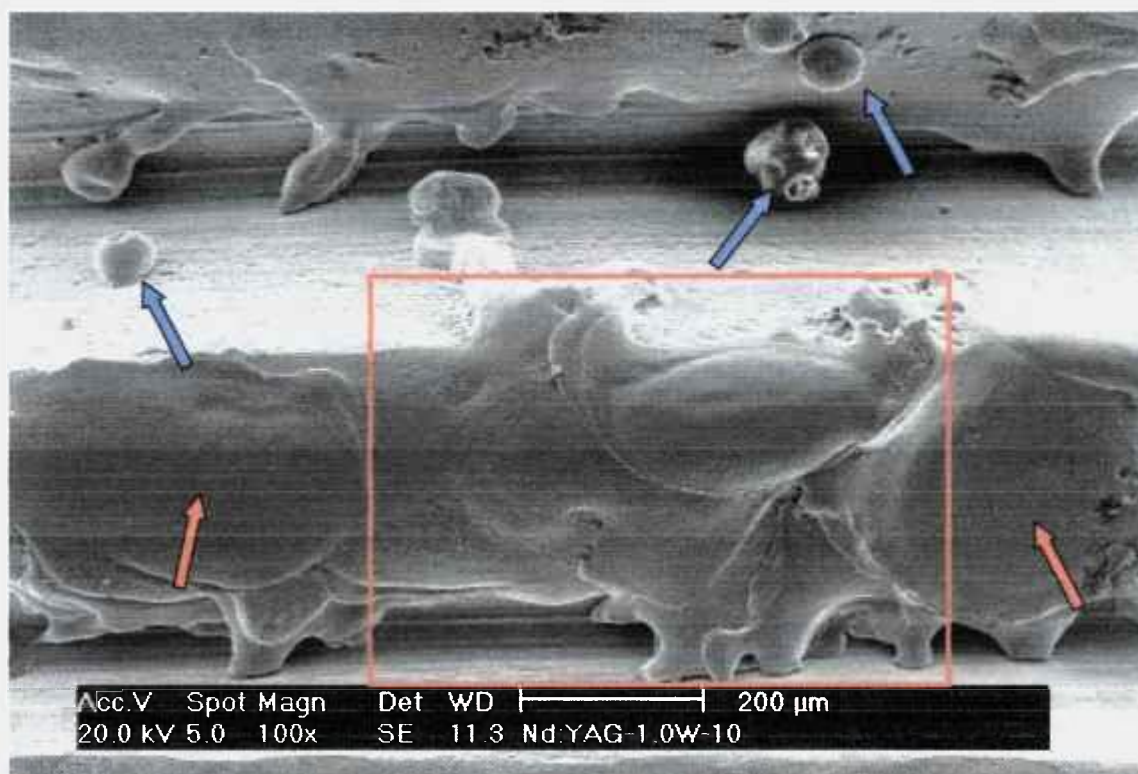


Figura 39 – Micrografia eletrônica de um implante em maior aumento da região demarcada em vermelho na FIG. 38 localiza a área irradiada com *laser* de Nd:YAG a 1.0W (amostra G3ar10). A área irradiada apresentou alteração morfológica tipo fusão localizada com setas em vermelho e respingo de maternal localizado com setas em azul.



Figura 40 – Micrografia eletrônica de um implante em maior aumento da região demarcada em vermelho na FIG. 39 localiza a área irradiada com *laser* de Nd:YAG a 1.0W (amostra G3ar10). A área irradiada apresentou alteração morfológica tipo fusão localizada com setas em vermelho e fusão seguido de solidificação localizado com setas em verde.

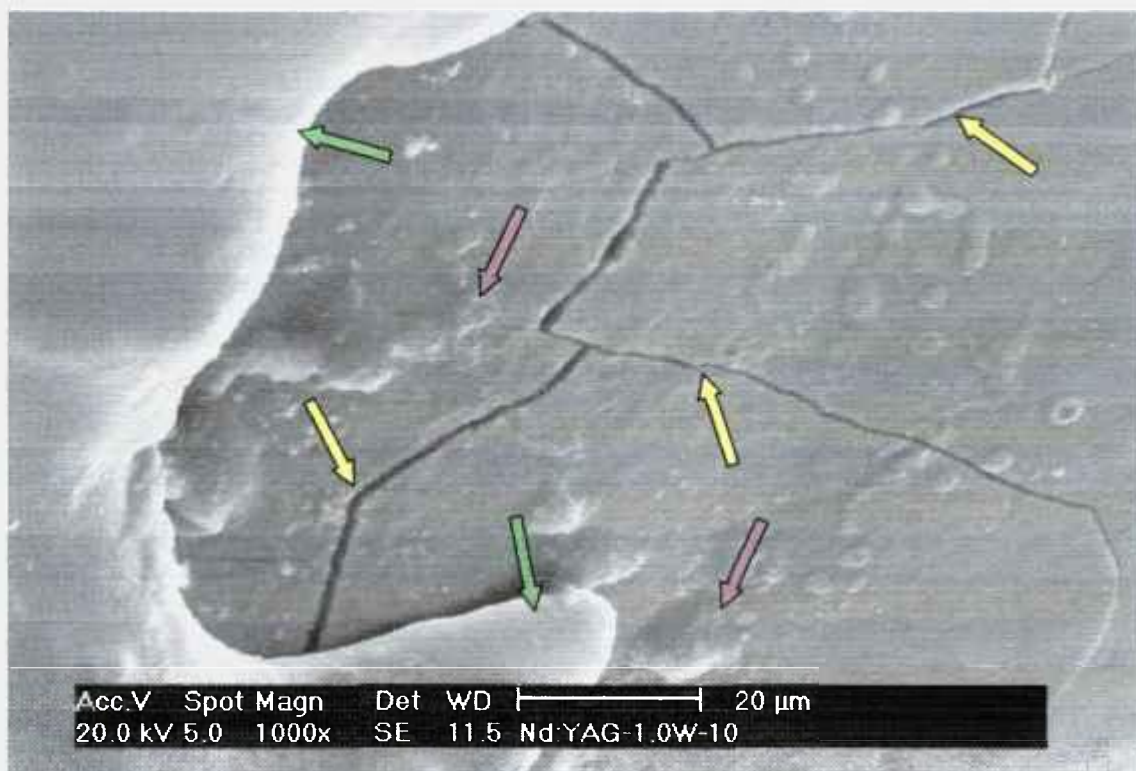


Figura 41 – Micrografia eletrônica de um implante em maior aumento da região demarcada em laranja na FIG. 40 localiza a área alterada morfologicamente em fusão pelo *laser* de Nd:YAG a 1.0W (amostra G3ar10). A área apresentou fissura de maternal devido à solidificação superficial forçada pelo arrefecimento localizado com setas em amarelos, fusão seguido de solidificação localizado com setas em verdes e vilosidades localizadas com setas em bordô.

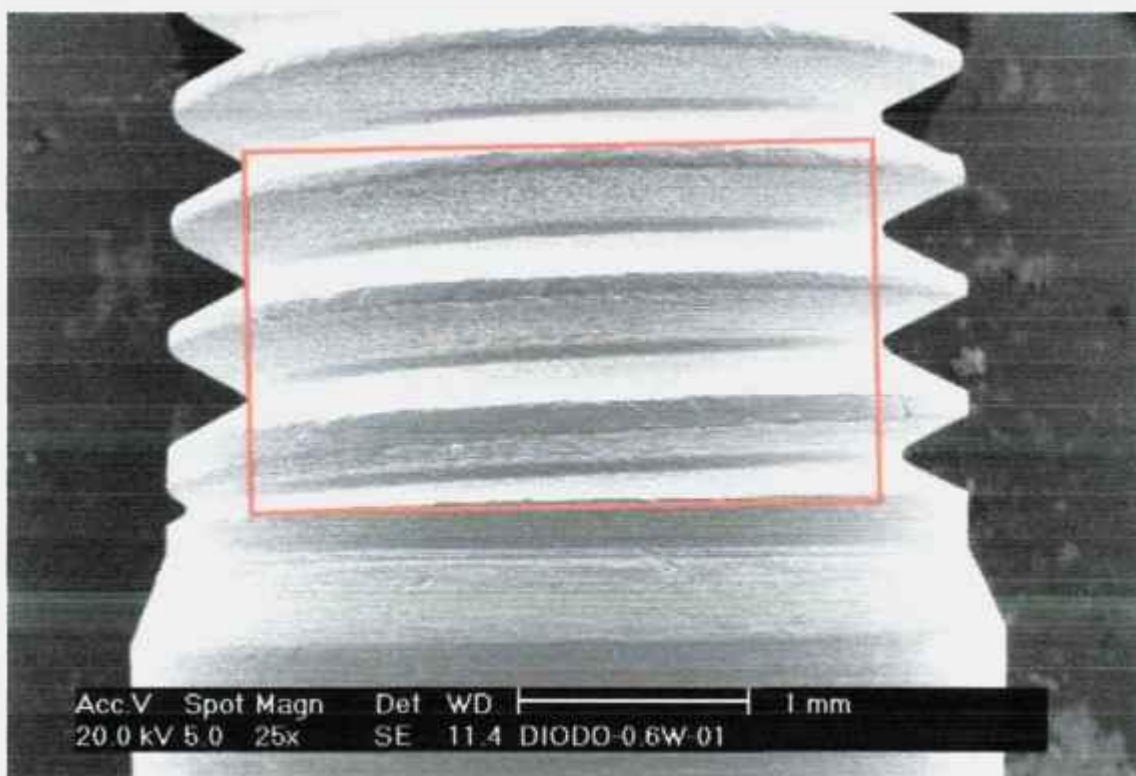


Figura 42 – Micrografia eletrônica de um implante em menor aumento onde a região demarcada em vermelho localiza a área irradiada com *laser* de GaAlAs a 0.6W (amostra G4ar01). A área irradiada não apresentou alteração morfológica.

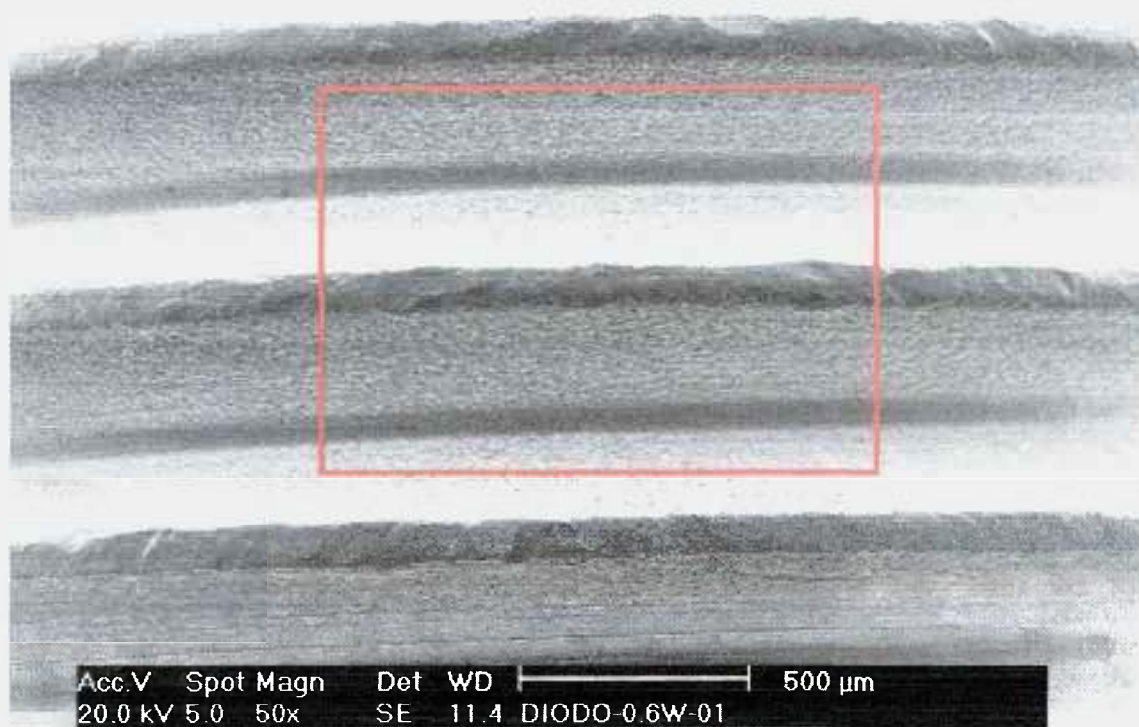


Figura 43 – Micrografia eletrônica de um implante em maior aumento da região demarcada em vermelho na FIG. 42 localiza a área irradiada com *laser* de GaAlAs a 0,6W (amostra G4ar01). A área irradiada não apresentou alteração morfológica.

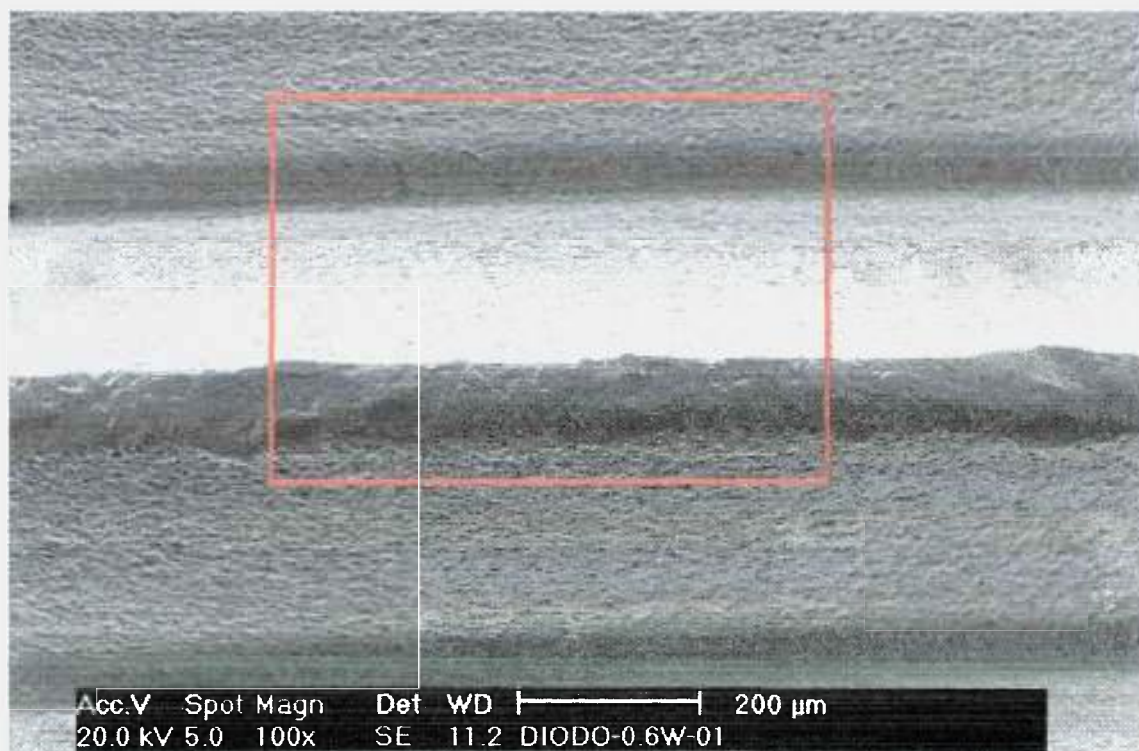


Figura 44 – Micrografia eletrônica de um implante em maior aumento da região demarcada em vermelho na FIG. 43 localiza a área irradiada com *laser* de GaAlAs a 0,6W (amostra G4ar01). A área irradiada não apresentou alteração morfológica.

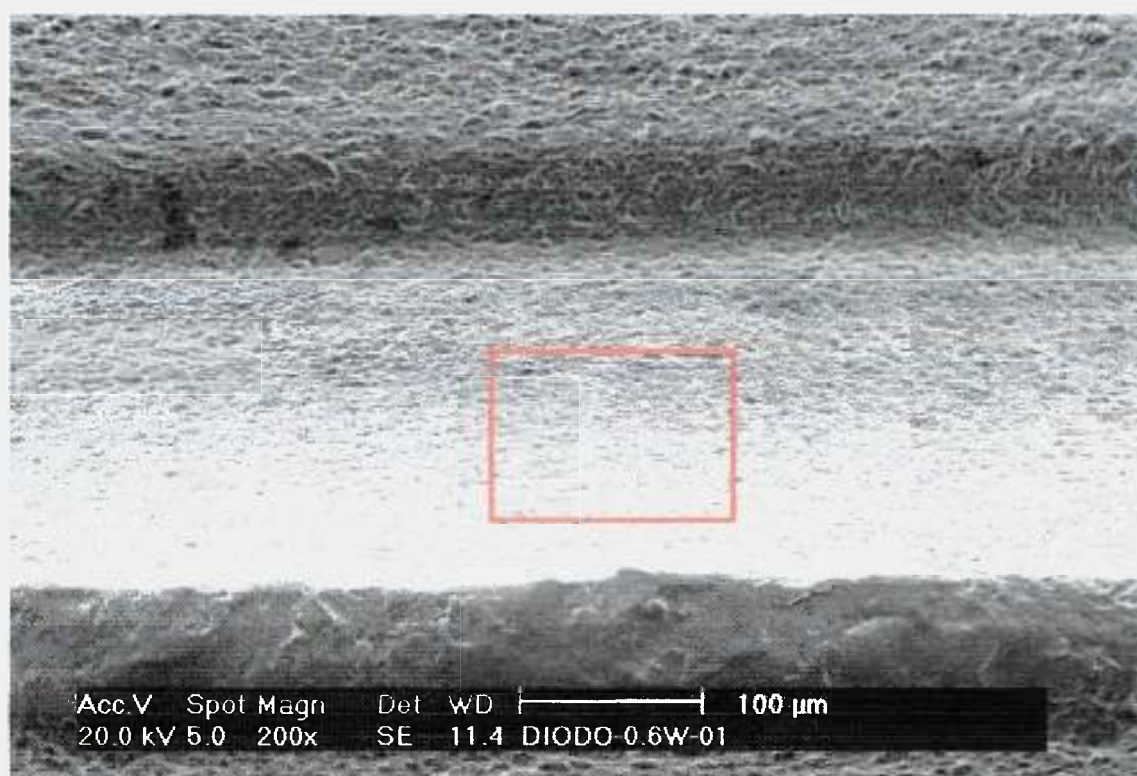


Figura 45 – Micrografia eletrônica de um implante em maior aumento da região demarcada em vermelho na FIG. 44 localiza a área irradiada com *laser* de GaAlAs a 0.6W (amostra G4ar01). A área irradiada não apresentou alteração morfológica.

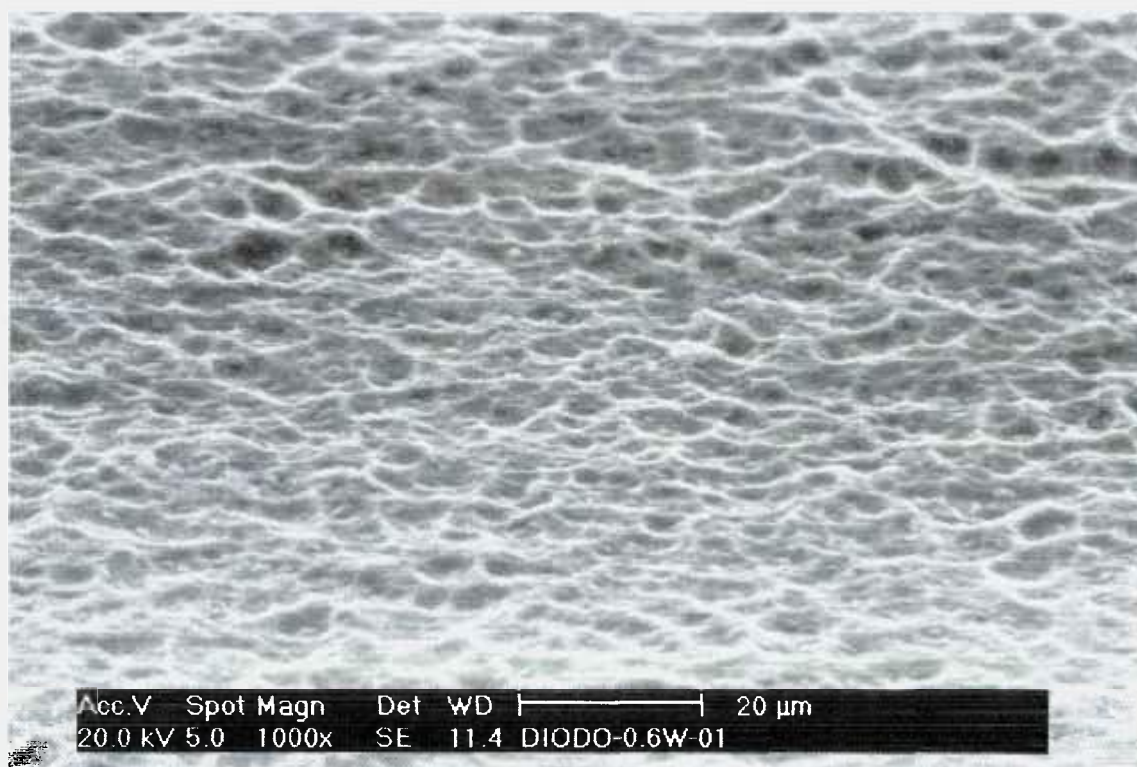


Figura 46 – Micrografia eletrônica de um implante em maior aumento da região demarcada em vermelho na FIG. 45 localiza a área irradiada com *laser* de GaAlAs a 0.6W (amostra G4ar01). A área irradiada não apresentou alteração morfológica.

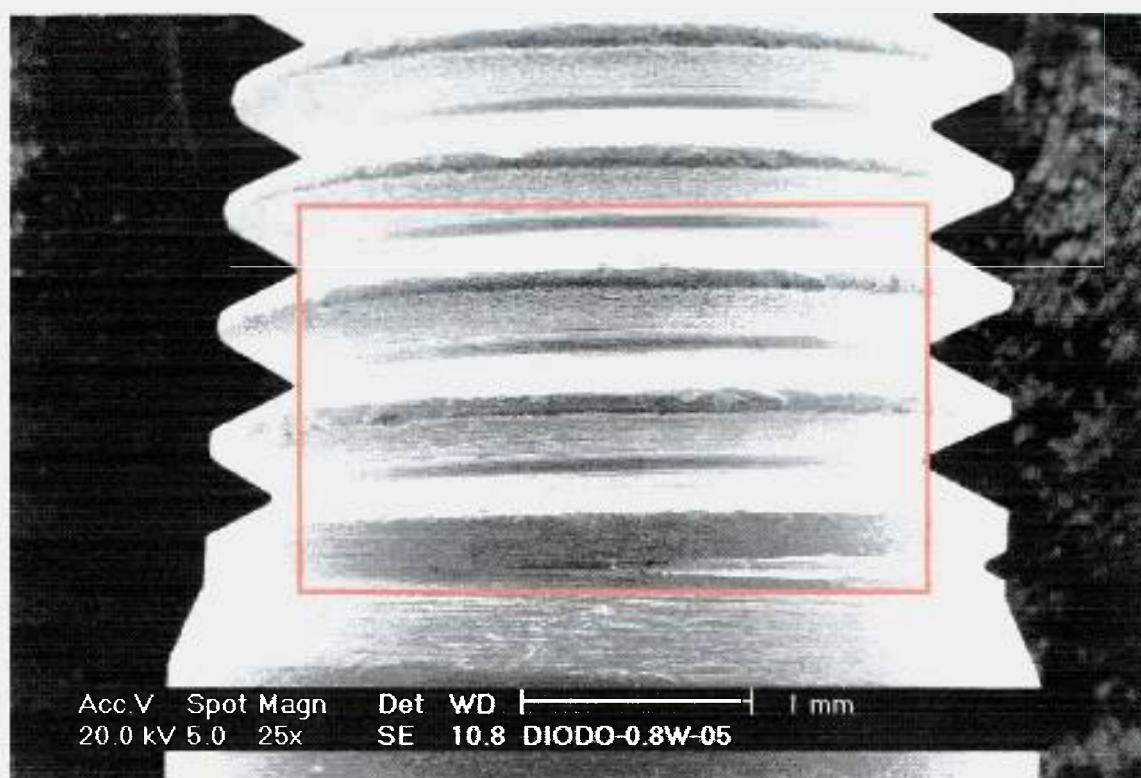


Figura 47 – Micrografia eletrônica de um implante em menor aumento onde a região demarcada em vermelho localiza a área irradiada com *laser* de GaAlAs a 0.8W (amostra G5ar05). A área irradiada não apresentou alteração morfológica.

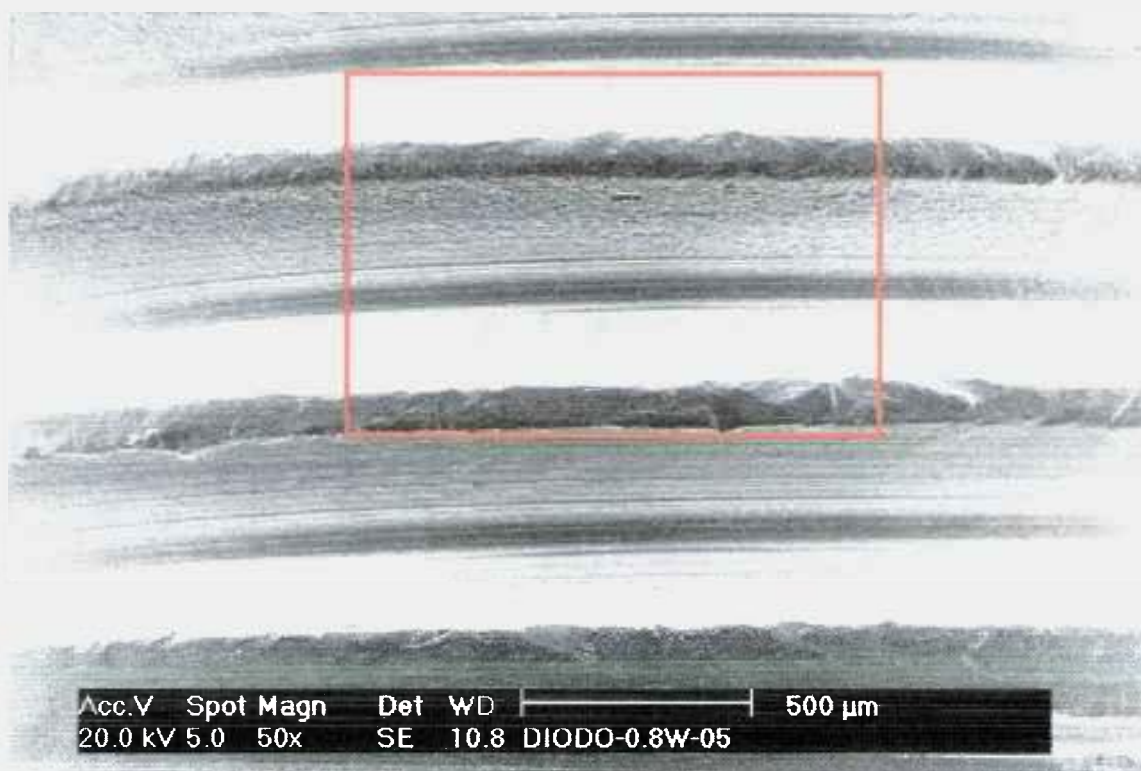


Figura 48 – Micrografia eletrônica de um implante em maior aumento da região demarcada em vermelho na FIG. 47 localiza a área irradiada com *laser* de GaAlAs a 0.8W (amostra G5ar05). A área irradiada não apresentou alteração morfológica.

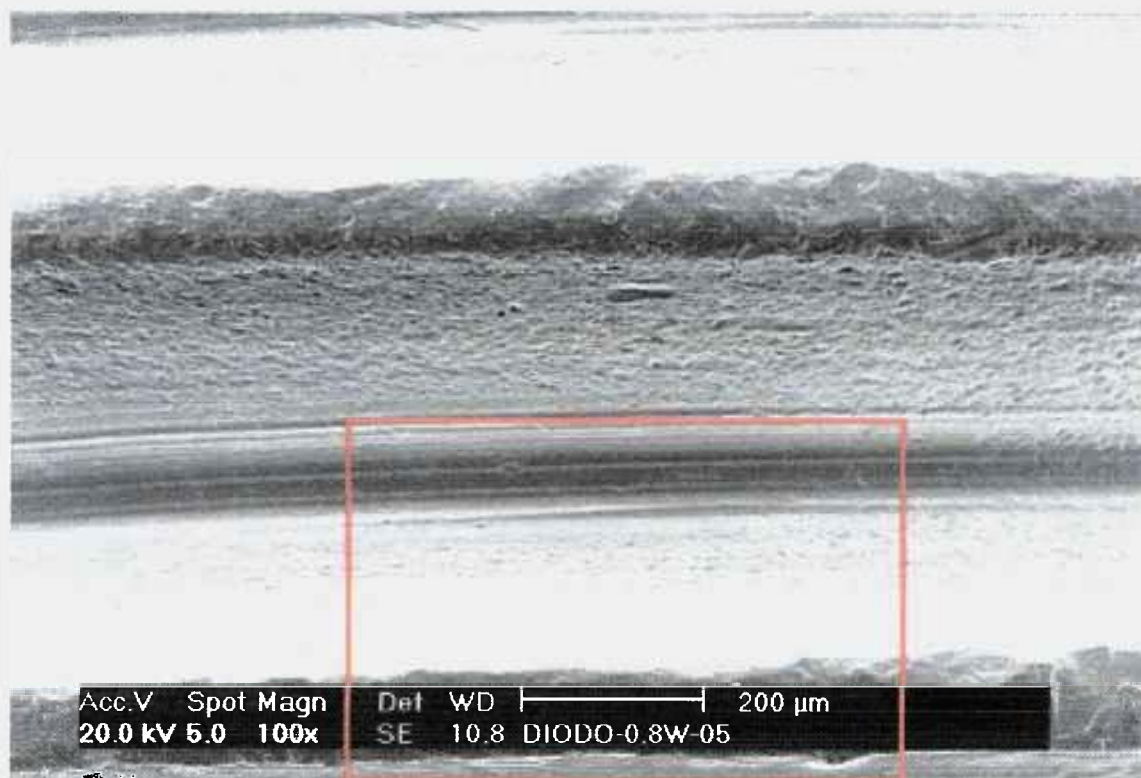


Figura 49 – Micrografia eletrônica de um implante em maior aumento da região demarcada em vermelho na FIG. 48 localiza a área irradiada com *laser* de GaAlAs a 0.8W (amostra G5ar05). A área irradiada não apresentou alteração morfológica.

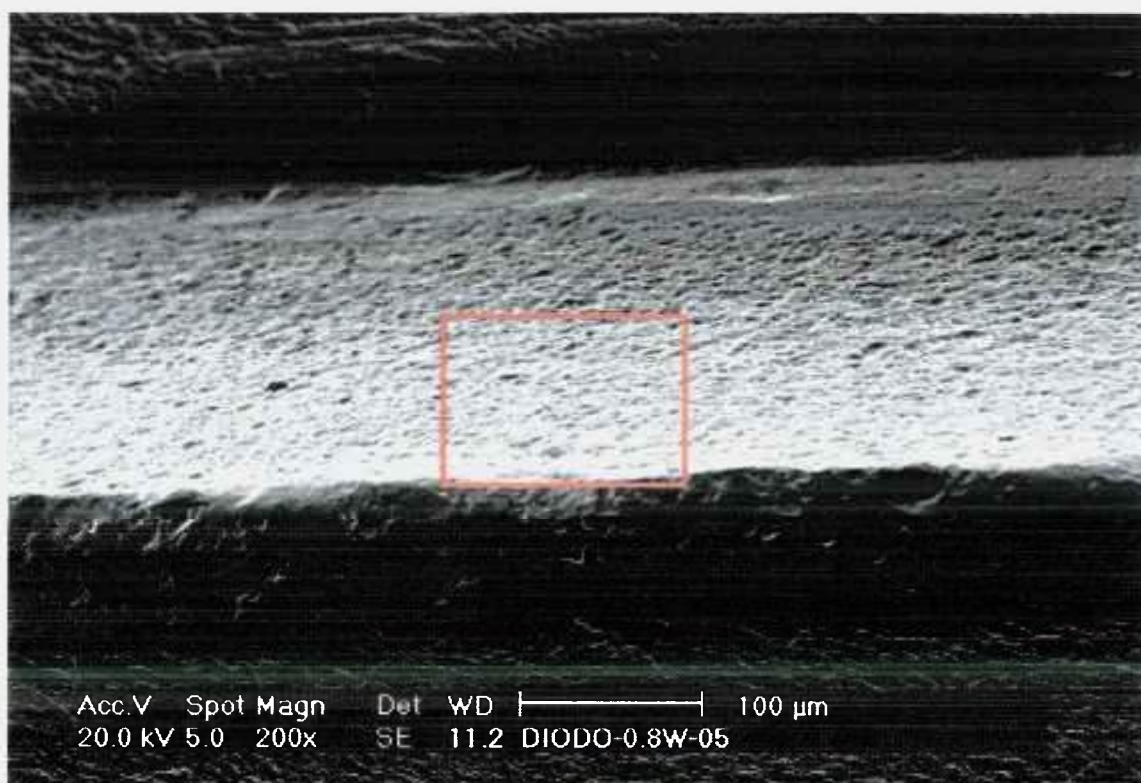


Figura 50 – Micrografia eletrônica de um implante em maior aumento da região demarcada em vermelho na FIG. 49 localiza a área irradiada com *laser* de GaAlAs a 0.8W (amostra G5ar05). A área irradiada não apresentou alteração morfológica.

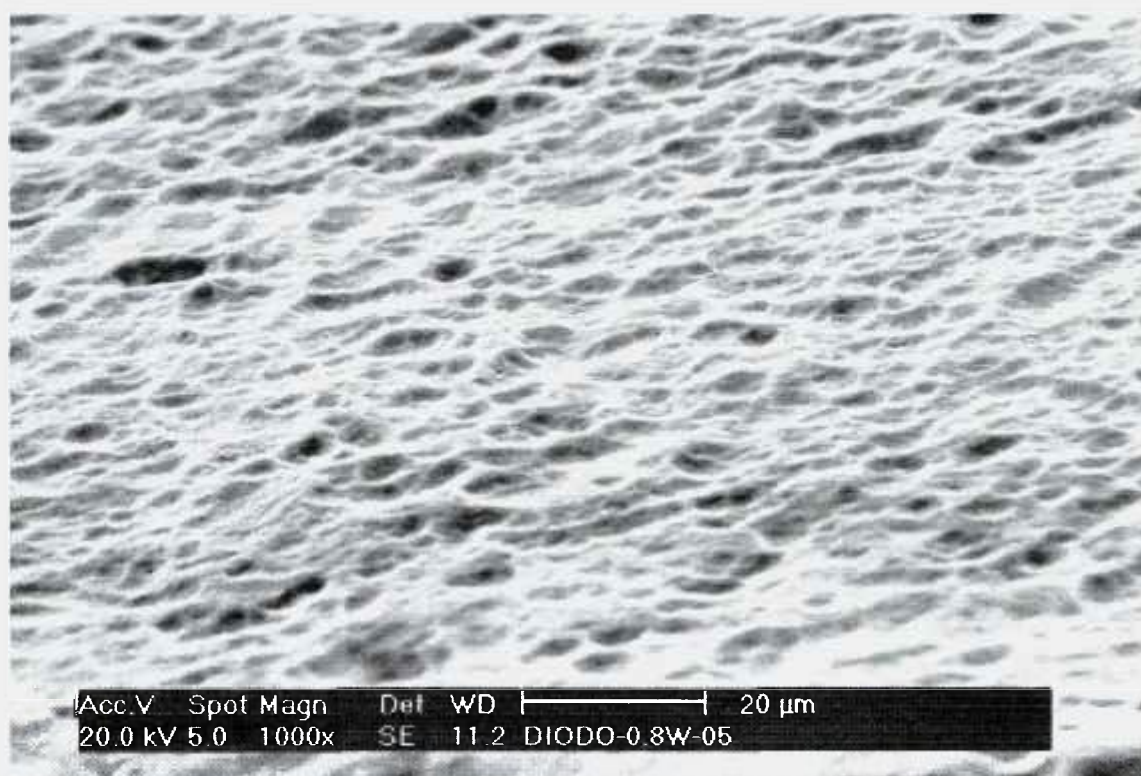


Figura 51 – Micrografia eletrônica de um implante em maior aumento da região demarcada em vermelho na FIG. 50 localiza a área irradiada com *laser* de GaAlAs a 0.8W (amostra G5ar05). A área irradiada não apresentou alteração morfológica.

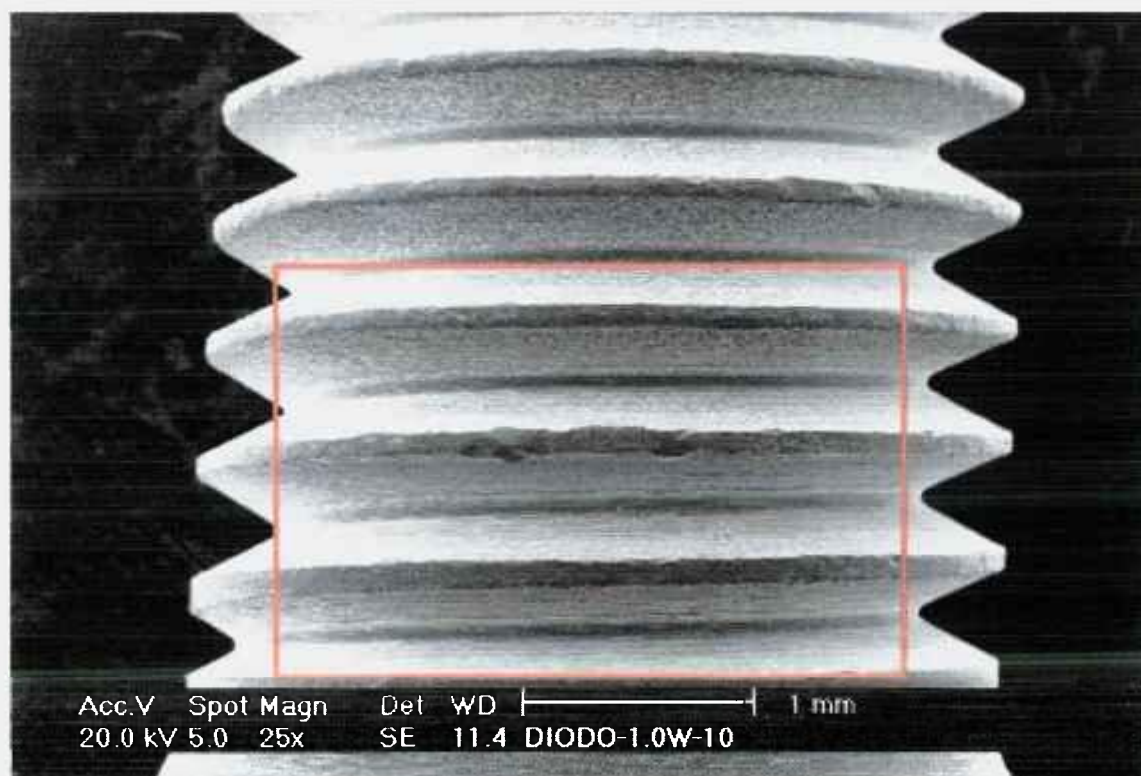


Figura 52 – Micrografia eletrônica de um implante em menor aumento onde a região demarcada em vermelho localiza a área irradiada com *laser* de GaAlAs a 1.0W (amostra G6ar10). A área irradiada não apresentou alteração morfológica.

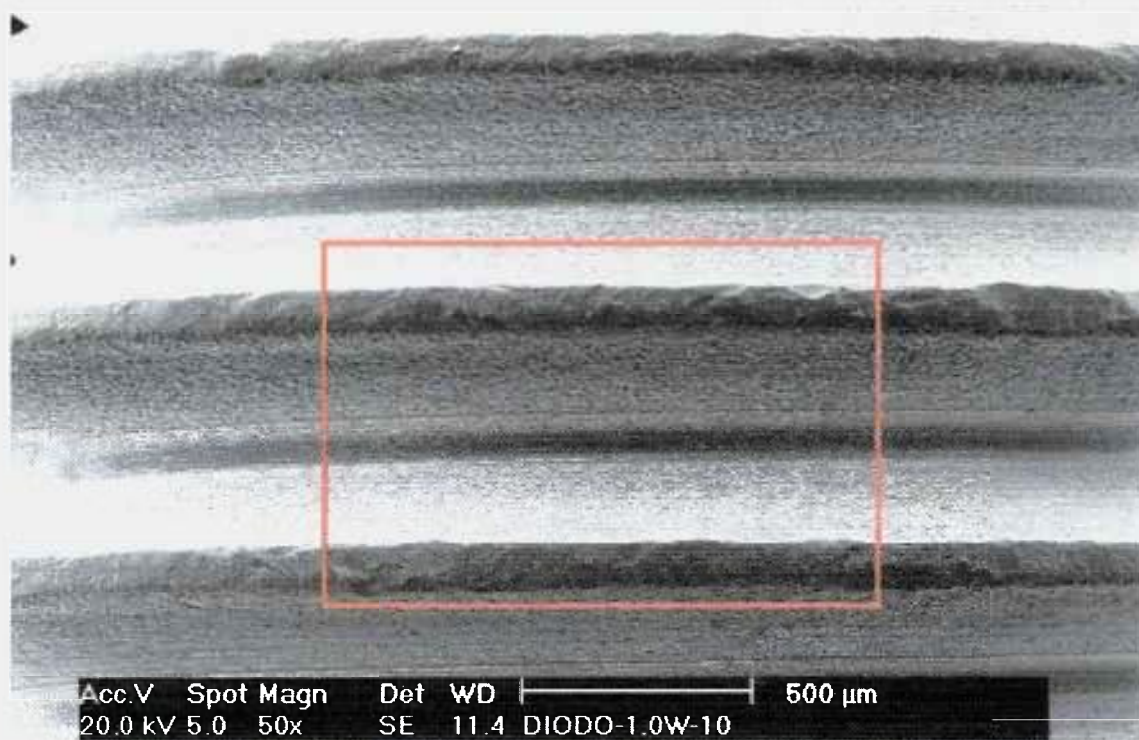


Figura 53 – Micrografia eletrônica de um implante em maior aumento da região demarcada em vermelho na FIG. 52 localiza a área irradiada com *laser* de GaAlAs a 1.0W (amostra G6ar10). A área irradiada não apresentou alteração morfológica.

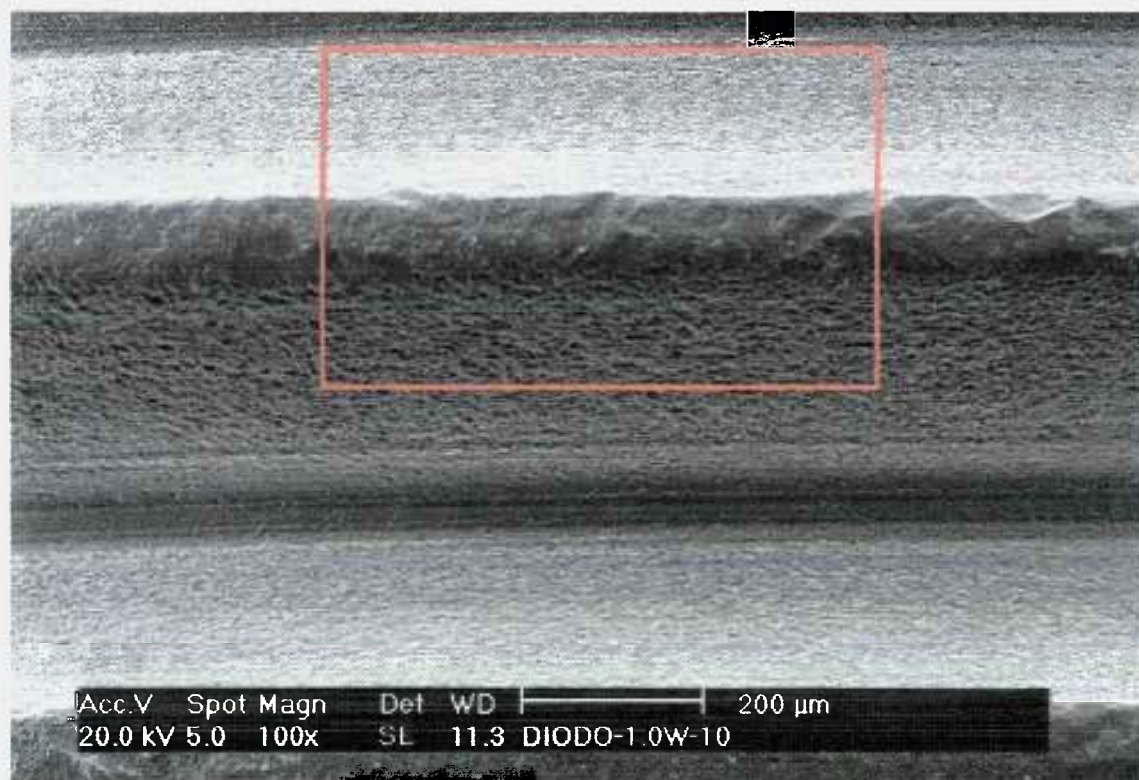


Figura 54 – Micrografia eletrônica de um implante em maior aumento da região demarcada em vermelho na FIG. 53 localiza a área irradiada com *laser* de GaAlAs a 1.0W (amostra G6ar10). A área irradiada não apresentou alteração morfológica.

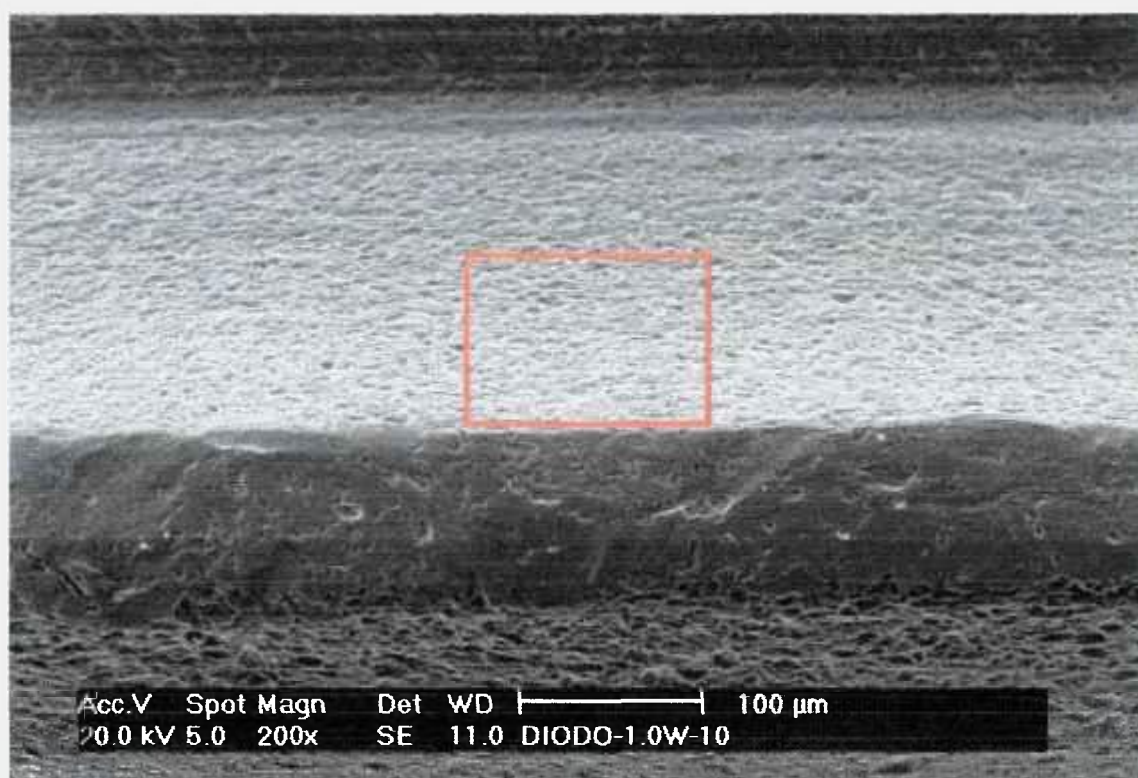


Figura 55 – Micrografia eletrônica de um implante em maior aumento da região demarcada em vermelho na FIG. 54 localiza a área irradiada com *laser* de GaAlAs a 1.0W (amostra G6ar10). A área irradiada não apresentou alteração morfológica.

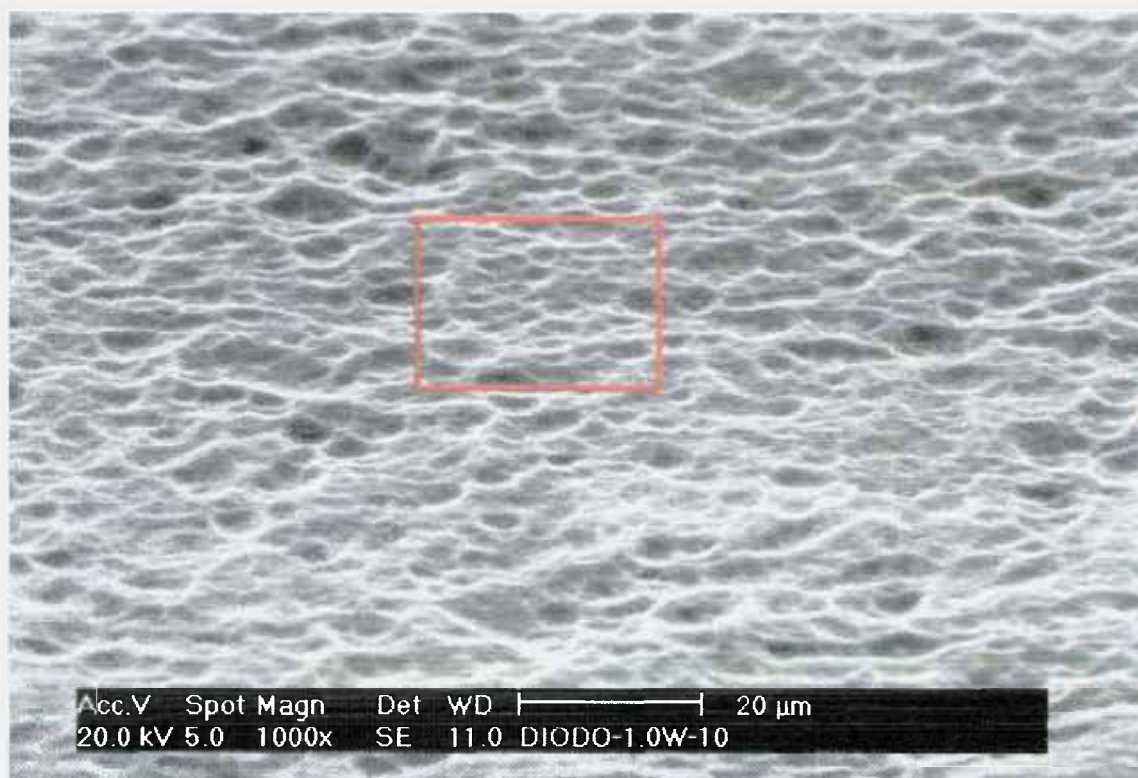


Figura 56 – Micrografia eletrônica de um implante em maior aumento da região demarcada em vermelho na FIG. 55 localiza a área irradiada com *laser* de GaAlAs a 1.0W (amostra G6ar10). A área irradiada não apresentou alteração morfológica.

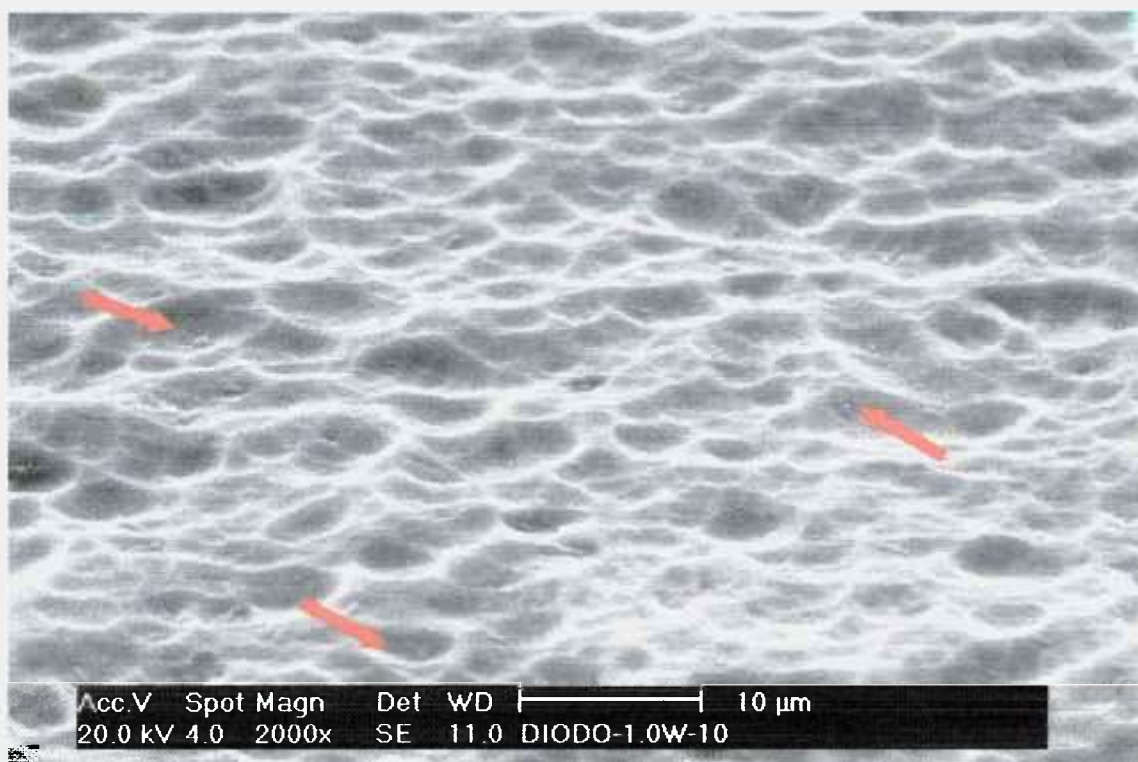


Figura 57 – Micrografia eletrônica de um implante em maior aumento da região demarcada em vermelho na FIG. 56 localiza a área irradiada com *laser* de GaAlAs a 1.0W (amostra G6ar10). A área irradiada não apresentou alteração morfológica. A amostra apresenta pequenos resíduos (setas em vermelho) cuja origem provável seja da manipulação.

As micrografias eletrônicas observadas anteriormente estão divididas em grupos que apresentaram algumas diferenças entre si. As do grupo Nd:YAG (FIG. de 28 a 41) foram consideradas diferentes em relação às figuras do grupo controle (FIG. de 22 a 27). Por outro lado, as FIG. de 42 a 57 que representam o grupo GaAlAs foram consideradas iguais ao grupo controle.

Os grupos Nd:YAG foram considerados diferentes entre si, apresentando um maior grau de fusão em relação à potência como pode se observar nas FIG. de 28 a 31, comparadas às FIG. de 32 a 36, e comparadas também às FIG. de 37 a 41.

DISCUSSÃO

Os grupos de implantes irradiados com *laser* de GaAIs e com *laser* de Nd:YAG sem arrefecimento apresentaram grandes variações de temperatura. Sabe-se que o limiar de variação térmica para segurança do tecido ósseo é de até 10°C durante 1 minuto⁷, o que torna os resultados dos grupos sem arrefecimento insatisfatórios. Embora as amostras dessa dissertação não estivessem imersas em banho térmico controlado, como no estudo de Kreisler²⁵, a variação de temperatura durante a irradiação dessas amostras foi muito alta. Por exemplo, para a amostra n.º02 durante a irradiação com o *laser* de GaAIs por 40s em modo contínuo, sem arrefecimento, à $P = 1W$, e $I = 848W/cm^2$ FIG. 8, apresentou um ΔT na região apical de 26°C e de 32°C para região cervical. Esse resultado foi inesperado porque no estudo de Kreiler²⁵ o *laser* de GaAIs também foi usado à $P = 1W$ em modo contínuo, sem arrefecimento e em seu resultado foi relatado uma variação de temperatura, dentro dos valores de segurança por 42s obteve uma variação de temperatura de aproximadamente 10°C²⁴. Porém, ao comparar todas as demais amostras do grupo Diodo 1W sem ar, a média do ΔT é 29,8°C para apical e 39,3°C para cervical, (TAB. 6). Portanto, os resultados das leituras térmicas para o grupo Diodo sem arrefecimento, assim como para a análise estatística, demonstram que as temperaturas estão mais de 15°C acima do biologicamente tolerável. A temperatura poderia ser menor, caso aumente-se a velocidade com que se varre a área receptora do implante ou de irradiação em modo contínuo para pulsado. Podemos ainda modificando o modo de aplicação de contato, para um pequeno distanciamento abrindo assim o diâmetro da área receptora e diminuindo a intensidade na área receptora. Porém não sabemos se estes procedimentos resultarão estatisticamente em redução significativa da temperatura ou mesmo se nestas condições a redução microbiana será eficaz.

Para este experimento após análise estatística os grupos de implantes irradiados com *laser* de diodo comparados com o grupo irradiado com o *laser* de

Nd:YAG sem arrefecimento houve diferença estatisticamente significativa ($p < 0,05$) para os valores de temperatura atingidos entre cada subgrupo, levando em consideração as potências empregadas. Cabe uma ressalva nesta comparação pois comparar grupos quantificados pela intensidade aos grupos quantificados pela energia de pulsos em frequência tão pequena, pode parecer estranho porém interessante. O grupo de implantes irradiados com o laser de diodo sem arrefecimento atingiu temperaturas significativamente diferentes ($p < 0,05$) daquelas dos implantes irradiados com laser de Nd:YAG sem arrefecimento, sendo as temperaturas maiores para este último. Portanto, o laser de Nd:YAG sem arrefecimento não foi considerado ideal para irradiar a superfície de implante orais, nestas condições.

Os resultados estatísticos demonstraram vários pontos importantes, como o fato de no grupo sem arrefecimento, o local de aferição é fator fundamental para análise térmica em estruturas como os implantes.

A variação entre os dois locais de aferição foi objeto de estudo registrado na FIG. 20, e a análise apontou diferença significativa em todos os grupos Diodo e bem como nos grupos Nd:YAG. Porém nos grupos com arrefecimento, as variações entre o local de arrefecimento quase não apareceram. Em alguns casos, a leitura do termopar na posição cervical resultou em valores médios inferiores as temperaturas obtidas dos termopares em região apical. Essa inversão ocorreu apenas no grupo Nd:YAG com arrefecimento e nas leituras do termopar cervical (em media estatística). A variação de temperatura foi muito pequena, em todos os grupos com arrefecimento não havendo diferença estatisticamente significativa entre as leituras no ponto apical e cervical. É claro que todos os grupos com arrefecimento estão dentro dos parâmetros biologicamente toleráveis. Porém, é curioso notar que o grupo de implantes irradiados com laser de diodo com auxílio de arrefecimento teve valores médios de ΔT maiores que os dos grupos irradiados com Nd:YAG e auxílio do arrefecimento. Este resultado é oposto aos obtidos com implantes irradiados sem arrefecimento.

Analisando os resultados estatísticos das medias de ΔT nos grupos diodo com arrefecimento da figura 21 podemos observar uma incongruência da media térmica para os sub grupos irradiados com 0,8W menores que as irradiadas com 0,6W em arrefecimento. Como as leitoras possuem variação

mínima, uma falha na leitura térmica pode ter ocorrido talvez pela proximidade do arrefecimento.

Também foi realizada uma análise entre tipos de *laser* e potência levando em consideração os resultados obtidos apenas nos termopares localizados em região cervical, a fim de estabelecer se existiam diferenças significativas entre a variável potência e a presença ou não de arrefecimento. A dispersão dos valores de temperatura foi grande, mas apresentou pequenas diferenças apenas para o grupo de implantes irradiados com *laser* de diodo com 1W.

Em análise final quanto aos resultados estatísticos, temos que todos os grupos de implantes irradiados a *laser* com arrefecimento foram considerados candidatos ao uso clínico. Os grupos irradiados a *laser* sem o auxílio arrefecimento não foram considerados adequados para este procedimento nestas condições e por este motivo não foram avaliados em MEV.

Os implantes irradiados com *laser* de GaAIs não apresentaram alterações morfológicas em si ou em relação ao grupo controle, conforma as FIGs. de 42 a 57.

Todos os implantes irradiados com *laser* de Nd:YAG apresentaram alteração morfológica que é perceptível no menor aumento (25X – original) na (FIG. 28). Em maiores aumentos observam-se, em detalhes, os resultados de fusão do material metálico localizando as áreas que foram irradiadas. Como resultado da fusão, observam-se fraturas, aparência de gotejamentos do material ao redor das espiras dos implantes. As áreas com superfície tratada perdem o tratamento parcialmente devido à fusão que ocorre nesta estrutura. O aumento da potência média promove aumento nos danos em toda sua extensão se comparado o subgrupo 0,6W (FIG. 31) com o subgrupo 0,8W (FIG. 35), nos quais observa-se microfissuras na área de fusão e pequenas vilosidades. As trincas podem ser devidas ao arrefecimento e as vilosidades por sua vez parecem ser resultantes do aprisionamento de ar, originado do superaquecimento local do feixe *laser* focalizado ou da simples solidificação de material da superfície tratada. No grupo irradiado com potencia média de 1W (FIG. 37) pode se perceber claramente que as áreas de fusão são maiores, assim como seus efeitos. A FIG. 41 mostra uma grande massa de fusão com aparência de material escorrido, cobrindo áreas de microfissuras.

Os danos causados pelo uso de *laser* corroboram com resultados obtidos por Romanos *et al*²¹. Provavelmente, os danos analisados no referido estudo foram maiores, pois as potências eram mais altas e não se utilizou arrefecimento. O fato de se utilizar o arrefecimento simultaneamente à irradiação não minimizou os efeitos da irradiação *laser* com Nd:YAG na superfície do implante de titânio o que pode ter amenizado.

Apesar de denominarmos os exuberantes efeitos da ablação térmica na superfície dos implante de “danos”, cabe agora considerar uma reflexão. No trabalho de Lang *et al*¹¹, os Implantes com tratamento de superfície TPS tiveram melhores resultados em comparação aos implantes lisos. Esta superfície em particular é resultante do jato de titânio em estado líquido, em uma superfície lisa de implante, formando uma superfície rugosa sobreposta à lisa. Um processo complicado e caro para ser obtido. Os resultados da ablação pelo laser de Nd:YAG podem não ser tão indesejáveis assim. Seriam necessários mais experimentos.

O método de varredura, com inclinação da fibra em 45° simulou a situação clínica e como consequência a maior área de fusão se deu no centro da área irradiada do implante e nas bordas cujas faces da espira estavam voltadas para a ponta da fibra. Trabalhos futuros serão necessários para verificar se na área de menor concentração de energia haverá eficiente redução microbiana. Da mesma forma, apenas estudos *in vivo* que verifiquem a reparação periférica ao remanescente ósseo de implantes submetidos à metodologia desta dissertação, poderão informar a importância ou não das alterações morfológicas deste tipo de irradiação *laser*.

CONCLUSÕES

As condições de irradiação com *laser* de Diodo operando com potência de 0,6W com intensidade de 849,85 W/cm² ; 0,8W com intensidade de 1132,34 W/cm² e 1W com intensidade de 1415,42 W/cm², todas com arrefecimento a ar, em modo contínuo, em varredura com fibra de 300µm de diâmetro, são candidatas a uso clínico na irradiação de superfícies de implantes orais.

As condições de irradiação com o *laser* de Nd:YAG operando em potência média de 0,6W e Potência pico de 600W; potência media de 0,8W e potência pico de 800W e por fim potência media de e 1W e potência pico de 1000W , com arrefecimento a ar, com taxa de repetição em 10Hz, em varredura com fibra de 300µm de diâmetro, causaram grandes alterações morfológicas na superfície dos implantes assim e devem ser abordadas em novos estudos.

ANEXO

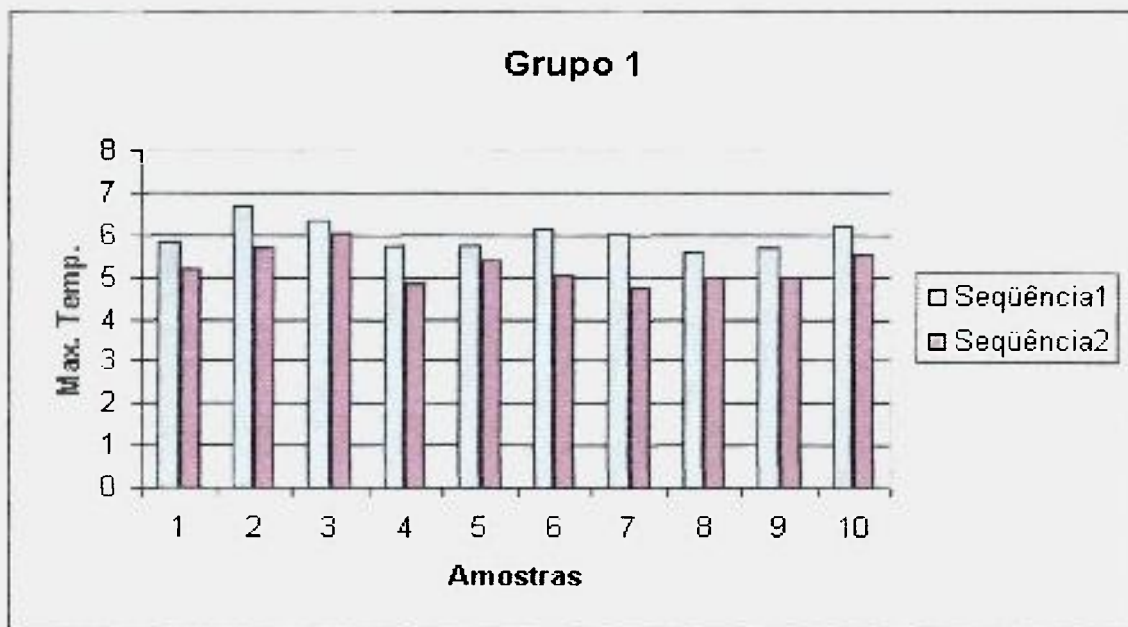


Tabela 11 – Gráfico de ΔT Maximo para implantes irradiados com *laser* de Nd:YAG em 0.6W com arrefecimento. Tomada de temperatura em dois pontos: em termopar cervical (seqüência -1) e termopar apical (seqüência - 2)

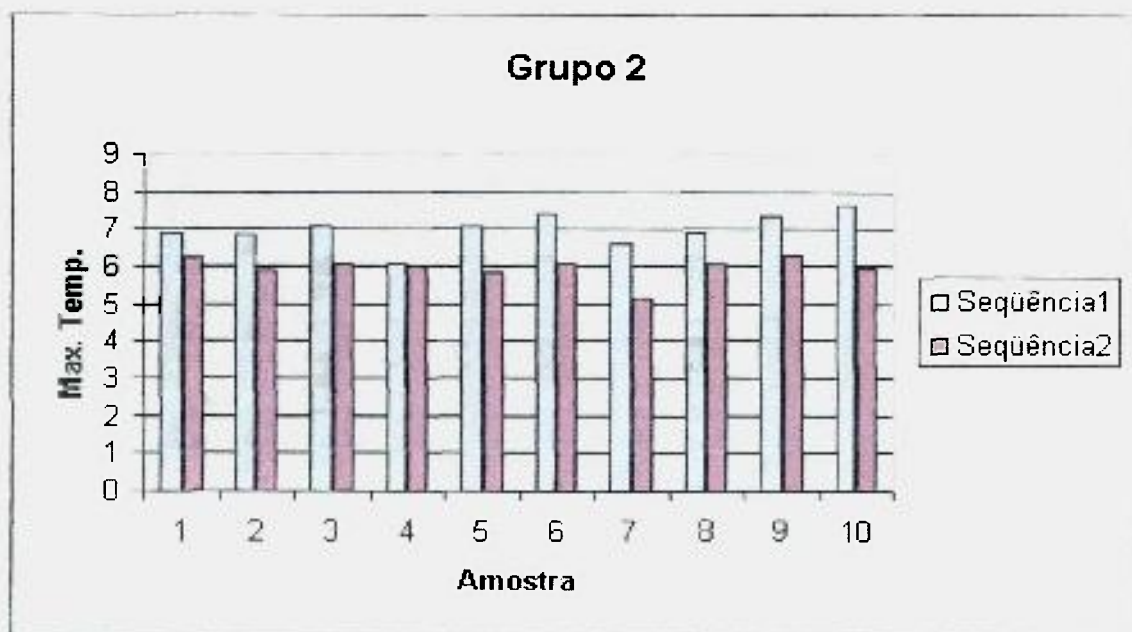


Tabela 12 - Gráfico de ΔT Maximo para implantes irradiados com *laser* de Nd:YAG em 0.8W com arrefecimento. Tomada de temperatura em dois pontos: em termopar cervical (seqüência -1) e termopar apical (seqüência - 2)

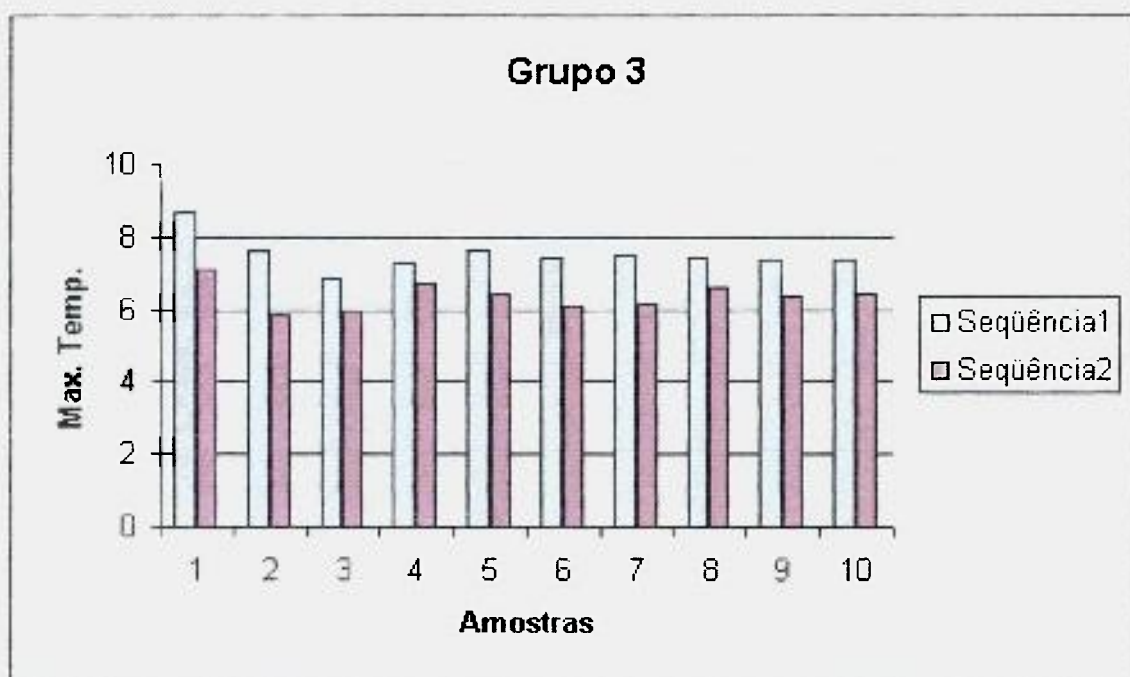


Tabela 13 - Gráfico de ΔT Maximo para implantes irradiados com *laser* de Nd:YAG em 1,0W com arrefecimento. Tomada de temperatura em dois pontos: em termopar cervical (seqüência -1) e termopar apical (seqüência - 2)

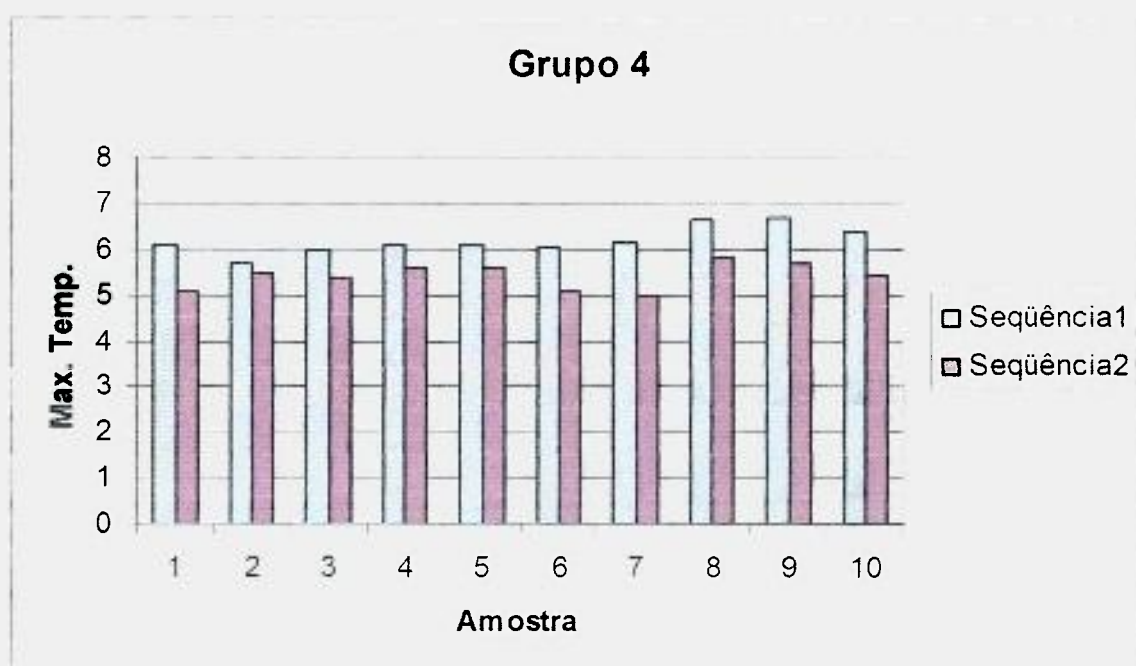


Tabela 14 -Gráfico de ΔT Maximo para implantes irradiados com *laser* de Diodo em 0,6W com arrefecimento. Tomada de temperatura em dois pontos: em termopar cervical (seqüência -1) e termopar apical (seqüência - 2)

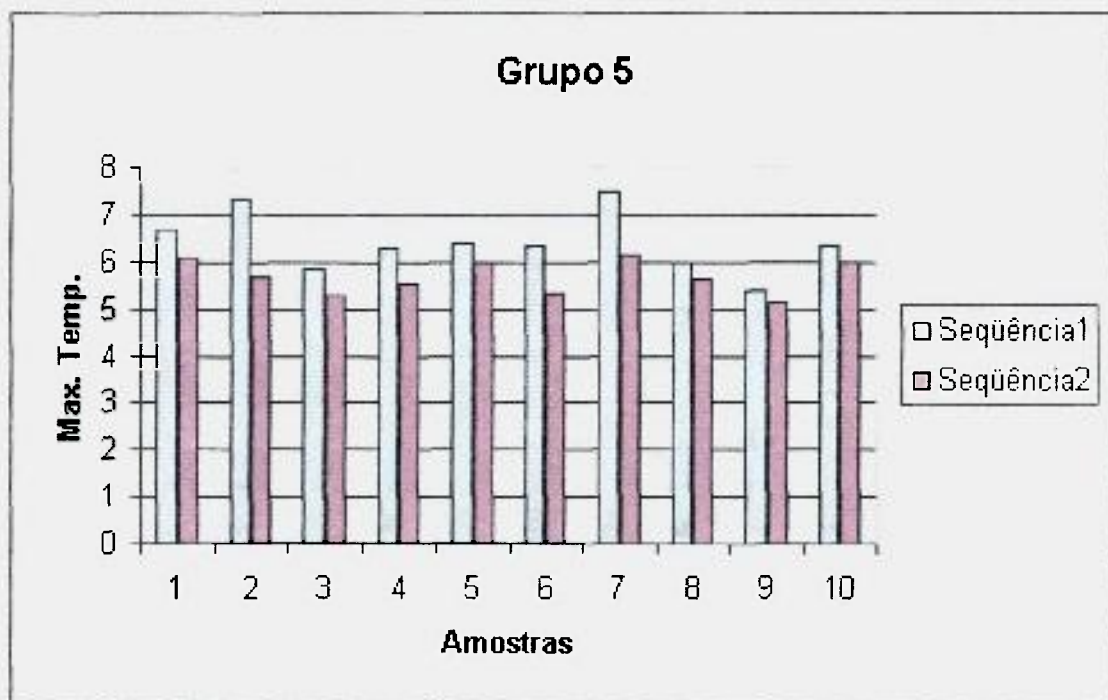


Tabela 15 - Gráfico de ΔT Maximo para implantes irradiados com *laser* de Diodo em 0.8W com arrefecimento. Tomada de temperatura em dois pontos: em termopar cervical (seqüência -1) e termopar apical (seqüência - 2)

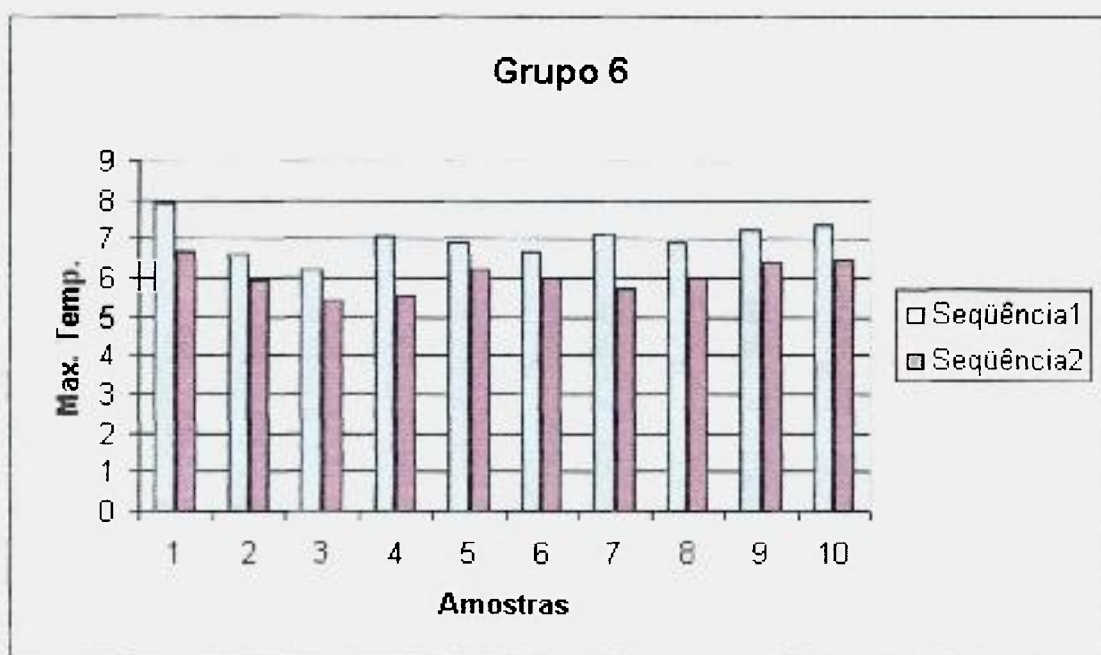


Tabela 16 - Gráfico de ΔT Maximo para implantes irradiados com *laser* de Diodo em 1.0W com arrefecimento. Tomada de temperatura em dois pontos: em termopar cervical (seqüência -1) e termopar apical (seqüência - 2).



Ilustração 1 – Amostra de Implante oral preparada para receber irradiação *laser* presa a será 7 e com os dois termopares. Um preso à região cervical e outro preso à região apical. Em ambos os pontos foram aplicados uma gota de pasta térmica para melhorar a precisão da leitura pelo termopar.



Ilustração 2 – O Power Meter foi utilizado antes e após a cada procedimento de irradiação em cada amostra. Esta calibração foi extremamente necessária para tentar manter uma melhor padronização em termos de irradiação entre as amostras.

REFERÊNCIAS BIBLIOGRÁFICAS

- ¹ KREKELER, G; KAPPER, H.; PELZ, K; GRAML, B. Die affinität der plaque zu verschiedenen wekstoffen. **Schweiz Monatsschr Zahnmed**, Zurich, v. 94, n. 7, p. 647-51, July 1984.
- ² RANS, T. E.; LINK, C. C. Microbiology of failing dental implants in humans electron microscopic observations. **Jornal Oral Implantology**, Abington, v. 11, n. 1, p. 93-100, Jan. 1983.
- ³ SPIKERMANN, H.; DONATH, K; HASSELL, T. M.; JOVANOVIC, S; RICHTER, E.J. **Coleção Artmed de Atlas Coloridos de Odontologia Implantologia – Patologia Periimplantar**. Porto Alegre: Artmed, ed.1, p. 388-391, 2000
- ⁴ WETZEL, A. C.; VLASSIS, J.; CAFFESSE, R. G.; HÄMMERL, C. H. F.; LANG, N. P. Attempts to obtain re-osseointegration following experimental peri-implatitits in dogs. **Clin. Oral Implants Res**. Copenhagen, v. 10, n. 2, p. 111-119, Apr. 1999.
- ⁵ MISCH, C. E. **Implante Odontológico Contemporâneo**. São Paulo: Pancast, p. 15-16, 1996.
- ⁶ BEUMER, J.; LEWIS, S. G. **Sistema de Implantes Branemark – Procedimentos Clínicos de Laboratório**. São Paulo: Pancast, p. 1-12, 1993.
- ⁷ ERIKSSON, A. R.; ALBREKTSSON, T. Temperature threshold levels for heat-induced bone tissue injury: avital-microscopic study in the rabbit. **J. Prosthetic Dent.**, St. Louis, v. 50, n. 1, p. 101-107, July 1983.
- ⁸ MISCH, C.E. **Implante Odontológico Contemporâneo**. São Paulo: Pancast, p. 32-35, 1996.
- ⁹ LINDHE, J.; BERGLUNDH, T. **Tratado de Periodontia Clínica e Implantologia Oral – A mucosa do periimplante**. Rio de Janeiro: Guanabara, Ed. 3, p. 631-638, 2000.
- ¹⁰ SPIKERMANN, H.; DONATH, K; HASSELL, T. M.; JOVANOVIC, S; RICHTER, E.J. **Coleção Artmed de Atlas Coloridos de Odontologia Implantologia – Patologia Periimplantar**. Porto Alegre: Artmed, ed.1, p. 318-328, 2000.
- ¹¹ LANG, N.P.; LIMA, L. A.; FUCHS-WEHRLE, A. M.; HÄMMERLE, C. H. F.; LIBERTI, E.; POMPEU, E.; TODESCAN, J. H.; Surface characteristics of implants influence their boné integration after simultaneous placement of implant and GBR membrane. **Clinical Oral Implants Research**. v. 14, n.6, p. 669-679, 2003
- ¹² BUSER, D.; DAHLIN, C.; SCHENK, R. K.: **Regeneração Óssea Guiada na Implantodontia – A origem científica da ROG**. São Paulo: Quintessence, p. 31 – 47, 1996
- ¹³ ALDECOA, E. A. **Um novo enfoque na cirurgia e prótese sobre implantes – Preparação de áreas futuras**. São Paulo: Pancast, p. 135-140, 1996.
- ¹⁴ ISHII, J.; FUJITA, K.; KOMORI, T. Clinical Assessment of Laser Monotherapy for Squamous Cell Carcinoma of the Mobile Tongue. **Journal of Clinical Laser Medicine e Surgery**. v. 20, n. 2, p. 57-61, 2002.

- ¹⁵ WALSH, L. J. The use of Lasers in Implantology: An Overview. **Journal of Oral Implantology**, v. 18, n. 4, p. 335-340, 1992.
- ¹⁶ RICE, J. H. Laser use in Fixed, Removable and Implant Dentistry. **Laser and Light Amplification in Dentistry**, v. 44, n. 4, p. 767-777, 2000.
- ¹⁷ PETERSON, L. J. Generetyon in hydroxyapatite-coated implants as a result of CO2 laser Application. **Oral and Maxillofacial Surgery**, v. 79, n. 4, p. 410-415, 1995.
- ¹⁸ HASS, R. HAIMBOCK, W; MAILATH, G; WATZEK, G. The relationship of the smoking on periimplant tissue: A retrospective study. **J. Prosthet Dent**. St. Louis, v. 76, n. 6, p. 592-596, Dec. 1996.
- ¹⁹ HAAS, R.; BARON, M.; DORTBUDAK, O.; WATZEK, G. Lethal Photosensitization, Autogenous Bone, and e-PTFE Membrane for the Treatment of Peri-implantitis: Preliminary Results. **Int. J. Oral Maxilofac. Implant**. v. 15, n. 3, p. 374-382, 2000.
- ²⁰ DORTBUDAK, O.; HAAS, R.; BERNHART, T.; POKORNY, G. M. Lethal photosensitization for decontamination of implant surfaces in the treatment of peri-implantitis . **Clin. Oral Impl. Rest**. v. 12, n. 2, p. 104-108, 2001.
- ²¹ HAYPEK, P. **Redução bacteriana pós aplicação do laser de dióxido de carbono na superfície de implantes contaminados com S. sanguis / Monografia (Mestrado) orientador Carlos de Paula Eduardo. IPEN, Univercidade de São Paulo, São Paulo, 2001.**
- ²² ROMANOS, G. S.; EVERTS, T. H.; NENTWIG, G. H. Effects of Diode and Nd:YAG Laser Irradiation on Titanium Discs: A Scanning Electron Microscope Examination. **J Periodontol**; v. 71, n. 8, p.810-815, 2000.
- ²³ SWIFT, J.Q.; JENNY, J. E.; HARGREAVES, K. M. Heat generation in hidroxyapatite-coated implants as a result of CO₂ laser application. **Oral Surg. Oral Med. Oral Pathol. Oral Radiol. Endod**. Saint Louis, v. 79, n. 4, p. 410-415, Apr. 1995.
- ²⁴ OYSTER, D. K.; PARKER, W. B.; GHER, M. E. CO₂ lasers and temperature changes of titanium implants. **J. Periodontol**, Birmngham, v. 66, n. 12, p. 1017-1024, Dec. 1995.
- ²⁵ KREISLER, M.; 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**. v. 30, p. 233-239, 2002
- ²⁶ BUSSAB, W. O.; MORETTIN, P. A. **Estatística básica**. 4.^a ed. São Paulo: Atual. p. 321, 1987.
- ²⁷ NETER, J., WASSERMAN, W.; KUTNER, M. H. **Applied Linear Statistical Models**. Homewood, Illinois: Irwin. 3.^a ed. p. 1.127, 1990.
- ²⁸ WINER, B. J. **Statistical Principles in Experimental Designs**. New York: McGraw-Hill. 2.^a ed. p. 907, 1971.