

CHRISTIAN GIANCARLO BERNAL RODRIGUEZ

**Estudo *in vitro* dos efeitos do *laser* diodo na hipersensibilidade dentinária e
avaliação da variação da temperatura intra pulpar**

São Paulo

2022

CHRISTIAN GIANCARLO BERNAL RODRIGUEZ

**Estudo *in vitro* dos efeitos do *laser* diodo na hipersensibilidade dentinária e
avaliação da variação da temperatura intra pulpar**

Versão Corrigida

Tese apresentada à Faculdade de Odontologia da Universidade de São Paulo, pelo Programa de Pós-Graduação em Odontologia (Laser em Odontologia) para obter o título de Doutor em Ciências.

Orientador: Prof. Dr. Carlos de Paula Eduardo

São Paulo

2022

Catálogo da Publicação
Serviço de Documentação Odontológica
Faculdade de Odontologia da Universidade de São Paulo

Rodriguez, Christian Giancarlo Bernal .

Estudo *in vitro* dos efeitos do laser diodo na hipersensibilidade dentinária e avaliação da variação da temperatura intra pulpar / Christian Giancarlo Bernal Rodriguez; orientador Carlos de Paula Eduardo -- São Paulo, 2022.

112 p. : fig. ; 30 cm.

Tese (Doutorado) -- Programa de Pós-Graduação em Odontologia. Área de concentração: Laser em Odontologia. -- Faculdade de Odontologia da Universidade de São Paulo.

Versão corrigida.

1. Laser diodo. 2. Sensibilidade da dentina. 3. Congelamento. 4. Túbulo dentinário. 5. Fusão. 6. Fotoiniciador. 7. Comprimento de onda. 8. Necrose da polpa dentária. 9. Termopar. I. Eduardo, Carlos de Paula. II. Título.

Bernal Rodriguez C. Estudo *in vitro* dos efeitos do *laser* diodo na hipersensibilidade dentinaria e avaliação da temperatura intra pulpar. Tese apresentada à Faculdade de Odontologia da Universidade de São Paulo para obtenção do título de Doutor em Ciências.

Aprovado em: 12/ 09 /2022

Banca Examinadora

Prof(a). Dr(a). Luciane Hiramatsu Azevedo

Instituição: USP Julgamento: Aprovado

Prof(a). Dr(a). Denise Maria Zezell

Instituição: IPEN Julgamento: Aprovado

Prof(a). Dr(a). Sheila Cynthia Gouw Soares

Instituição: FFO Julgamento: Aprovado

A Deus pela vida.

Aos meus pais Rosario Rodriguez e Luis Bernal, pelo suporte nesta caminhada chamada vida.

Aos meus avós Delia e Victor pelos cuidados, conselhos, alimentos e amor.

A meus irmãos, Jackelynnne, Victor, Iriana y Solange, pela historia que construímos, estamos construindo e construiremos.

A minha tia Isabel Chávez e Rosa Duran, duas pessoas que sempre torceram por mim.

Meus caros Isi, maricuchita, gordita e Fio, pelas orações, paciência e os ensinios da alma.

AGRADECIMENTOS

Ao **Prof. Dr. Carlos de Paula Eduardo**, meu professor e orientador, quem me abriu as portas do **Laboratório Especial de Lasers em Odontologia (LELO)**, e me deu a confiança para poder crescer na área acadêmica, sempre disposto a resolver minhas dúvidas, pela sabedoria transmitida em cada caminhada de cada viagem ao Perú.

Ao **Prof. Dr. Carlos Gilberto Carlotti**, digníssimo reitor da Universidade de São Paulo;

Ao **Prof. Dr. Giulio Gavini**, digníssimo diretor da Faculdade de Odontologia da Universidade de São Paulo;

À **Profa. Dra. Luciane Hiramatsu Azevedo** por estar sempre disposta a me ajudar, além de ser professora é uma amiga que sempre resolve minhas dúvidas.

À **Prof. Dra. Denise M. Zezell**, pela enorme colaboração disponibilizando todos recursos em equipamentos do Centro de Lasers e Aplicações do Instituto de Pesquisas Energéticas e Nucleares (IPEN) - USP IPEN para realização da presente pesquisa, e pelo suporte científico na escrita desta pesquisa.

À **Profa. Dra. Ana Cecilia Aranha**, pela ajuda e confiança nesta pesquisa, pela parceria em outras pesquisas, pelos ensinamentos neste caminho que começou com o mestrado.

Ao **Prof. Dr. Carlos Shimokawa** pela amizade e ajuda com a análise estatística e respectiva interpretação. Obrigado pelo exemplo de humildade ao estar sempre disposto a compartilhar conhecimento com todos que precisassem; não é só um grande profissional, mas um excelente ser humano.

À **Profa. Dra. Marcia Martins** por me abrir as portas do Departamento de Dentística no estágio, assim como a todos os **professores e funcionários** desse

Departamento, que me receberam de braços abertos, ensinaram-me, ajudaram-me e estiveram sempre presentes.

A **Camila Crespi e sua família**, pelos cuidados de sempre.

À **Profa. Dra. Patrícia Freitas**, pelas disponibilidades de sempre para resolver minhas dúvidas e pelos ensinamentos neste processo de pós-graduação.

À **Profa. Dra. Maria Ângela Pita Sobral**, pela confiança neste caminho.

À **Profa. Dra. Sheila Gouw**, por me deixar acompanhar os cursos da terça-feira.

À **Hymmer Rojas**, grande amigo, companheiro de algumas batalhas.

Ao **Laboratório Especial de Lasers em Odontologia (LELO)**, e sua equipe; a **Lili** pelo amor e confiança ao longo deste período; a **Ana** pelo carinho de sempre.

À **Profa. Dra. Maria Aparecia e seu esposo Dr. Joao Gualberto**, pelos ensinamentos quando me acolheu na Dentística 2, e pela confiança quanto à colaboração junto à FUNDECTO.

Aos meus amigos **Jodidos Informales Toño, Arturo, Pedro, Troll, Pico, Pepe, Robert, Juancho**; pela irmandade que construímos ao longo destes anos de vida.

Aos meus irmãos que a **Nossa Senhora das Mercês** me deu **John Paul (Cholo)** e **José (Jaci)** que estiveram ao meu lado desde a escola, em todos os momentos, de dificuldade, tristeza, felicidade, e alegrias.

A **Paolo Tirabanti**, amigo que partiu de corpo, mas sua alma continua alegrando meus dias com suas lembranças.

A meu amigos **Alexander Kraul e Fernando Interlandi**, por cada momento, pela amizade e parceria no dia a dia.

A **Isabella**, quem foi aluna da iniciação científica e virou amiga enquanto trabalhamos numa pesquisa clinica. Obrigado pela amizade e confiança no meu trabalho.

A **Maria Cecilia Cersosimo**, e **família**, por abrir as portas de seu lar, e me fazer sentir parte da família.

À **Coordenação de Aperfeiçoamento de Pessoal de Nível Superior – Brasil (CAPES)**, já que o presente trabalho foi realizado com seu apoio – Código de Financiamento 001.

"O tempo de Deus é perfeito".

Anônimo

RESUMO

Bernal Rodriguez C. Estudo *in vitro* dos efeitos do laser diodo na hipersensibilidade dentinaria e avaliação da temperatura intra pulpar. São Paulo: Universidade de São Paulo, Faculdade de Odontologia; 2022. Versão Corrigida.

O laser diodo de alta potência é uma alternativa inovadora para o tratamento da hipersensibilidade dentinária (HD) obliterando os túbulos dentinários, porém apresenta uma desvantagem que é o aumento da temperatura sobre a superfície irradiada. Neste estudo *in vitro* avaliamos a variação da temperatura na câmara pulpar e ápice radicular, bem como as alterações morfológicas na superfície dentinária irradiada. Para isso foram utilizados 120 terceiros molares humanos hígidos, os quais foram desgastados até expor o tecido dentinário no nível cervical, em seguida foram colocados dois sensores que mediram a variação de temperatura (termopares), sendo um deles dentro da câmara pulpar e o outro na região apical. As amostras previamente preparadas foram divididas aleatoriamente em dez grupos para os testes de avaliação da variação da temperatura na câmara pulpar e no terço apical bem como a avaliação de alterações morfológicas através da microscopia eletrônica de varredura (MEV), cujas amostras sofreram prévio tratamento para abertura dos túbulos dentinários, e irradiadas com quatro diferentes comprimentos de onda (808, 940, 976 e 980 nanômetros(nm)) de cinco diferentes marcas comerciais para o processo de irradiação. As amostras de cada grupo foram irradiados na região cervical de cada terceiro molar com e sem fotoiniciador e, os dados obtidos, foram analisados estatisticamente. Os resultados do teste de avaliação da variação da temperatura mostraram que existe diferença estatística entre os grupos que usaram fotoiniciador e os que não usaram, obtendo um maior aumento da temperatura nos grupos que não usaram fotoiniciador. Os grupos cujas amostras foram irradiadas com comprimento de onda dos 1064nm são os que obtiveram menor aumento de temperatura na câmara pulpar e na região apical com e sem fotoiniciador. As amostras do grupo irradiado com o diodo 808nm sem fotoiniciador criou trincas ao redor dos túbulos dentinários, e as, dos outros grupos irradiados com os lasers de 940nm, 976nm e 980nm, que não usaram fotoiniciador criaram uma camada mais regular pela fusão dos componentes dentinários com a

formação do *melting* obliterando os túbulos dentinários. Pelos resultados obtidos pode-se concluir que, os lasers com comprimento de onda 940nm, 976nm, e 980 nm sem fotoiniciador, irradiando as amostras com 1 Watt de potência no modo contínuo, em duas fases de irradiação de 30 segundos com um intervalo de 30 segundos, promoveram a obliteração dos túbulos dentinários, com parâmetros seguros sem causar danos térmicos. Os lasers de comprimentos de onda 808nm, 940nm, 976nm e 980nm, associados ao uso de fotoiniciador promoveram uma variação da temperatura ainda menor que nos grupos cujas amostras não usaram fotoiniciador, porém sem a formação de uma superfície regular de fusão. Portanto, podemos concluir que os parâmetros dos lasers de diodo com exceção do grupo 1 utilizados neste estudo *in vitro* são potencialmente seguros para obliterar os túbulos dentinários.

Palavras-chave: Laser diodo. Hipersensibilidade dentinária. *Melting*. Túbulo dentinário. Fusão. Fotoiniciador. Comprimento de onda. Necroses pulpar. Termopar.

ABSTRACT

Bernal Rodriguez C. *In vitro* study of the effects of diode *laser* on dentin hypersensitivity and evaluation of intrapulpal temperature. São Paulo: Universidade de São Paulo, Faculdade de Odontologia; 2022. Versão Corrigida.

The high power diode *laser* is an innovative alternative for the treatment of this symptom by obliterating the dentinal tubules, but it has a disadvantage, which is the increase in temperature on the irradiated surface. In this *in vitro* study, we evaluated the temperature variation in the pulp chamber and root apex, as well as the morphological changes on the irradiated dentin surface. For this, 120 healthy human third molars were used, which we wore until exposing the dentin tissue at the cervical level, then two sensors were placed that measured the temperature variation (thermocouples), one of them inside the pulp chamber and the other at the level apical. The previously prepared samples were randomly divided into ten groups (n=10) for the tests to evaluate the temperature variation in the pulp chamber and evaluation of morphological changes through scanning electron microscopy prior to treatment for opening the dentinal tubules (SEM)(n =2), in which we used four different wavelengths (808, 940, 976 and 980 nm) of five different commercial brands for the irradiation process, with and without the use of photoinitiator. Each group was irradiated at the cervical level of each third molar with and without photoinitiator and, afterwards, the data obtained were statistically analyzed. The results obtained from the temperature variation test showed that there is a statistical difference between the groups that used a photoinitiator and those that did not, with a greater increase in temperature in the groups that did not use a photoinitiator. The groups closer to the 1064 nm wavelength are those that obtained the lowest temperature increase in the pulp chamber and apical level with and without photoinitiator. In the morphology evaluation test irradiated through SEM, the 808 nm group without photoinitiator created cracks around the dentinal tubules, on the contrary, the other groups of 940nm, 976nm and 980nm lasers, which did not use a photoinitiator, created a more regulate by the fusion of the dentinal components with the formation of the melting obliterating the dentinal tubules. From the results obtained, it can be concluded that, using the *laser* with wavelength 940nm, 976nm, and 980nm without photoinitiator,

with 1 W of power in continuous mode, in two phases of irradiation of 30 seconds with a rest interval of 30 seconds, we will obliterate the dentinal tubules, with the certainty of not altering the pulp physiology by increasing the temperature. Likewise, with lasers of wavelengths 808nm, 940nm, 976nm and 980nm, associated with the use of photoinitiator, we will have an even lower temperature variation than the groups that did not use photoinitiator, but without the formation of a regular melting surface. Therefore, we can conclude that the parameters of diode lasers with the exception of group 1 used in this in vitro study are potentially safe to obliterate the dentinal tubules.

Keywords: Tooth Hypersensitivity, *Laser*, Diode, Chromophore. Melting. Fusion. Dentin, wavelength, pulp necrosis.

LISTA DE ILUSTRAÇÕES

Quadro 4.1 - Delineamento experimental.....	64
Quadro 4.2 - Fatores de variação.....	64
Figura 4.1 - Parte da amostra dos 120 terceiros molares utilizados nesta pesquisa.....	65
Figura 4.2 - Limpeza com curetas dos terceiros molares (A). Polimento com pedra pomes (B).....	66
Figura 4.3 - Após devida limpeza superficial dos terceiros molares, procedemos a limpeza com lima endodôntica (A). Abertura no terço cervical (B). Abertura no ápice radicular (C).....	67
Figura 4.4 - Termopares tipo K (chromel-alumel – NiCr-NiAl, Omega Eng. Inc., Stamford, USA), com espessura de 127 μm (A). Aplicação do ácido fosfórico (B). Posicionamento dos Termopares e aplicação do sistema adesivo (C). Fotopolimerização do sistema adesivo (D). Termopar posicionado e fixado com a resina composta (E).....	68
Figura 4.5 - Avaliação radiográfica do posicionamento dos termopares no interior das amostras (A). Comparação radiográfica e real do posicionamento dos termopares nas amostras (B).....	69
Figura 4.6 - Avaliação em microscopia eletrônica de varredura (MEV) da abertura dos túbulos dentinarios.....	70
Quadro 4.3 - Distribuição das amostras e seus respectivos grupos.....	71

Figura 4.7 - Termopares conectados ao conversor analógico/digital Lock-in, de 13 bits (A). Amostra posicionado dentro de simulador de temperatura da cavidade bucal (B). Irradiação com <i>laser</i> diodo de alta potencia no tercio cervical (C).....	75
Figura 5.1 - Abertura dos túbulos dentinários.....	80
Figura 5.2 - Ablação dos túbulos dentinarios com ausência de trincas.....	81
Figura 5.3 - Superfície dentinária com obliteração dos túbulos dentinários com presença de trincas observadas nas amostras do Grupo 1, após irradiação com <i>laser</i> diodo de 808nm sem fotoiniciador.....	82
Figura 5.4 - Fusão da superfície dentinária com fusão dos túbulos dentinários e inclusão das partículas do fotoiniciador. Amostras do Grupo 6, após irradiação com <i>laser</i> de diodo de 976 nm com fotoiniciador.	83

LISTA DE TABELAS

- Tabela 5.1 - - Valores médios do aumento da temperatura registrado pelo termopar na câmara pulpar77
- Tabela 5.2 - Valores médios do aumento da temperatura registrado pelo termopar na região apical..... 78
- Tabela 5.3 - Análises estatística da variação da temperatura na câmara pulpar entre os grupos cujas amostras que usaram fotoiniciador e que não usaram fotoiniciador.....78
- Tabela 5.4 - Análises estatística da variação da temperatura na região apical entre os grupos cujas amostras usaram fotoiniciador e que não usaram fotoiniciador.....79

LISTA DE ABREVIATURAS, SIGLAS E SÍMBOLOS

ANSI	American National Standards Institute
AsGa	Arseneto de gálio
CO ₂	Dióxido de carbono
CW	Modo contínuo
Ddp	Diferença de potencial
Er:YAG	Érbio: Ítrio, alumínio, granada
GaAlAs	Arsênio de Gálio e Alumínio
HeNe	Hélio, Neon
HILT	High Intensity Laser Treatment
Ho:YAG	Hólmio: Ítrio, alumínio, granada
Hz	Hertz
InGaAsP	Arseneto fosfeto de índio e gálio
J	Joule
J/cm ²	Joule por centímetro quadrado
Laser	Light Amplification by Stimulated Emission of Radiation (Amplificação de luz por Emissão Estimulada de Radiação)
LED	Diodo emissor de luz
LLLT	Low Level Laser Treatment
MEV	Microscopia eletrônica de varredura
Mm ²	Milímetro quadrado
mm	Milímetros
mW	mili Watts
Nd:YAG	Neodímio: Ítrio, Alumínio, granada
Nm	Nanômetros
PSI	Libra por polegada quadrada
S	Segundo
μm	Micrômetros
VAS	Escala analógica visual
W	Watts
μ	Micra

SUMÁRIO

1	INTRODUÇÃO.....	25
2	REVISÃO DE LITERATURA.....	29
3	PROPOSIÇÃO.....	61
4	MATERIAL E MÉTODOS.....	63
5	RESULTADOS.....	77
6	DISCUSSÃO.....	85
7	CONCLUSÕES.....	91
	REFERÊNCIAS.....	93
	ANEXOS.....	107

1 INTRODUÇÃO

A Hipersensibilidade dentinária (HD) é um sintoma doloroso, que se torna evidente clinicamente a todos os cirurgiões-dentistas pela queixa do paciente ao relatar dor em áreas de dentina radicular exposta, como consequência, de uma lesão cervical não cariada (LCNC)(Yoshizaki et al., 2017), a HD é gerada por uma resposta exagerada que começa quando a dentina exposta recebe um estímulo de curta duração (químico, térmico, tátil ou osmótico) muitas vezes a HD permanece algum tempo mesmo depois da remoção do estímulo (Holland et al., 1997) (Navarro; Rivera, 2002). Esta resposta pode variar de médio desconforto a extrema dor (Scaramucci et al., 2014), afetando a qualidade de vida do paciente em qualquer idade e aumentando sua prevalência em escala mundial (Boiko et al., 2010) (West et al., 2014).

Sobral, em 1994, realizou um estudo com fim de verificar, por amostragem, a prevalência e a distribuição dos dentes com a hipersensibilidade dentinária cervical estudadas através de 267 (duzentos e sessenta e sete) pacientes em tratamento ambulatorial os quais foram examinados de modo aleatório. O estudo clínico demonstrou que, um entre cada seis pacientes em tratamento, apresenta um dente com hipersensibilidade. Existe, portanto, uma predisposição maior a desenvolver HD no adulto jovem, ocorrendo de forma semelhante em homens e mulheres. Os dentes mais frequentemente afetados são os pré-molares superiores, seguidos pelos molares superiores (Rees, 2000; Bartold, 2006).

A exposição dentinária pode ocorrer pela perda do esmalte dental devido a problemas relacionados à desarmonia oclusal, levando à atrição ou, mais comumente, devido à exposição radicular e perda do cemento resultante da recessão gengival. Procedimentos restauradores onde não foram bem ajustados os pontos de contatos oclusais e, onde foi realizada a raspagem radicular no tratamento periodontal também são citados como causadores desta (Pashley, 1987; Renton Harper; Midda, 1992). Assim também, os efeitos dos ácidos do meio bucal junto com os mecanismos de abrasão provocada por escovação traumática (West et al., 2013); componentes erosivos da dieta, presença de placa e invasão bacteriana na dentina, são fatores importantes na etiologia deste problema (Brännström, 1992).

O mecanismo de transmissão da sensibilidade ainda não está definitivamente esclarecido, mas pode ser definido pela combinação de duas teorias, quais sejam, a “Teoria Hidrodinâmica” e a “Teoria Neural”. Ambas as teorias indicam que a dor é causada por estímulos externos que geram um movimento de fluídos dentro dos túbulos dentinários e a compressão dos odontoblastos externos da polpa e das terminações nervosas ligadas a ela (West et al., 2014; Yilmaz et al., 2011). Tanto a permeabilidade dentinária quanto a hipersensibilidade são reduzidas quando os túbulos dentinários são obliterados (Yilmaz et al., 2011; Oh et al., 2015).

Com a finalidade de tratar e controlar a hipersensibilidade dentinária com agentes terapêuticos, se chegou à conclusão que tais agentes deveriam ter os seguintes requisitos: não possuírem ação irritante à polpa, serem relativamente indolores quando aplicados; serem facilmente aplicáveis; rápida ação terapêutica; efetividade a longo prazo; não causarem manchas da superfície dental; possuírem alta efetividade.

Métodos que incluem a oclusão mecânica dos canalículos dentinários foram tentativas de tratamento para este tipo de desconforto (De Oliveira et al., 2012). Modificações do conteúdo tubular através da coagulação, precipitação proteica ou criação de complexos de cálcio insolúvel foram outras formas de abordagem (Laufer et al., 1981; McFall, 1986). Outros agentes, tais como nitrato de potássio (Touyz; Stern, 1999), formaldeído, hidróxido de cálcio e oxalatos foram investigados (Pashley et al., 1978; Pashley; Galloway, 1985), além do uso concomitante de dentifrícios contendo nitrato de potássio, pirofosfato solúvel, copolímero PVM/MA e fluoretos foram testados (Schiff et al., 1994). Infelizmente a maioria dos tratamentos preconizados mostrou-se ineficiente ou de resolução apenas temporária (Kerns et al., 1991), motivo pelo qual não há uma conclusão final e, portanto, estão em constante estudo.

Sendo assim, as novas abordagens são importantes para ampliar o leque do tratamento da HD. Neste sentido, inclui-se o uso do *laser* como coadjuvante à terapia (Liu; Lan, 1994; Moritz et al., 1996) desempenhando um papel essencial e único no tratamento deste desconforto (Lan; Liu, 1996). Neste sentido, o *laser* de neodímio yttrium-aluminium-garnet (Nd:YAG) tem sido utilizado em dentística desde os anos 70 (Renton-Harper; Midda, 1992; Eduardo, et al., 1994). Dentre as propriedades citadas do *laser* de Nd:YAG estão a fusão e ressodificação dentinária,

obliteração dos túbulos dentinários e diminuição da permeabilidade dentinária com uma eficácia de 51,5% a 100% (Aranha et al., 2005).

Atualmente existem novos lasers usados na odontologia com comprimentos de onda menores que o *laser* Nd:YAG, entre eles o *laser* de diodo semiconductor InGaAlP, cujo comprimento de onda varia entre 800 e 1064nm, a energia elétrica gerada é transformada no feixe da luz *laser*, emitido no infravermelho, semelhante ao *laser* de Nd:YAG, sendo a principal diferença o mecanismo de geração da luz, que torna o diodo mais econômico e de menor tamanho. O poder de penetração do *laser* de diodo é menor que o de Nd:YAG, enquanto a quantidade de calor gerada é maior, resultando numa coagulação mais profunda e maior carbonização da superfície (Bargiela, 2015).

Os principais cromóforos encontrados nas estruturas dentárias, responsáveis pela absorção da radiação *laser* na região do infravermelho próximo, nas quais estão incluídos o Nd:YAG e o diodo, são a hidroxiapatita e água, no esmalte e na dentina; e hemoglobina e oxi-hemoglobina, na polpa (Andrade e al., 2007). O *laser* de diodo não é, contudo, absorvido pelo esmalte e dentina (enquanto é fortemente absorvido pela polpa). Visando a produção de efeito térmico na dentina irradiada com lasers com comprimentos de onda que os cromóforos do dente não absorvem, tem sido sugerido o uso de absorvedores conhecidos como fotoiniciadores, os quais possuem a função de absorver eficientemente a radiação *laser* e convertê-la em calor. Os lasers de diodo e Nd:YAG têm uma diferença significativa: os lasers Nd:YAG têm a capacidade de operar em regime pulsátil e a energia de um pulso pode ser concentrada em um intervalo curto de tempo, elevando sua intensidade, provocando assim a elevação da temperatura no meio irradiado antes que ocorra a difusão do calor. Já o *laser* de diodo opera em regime contínuo e suas intensidades são baixas se comparadas com as dos pulsáteis. Atualmente existem estudos com *laser* diodo, com comprimentos de onda de 810nm associado a gel de nitrato de potássio (Sicilia et al., 2009) e de 980nm associado a fluorato de estanho (Joshi et al., 2016), com resultados favoráveis os quais amenizaram a hipersensibilidade dentinária. Matsumoto e Kimura (2007) mostraram uma eficácia de 85% do *laser* diodo de alta potência no tratamento da hipersensibilidade dentinária cervical. Aun et al. (1989) encontraram também 98% de sucesso em casos de hipersensibilidade dentinária. Yamaguchi et. al. (1990) em um estudo clínico concluíram que a melhora

dos sintomas de hipersensibilidade dentinária correspondeu a 60% no grupo cujas amostras foram tratadas com *laser* se comparado com 22% do grupo cujas amostras não foram tratadas com *laser*. Jhingan et al. (2015) avaliaram o efeito do *laser* diodo 980nm em dentina intra radicular, e observaram que o grupo cujas amostras não irradiadas, apresentaram os túbulos dentinários abertos e com um nível de significância maior ($p < 0.001$) que o grupo irradiado com *laser*, produziu alterações estruturais na dentina como a fusão.

Desta forma, torna-se essencial saber e compreender, a influência da radiação com *laser* diodo de alta potência com diferentes comprimentos de onda, na mesma potência, bem como se existe ou não alteração morfológica da superfície dentinária e dos túbulos irradiados a fim de verificar e definir bases contextuais complementares para a decisão de protocolos a serem seguidos na área clínica em relação à hipersensibilidade dentinária, garantindo uma maior efetividade no tratamento da dor. É importante também que se tenha conhecimento de possíveis alterações na micromorfologia da dentina irradiada e no aumento da temperatura na câmara pulpar, os quais podem ser úteis na determinação de tratamentos mais eficazes.

Nesse sentido, foram utilizadas cinco diferentes marcas de lasers de Diodo (InGaAlP) com quatro diferentes comprimentos de onda (808 ± 10 nm, 940 ± 10 nm, 970 ± 10 nm, 980 ± 10 nm), com e sem fotoabsorvedor, com o mesmo parâmetro de potência (1.0W), com emissão contínua. As alterações morfológicas da superfície dentinária, bem como dos túbulos dentinários foram analisados por meio de MEV. Dessa forma, torna-se essencial avaliar o efeito da irradiação do *laser* de diodo de alta potência em dentina utilizando diferentes comprimentos de onda analisados por meio de MEV.

Diante do exposto, este estudo teve como objetivo avaliar as alterações morfológicas da dentina (procurando se houve ou não vedamento dos túbulos dentinários) e as variações da temperatura que acontecem na câmara pulpar e na região de ápice no momento da irradiação das amostras com *laser* de diodo utilizando 4 comprimentos de onda diferentes, e com os mesmos parâmetros de irradiação, associado ou não, ao uso de fotoabsorvedor de carvão ativado.

2 REVISÃO DE LITERATURA

2.1 COMPLEXO DENTINO-PULPAR

A dentina é um tecido dentário de menor dureza e maior elasticidade quando comparado com o esmalte, e envolve a câmara da polpa dentária. Está composta por 70% (setenta por cento) de matriz inorgânica, 20% (vinte por cento) de matriz orgânica e 10% (dez por cento) de água; em peso, formada por 45% (quarenta e cinco por cento) de mineral, 33% (trinta e três por cento) de matriz orgânica e 22% (vinte e dois por cento) de água em volume. A dentina apresenta em seu interior os túbulos dentinários. A matriz inorgânica é composta principalmente por cristais de hidroxiapatita (Bjørndal; Mjör, 2001).

Os 90% (noventa por cento) da matriz orgânica dentinária está composta por colágeno tipo I. A dentina é composta pelos túbulos dentinários e pela matriz intertubular. Os túbulos dentinários são estruturas cilíndricas finas que se abarcam por toda a espessura da dentina e da polpa até a dentina ou até a junção amelodentinária (Bjørndal; Mjör, 2001). Devido à pressão pulpar, esses túbulos são preenchidos com fluídos que se originam na polpa; gerando assim um fluxo lento e contínuo, motivo pelo qual, a umidade se torna uma característica do substrato dentinário. O número e o diâmetro dos túbulos variam de acordo com sua proximidade à polpa, sua localização no dente e a idade do paciente. Quanto mais próximos estiverem à polpa, maior será a permeabilidade e a umidade da dentina (Katchburian; Arana, 1999).

O número de túbulos dentinários diminui aproximadamente de 45.000 a 50.000 por mm^2 na polpa para 15.000 a 20.000 por mm^2 na junção amelodentinária na região coronária. Os túbulos dentinários passam por toda a espessura da dentina desde a polpa até a junção amelodentinária e cemento, seu comprimento médio é de 1,5 e 2 mm. A espessura da parede dos túbulos, bem como o seu diâmetro interno diminuem desde a sua origem até atingirem o esmalte ou cemento. Perto da polpa é de 3 a 4 μm e na zona externa mais próxima ao esmalte é de 1 μm (Albaladejo et al., 2008).

Devido à relação entre a superfície externa e interna, que é de 5:1, o trajeto dos túbulos se separa progressivamente, assim, próximo à polpa 80% (oitenta por cento) do volume total da dentina é formado pelos lúmens dos túbulos e próximos de esmalte é de 4% (quatro por cento). Em relação à superfície, o lúmen tubular ocupa 1% na dentina da junção amelodentinária e 22% (vinte e dois por cento) na área próxima à polpa. (Katchburian; Arana, 1999).

O lúmen dos túbulos é circundado por uma fina camada de tecido mineralizado chamada dentina peritubular, a qual é altamente mineralizada, portanto, sua matriz orgânica é muito pobre em fibras de colágeno. A formação da dentina peritubular é um processo contínuo (que pode ser influenciado por fatores ambientais ou patológicos), que reduz gradativamente a luz dos túbulos dentinários, podendo obliterá-los. Sua espessura é variável, sendo aproximadamente 0,75 µm na dentina externa e 0,4 µm na interna (Albaladejo et al., 2008).

Entre o processo odontoblástico e a parede do túbulo se encontra o espaço periodontoblástico, o qual se encontra cheio de líquido e, provavelmente, a rota de transporte para os componentes que estão envolvidos no processo pós-eruptivo da dentina peritubular altamente mineralizada.

Este espaço aumentará de tamanho com a mudança de idade e pode formar uma estrutura secundária nos túbulos na parte mais pulpar da dentina. O crescimento da dentina peritubular pode levar ao preenchimento completo dos túbulos, o que é uma característica da dentina envelhecida, esse processo pode ser acelerado por influências externas (Xu; Wang, 2012).

A permeabilidade intrínseca da dentina é responsável por permitir que substâncias bacterianas ou químicas se difundam através da dentina e iritem a polpa e os tecidos perirradiculares. Se a dentina não fosse permeável, a polpa dentária seria poupada de muita irritação.

A dentina intertubular é aquela que se encontra localizada entre a dentina peritubular e contém cerca de 30% (trinta por cento) de tecido mineralizado, ela é formada por uma rede de fibras de colágeno sobre as quais se depositam cristais de apatita. Devido ao maior conteúdo de colágeno, é menos calcificada que a dentina peritubular. As fibras de colágeno são orientadas aleatoriamente ao redor dos túbulos dentinários e variam em diâmetro de 0,05 a 0,2 µm (Xu; Wang, 2012) (Goldberg et al., 2011) (Elbaum et al., 2007).

A dentina interglobular é composta de áreas não mineralizadas ou hipomineralizadas de dentina que persistem dentro da dentina madura localizadas perto da dentina coronária. (Shilke et al., 2000).

2.2 HIPERSENSIBILIDADE DENTINÁRIA CERVICAL

É um dos problemas dentários que estão aumentando entre a população mundial, caracterizada clinicamente por uma dor intensa, não espontânea, localizada e de curta duração, em resposta a estímulos térmicos, osmóticos, químicos ou evaporativos, esta dor desaparece quando desaparecem os estímulos e não tem associação a nenhuma outra patologia dental (Addy; Urquhart, 1992; Holand et al., 1997, Winston et al., 2010)

2.2.1 Histopatologia da dentina sensível

Para compreender os processos fisiológicos e patológicos que ocorrem na estrutura dentinária e que influenciam o aparecimento da hipersensibilidade dentinária cervical; as alterações morfológicas que ocorrem na dentina sensível devem ser conhecidas.

A literatura afirma que a hipersensibilidade dentinária se desenvolve em duas fases: a localização da lesão e o início da lesão. A localização da lesão é produzida pela perda da cobertura protetora sobre a dentina, expondo-a ao ambiente externo. Para que ocorra hipersensibilidade dentinária, deve-se iniciar a lesão propriamente dita, a qual ocorre após a remoção das camadas que protegem a dentina, causando exposição e abertura dos túbulos dentinários (Miglani et al., 2010).

A dentina é composta de pequenos túbulos dentinários os quais contêm os processos odontoblásticos; por sua vez, eles estão circundados por fluido dentinário, que representam aproximadamente 22% do volume total da dentina, quando a dentina fica exposta ao médio bucal e recebe estímulos, o fluido dentinário se movimenta seguindo o princípio de capilaridade (Felix; Ouanounou, 2019).

A microscopia eletrônica de varredura (MEV) demonstra que em áreas onde há dentina hipersensível, os túbulos dentinários apresentam um diâmetro maior e são mais permeáveis em comparação com áreas não sensíveis da dentina. Além disso, a área hipersensível mostrou dentina exposta por retração gengival, abrasão, erosão ou restaurações defeituosas; os dentes com hipersensibilidade apresentaram oito vezes mais túbulos por unidade de área em comparação com os dentes não sensíveis (Absi et al., 1987; Berg et al., 2021).

Porém, para que aconteça a hipersensibilidade dentinária cervical, é necessário a presença de dentina exposta, túbulos dentinários abertos e fatores extrínsecos associados ao médio bucal.

2.2.2 Teorias da origem hipersensibilidade dentinária

Três teorias foram propostas para explicar o mecanismo pelo qual estímulos externos passam através da dentina e excitam as terminações nervosas para produzir dor:

- Teoria Nervosa

Referida teoria foi proposta por Anderson et al. (1970), e afirma que existem fibras nervosas amielínicas dentro dos túbulos dentinários que acompanham os processos odontoblásticos estendendo-se até o limite amelodentinária, as quais seriam ativadas por estímulos aplicados à dentina. Porém, com o passar dos anos e o avanço das técnicas de microscopia, referida teoria foi perdendo importância. Pashley et al. (1978) mostrou que as terminações nervosas, além de escassas, penetram na dentina em relação à polpa não mais que 100-200 μm , o que seria um terço da longitude até a polpa, deixando o restante da dentina desprovida deles (Chu et al., 2011).

- Teoria do Odontoblasto

Essa teoria foi proposta por Frank e Arwill (Krauser, 1986), e sugere que os odontoblastos agem como receptores da dor e transmitem estímulos externos às terminações nervosas localizadas na junção dentina-polpa por meio de uma junção semelhante à sináptica. Referida teoria também foi refutada porque a matriz da célula odontoblástica não é capaz de ser excitada e não produz impulsos nervosos, portanto, não ocorre sinapse entre o odontoblasto e a terminação nervosa. Além disso, os processos odontoblásticos não se estendem por mais de um terço do comprimento dos túbulos dentinários (Krauser, 1986; Collaert; Fisher, 1991).

-Teoria Hidrodinâmica

Essa teoria foi proposta por Brännström et al. (1967) e é amplamente aceita pela doutrina para explicar a sensibilidade dentinária. Está baseada nos movimentos dos fluídos dentro dos túbulos dentinários e explica que estímulos como calor, frio, compressão, dessecação, aplicados à dentina exposta, com os túbulos dentinários abertos, produzem um aumento no fluxo do fluido intertubular o qual distorce mecanicamente as terminações nervosas localizadas no limite entre a dentina e a polpa, produzindo uma resposta elétrica que os estimula e dá origem à dor típica da hipersensibilidade dentinária (Brännström et al., 1967).

O movimento do fluido dentinário produz um estímulo por meio do qual ocorrem as deformações dos mecanorreceptores pulpares, convertendo a energia mecânica em elétrica. A polpa dentária é abundantemente innervada por axônios mielinizados (fibras A, principalmente delta tipo A) e não mielinizados (fibras C), e há evidências de que as fibras A estão diretamente envolvidas no desenvolvimento da sensibilidade dentinária. O aumento do fluxo de fluido dentinário dentro do túbulo causa uma mudança de pressão por toda a dentina, o que ativa as fibras nervosas delta tipo A no limite pulpo dentinário ou dentro dos túbulos dentinários. Os odontoblastos e terminações nervosas delta A funcionam juntas como unidades sensoriais intradentais e podem ser consideradas como uma cápsula sensorial periférica (Närhi et al., 1992)

A Hipersensibilidade dentinária (HD) é um sintoma doloroso, que se torna evidente clinicamente a todos os cirurgiões-dentistas através da queixa do paciente ao relatar dor em áreas de dentina radicular exposta, como consequência a uma lesão cervical não cariosa (LCNC). (Yoshizaki et al., 2017).

2.2.3 Fatores associados á hipersensibilidade dentinária cervical

Existem muitos fatores potenciais que produzem hipersensibilidade dentinária. A perda de esmalte e cemento radicular com a exposição da dentina são os principais fatores para a ocorrência de hipersensibilidade. A perda dos elementos que protegem a dentina pode decorrer de defeitos no desenvolvimento dentário, bem como: cárie, abrasão, atrito, erosão, trauma oclusal, recessão gengival; deixando a dentina exposta ao meio bucal (Navarro; Rivera, 2002). Entre esses fatores potenciais teremos:

- **Abrasão:** É o desgaste mecânico anormal da superfície dentária devido à fricção direta de forças entre o dente e um objeto externo ou na presença de um meio abrasivo, que geralmente é localizado. Os agentes abrasivos mais frequentemente utilizados são os cremes dentais e as escovas de dentes, embora a escovagem isolada ou combinada com o dentífrico tenha efeitos mínimos no esmalte, a combinação da escovagem e dos agentes erosivos se pode resultar na perda da estrutura dentária (Asnaashari; Moeini, 2013; Navarro; Rivera, 2002).

A lesão é caracterizada por ter uma superfície lisa e brilhante, com contorno regular e está localizada na face vestibular em formato de “V” (Senna et al., 2012).

- **Erosão:** É o desgaste ou perda da superfície dentária por ação química-mecânica. Essa perda dentária ocorre devido à dissolução dos tecidos dentários pela ingestão crônica de alimentos de baixo pH, esta lesão não é proveniente da placa bacteriana; pode ocorrer também em pacientes com patologias gastrointestinais, nos quais ocorre regurgitação ácida (Senna et al., 2012; Ceruti et al., 2006).

Este processo pode estar associado à abrasão, por exemplo, nos casos de dieta ácida ou refluxo gástrico associado à escovação imediata dos dentes.

- **Atrição:** É a perda ou desgaste mecânico da superfície incisal ou oclusal da superfície dentária devido ao atrito com o dente oposto em decorrência da atividade de mastigação. Pode ser fisiológico que progride com a idade ou patológico que é

um desgaste mais rápido e intenso causado pela presença de fatores adicionais (Senna et al., 2012; Ceruti et al., 2006). O atrito também ocorre nos contatos proximais devido ao movimento fisiológico do dente. Hábitos parafuncionais excessivos, como o bruxismo, podem produzir uma área maior de desgaste (Asnaashari; Moeini, 2013).

- **Abfração:** é talvez o principal fator predisponente para a hipersensibilidade dentinária cervical. É a perda microestrutural do tecido dentário devido a forças biomecânicas em decorrência de forças oclusais aplicadas excentricamente levando à flexão do dente, produzindo assim microfraturas na região cervical, apresentando defeitos em “cunha” (Porto et al., 2009), com bordas muito afiadas e um ângulo cavosuperficial bem-marcado. A superfície que se apresenta é áspera; considerando-a como o signo mais característico, o que nos ajuda a fazer um diagnóstico diferencial. Esse tipo de lesões pode aparecer subgingivalmente e isoladamente, afetando um único dente.
- **Retração gengival:** é a exposição da superfície radicular, causada pelo deslocamento apical da margem gengival, tendo como referência o limite amelocementário. A hipersensibilidade da dentina cervical pode ser um grande problema em pacientes com doença periodontal, os quais apresentam mais frequentemente ressecção gengival e superfície radicular exposta. A prevalência e gravidade aumentam com a idade, sendo a região dos incisivos inferiores a mais afetada (Zucchelli; Mounssif, 2015)

2.2.4 Estímulos capazes de produzir hipersensibilidade dentinária

Os estímulos que mais desencadeiam a dor são os estímulos térmicos, como ar, frio e calor; estímulos químicos, como alimentos doces, ácidos e cítricos; e estímulos mecânicos, como escovação dentária, hábitos orais, instrumentos dentários, retentores de próteses parciais removíveis e clareamento dental (Alcântara et al., 2018)

Quando estímulos de calor são aplicados, os líquidos tubulares se expandem; e quando estímulos frios são aplicados, esses líquidos se contraem. Essa diferença

nas alterações volumétricas causa pressão intrapulpar negativa que deslocam os mecanorreceptores, produzindo dor (Izurieta, 2011). Os estímulos aéreos causam desidratação e dor devido a que gera movimentação do fluido dentinário (Alcântara et al., 2018; Izurieta, 2011)

Soluções de alta osmolaridade, como soluções ricas em sal ou açúcar, quando aplicadas na dentina causam dor; por outro lado, já as soluções de baixa osmolaridade não causam dor quando aplicadas na dentina (Izurieta, 2011). Isso se deve ao fato de que as soluções de alta osmolaridade produzem um meio hipertônico na área externa da dentina que produz o deslocamento de fluidos dos túbulos dentinários para fora, o que produziria um estímulo em os receptores sensoriais da polpa. Em contraste, soluções de baixa osmolaridade não produzem esse deslocamento de fluido dos túbulos de dentina (Navarro; Rivera, 2002).

Um alimento doce ou azedo em contato com a dentina exposta causa dor mesmo quando o estímulo é retirado, devido à desidratação que gera. Alguns estímulos químicos têm efeitos no tecido pulpar, desmineralizando a dentina, por tanto alterando sua função. Os estímulos mecânicos são causados principalmente pela escovação, removendo os tecidos dentários e causando recessão gengival. Fatores como o método e a frequência de escovação, tipo de escova e creme dental usados estão relacionados aos efeitos produzidos nos tecidos duros e moles (Alcântara et al., 2018).

2.2.5 Diagnóstico de hipersensibilidade dentinária cervical

O diagnóstico correto de hipersensibilidade dentinária cervical começa com uma boa história médica e um bom exame clínico, para assim diferenciá-la de outras condições com sintomas parecidos e que causam sensibilidade dentária como as fraturas dentárias, as restaurações defeituosas, os tratamentos restauradores, as cáries dentárias, a pulpíte, o trauma oclusal, os dentes rachados, a sensibilidade pós-restauração, o pós clareamento e a inflamação gengival, os quais podem apresentar sintomas muito semelhantes à hipersensibilidade dentinária, isto porque a dor é muito comum na maioria dessas condições dentais mencionadas (Canadian Advisory Board on Dentin Hipersensititivity, 2003).

Durante o exame clínico, algumas técnicas como o uso de ar ou água da seringa tríplice na superfície da dentina exposta servirão para avaliar toda a área onde o paciente manifesta dor. O grau de dor pode ser quantificado por meio de uma escala categórica (leve, moderada, grave) (Khoubrouypak et al., 2020).

Clinicamente, o único sintoma é a dor, que se caracteriza por ser localizada e limitada à duração do estímulo, desaparece quando o estímulo é retirado ou instantes depois e se mostra exagerado diante de estímulos sensoriais aparentemente inócuos. Deve-se observar quantos dentes estão doendo, a intensidade da dor e a localização. Quando esses sintomas estão associados à exposição à dentina, o diagnóstico é hipersensibilidade dentinária (Asnaashari; Moeini, 2013).

2.2.6 Tratamento da hipersensibilidade dentinária cervical

Dowell et al. (1985), concluíram que para controlar a hipersensibilidade dentinária é necessário:

1. Diagnóstico: áreas de dentina expostas devem ser identificadas através de estímulos que causam dor, e bem como identificar os fatores que causaram tal exposição desses túbulos dentinários.
2. Prevenção: nesta fase teremos que eliminar ou modificar os fatores etiológicos que estão produzindo a hipersensibilidade dentinária.
3. Tratamento: o tratamento adequado irá depender da extensão da lesão e a severidade da dor.

Segundo Grossman, o material ideal para o tratamento da hipersensibilidade dentinária deve agir rapidamente, ser eficaz por longos períodos, de fácil aplicação, não irritante à polpa e não deve causar dor. As abordagens de tratamento atuais tentam reduzir a dor produzida pela hipersensibilidade dentinária cervical de duas maneiras; através da obliteração dos túbulos dentinários e do bloqueio da atividade nervosa (Martó et al., 2019)

Muitos materiais e técnicas têm sido usados para tratar a hipersensibilidade dentinária, os quais variam de acordo com o seu modo de ação (bloqueio de

ativação neural ou a oclusão tubular) (Canadian Advisory Board on Dentin Hypersensitivity, 2003). Dentro dos materiais que promovem o bloqueio de ativação neural, temos: os sais de potássio e *laser* de baixa potência, os quais atuam diretamente nos nervos da polpa dental, despolarizando a membrana das células nervosas e a torna menos sensível aos estímulos (Poulsen et al., 2006). Para os tratamentos nos quais promovemos a oclusão tubular dentinária, temos materiais como: o estrôncio, os fluoretos, os oxalatos, o sistema pró argin, os fosfopetideos de caseína e o fosfato de cálcio amorfo, materiais adesivos, Gluma e *laser* de alta potência.

Os *Laser* de alta potência e baixa potência vêm sendo estudados, e na literatura encontramos eficientes resultados na diminuição da HD (Kimura et al., 2000; Markowitz; Pashley, 2009).

2.3 LASER

A palavra *Laser* é a sigla em inglês de *Light Amplification by Stimulated Emission of Radiation*, em português significa “Amplificação da Luz por Emissão Estimulada de Radiação”, ora consubstanciado no processo pelo qual a energia elétrica é convertida em energia luminosa, isso ocorre devido à interação (absorção) entre os fótons produzidos pelos movimentos dos elétrons da parte externa do átomo com os tecidos biológicos do organismo (Convissar, 2020)

Quando o feixe de luz *laser* atinge um tecido, quatro fenômenos diferentes podem ocorrer:

- Reflexão: é quando o feixe de luz é redirecionado para fora da superfície, sem efeito sobre o tecido alvo.
- Dispersão: a energia da luz salta de uma molécula para outra dentro do tecido.
- Absorção: indica até que ponto o feixe de luz é absorvido ou transferido dentro do tecido.
- Transmissão: refere-se à quantidade de luz do *laser* que o tecido irradia através do ponto de impacto da mesma (Maldonado, 2000).

2.3.1 Características do laser

- Monocromático: a luz gera um feixe de uma única cor, que pode ser invisível se o comprimento de onda se encontra fora da área visível do espectro eletromagnético.
- Intensidade: A luz é intensa; quanto menor a potência, maior o uso de energia para o efeito desejado.
- Colimação: os feixes de luz têm a mesma direção e, eles têm um tamanho e forma de onda constantes emitidos pelo *laser*.
- Coerência: toda a energia eletromagnética dos fótons coincide no tempo e no espaço, originando uma frente de onda em concordância de fase, as ondas de luz que se produzem são as mesmas, sincronizadas e nas mesmas formas, ou seja, picos e vales equivalentes (Maldonado, 2000).

2.3.2 Sistemas de *laser*

A luz é uma forma de energia eletromagnética cuja unidade fundamental é chamada de fóton (Selfvast, 1996). No espectro eletromagnético, a cor e o tipo de eletromagnetismo são produzidos dependendo do comprimento de onda, por exemplo, a luz visível se encontra disponível entre os 400 nm a 700 nm. Os menores feixes de luz, como os ultravioleta, ficam à esquerda, são os que penetram e se acumulam nos tecidos.

À direita estão os feixes infravermelhos com os comprimentos de onda mais amplos.

Cada sistema de *laser* emite energia luminosa com seu próprio comprimento de onda. O comprimento de onda indica como a luz *laser* é liberada e como reage com o tecido com o qual entra em contato. Os comprimentos de onda são expressos em nanômetros (nm) que variam de 488-10600 nm para os equipamentos utilizados em Odontologia (Silfvast, 1996; Svelto, 1990).

De acordo com o comprimento de onda do *laser* e o local onde é aplicado, serão apresentados diferentes fenômenos ópticos como: transmissão, reflexão, dispersão e absorção (Silfvast, 1996). A energia luminosa nos tecidos irradiados

será aquela que é absorvida, ou seja, aquela que libera sua energia, o qual determinará o efeito desejado no tecido alvo, e o *laser* interagirá com diferentes componentes como água, corantes, proteínas e outros. No entanto, alterar os parâmetros do próprio *laser*, como comprimento de onda, tempo de exposição, potência, modo usado; permite ter um efeito diferente no tecido irradiado (Quinto Junior, 2001).

O *laser* pode emitir energia luminosa em 3 modos diferentes: modo contínuo (onde um feixe com um determinado nível de energia é emitido continuamente), o modo pulsado (caracterizado pela presença de uma alternância de energia que liga e desliga por um curto período de tempo) e o modo pulsado assíncrono (que emite a emissão de energia máxima por um curto período, seguido por um longo intervalo de desativação) (Wiersma, 2000).

Dependendo de sua potência e capacidade de interagir com os tecidos, o *laser* pode ser de alta potência ou lasers cirúrgicos e *laser* de baixa potência ou não cirúrgicos. Estes dois tipos de *laser* são usados na atualidade para o tratamento dos sintomas da HD, variando sua ação segundo sua potência.

+ LASER DE BAIXA POTÊNCIA

O *laser* de baixa potência estimula os processos biológicos naturais afetando as células que sofrem diminuição das reações de oxidação-redução (redox). O efeito principal do *laser* de baixa potência é o aumento de trifosfato adenosina (ATP) na mitocôndria, a qual é a fonte de energia para a célula. O aumento da energia celular e as mudanças na permeabilidade da membrana celular resultam no alívio da dor, cicatrização de feridas, relaxamento muscular, modulação do sistema imunológico e regeneração tecidual (Carroll et al., 2014). Dentre estes, os mais utilizados em Odontologia são o *laser* AsGaAl (Arsênio de Gálio e Alumínio) de 800-830 nm, o *laser* He-Ne 633 nm (Hélio-Néon), e o *laser* InGaAlP 980 nm (Índio com Fosfato de Arseneto Gálio).

+ LASER DE ALTA POTÊNCIA

Estes lasers produzem diferentes efeitos físicos visíveis nos tecidos, graças às suas propriedades fototérmicas e à sua capacidade de ablação e homeostática nos

tecidos. Dentro deste grupo estão os lasers de CO₂, Argônio, Nd:YAG, Ho-YAG, Er:YAG e de diodo. Cada um deles possui características próprias que o diferenciam dos demais. Às vezes, o mesmo tratamento pode ser realizado com mais de um tipo de *laser*, embora sempre haja um que pode oferecer características melhores que os outros para um determinado tratamento (Midda; Renton-Harper, 1991).

2.3.3 Aplicação de sistemas *laser* em odontologia

O uso do *laser* como coadjuvante nos tratamentos clínicos em diferentes especialidades odontológicas gera múltiplos benefícios para o paciente, que vão desde fotobiomodulação e analgesia até câmbios estruturais da área irradiada; o que acontece com cirurgia de tecidos moles e ósseo, assim como em estruturas dentárias durante o processo de eliminação de cáries ou selamento de túbulos dentinários (Aranha; Eduardo, 2012).

Stern e Sognaes (1965) e Goldman et al. (1964) foram os primeiros a investigarem o uso dos *Lasers* em Odontologia, nos seus estudos utilizaram o *laser* rubi para a redução da desmineralização do esmalte.

Stern et al. (1969) publicaram um estudo *in vivo* com *Laser* de rubi; onde 10 (dez) dentes de chimpanzés foram expostos a energias de 60 a 250J/cm². Este estudo, apesar de suas limitações, chegou à conclusão de que as alterações pulpares observadas após a exposição do *laser* são temporárias e reversíveis.

Após estes experimentos iniciais com o *Laser* de rubi, pesquisadores começaram a utilizar outros *Lasers*, como Argônio, CO₂, Nd:YAG, Er:YAG.

Os parâmetros que contribuem para a emissão de energia emitida são: a potência (W), densidade de energia (J/cm²), tempo da aplicação (segundos), modo pulsado o contínuo e a distância e o ângulo de aplicação da fibra em relação ao tecido. Diferenças entre estes parâmetros podem determinar diferentes resultados (Lin et al., 2013; Sgolastra et al. 2013).

2.3.4 *Laser* na hipersensibilidade dentinária

A primeira utilização de *Laser* para tratamento da hipersensibilidade dentinária foi relatado por Matsumoto et al. (1985), com *Laser* de Nd:YAG. Desde então, muitos artigos têm sido publicados sobre as aplicações do *Laser* em hipersensibilidade dentinária.

A irradiação *Laser*, de acordo com Kantola (1972) pode resultar em um aumento da temperatura superficial da dentina e uma possível fusão dos túbulos dentinários e, com o resfriamento, se ressolidifica e resultar em uma superfície de aspecto vítreo com a obliteração total ou parcial dos túbulos dentinários. O uso dos *Lasers* tem sido indicado para tratamento de hipersensibilidade pois esta é reduzida quando os túbulos são obliterados. O mecanismo do efeito do *Laser* de Nd:YAG no tratamento da hipersensibilidade dentinária é devido seu efeito de selamento ou diminuição do diâmetro de túbulos dentinários pela fusão e ressolidificação da superfície dentinária (Magalhães, 2001).

Vários autores têm relatado o uso do *Laser* de Nd:YAG para fusão e ressolidificação de túbulos dentinários, promovendo assim, sua oclusão (Wigdor et al., 1995; Gelskey et al., 1993; White et al., 1994; Gutknecht et al., 1997; Liu et al., 1997; Lan et al., 1996; Yonaga et al., 1999; Kimura et al., 2000; Magalhães, 2001).

Gutknecht et al. (1997) utilizaram o *Laser* de Nd:YAG, em estudo *in vivo*, para tratamento de hipersensibilidade dentinária, comparando diferentes parâmetros. Participaram deste estudo, 120 dentes de 21 pacientes, divididos em quatro grupos: Grupos 1, 2 e 3 foram irradiados com *Laser* com 0,3W, 0,6W e 1,0W respectivamente, todos com 10Hz, com fibra óptica de 320 μ m de diâmetro, com densidades de energia de 37,5 J/cm², 75J/cm² e 125J/cm² respectivamente; e um grupo controle, tratado somente com Duraphat . O tempo de irradiação foi entre 30 e 90 segundos. Foram realizadas três avaliações, em 1, 2, 6 e 12 semanas. Três meses após o tratamento observou-se redução da hipersensibilidade dentinária em 90% no grupo 1, 80% no Grupo 2 e 93% no Grupo 3. Com base nestes resultados, estes autores recomendam utilizar a energia de 30mJ e 10Hz (0,3W) quando utilizamos o laser Nd:YAG para tratamento da hipersensibilidade dentinária, pois com estes parâmetros os túbulos dentinários são selados sem ser prejudicial à superfície dentinária.

Magalhães (2001), por sua vez, realizou um estudo *in vitro* para verificar a eficácia do *Laser* pulsado de Nd:YAG, com emissão em 1.064nm, no selamento dos

orifícios dos túbulos dentinários para o tratamento da hipersensibilidade dentinária. Para este estudo, foram utilizadas 20 amostras de dentes hígidos recém extraídos, os quais tiveram o cimento cervical removido para se expor dentina cervical numa área de aproximadamente 4mm², expondo a dentina superficial em três áreas diferentes: duas áreas na face vestibular (Grupos A e B), e uma na face lingual: (Grupo C - controle). As amostras tiveram a espessura da dentina remanescente padronizada entre 1 e 1,5mm, medida com espessímetro. Os parâmetros de irradiação foram: energia de 30mJ por pulso, potência de 0,21W, 37,5J/ cm² (Grupo A) e 40mJ por pulso; 0,28W, 50J/cm² (Grupo B); taxa de repetição de 7Hz nos dois grupos, em duas aplicações de 43 segundos com intervalo de 10 segundos entre elas. Dez das amostras foram submetidas ao exame de microscopia eletrônica de varredura (MEV) observando-se fusão e recristalização da dentina com fechamento dos túbulos dentinários tanto no grupo A quanto no grupo B. Outras 10 (dez) amostras foram clivadas no centro da área irradiada para avaliar por MEV, a profundidade de penetração do *Laser* na dentina, constatando-se uma penetração de até 5 µm no centro das amostras irradiadas no grupo B, e de 1 a 2 µm para o grupo A. Concluiu-se nesse trabalho que o *Laser* de Nd:YAG pode ser utilizado no tratamento da hipersensibilidade dentinária, com parâmetros adequados, para promover selamento dos túbulos dentinários.

Em 2009, Kara e Orbak, fizeram um estudo clínico comparativo, avaliando o efeito dessensibilizante do *laser* Nd: YAG e um verniz fluoretado no tratamento da hipersensibilidade dentinária. Ainda, verificou-se que 20 (vinte) pacientes com hipersensibilidade dentinária foram incluídos e distribuídos aleatoriamente em 2 grupos: grupo 1, aplicação de verniz fluoretado e grupo 2, aplicação de *laser* Nd: YAG com os parâmetros de 100 mJ e 20 Hz. A avaliação da dor e desconforto foi realizada pelo test de VAS, imediatamente após a aplicação do *laser*, em 1, 2, 3 e 4 semanas após a aplicação do estímulo de ar através da seringa tríplice da unidade odontológica. O grupo que recebeu tratamento com *laser*, teve redução da sensação da dor imediatamente após o tratamento e após a primeira semana, a diferença do grupo de flúor. Conclui-se que o *laser* Nd:YAG é uma ferramenta adequada para a redução imediata da hipersensibilidade dentinária, tem melhor satisfação do paciente e menor tempo de tratamento.

Em 2013, Lopes e Aranha, avaliaram diferentes protocolos de tratamento para hipersensibilidade dentinária com *laser* de alta potência Nd:YAG e um agente

dessensibilizante (GLUMA) aplicado isoladamente e em conjunto com o *laser*. A amostra foi composta por 24 (vinte e quatro) pacientes e 33 (trinta e três) dentes foram tratados, e divididos em 3 (três) grupos: grupo 1 - GLUMA dessensibilizante; grupo 2 - Nd: YAG *laser* a 1,5W, 10Hz e 100mJ, 4 (quatro) irradiações foram feitas a cada 15 (quinze) segundos na direção mesiodistal e oclusão apical, num total de 60 (sessenta) segundos com intervalos de 10 (dez) segundos entre cada Irradiação; e grupo 3 - *laser* Nd: YAG mais GLUMA. A resposta à sensibilidade foi analisada por VAS usando ar comprimido e teste tátil explorador em 5 (cinco) minutos, 1 semana, 1, 3, 6 meses após o tratamento. Descobriram que para o estímulo de ar não houve diferença significativa para cada intervalo de tempo. Para a avaliação em longo prazo, os grupos apresentaram diferenças estatísticas ($p > 0,05$). Eles concluíram que todos os protocolos foram eficazes na redução da hipersensibilidade dentinária após 6 (seis) meses de tratamento; entretanto, a associação de Nd: YAG e GLUMA é um tratamento eficaz imediato e duradouro.

Os estudos demonstram que o *laser* de Nd:YAG apresenta benefícios no tratamento da HD através da sua interação com os principais cromóforos nas estruturas dentárias, os quais são: a hidroxiapatita e água, no esmalte e dentina; e hemoglobina e oxi- hemoglobina na polpa dentária; esta interação da radiação com os cromóforos produzirá uma elevação controlada da temperatura no meio irradiado sem causar perigo de necroses da polpa dental, pois o *laser* Nd:YAG é fortemente absorvido pelo esmalte, dentina e fracamente pela polpa. O alto custo para aquisição deste equipamento, fez com que o *laser* diodo fosse um substituto para alguns tratamentos, como a HD, pois possuem comprimentos de onda relativamente próximos; 1064 e 980nm, respectivamente.

2.3.5 Sistema diodo *laser* de alta potência

O *laser* de diodo emitido próximo ao infravermelho, é o sistema de *laser* mais utilizado pelos dentistas, são os de menor tamanho, mais fáceis de transportar e são mais eficientes (Bargiela, 2015).

O meio ativo do *laser* diodo é um semicondutor sólido que utiliza uma combinação de Alumínio, Gálio e Arsênio e outros elementos como o índio, que conseguem transformar energia elétrica em energia luminosa, funcionando como um diodo elétrico. Pode emitir luz em modo contínuo ou pulsado e a energia é facilmente transportável através de uma fibra óptica (Oliveira et al., 2000).

Dependendo de sua potência, o *laser* de diodo pode ser classificado em dois grupos:

- *Laser* de diodo de baixa potência, também conhecido como *soft laser* por causa de sua densidade de energia a luz é emitida na região do espectro de infravermelho com um comprimento de onda de 600 a 1000 nm, e uma potência média de 1-100 mW. Suas principais aplicações clínicas se baseiam no seu efeito bioestimulante a nível celular e no seu efeito analgésico e anti-inflamatório (Lin et al., 2013; Sgolastra et al., 2013).

- *Laser* diodo de alta potência, é aquele *laser* que pode emitir continuamente de 1 W a 10 W, com comprimento de onda de 940, 980 e 1064 nm; seu comprimento de onda final é determinado de acordo com as características de constituição do diodo, as emissões podem variar do visível do espectro eletromagnético ao infravermelho mais próximo. É emitido continuamente (CW) ou em pulso intermitente. Todos os comprimentos de onda do *laser* de diodo são muito bem absorvidos pelo tecido pigmentado e pela hemoglobina (Launay et al., 1987; Bargiela, 2015).

O sistema de entrega de feixe de energia do *laser* de diodo é feito através de uma fibra óptica; esta ponta é ativada antes do uso com um papel de carbono ou material escuro. A fibra óptica pode variar entre 100, 200, 300, 400 e 600 micrometros, dependendo do fabricante.

2.3.6 Aplicações clínicas do *laser* diodo

O *laser* diodo de alta potência, é usado geralmente para cirurgia de tecidos moles, sendo uma alternativa ao uso do bisturi, permitindo um campo seco de

trabalho promovendo melhor visualização, pela hemostasia que produz instantaneamente no momento da incisão, com menor dor, edema e inflamação.

2.3.7 Laser de diodo de alta potência na hipersensibilidade dentinária cervical

Após os experimentos iniciais com o sistema de *laser* de rubi para o tratamento da hipersensibilidade dentinária, outros pesquisadores se interessaram nesta linha de pesquisa e utilizaram diferentes *laser* de alta potência, conseguindo a obliteração parcial ou total dos túbulos dentinários melhorando este sintoma e produzindo a ablação na área irradiada, resultando numa diminuição da hipersensibilidade dentinária (Sgolastra et al., 2011).

O *laser* de diodo de alta potência é semelhante ao *laser* Nd:YAG, sendo a principal diferença o mecanismo de geração da luz, pois o *laser* de diodo também transmite energia através da fibra. Os comprimentos de onda quando localizados próximos à região do infravermelho do espectro eletromagnética apresentam bom potencial de penetração, alto pico de absorção em melanina e hemoglobina, bem como baixa interação com água e hidroxiapatita. (Gutknecht et al., 1996; Seraj et al., 2018)

Apresenta boa dispersão e difusão da energia do *laser* através dos túbulos dentinários. Isso dá ao *laser* de diodo a capacidade de agir seletivamente e cortar, coagular ou vaporizar com precisão áreas ao redor da estrutura do dente com menos danos e melhor cicatrização pós-operatória.

Ao contrário do *laser* terapêutico de baixa potência que atua diretamente nas terminações nervosas da polpa e produz analgesia induzindo a mudança na transmissão neural; o *laser* de alta potência pode obliterar o orifício dos túbulos dentinários por meio da fusão e solidificação da dentina exposta ao meio bucal.

A irradiação da dentina com o *laser* de alta potência promove a fusão e ressodificação dos cristais de hidroxiapatita na dentina; o que forma uma camada diferenciada no tecido dentinário conhecido como fusão, que pode produzir o selamento de até 4,0 um de profundidade nos túbulos dentinários; o que levaria à

eliminação da hipersensibilidade dentinária por um longo período (Zahraa et al., 2017; Da Costa et al. 2007).

Alterações morfológicas na dentina irradiada com o *laser* de diodo podem ser observadas através do MEV e dependem principalmente dos parâmetros utilizados, de potência e do modo de aplicação. Esses parâmetros estão diretamente relacionados ao aumento da temperatura nos tecidos dentários. Por exemplo, se usarmos o modo contínuo do *laser*, a energia que chega ao tecido será ininterrupta; enquanto que ao usar o modo pulsado, haverá um intervalo de tempo entre os pulsos que dissipará o calor. Quando o *laser* de diodo é usado no modo pulsado, a quantidade de energia que se deposita no tecido será a metade da energia usada no modo contínuo (Zahraa et al., 2017; Da Costa et al. 2007; Seraj et al., 2018).

O modo de aplicação do *laser* de diodo de alta potência na dentina é diferente da técnica de aplicação do *laser* terapêutico de baixa potência para o tratamento da hipersensibilidade dentinária cervical. O *laser* terapêutico de baixa potência é aplicado em alguns pontos do dente, o *laser* de diodo de alta potência deve ser aplicado em modo de varredura; ou seja, o *laser* percorre toda a superfície do dente exposto no nível cervical. É possível que, devido a esta forma de aplicação, nem toda a superfície dentinária possa ser irradiada, expondo alguns túbulos dentinários, o que explica a presença de dor em alguns pacientes após o tratamento (Nammour et al., 2005; Seraj et al., 2018).

Para que o *laser* produza os efeitos desejáveis e evite danos térmicos à polpa dentária, a irradiação deve ser feita com potência inferior a 1,5 W, pois valores maiores podem causar danos às estruturas dentinárias (Gutknecht et al., 2005; Seraj et al., 2018).

Vários são os autores que apontam a eficácia do *laser* de diodo no tratamento da hipersensibilidade dentinária cervical; Matsumoto e Kimura (2007) mostraram que houve uma melhora de 85% (oitenta e cinco por cento) na hipersensibilidade dentinária quando os dentes foram tratados com *lasers*, principalmente com os de alta potência; Aun et al. (1989) encontraram uma densidade de energia com taxa de sucesso de 98% (noventa e oito por cento) em casos de hipersensibilidade dentinária tratada com *laser* de alta potência; Yamaguchi et al. (1990) concluíram que a melhora nos sintomas clínicos de hipersensibilidade dentinária é em torno de 60% (sessenta por cento) no grupo tratado com *laser* em comparação a 22,2% (vinte e dois vírgula dois por cento) no grupo controle onde o *laser* não foi aplicado.

Ao utilizar o *laser* de alta potência, devido ao aumento da temperatura que ocorre nos tecidos dentais, acredita-se que possa haver danos térmicos à polpa. Por esse motivo, vários pesquisadores estudaram os efeitos que os *lasers* de alta potência podem causar na polpa dentária.

Assim, Zahraa et al., (2017) avaliaram por MEV a eficácia do uso do *laser* de diodo 940 nm na oclusão de túbulos dentinários e os parâmetros seguros para os tecidos dentais. Descobriram, através dos estudos, que as mudanças de temperatura da polpa variaram de 0,4 °C a 3 °C e que o valor máximo encontrado foi de 3 °C no grupo onde foi utilizado o *laser* de diodo de 940 nm com potência de 2W.

Em 2009, Disliz et al., avaliaram a eficácia de 2 tipos de *laser*, o Nd: YAG e o diodo de 685 nm, na hipersensibilidade dentinária em dentes com recessão gengival. O estudo foi realizado em 56 (cinquenta e seis dentes) dentes em 14 (quatorze) pacientes com recessão gengival de classe 1 e 2 de Miller; dividido em 2 grupos: o primeiro, tratado com Nd: YAG a 1 W, 10 Hz por 60 segundos a 1064 nm e o segundo, com um diodo *laser* de 685 nm tratado a 25 mW, 9 Hz por 100 segundos. A hipersensibilidade dentinária foi medida por estimulação com ar e pela EVA, de modo que o *laser* Nd: YAG apresentou alto grau de diminuição da hipersensibilidade em relação ao outro grupo ($p < 0,01$). Assim, o efeito imediato e tardio do Nd: YAG foi mais evidente do que o do *laser* de diodo de 685 nm. Conclui-se que ambos os *lasers* podem ser usados para o tratamento da hipersensibilidade dentinária e que o Nd: YAG foi mais eficaz do que o *laser* de diodo de baixa potência.

Em 2010, Dilsiz et al., avaliaram clinicamente a eficácia dos *lasers* Er: YAG, Nd: YAG e GaAIs como dessensibilizantes de dentina, bem como para determinar os efeitos terapêuticos imediatos e tardios em dentes com recessões gengivais. O estudo foi realizado em 24 (vinte e quatro) pacientes com 96 (noventa e seis) dentes com recessão gengival Miller classe I e II com hipersensibilidade dentinária divididos em 3 (três) grupos: grupo 1 tratado com Er: YAG 2940 nm, 60 mJ / pulso, 2 Hz, 20 segundos, grupo 2 tratado com Nd: YAG 1064 nm, 100 mJ / pulso, 15 Hz, 100 s; grupo 3 tratado com *lasers* de diodo 808 nm, 100 mW, 20 segundos e um grupo controle não irradiado. A hipersensibilidade dentinária foi medida por estimulação de ar através do test de VAS. Os dentes irradiados com *laser* receberam terapia por 3 (três) sessões. Os resultados mostraram uma redução significativa na hipersensibilidade dentinária para os 3 (três) grupos. Eles concluíram

que os *lasers* Er: YAG, Nd: YAG e de diodo podem ser usados para reduzir a hipersensibilidade dentinária.

Em 2012, Umberto et al., comparou a eficácia do *laser* de diodo de 980 nm sozinho e com a aplicação de gel de flúor (NaF). O estudo consistiu em 10 (dez) pacientes que apresentaram 115 (cento e quinze) dentes com hipersensibilidade dentinária medida por estimulação de ar e estimulação tátil por meio do VAS. A amostra foi dividida em 3 (três) grupos: grupo 1 - 34 dentes tratados com NaF 1,25%, grupo 2 - 33 dentes tratados com *laser* de diodo a 0,5 W, 62,2 J/cm²; recebendo 3 aplicações em 1 minuto, e o grupo 3 - 48 dentes tratados com NaF mais o *laser* com os parâmetros do G2. Os percentuais de redução foram calculados por meio da VAS e houve diminuição concreta da hipersensibilidade dentinária nos três grupos, principalmente no grupo 3, o qual foi associado ao *laser* e o NaF. Concluem, portanto, que o *laser* de diodo é um dispositivo útil para o tratamento da hipersensibilidade dentinária se usado sozinho e principalmente se for usado com gel de NaF.

O Gärtner (2013) avaliou clinicamente o uso do *laser* de diodo de 970 nm no tratamento de hipersensibilidade da dentina cervical. A amostra foi composta por 16 pacientes entre 19 e 52 anos, 47 (quarenta e sete) dentes foram tratados com *laser* de diodo 970 nm a 500 mW em cw por 30 segundos em 3 (três) intervalos, a uma distância de 5 mm; isolando os dentes vizinhos com algodão. A hipersensibilidade foi mensurada por meio de estimulação tátil com sonda periodontal e os valores registrados pela EVA. Desta forma, foi encontrada uma diminuição da hipersensibilidade dentinária e redução da dor rapidamente ao mesmo tempo, também verificou-se que a resposta das estruturas do tecido parece diminuir com a idade e a resposta diminui entre as idades de 40 e 45 anos, o efeito da irradiação ocorreu após a segunda ou terceira sessão de irradiação.

Liu et al. (2013), investigou as alterações estruturais da dentina irradiada com *laser* de diodo de 980 nm sob diferentes parâmetros por MEV. A amostra consistiu em 20 (vinte) terceiros molares humanos extraídos. As alterações morfológicas da dentina foram examinadas com MEV. Demonstrou-se que os túbulos dentinários podem ser completamente bloqueados após a irradiação com o *laser* de diodo de 980 nm, independentemente da configuração do parâmetro. O *laser* de diodo de 980 nm com configuração de 2,0 W, selou os túbulos de dentina expostos com eficácia. Não foram observadas alterações pulparem nem odontoblástica após a irradiação.

Concluiu-se que a irradiação com *laser* de diodo de 980 nm pode ser eficaz no tratamento da hipersensibilidade dentinária e 2 W é um parâmetro de energia adequado,

Em 2013, Umana et al., avaliou o efeito da superfície dentinária irradiada com *laser* de diodo (810 e 980 nm) em diferentes parâmetros. A amostra consistiu em 24 (vinte e quatro) dentes humanos impactados. As quais foram observadas pelo MEV e a temperatura da polpa medida com termopar. Os resultados mostraram que a irradiação com *laser* de diodo a 0,8 e 1W por períodos de 10 segundos levou à oclusão ou estreitamento dos túbulos dentinários sem causar fissuras ou fissuras. Medidas de temperatura da polpa mostraram que irradiações a 0,8 e 1 W durante um período de 10 s em modo contínuo aumentam a temperatura da polpa ($T < 20$ °C). Concluíram, portanto, que os *lasers* de diodo (810 e 980 nm) usados a 0,8 e 1 W a cada 10 s em modo contínuo foram capazes de selar os túbulos dentinários. Referidos parâmetros podem ser considerados inofensivos para a vitalidade pulpar e podem ser eficazes no tratamento da hipersensibilidade dentinária.

Em 2016, Suri et al., avaliaram a eficácia do verniz de fluoreto de sódio a 5% e do *laser* de diodo 980 nm no tratamento da hipersensibilidade dentinária cervical. A amostra foi composta por 30 pacientes com hipersensibilidade dentinária, a qual foi medida por estímulos táteis e aéreos por meio da escala VAS. Os dentes foram divididos em: grupo 1, como grupo controle; grupo 2, dentes tratados com NaF 5%; grupo 3, dentes tratados com *laser* de diodo (2 W, CW, sem contato, 1 mm de distância, 2 vezes por 20 segundos) e grupo 4 tratado com NaF 5% e *laser* de diodo. Uma diferença significativa foi encontrada nos 3 grupos em comparação com o grupo controle. Os autores concluíram que houve melhoras no tratamento da HD usando separadamente NaF 5% ou o *laser* de diodo; mas a combinação destes dois deram melhores resultados.

Rosa et al. (2016), avaliaram o efeito do *laser* diodo e uma creme dental dessensibilizante sobre a permeabilidade dentinária. 52 fragmentos dentinários foram usados neste estudo os quais foram divididos aleatoriamente em 4 grupos ($n=13$): G1, controle (sem tratamento); G2, diodo *laser* 908 nm (1.5W, modo contínuo, sem contato, diâmetro da fibra de 400 μm , 20s contínuos); G3, aplicação da creme dental dessensibilizante; G4, aplicação da creme dessensibilizante por 1 minuto seguidamente da aplicação do *laser* diodo com o protocolo do G2. Na MEV observou-se que os grupos 2, 3 e 4 apresentaram menor permeabilidade dentinária

quando foram comparadas com o grupo controle ($p < 0,05$), mas foram semelhantes entre eles. Ainda no MEV, foram encontradas imagens com túbulos dentinários abertos no grupo 1 controle; no grupo 2- *laser*, encontramos túbulos dentinários fusionados e ocluídos; no grupo 3 dente – creme dental, apresentou túbulos dentinários ocluídos pelos íons metálicos da creme dental; o grupo 4 apresentou características semelhante ao grupo 3. Os autores concluíram que o *laser* de diodo e o creme dental foram eficazes na redução da permeabilidade dentinária, e a combinação dos dois tratamentos não apresentou melhores resultados do que qualquer um usado isoladamente.

Em 2017, Zahraa et al. realizaram um estudo *in vitro* para avaliar a eficácia do *laser* de diodo de 940 nm na oclusão de túbulos dentinários e seus parâmetros seguros para os tecidos dentários. Foram utilizados 50 (cinquenta) pré-molares, o cimento foi removido e a superfície dentinária irradiada com *laser* de diodo 940 nm com diferentes potências: 0,8 W; 1,6 W; 2 W e 3 W; por 10 segundos em modo contínuo e modo sem contato a 1 mm. As amostras foram divididas em 5 (cinco) grupos: grupo controle, grupo *laser* a 0,8 W; grupo *laser* a 1,6 W; grupo *laser* a 2 W e grupo *laser* a 3 W, na ocasião observaram um aumento máximo na temperatura de 3°C. As irradiações com *laser* de diodo a 1,6 W e 2 W levou a um estreitamento ou selamento efetivo da dentina sem causar carbonização. Eles concluíram que o *laser* de diodo de 940 nm usado a 1,6 W e 2 W por 10 segundos em modo contínuo foi capaz de selar os túbulos dentinários.

Os equipamentos de *laser* diodo podem substituir o uso do *laser* Nd:YAG em alguns tratamentos, mas há uma diferença significativa entre ambos *lasers*. O *laser* Nd:YAG trabalha num regime pulsátil em que a energia de um pulso pode ser concentrada em um intervalo curto de tempo, elevando substancialmente sua intensidade e provocando a elevação da temperatura no meio irradiado antes que ocorra a difusão do calor. Evita-se assim o aumento da temperatura intra pulpar, o *laser* diodo opera em um regime contínuo, porém, suas intensidades são baixas, e ainda tendo alguns *lasers* de diodo que operam num regime pulsátil, suas intensidades continuam sendo baixas comparadas com o Nd:YAG, o que faz diferença na interação do *laser* com as estruturas dentárias, razão pela qual o *laser* diodo produz um aumento maior da temperatura intra pulpar quando é comparada com o *laser* Nd:YAG.

Por tal motivo o *laser* de diodo requer conhecimento e treinamento para assim ter controle dos efeitos adversos como a elevação da temperatura e, portanto, necroses pulpar e fissuras nos tecidos duros (Stern; Sognnaes, 1965; Launay et al., 1987), pois o principal problema dos *lasers* diodos para o tratamento da HD é o aumento de temperatura da polpa.

2.4 LASER DIODO E TEMPERATURA PULPAR

2.4.1 Interação do *laser* diodo com os tecidos

Sistemas biológicos são complexos e compostos de uma grande variedade de elementos celulares e fluidos teciduais, cada qual com diferentes características de absorção. O corpo humano é majoritariamente constituído por água, o qual possui a absorção da luz pela água e de fundamental importância para aplicações biomédicas. Os elementos do tecido que exibem um alto coeficiente de absorção de um particular comprimento de onda são chamados cromóforos. Além da água, existem outros cromóforos como a melanina e hemoglobina que encontramos na polpa dental e, no caso de tecidos dentais duros, a hidroxiapatita, exercem influência significativa sobre a interação da radiação e o tecido (Maldonado, 2000; Casaverde, 2018).

A hemoglobina e a melanina são cromóforos que absorvem bem o *laser* de diodo, por ter afinidade com cromóforos, ao contrário da água que apresenta fraca absorção. O comprimento de onda, a quantidade de energia e tempo de interação e as propriedades do tecido determinam a qualidade ou tipo de reação entre o *laser* e tecido, e a extensão da reação (Zezell et al., 2011).

Os efeitos causados pela absorção da irradiação do *laser* diodo sobre os tecidos serão do tipo térmicos (coagulação, vaporização, corte ou carbonização tecidual), isto associado ao fato do *laser* diodo ter afinidade pelos cromóforos obscuros como hemoglobina, levaram à um aumento da temperatura (Mc Nally et al., 1999).

No ano 1965, Zack e Cohen; fizeram um estudo em macacos rhesus, nos quais avaliaram o aumento de temperatura na câmara pulpar frente a estímulos externos, para isto utilizaram ferro de solda como fonte de calor no lado vestibular dos dentes, dentro dos quais introduziram sensores térmicos para verificar o aumento da temperatura dentro da câmara pulpar. Os resultados indicaram que para um aumento de 2,2°C o tecido pulpar permanece histologicamente normal em relação ao grupo controle, enquanto o grupo que teve uma elevação de 5,5°C começou a destruição dos odontoblastos implicando um 15% (quinze por cento) de necrose pulpar, com 11°C de aumento deu-se um 60% (sessenta por cento) de destruição e necroses pulpar, e com aumento de 17°C, se observou 100% (cem por cento) de necrose pulpar. Para os comprimentos de onda maiores que 750 nm, os efeitos serão térmicos; a hemoglobina tem um pico de absorção em 577 nm o que propicia a absorção da radiação *laser*. De acordo com Zach e Cohem (1965), um aumento da temperatura da polpa acima de 5,5° C poderá provocar necrose pulpar, e, para Eriksson e Albrektsson (1983) o aumento acima de 10° C na superfície radicular externa, durante um minuto provoca a necrose do ligamento periodontal, anquilose e reabsorção radicular externa.

Macri (2001) observou a variação da temperatura na câmara pulpar, causado pela radiação com o *laser* de diodo de 830 nm de comprimento, operado em regime contínuo, sobre o esmalte dental. Foram irradiadas as faces vestibulares de 2 incisivos inferiores decíduos bovinos nas potências de 1W e 2W, por 10 segundos, utilizando tinta preta como fotoiniciador. Foram utilizados 2 termopares, o qual foi colocado um na parede da câmara pulpar próximo a área da irradiação e o outro no médio da câmara. Se observou que o termopar mais próximo à área de irradiação registrou as maiores alterações térmicas, concluindo-se que uma irradiação com 1W por 10 segundos pode ser tolerável pela polpa, porém, os autores concluíram que há a necessidade de complementação dos estudos para um melhor resultado e controle da temperatura na câmara pulpar.

Kreisler et al. (2001) estudaram os efeitos da irradiação do *laser* diodo com comprimento de onda de 810 nm sobre os fibroblastos gengivais em cultura monocapa de células, as potências utilizadas foram de 0.5 a 2,5W, e o tempo de exposição variou de 60 a 240 segundos. Os resultados demonstraram que ocorreu uma redução no número de células e que o tempo de exposição foi, mas importante do que a potência utilizada. O autor concluiu que se a potência ou a duração da

irradiação não são adequadas, poderá existir danos aos tecidos periodontais, e recomendou que há a necessidade de mais estudos para a obtenção de parâmetros seguros.

Num estudo *in vitro*, Kreisler et al. (2002) avaliaram as alterações morfológicas na superfície cementária radicular, de dentes extraídos a causa de doenças periodontais, depois de irradiar com *laser* diodo de alta intensidade com comprimento de onda de 809 nm. Os parâmetros utilizados neste estudo foram de 0.5W a 2.5W de potência em modo contínuo, com um tempo de exposição entre 10 e 30 segundos por amostra. Para ter um melhor controle do estudo, foram tiradas fotografias das amostras antes e depois das irradiações. Os resultados mostraram que a variação da potência e o tempo das irradiações causaram severas alterações na superfície radicular. Quando se usou a potência de 1W ou menor, as amostras apresentaram pouco ou nenhum efeito destrutivo nas superfícies; já com o uso de potências de 1.5W, 2W e 2.5W, observou-se que as amostras sofreram parcial ou total carbonização da superfície. De acordo com os resultados conclui-se que o *laser* diodo sem o uso dos parâmetros corretos, podem causar sérios problemas nos tecidos periodontais.

Kato et al. (2002) estudaram as alterações morfológicas no esmalte dentário causadas pela radiação do *laser* diodo de alta potência de 960nm com fibra de 600µm de diâmetro. Concluindo que através do MEV as amostras irradiadas com *laser* diodo de alta potência de 960nm, com potência de 6.5W e taxa de repetição de 10Hz, pode promover a fusão do esmalte.

Seraj et al. (2018) analisaram a variação da temperatura durante à aplicação do *laser* diodo para a desinfecção do canal radicular com dois comprimentos de onda diferente 810 nm e 980 nm, 1.5 W, 5 tempos de irradiação de 5 segundos cada um com um intervalo de 15 segundos a cada duas irradiações; foram usados um total de 58 (cinquenta e oito) dentes decíduos humanos extraídos, os quais foram preparados e divididos aleatoriamente em dois grupos: (a) *laser* de diodo de 810 nm e (b) *laser* de diodo de 980 nm. Em seguida, cada grupo foi dividido em 4 (quatro) subgrupos com base no local da medição da temperatura, incluindo o subgrupo 1: superfície radicular externa das raízes anteriores primárias (A); subgrupo 2: superfície radicular externa dos dentes posteriores no espaço interradicular (IS); subgrupo 3: superfície radicular externa dos dentes posteriores no espaço radicular externo (OS) e subgrupo 4: superfície externa da área de furca dos dentes

posteriores (F). Os resultados mostraram que o aumento médio da temperatura no grupo a do *laser* diodo 810 nm ($7\pm 0,9^{\circ}\text{C}$) foi menor do que o grupo b do *laser* diodo de 980 nm ($10,62\pm 4,59^{\circ}\text{C}$). A comparação dos pontos de irradiação em cada *laser* mostrou um aumento médio de temperatura maior para subgrupo 2 do que para o subgrupo 3, mas essa diferença foi significativa apenas no grupo B. A conclusão do estudo foi que dentro dos parâmetros analisados, os *lasers* de diodo de 810 nm e 980 nm devem ser usados com cautela em canais radiculares primários devido ao aumento de temperatura durante sua aplicação.

Shehab et al. (2020) estudaram os efeitos do aumento da temperatura devido ao uso do *laser* diodo durante a desinfecção do canal radicular. Mediram a temperatura superficial da raiz dos incisivos inferiores ao longo da aplicação de diferentes níveis de potência e tempos usando o *laser* de diodo de 810 nm. Para este estudo foram usados sessenta dentes incisivos inferiores humanos extraídos. As amostras foram irradiadas com as potências de 1,05 W; 1,5 W e 1,95 W e dois períodos de 20 e 60 s, em modo de onda contínua (CW), sem spray de água. As amostras foram divididas em três grupos principais ($n = 20$), e logo cada grupo foi subdividido em dois subgrupos ($n = 10$). Em seguida, as temperaturas de pico nas regiões média e apical da superfície da raiz foram registradas usando um termopar. Se observou que o aumento da temperatura da superfície da raiz em todas as potências de saída selecionadas foi inferior a 7°C . O maior valor de temperatura foi obtido na região apical aos 60s quando o canal radicular irradiou a 1,95 W de potência de saída. Conclui-se que o *laser* de diodo é seguro para uso como desinfetante do canal radicular. O tempo de exposição à irradiação do *laser* afetou a diferença de temperatura em diferentes potências de saída.

De acordo com os estudos anteriormente citados, ainda não existe um consenso entre os pesquisadores para garantir o uso do *laser* diodo e o aumento da temperatura, por tal motivo, algumas pesquisas incluem o uso de fotoiniciadores para controlar este aumento dentro da câmara pulpar.

2.5 USO DE FOTOINICIADORES

Pesquisadores observaram que ao irradiar com *laser* diodo na superfície de dentina e esmalte podem ocorrer efeitos desfavoráveis como rachaduras, fusão e fissuras, além de uma ablação ineficiente causada pela baixa absorção que tem esses tecidos do comprimento de onda infravermelho. Mas, se aumentarmos a potência do *laser* para tentar conseguir uma melhor ablação, aumentaremos também a temperatura pulpar em níveis que podem alterar a natureza desta. Porém, o uso do cromóforo serve para aumentar a absorção da energia *laser*, por meio de confinamento desta num pequeno volume, na área irradiada reduzindo a potência de penetração (Mc Nally et al., 1999).

Inúmeras pesquisas indicam o uso de pigmentos escuros para absorver o feixe do *laser*, e assim melhorar os efeitos do Nd:YAG no tratamento da hipersensibilidade dentinaria (Morioka et al., 1984; Gelskey et al., 1993; Yonaga et al., 1999; Boari, 2000), evitando o aumento da temperatura pulpar, estudos também mostraram que é melhor o tratamento com o pigmento que sem ele (Yonaga et al., 1999).

Morioka et al. (1984) estudou os efeitos de diversos cromóforos aplicados no esmalte dental associados ao *laser* Nd:YAG, conseguindo assim avaliar a implicância que podem ter no aumento da resistência do esmalte a ação dos ácidos. As substâncias que utilizou foram: tinta nanquim, tinta da índia, tinta de polvo e melanina. Os resultados obtidos demonstraram que a tinta nanquim teve melhor afinidade com o *laser* Nd:YAG pulsado.

McNally et al. (1999) estudaram o *laser* diodo com potências de 500, 600, 700 e 850mW (correspondendo 255, 300, 360 e 430 W/cm²) durante 120 segundos, utilizando diferentes concentrações do corante indocianina verde (1, 2, 3, 4, 5 e 6% em água destilada) como cromóforo sobre o tecido cariado. Os resultados desta pesquisa demonstraram que o uso da indocianina como fotoiniciador reduziu o dano térmico no tecido dental, mas também reduziu a potência do *laser* necessária para o efeito desejado (neste estudo foi a ablação). A conclusão deste estudo foi que a indocianina verde oferece uma boa absorção do *laser* diodo no comprimento de onda de 800nm.

Boari (2000) avaliou os efeitos do *Laser* Nd:YAG sobre o esmalte dental usando diferentes tipos de fotoiniciadores os quais foram: tinta nanquim; tinta usada para maquiagem a base de óxido de ferro, evidenciador de placa bacteriana e corante a base de pó de carvão particulado de 10µm de diâmetro misturado com água e

etanol. Após aplicação dos cromóforos e irradiação da superfície dental, se observou através da MEV que a tinta nanquim e o carvão apresentaram melhores resultados quanto à fusão e ressolidificação das superfícies de esmalte, além disso se observou que o carvão foi o cromóforo mais fácil de remover. Porém, a conclusão final deste estudo foi que o carvão pulverizado e dissolvido em água e etanol, aplicado antes da irradiação com *laser* oferece uma melhor fusão e ressolidificação do esmalte.

Khoubrouypak et al. (2020), fizeram um estudo comparativo para avaliar os efeitos do *laser* diodo de 810 nm, com 1 W de potência por 20 s, e uma fibra de 320 µm de diâmetro, sobre o tecido dentinário. Utilizaram 30 (trinta) terceiros molares humanos hígidos os quais foram divididos em 6 (seis) grupos: G1 -grupo controle com smear layer, G2 - grupo controle com túbulos dentinários expostos, G3 - túbulos dentinários expostos e irradiação com *laser* diodo G4 - túbulos dentinários expostos, irradiação com *laser* diodo prévia aplicação de uma capa de cromóforo indocáína verde, G5 - irradiação do *laser* diodo prévia aplicação de Gluma, e o G6 aplicação de Gluma e seguidamente o cromóforo, para depois aplicar o *laser* diodo. Os resultados na MEV mostraram que o grupo 3 teve melhor porcentagem de túbulos obliterados comparados com o grupo 5. O grupo 6 obteve melhor porcentagem de obliteração dos túbulos dentinários mas não teve diferença significativa com o grupo 4. A conclusão deste estudo foi de que a combinação de *laser* diodo com o cromóforo indocáína verde oferece uma maior efetividade no tratamento da HD.

2.6 MEDIDAS DE TEMPERATURA

A temperatura pode ser definida como o grau de agitação térmica das partículas presentes num corpo (Maio; Zezell, 2004), este movimento é de difícil medição, pelo qual se decidiu quantificar algumas propriedades macroscópicas dos corpos. Porém, existem duas escalas para medir a temperatura, Fahrenheit e Celsius, nesta pesquisa nos basearemos na escala Celsius. Para esta escala foi atribuída o valor de 100° graus para a temperatura de ebulição da água e 0° graus para a solidificação da mesma, seguindo este padrão poderemos dar valores quantitativos aos diferentes estados térmicos dos corpos (Maio; Zezell, 2004).

Existe uma íntima associação entre o calor e a energia, como resultado desta associação se produz uma variação da temperatura, a qual se propaga seguindo uma ordem, de um corpo de maior temperatura para outro de menor temperatura, a através de três formas diferentes (Lienhard ; Liendhard , 2019; Britto, 2003)

- Por condução, é o processo de transmissão do calor diretamente entre as partes aquecidas quando estão em contato.

- Por convecção, esta se dá através da transmissão do calor, nos líquidos ou nos gases, pelo movimento ou circulação das partes aquecidas.

- Por irradiação: onde a temperatura é transmitida através de ondas eletromagnéticas, o que chamamos também de emissão de energia radiante.

Em pesquisas “*in vitro*”, quando se quer estudar variações de temperatura, é utilizado um sistema composto de:

- Banho térmico, o qual irá permitir a manutenção da temperatura inicial das amostras, facilitando assim a dissipação de calor gerada durante os testes (Ana et al., 2007).

- Leitor de temperatura, utilizando dois termopares tipo K (cromel-alumel) (OMEGA Eng. Inc. – Stamford,CT,USA), com espessura de 127 μ m e resolução de 0,2°C, para medir a variação de temperatura. O mecanismo de função começa quando a ponta (junção) do termopar é aquecida, produzindo uma reação de descarrega elétrica o qual gera uma diferença de potencial (ddp) na outra extremidade do termopar, e essa ddp é transmitida pelo cabo coaxial para o conversor dos sinais (Ana et al., 2007).

- Conversor dos sinais, é um aparelho que apresenta quatro entradas localizadas na parte traseira, onde se receberão os sinais gerados nas pontas dos termopares, os quais serão enviados automaticamente para um registrador de sinal.

- Registrador de sinal, irá registrar a temperatura através de um microcomputador, que gravará a variação térmica ao longo do tempo com resolução de 0,05 segundos (Britto, 2003).

O mau posicionamento ou deslocamento do termopar pode gerar variações nas medidas da temperatura, porém, para solucionar este problema, o posicionamento

do termopar pode ser determinado radiograficamente, como foi neste estudo (Britto, 2003).

Estudos como a pesquisa de Hanning e Bott (1999) mostram a efetividade deste registro na qual avaliaram as variações da temperatura na câmara pulpar durante a fotopolimerização de resinas compostas, utilizando termopares tipo K dentro desta, a câmara pulpar foi preenchida com água e a amostra foi colocada numa placa e na sequência em banho térmico (37°C) para simular a temperatura da cavidade bucal.

3 PROPOSIÇÃO

3.1 GERAL

Avaliar as variações de temperatura intra pulpar e as mudanças estruturais na superfície dentinária, após irradiação com *laser* de diodo, com 4 diferentes comprimentos de onda com fotoiniciador e sem fotoiniciador.

3.2 ESPECÍFICAS:

- Avaliar as variações da temperatura intrapulpar ocasionadas pela irradiação de diferentes comprimentos de onda do *laser* diodo, através de termopares.
- Avaliar o fechamento dos túbulos dentinários através da microscopia eletrônica de varredura (MEV).

4 MATERIAL E MÉTODOS

4.1 ASPECTOS ÉTICOS

Previamente ao início do estudo, o projeto de pesquisa foi submetido à apreciação pelo Comitê de Ética em Pesquisa com Seres Humanos (CEP) da Faculdade de Odontologia da Universidade de São Paulo (FOUSP), sendo considerado aprovado (Nº de parecer 3.683.852) ANEXO C.

Foram utilizados nesta pesquisa 120 (cento e vinte) terceiros molares, cedidos pelo Banco de Dentes Humanos da Faculdade de Odontologia da Universidade de São Paulo (ANEXO A), para a realização dos testes preliminares e piloto. Essa pesquisa não tem conflitos de interesses com as instituições que se propuseram a doar os materiais para a realização da mesma.

4.2 DELINEAMENTO EXPERIMENTAL

O estudo avaliou o aumento da temperatura intrapulpar com fotoiniciador e sem fotoiniciador (n=10) através do uso de termopares de controle de temperatura e as mudanças estruturais na dentina humana de terceiros molares por meio da microscopia eletrônica de varredura (n=2)

O delineamento experimental foi organizado como descrito no quadro 4.1. Os Fatores de variação foram organizados no quadro 4.2. e os grupos foram descritos no quadro 5.3.

Quadro 4.1 – Delineamento experimental

Unidades experimentais	<p>Avaliação da morfologia de superfície: 20 terceiros molares de dentina humana (n=2)</p> <p>Avaliação da temperatura da câmara pulpar: 100 amostras de dentina humana, obtidas de 96 dentes terceiros molares humanos (n=10)</p>
Variável de resposta	<p>Quantitativa: Temperatura da câmara pulpar (Medida da temperatura com termopar)</p> <p>Qualitativa: Análise de morfologia superficial (Microscopia Eletrônica de Varredura)</p>

Fonte: O autor

Quadro 4.2 – Fatores de variação

Fatores de variação	Fonte de luz	05 níveis	808 nm 940nm 976 nm 980 nm 980 nm
	Presença ou não de Fotoiniciador	02 níveis	Com fotoiniciador Sem fotoiniciador

Fonte: O autor

4.3 SELEÇÃO DA AMOSTRA

Para a realização desta pesquisa foram utilizados 120 (cento e vinte) terceiros molares humanos hígidos, provenientes do Banco de Dentes Humanos da Faculdade de Odontologia da FOU SP, previamente aprovado pelo Comitê de Ética em Pesquisa da mesma instituição.

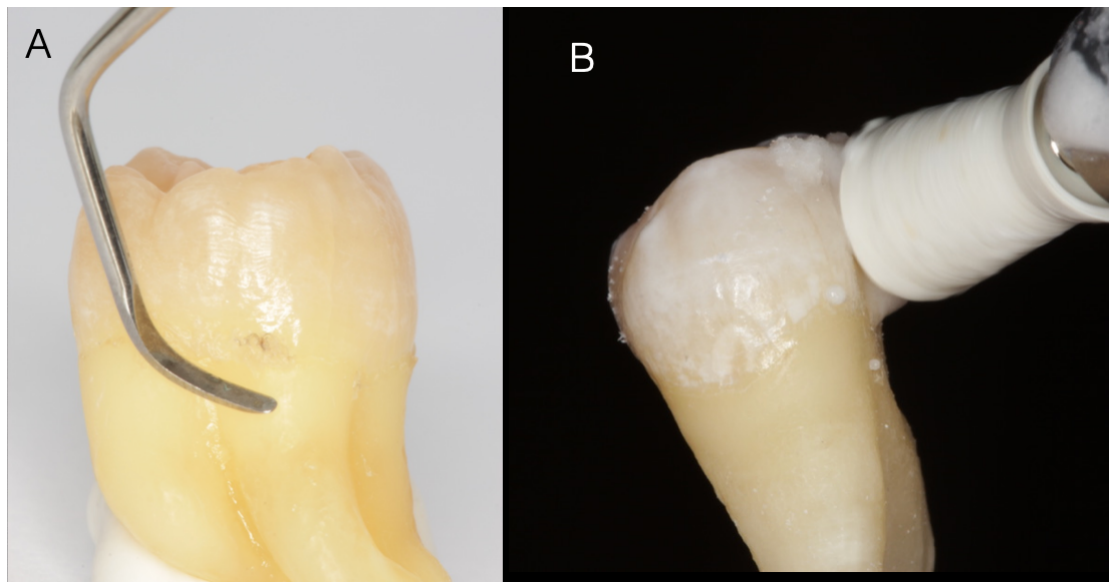
A limpeza dos dentes foi realizada com a utilização de curetas periodontais (Duflex, SS White, Rio de Janeiro, RJ, Brasil) e o polimento com pedra pomes (SS White, Rio de Janeiro, RJ, Brasil) e água, com o auxílio de escovas tipo Robinson (KG Sorensen, Barueri, SP, Brasil) em baixa rotação, seguidas de lavagem com água destilada (Manhães et al., 2005). Após a limpeza das amostras, estas foram avaliadas em lupa estereoscópica (Olympus, Tóquio, Japão) com aumento de 25x, com o objetivo de verificar possíveis trincas ou alterações que possam comprometer a metodologia selecionada para este estudo.

Figura 4.1 – Parte da amostra dos 120 terceiros molares utilizados nesta pesquisa



Fonte: O autor

Figuras 4.2 – Limpeza com curetas dos terceiros molares (A). Polimento com pedra pomes (B)



Fonte: O autor

4.3.1 Amostras para o teste da avaliação da temperatura

Das 120 (cento e vinte) amostras, 100 (cem) delas foram utilizados para o teste de avaliação da temperatura intrapulpar, para o qual foram lixados os ápices radiculares dos espécimes por 5 segundos com lixa de granulação 600 (Carbimed Paper Discs, 30-5108-320, Buehler, IL, USA), de forma a expor um maior diâmetro de seus forames apicais. Estes, por sua vez, foram alargados com instrumento rotatório tipo Gates-Glidden, e a remoção de restos pulpares e limpeza completa de seus condutos radiculares e da câmara pulpar foi realizada por meio de limas endodônticas tipo K #80 com auxílio de água destilada (Ana e col.). Após limpeza e desinfecção dos dentes, foi executada, no terço cervical do lado lingual de cada dente, uma abertura de 0,4 cm de diâmetro, com broca diamantada sob alta rotação, para inserção do termopar.

Figuras 4.3 - Após devida limpeza superficial dos terceiros molares, procedemos a limpeza com lima endodôntica (A). Abertura no terço cervical (B). Abertura no ápice radicular (C)



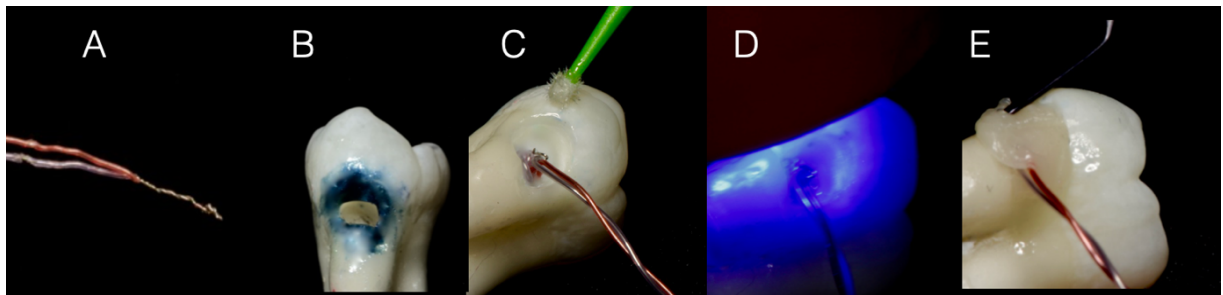
Fonte: O autor

Depois foram condicionados com ácido fosfórico a 37% (Conduct 37 FGM, Joinville, São Paulo, Brasil) por 10 segundos, foram lavados abundantemente com água por mais 10 segundos a área por onde em seguida, foram introduzidos termopares tipo K (chromel-alumel – NiCr-NiAl, Omega Eng. Inc., Stamford, USA), com espessura de 127 μm e resolução de 0,2°C na abertura criada na face lingual da porção coronária e na parte periapical, de forma que sua extremidade foi posicionada, no interior da câmara pulpar e do canal radicular.(Roman e col.), ato contínuo o conduto foi preenchido com água destilada, com auxílio de seringas descartáveis para insulina, o que permitiu o preenchimento completo da câmara pulpar e dos condutos radiculares dos elementos.

Na sequência, foram secados com papel absorvente a superfície onde serão restaurados com resina composta, de forma a evitar a desidratação da superfície tratada. Foi aplicado em seguida aplicado um sistema adesivo de frasco único (Adper Single Bond 2, 3M, Sumaré, São Paulo, Brasil). Seguindo o tempo de aplicação e polimerização do adesivo conforme as instruções do fabricante, com auxílio de pincel fino (Cavibrush, FGM, Joinville, São Paulo, Brasil). Para cada amostra foi utilizado um novo pincel, de forma evitar excessos de adesivo sobre a superfície. A fotoativação dos sistemas adesivos foi realizada com um aparelho

fotopolimerizador de luz halógena (modelo Optilux, Demetron Research Corporation), com potência de 450 mW/cm^2 , mensurada com uso de radiômetro (Demetron Research Co., Danbury, CT, EUA) ao início de cada dia experimental. Em seguida, foi restaurada a abertura com resina composta fotopolimerizável, na cor A3 (Filtek Z350XT, 3M, Sumaré, São Paulo, Brasil) com o auxílio de uma espátula para resina (Hu Friedy® Estetic, Chicago, USA), com subsequente fotoativação por 20 segundos (Ana e cols., 2007).

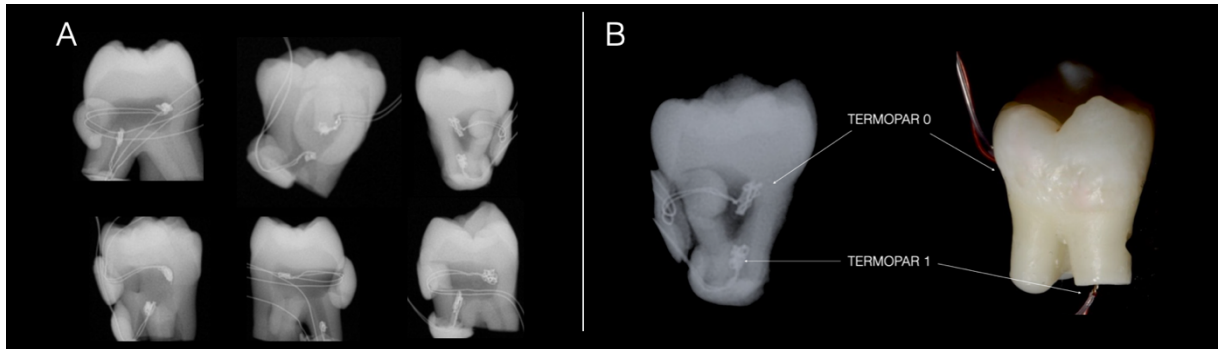
Figuras 4.4 Termopares tipo K (chromel-alumel – NiCr-NiAl, Omega Eng. Inc., Stanford, USA), com espessura de $127 \mu\text{m}$ (A). Aplicação do ácido fosfórico (B). Posicionamento dos Termopares e aplicação do sistema adesivo (C). Fotopolimerização do sistema adesivo (D). Termopar posicionado e fixado com a resina composta (E)



Fonte: O autor

Os contínuo, os dentes foram radiografados para confirmação do correto posicionamento dos termopares. Posteriormente, os espécimes foram aleatoriamente separados em 10 (dez) diferentes grupos conforme o parâmetro e a presença ou ausência do fotoabsorvedor, e mantidos em ambiente úmido sob refrigeração (em gaze estéril e água destilada) a $+ 4^{\circ} \text{C}$ até o momento da realização dos experimentos.

Figuras 4.5 – Avaliação radiográfica do posicionamento dos termopares no interior das amostras (A).
 Comparação radiográfica e real do posicionamento dos termopares nas amostras (B).



Fonte: O autor

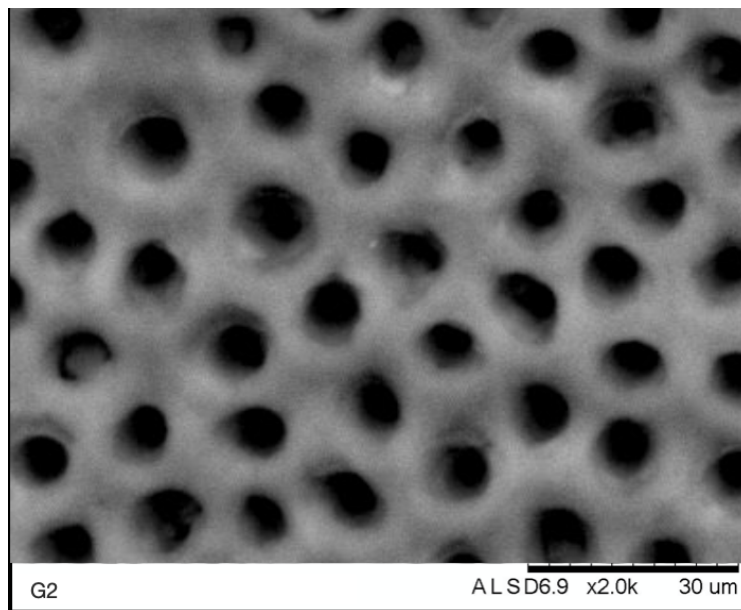
4.3.2 Amostras para o teste de avaliação da morfologia superficial por microscopia eletrônica

Vinte terceiros molares humanos hígidos foram selecionados. As coroas foram primeiro seccionadas das raízes e, em seguida, as amostras de discos de dentina foram preparados a partir das coroas, usando com uma máquina de corte de precisão (Isomet 1000, Buehler Ltd, Lake Buff, Illinois, EUA). Dois cortes perpendiculares ao longo eixo do dente foram feitos na região média da coroa, com uma distância de aproximadamente 1,5 mm entre eles, removendo assim os cornos pulpares e o esmalte oclusal. Amostras de dentina de 4 x 4 x 2 mm foram cortadas das coroas, e colocadas numa máquina de polimento (Buehler Ltd, Lake Buff, Illinois, EUA), com uma série de discos abrasivos resfriados com água (grão # 800, 1200, 2400 e 4000; Bühler, Uzwil, Suíça, até que os discos atingissem a espessura de 1 mm, este procedimento também removeu qualquer esmalte oclusal que poderia ter permanecido após o corte. A espessura dos discos foi verificada com um paquímetro digital (Mitutoyo, Tóquio, Japão). Entre cada etapa de polimento, as amostras foram limpas com água destilada em uma cuba ultrassônica (Digital Ultrasonic Cleaner CD- 4820, Kondortech, São Carlos, Brasil) por cinco minutos para

remover quaisquer detritos. Para simular uma dentina hipersensível (túbulos dentinários abertos) e remover o smear layer, os espécimes foram imersos em solução ácido etileno-diamino tetra-acético (EDTA) de 17% (pH 7,4) (Fórmula e Ação, SP, Brasil) por cinco minutos. Após 5 minutos os espécimes foram lavados em uma cuba ultrassônica (Digital Ultrasonic Cleaner CD-4820, Kondortech, São Carlos, Brasil) com água destilada por cinco minutos para remover qualquer resíduo orgânico (Palazon et al., 2013).

As amostras foram, então, divididas aleatoriamente entre os grupos descritos no quadro 4.3.

Figura 4.6 – Avaliação em microscopia eletrônica de varredura (MEV) da abertura dos túbulos dentinários.



Fonte: O autor

Quadro 4.3 – Distribuição das amostras e seus respectivos grupos

*

GRUPOS	MEV (n)	°C (n)	TEMPO DE EXPOSIÇÃO*
G1: 808nm sem fotoiniciador 1.0W	2	10	2x30"
G2: 808nm com fotoiniciador 1.0W	2	10	2x30"
G3: 940nm sem fotoiniciador 1.0W	2	10	2x30"
G4: 940nm com fotoiniciador 1.0W	2	10	2x30"
G5: 976nm sem fotoiniciador 1.0W	2	10	2x30"
G6: 976nm com fotoiniciador 1.0W	2	10	2x30"
G7: 980nm sem fotoiniciador 1.0W	2	10	2x30"
G8: 980nm com fotoiniciador 1.0W	2	10	2x30"
G9: 980nm sem fotoiniciador 1.0W	2	10	2x30"
G10: 980nm com fotoiniciador 1.0W	2	10	2x30"

Intervalo de 30s entre as duas aplicações (tempo para relaxação térmica)

Fonte: O autor

4.4 LASERS E CONDIÇÕES DE IRRADIAÇÃO

Os equipamentos Laser utilizados no experimento foram os de diodo contínuo, descritos abaixo:

4.4.1 Laser diodo modelo Epic X (Biolase, Irvine, CA, USA), com comprimento de onda de 940 ± 10 nm, largura de pulso de $100\mu\text{s}$, sistema de entrega por fibra óptica de $400\mu\text{m}$, com uma potência de 1 Watt, regime de emissão contínua e uma taxa de repetição superior a 20kHz, pertencente a LELO-FOUSP.

4.4.2 Laser de diodo modelo Thera Lase Surgery (DMC Equipamentos, São Carlos, Sp, Brasil), de diodo contínuo com comprimento de onda de 808 ± 10 nm, largura de pulso de $100\mu\text{s}$, com sistema de entrega por fibra óptica de $300\mu\text{m}$, com uma potência de 1 Watt, regime de emissão contínua e com uma taxa de repetição de 0,167 – 1 KHz, modo de exposição contínuo, pertencente a FFO – FUNDECTO – FOUSP.

4.4.3 Laser diodo modelo Solase (Lazon Medical Laser, China), com comprimento de onda de 976 nm, neste estudo utilizamos o comprimento de onda de 976 nm, a 1W de potência, por fibra óptica de $400\mu\text{m}$, no regime contínuo, pertencente a LELO-FOUSP.

4.4.4 Laser diodo modelo Thera Lase Surgery (Dmc Equipamentos, São Carlos, Sp, Brasil), o equipamento tem um comprimento de onda de 980 nm e largura de pulso de $100\mu\text{s}$, nesta pesquisa utilizamos um sistema de entrega por fibra óptica de $400\mu\text{m}$, com uma potência de 1 Watt regime de emissão contínua e

com uma taxa de repetição de 0,167 – 1 KHz, pertencente a FFO – FUNDECTO - FOUSP.

4.4.5 Laser diodo modelo Gemini (Ultradent, South Lake, Draper, Usa), com comprimento de onda de 980 nm, possui 20 watts de potência máxima superpulsada, neste estudo utilizamos só um comprimento de onda, sendo a de 980 nanômetros a escolhida com 1 Watt de potência, um sistema de entrega por fibra óptica de 400µm, pertencente a Ultradent (USA)(sem conflito de interesses).

4.5 PROTOCOLO DE IRRADIAÇÃO

4.5.1 Irradiação das amostras para avaliação da temperatura na câmara pulpar

Neste estudo, 10 (dez) amostras de cada grupo receberam irradiação com laser diodo de alta potência na face vestibular da região cervical simulando a aplicação da irradiação no local da exposição dentinária de maior ocorrência de lesões cervicais não cariosas. A irradiação foi realizada sem contato a uma distância de 2 mm e perpendicular à superfície da dentina, em varredura no sentido mesiodistal durante 30 segundos, com intervalo de 30 segundos, e durante 30 segundos no sentido ocluso apical, sobre uma superfície de 5 x 5 mm de dentina radicular cervical, visando a aproximação de um procedimento clínico. Durante a irradiação os espécimes estiveram imersos em banho térmico a 37°C, simulando a difusão do calor e a condutividade térmica da cavidade oral.

Os grupos que apresentam o uso de fotoiniciador, tiveram a porção cervical dos espécimes recobertas por uma pasta composta por carvão vegetal finamente triturado diluído em etanol e água deionizada na proporção de 1:1 (Boari, 2000.) com o objetivo de promover uma maior interação do Laser com o tecido dentinário (Morioka et al., 1984; Yonaga et al., 1999; Boari, 2000; Quinto Junior, 2001), visto que os lasers nestes comprimentos de ondas de 940nm e 808nm são melhor

absorvidos por tecidos pigmentados. A aplicação do fotoiniciador foi realizada com auxílio de micro aplicador de adesivo manual, para criar uma camada homogênea.

As amostras dos Grupos sem fotoiniciador 1, 3, 5, 7 e 9 foram irradiados com o laser de alta potência sem fotoiniciador, com os parâmetros especificados no quadro (4.1).

Nas amostras dos grupos 2, 4, 6, 8 e 10; foram aplicados fotoiniciador e logo foram irradiados com laser de alta potência, com os parâmetros especificados no quadro (4.2), obedecendo aos mesmos critérios descritos anteriormente de irradiação.

Os registros foram armazenados em computador e simulações gráficas da evolução da temperatura foram obtidas. Todas as normas de segurança na utilização dos Lasers foram utilizados.

4.6 MEDIDAS DE TEMPERATURA

As mudanças da temperatura na câmara pulpar assim como na superfície radicular durante e imediatamente após a irradiação com o laser de alta potencia seguindo o protocolo descrito anteriormente, foram medidas usando-se 2 (dois) sensores de temperatura termopares digitais tipo K (Chromega /Alomega) com 0,0127 cm de diâmetro, recobertos com isolante Teflon, fabricado pela OMEGA ENGINEERING , USA; para cada amostra (n=02), o primeiro sensor foi posicionado dentro da cavidade pulpar (atrás da dentina a ser irradiada), mediu qual foi a real temperatura que produz o laser ao ser absorvido pela dentina; o segundo sensor digital foi posicionado na região interna no terço apical. Os dois sensores de temperatura estiveram ligados das extremidades livres a um sistema de monitoração de temperatura composto de um conversor analógico/digital Lock-in, de 13 bits, com faixa de tensões de entrada de -10,24 V a +10,24 V e resolução de 0,0025 V; e amplificador de termopar com sensibilidade de 10 mV por graus Celsius, com

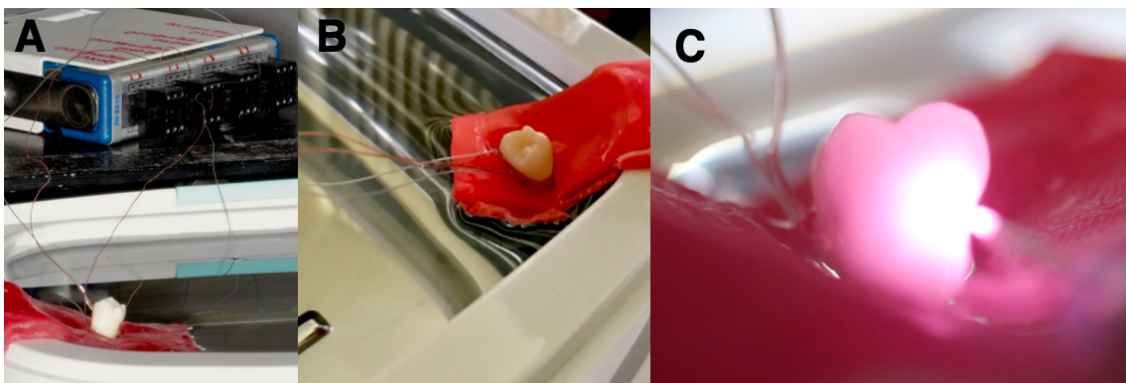
resolução de 0,25 graus (USB-9211, National Instruments Corp, Austin, USA), e um computador pessoal (Dell Inc., Brasil) todos os equipamentos pertencentes ao IPEN.

A temperatura da sala do experimento foi mantida constante a 25° C e monitorada por um relógio-termômetro-higrômetro, Minipa MT-241, fabricado pela ETL- Eietronics Tomorrow Ltd., Made in China (pertencente ao IPEN) o qual mediu a temperatura ambiente da sala. Os experimentos foram realizados em sala com esta temperatura e umidade relativa do ar controlada (aproximadamente 50%)(Ana et al., 2007).

Após posicionamento correto das amostras e dos equipamentos necessários, o monitoramento da temperatura pelos termopares foi iniciado 5 segundos antes do início das irradiações, para registro da temperatura inicial de cada amostra, e foi mantido por um tempo total de 1 (um) minuto.

Para a análise da temperatura pulpar, será empregado o software LabView (National Instruments Corp, Austin, USA), cujos dados serão transportados para planilhas para análise estatística.

Figuras 4.7 – Termopares conectados ao conversor analógico/digital Lock-in, de 13 bits (A). Amostra posicionado dentro de simulador de temperatura da cavidade bucal (B). Irradiação com laser diodo de alta potencia no tercio cervical (C).



Fonte: O autor

4.7 MICROSCOPIA ELETRÔNICA DE VARREDURA

Para verificar o padrão de oclusão dos túbulos dentinários, resultante da irradiação com laser de alta potência, 20 (vinte) espécimes (n=2) foram preparados conforme descrito anteriormente (para abertura dos túbulos dentinários) e analisados com Microscopia Eletrônica de Varredura (MEV-SEM)(Hitachi TM3000, Hitachi, Tokyo, Japan; pertencente ao IPEN) em alto vácuo sem recobrimento metálico (Figura 4.3).

Em seguida, as superfícies receberam a aplicação de fitas adesivas (Graphic tape; Chartpak, Leeds, MA, USA), nas duas margens, mantendo uma área central de teste exposta de 4 x 1 mm (Figura 4.3).

Duas amostras de cada grupo distribuídas aleatoriamente entre os 10 (dez) grupos descritos no quadro 2, depois dos respectivos protocolos de irradiação descritos anteriormente, foram novamente analisados em Microscópio Eletrônico de Varredura (MEV) (Hitachi, TM3000, Tokyo, Japón), com aumentos de 100x, 3000x e 5000x, com o objetivo de visualizar as alterações morfológicas ocorridas na superfície dentinária pela irradiação, além da presença de trincas e carbonização.

4.8 TRATAMENTO ESTATÍSTICO DOS RESULTADOS

Tanto os dados referentes à variação da temperatura superficial, quanto os dados de variação da temperatura pulpar durante as irradiações, foram analisados individualmente, através de testes estatísticos considerando o nível de significância de 5%. A distribuição das médias dos resultados foi normal e homogênea, foi realizada a Análise de Variância (ANOVA) e o teste de Tukey.

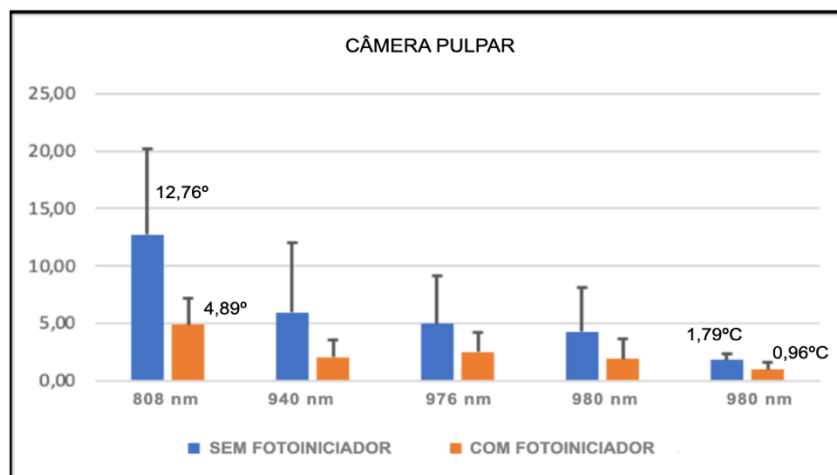
5 RESULTADOS

5.1 LEITURA DO TERMOPAR

Na tabela 5.1 são observados os resultados das médias das variações do aumento de temperatura na câmara pulpar. A irradiação feita com o comprimento de onda de 808nm foi aquela que mais aumentou a temperatura dentro da câmara pulpar, sem fotoiniciador e com fotoiniciador (Grupo 1 e Grupo 2), tendo um aumento quantitativo de 12,76 ° C sem fotoiniciador, e com fotoiniciador a elevação chegou até os 4,89 °C.

O Laser que menos aumentou a temperatura dentro da câmara pulpar foi o laser da marca Gemini com comprimento de onda de 980nm, tendo um aumento quantitativo dentro da câmara pulpar de 1,79°C sem fotoiniciador e de 0,96°C com fotoiniciador.

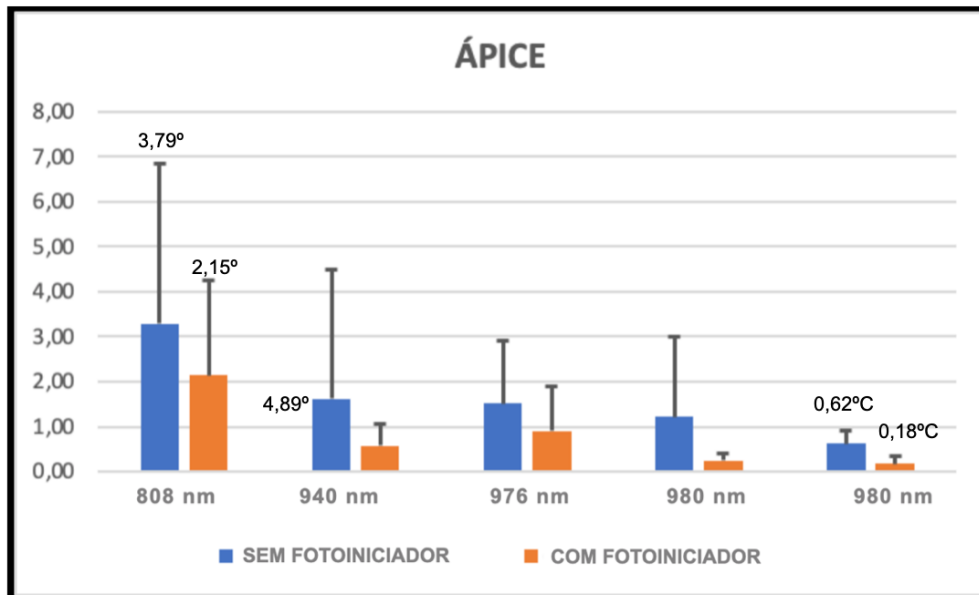
Tabela 5.1 - Valor médio e desvio padrão do aumento da temperatura registrado pelo termopar na câmara pulpar



Fonte: O autor

Na tabela 5.2, pode-se observar as médias do aumento de temperatura registrada pelo termopar colocado no ápice. O laser com comprimento de onda de 808nm foi o que mostrou maior aumento de temperatura com um valor médio quantitativo de 3,29°C sem fotoiniciador e 2,15°C com fotoiniciador. O laser Gemini com comprimento de onda de 980nm, foi o laser que mostrou menor variação no aumento da temperatura a nível apical com um valor quantitativo de 0,62°C sem fotoiniciador e de 0,18°C com fotoiniciador.

Tabela 5.2 - Valor médio e desvio padrão do aumento da temperatura registrado pelo termopar na região apical



Fonte: O autor

As análises estatísticas de variação da temperatura na câmara pulpar mostraram que existe diferença significativa entre os grupos que utilizaram fotoiniciador quando comparados com os grupos que não usaram fotoiniciador.

Tabela 5.3- - Análises estatística da variação da temperatura na câmara pulpar entre os grupos cujas amostras usaram fotoiniciador e que não usaram fotoiniciador

	MeanDiff	SEM	q Value	Prob	Alpha	Sig	LCL	UCL
COM SEM	-3.56009	0.75326	6.6839	8.58306E-6	0.05	1	-5.0568	-2.06337

Fonte: O autor

As análises estatísticas de variação da temperatura ao nível do ápice radicular mostraram que existe diferença significativa entre os grupos que utilizaram fotoiniciador quando comparados com os grupos que não usaram fotoiniciador.

Tabela 5.4 - Análises estatística da variação da temperatura na região apical entre os grupos cujas amostras usaram fotoiniciador e que não usaram fotoiniciador

	MeanDiff	SEM	q Value	Prob	Alpha	Sig	LCL	UCL
COM SEM	-0.82701	0.36025	3.24653	0.02405	0.05	1	-1.54282	-0.1112

Fonte: O autor

Os resultados deste estudo, irradiando a dentina de acordo com os parâmetros utilizados em cada grupo, demonstraram os valores médios dos aumentos da temperatura, os quais contribuem na seleção correta dos parâmetros a utilizar para evitar danos térmicos aos tecidos dentais.

Os resultados deste estudo, ajudam a ter uma noção no momento de irradiar os tecidos dentários, para assim controlar a elevação da temperatura na polpa, e poder dar os intervalos necessários de relaxamento térmico para evitar uma alteração na natureza desta.

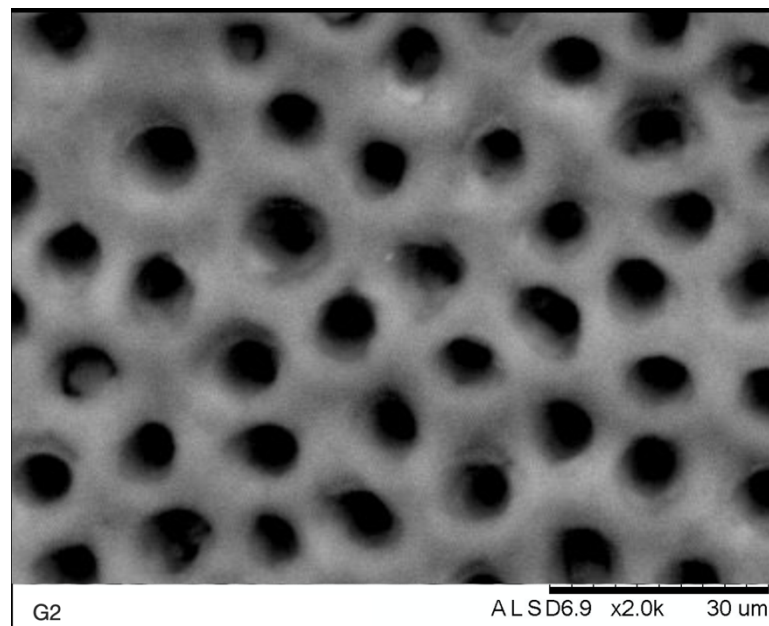
5.2 ANÁLISES POR MICROSCOPIA ELETRÔNICA DE VARREDURA

O objetivo desta análise por MEV foi observar as alterações produzidas pela irradiação de diferentes tipos de comprimento de onda na superfície dentinária que apresentava túbulos abertos.

Pode se observar na figura 5.1, uma imagem antes da irradiação com laser diodo, na qual foram encontradas os túbulos dentinarios abertos, obtidos como

resultado da ação do protocolo anteriormente descrito com EDTA. Todas as amostras tiveram esse padrão de abertura dos túbulos dentinarios.

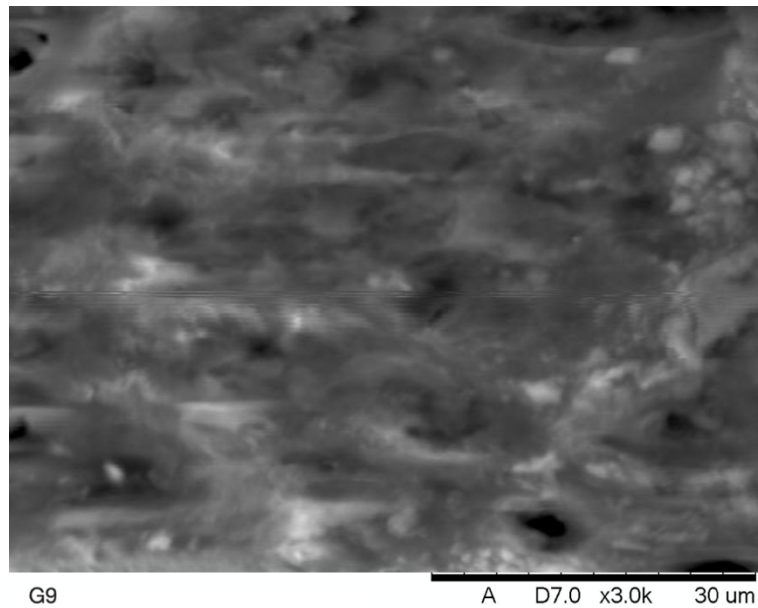
Figura 5.1 – Abertura dos túbulos dentinarios



Fonte: O autor

Nas análises das amostras dos grupos sem fotoiniciador G3, G5, G7, G9; através da MEV, se observa a ausência de trincas ou áreas de carbonização, e demonstraram áreas uniformes de fusão dos túbulos dentinarios criando o “melting”, como obliteração dos túbulos dentinários (Figura 5.2).

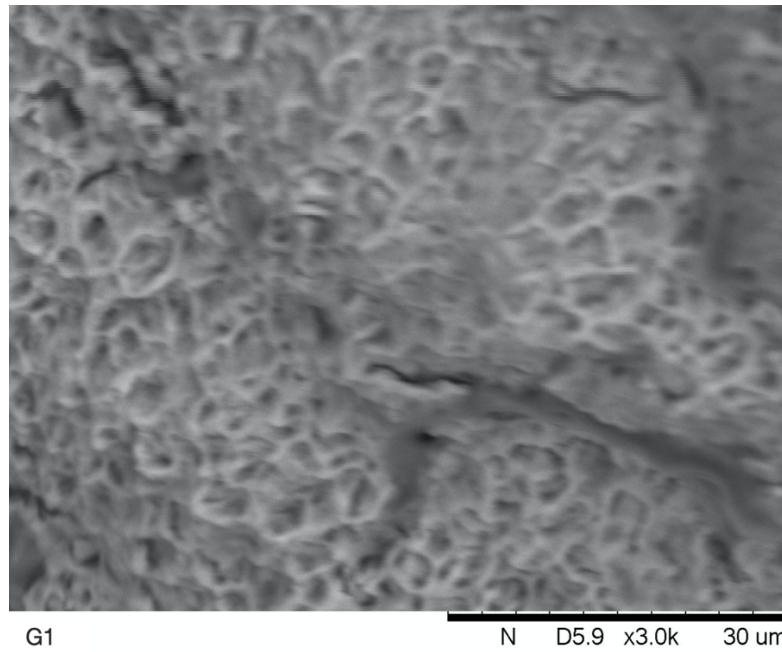
Figura 5.2 – Ablação dos túbulos dentinários com ausência de trincas



Fonte: O autor

Na microscopia eletrônica de varredura se observa que as amostras do grupo 1 (grupo que teve o maior aumento de variação da temperatura segundo as leituras feitas pelo termopar) com 1W de potencia, 2 fases de irradiação de 30 segundos com um intervalo de 30 segundos entre a primeira e segunda fase; mostraram trincas nos túbulos dentinários que receberam irradiação com o laser de comprimento de onda 808nm (Figura 5.3), cujas amostras apresentam aumento considerável da temperatura.

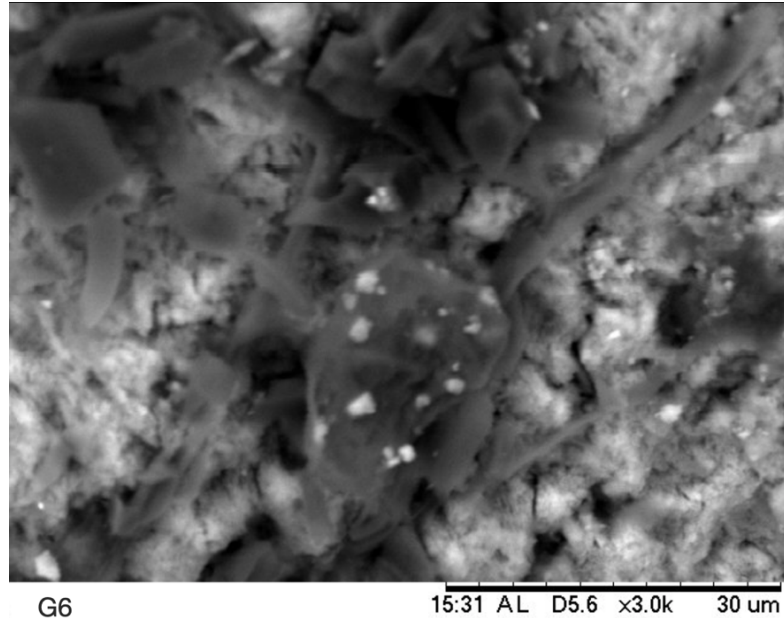
Figura 5.3 – Superfície dentinária com obliteração dos túbulos dentinários com presença de trincas observadas nas amostras do Grupo 1, após irradiação com laser diodo de 808nm sem fotoiniciador.



Fonte: O autor

Na avaliação pela microscopia eletrônica de varredura das amostras onde se utilizou fotoiniciador e foram irradiadas com 1W de potência, 2 etapas de irradiação de 30 segundos com um intervalo de 30 segundos entre a primeira e segunda fase; observamos fusão irregular dos túbulos dentinários com presença de partículas de fotoiniciador entre eles. Como podemos observar na Figura 5.4, na leitura do grupo 6.

Figura 5.4 – Fusão da superfície dentinária com fusão dos túbulos dentinarios com inclusão das partículas do fotoiniciador. Amostras do Grupo 6, após irradiação com laser diodo de alta potência de 976 nm com fotoiniciador.



Fonte: O autor

Os resultados das leituras da MEV indicaram que os lasers com comprimentos de onda de 808 nm com fotoiniciador e 940 nm, 976 nm e 980 nm com e sem fotoiniciador, com a mesma potência de 1W, não registraram presença de trincas na superfície dentinária. Observou-se o melting e a recristalização da superfície com obliteração dos túbulos dentinários.

6 DISCUSSÃO

A hipersensibilidade dentinária (HD) é causado por diversos fatores que deixam os túbulos dentinários expostos ao médio bucal (Navarro; Rivera, 2002; Scaramucci et al., 2014; Yoshizaki et al., 2017) produzindo dor. Muitos estudos promovem o uso do laser com diferentes comprimentos de onda para o tratamento da hipersensibilidade dentinária, entre eles o mais usado, encontrado na literatura, é o laser de Nd:YAG com comprimento de onda de 1064nm (Matsumoto et al., 1985; Wigdor et al., 1995; Gelskey et al., 1993; Gutknecht et al., 1997; Kimura et al., 2000; Magalhães, 2001), por ter afinidade pela água e hidroxiapatita, evitando o aumento da temperatura na câmara pulpar, mas este laser tem um valor muito alto, a diferença dos lasers de diodo.

Um dos benefícios do laser diodo é a obliteração dos túbulos dentinários através da fusão destes, o que formará uma camada superficial chamada de *melting* (Zahraa et al., 2017; Liu et al., 2013; Da Costa et al., 2007). O maior problema destes lasers de diodo de alta potência é o aquecimento e o aumento de temperatura dentro da câmara pulpar o que, em tese, poderia causar uma necrose pulpar (aumento de temperatura maior a 5,5°C)(Zach; Cohen, 1965) e a formação de trincas com áreas de carbonização dentinária se não tiver controle no aumento de temperatura como relataram os estudos de Kreisler et al. (2002); (Seraj et al., 2018; Gutknecht et al., 2005; Zach; Cohen, 1965).

Com este intuito a proposta do presente trabalho foi utilizar o laser de diodo em busca de parâmetros que possam ser utilizadas para o tratamento da HD sem causar danos a estrutura dental e sem aumento significativo da temperatura intra pulpar.

O presente estudo tomou como base diferentes parâmetros da literatura nos quais avaliaram o efeito do laser diodo de alta potência (1W). Umana et al. (2013), avaliaram o efeito do laser diodo de 980 nm através da MEV com duas potências diferentes, que foram 0.8 e 1 W no modo contínuo, observando uma diminuição do diâmetro e obliteração dos túbulos dentinários, mas quando estes autores usaram uma potência de 2W, observaram na MEV áreas de destruição dentinária, chegando à conclusão que os parâmetros de 0.8W e 1W no modo contínuo são suficientes

para obliterar os túbulos dentinários concordando também com os estudo de Gutknecht et al. (1997). Porém, a avaliação das alterações morfológicas através da MEV de nosso estudo, foi do tipo qualitativo, onde observamos presença de fusão dentinária e fechamento dos túbulos dentinários nas amostras irradiadas pelos lasers diodo de alta potência com ausência de trincas ao redor dos túbulos dentinários a exceção do grupo 1, concordando com os resultados dos estudos de Umana et al. (2013) e Gutknecht et al. (1997).

Nas amostras do grupo 1, irradiados com o laser diodo de 808 nm nos parâmetros utilizados no presente estudo sem o uso de fotoiniciador, se observou trincas ao nível dos túbulos dentinários (Figura 5.3) causada pela afinidade do laser diodo neste comprimento de onda que tem baixa absorção com a água e alta absorção pelos tecidos pigmentados (neste caso hemoglobina da pulpa dentaria)(Gutknecht et al., 1996; Seraj et al. 2018), produzindo aumento considerável de temperatura superficial e intrapulpar, a qual superou os 5,5°C, concordando com os estudos de Gutknecht et al. (1997) e Kreisler et al. (2002) que também atribuíram essa destruição dentinária ao aumento não controlado da temperatura superficial, porém há necessidade de fazer trabalhos de pesquisa para o tratamento da HD com o comprimento de onda de 808 nm sem uso de fotoiniciador, em busca de parâmetros adequados que não causem aumento da temperatura intra pulpar nem alterações desfavoráveis como trincas na superfície dentinária.

O laser diodo após a irradiação sobre a superfície dentinária, irá produzir um processo de fusão e solidificação dos minerais envolvidos neste processo, como se observou nas amostras estudadas dos Grupos 2, 3, 4, 5, 6, 7, 8, 9 e 10. Este conceito é avaliado pelos estudos de Dilber et al. (2013), que indicam que a irradiação com laser localizado entre os comprimentos de onda dos 532 nm e 1064nm sobre a superfície dentinária não produz mudanças na concentração dos minerais como Ca, Mg, K, Na e P, e complementando este estudo, Hossain et al. (2002), concluíram que o aumento de temperatura causado pelo laser de alta potencia Er,Cr:YSGG ira reduzir a relação de P e Ca, o qual originará uma recristalização superficial, mais estável fazendo com que a dentina se torne menos permeável, corroborando nossos resultados observados nos grupos mencionados.

A absorção é o fenômeno mais importante da interação laser-tecido, e através deste processo irá produzir a ablação tecidual, que é consequência da vaporização

do tecido irradiado, e para que este processo seja seguro, a quantidade de energia irradiada para vaporizar o tecido tem que ser suficiente e num tempo curto, para que assim não de tempo para que o calor se difunda nos tecidos adjacentes. Este processo de desnaturação dos tecidos esta intimamente relacionada ao aumento de temperatura, o tempo de exposição ao calor e o tempo de relaxação térmica para evitar o acumulo de calor no tecido entre cada etapa de irradiação. Porém, a determinação de 30 segundos de tempo do intervalo dado entre as duas irradiações para o relaxamento térmico das amostras apresentadas neste estudo, contribuem para controlar o aumento da temperatura intra pulpar, a qual foi importante pois o estudo de Gutknecht et al. (2005) sugere 10 segundos quando se utiliza o laser diodo com potencia de 1 a 1.5W no regime contínuo, outro estudo de Ribeiro et al. (2006), utilizaram intervalos de 20 segundos entre as irradiações com laser diodo para prevenir o efeito acumulativo do aumento da temperatura no tecido irradiado e concordaram com os resultados baseados neste intervalo, aumentado para 30 segundos, o qual determina que o aumento de temperatura não produzirá alterações no tecido pulpar sempre que os intervalos de tempo sejam respeitados para o processo de relaxação térmica.

O uso de fotoiniciador antes do processo de irradiação com laser diodo, aumentou a absorção tecidual na superfície dentinária com os comprimentos de onda infravermelhos que produzem ablação nos tecidos dentários, evitando que o calor penetre excessivamente em planos mais profundos. A absorção da energia nos tecidos adjacentes superficiais, diminuem os riscos de dano pulpar (Morioka, 1984; Yonaga et al., 1999; McNally et al., 1999; Boari, 2000). No presente estudo, os grupos cujas amostras usaram como fotoiniciador a pasta de carvão para aumento da absorção da energia no nível da superfície dentinária, registrando menor aumento da temperatura intra pulpar e apical, causado pelo efeito fototérmico destes fotoiniciadores. É através deste efeito que se conseguiu a obliteração dos túbulos dentinários pela fusão da hidroxiapatita presente no tecido dentinário com menor aumento da temperatura comparada com os grupos que não usaram fotoiniciador, resultados que são corroborados pelos estudos de Ana et al. (2007) e pelo estudo de Khoubrouypak et al. (2020) onde concluíram que a combinação de fotoiniciador e laser diodo, produziam obliteração dos túbulos dentinários e menor variação da temperatura dentro da câmara pulpar.

As amostras irradiadas com os parâmetros utilizadas neste estúdio com exceção do grupo 1, não apresentou em MEV alterações destrutivas como carbonização da superfície dentinária, nem trincas, o que concorda com os resultados do estudo *in vitro* de Kreisler et al. (2002), pois eles concluíram que com um parâmetro de 1W de potência, as amostras não apresentaram nenhum efeito destrutivo, mas com parâmetros maiores observaram parcial ou total carbonização da superfície.

A profundidade de penetração do comprimento de onda do laser nos tecidos é maior quando estes ficam perto da região infravermelho (1200 nm); e em geral os lasers com comprimento de onda que se encontram perto da faixa dos 750nm, estão associados ao aumento da temperatura pelos efeitos da absorção, produzindo alterações no tecido irradiado, como vaporização (Maio; Zezell, 2004). Segundo Umana et al. (2013), a obliteração dos túbulos dentinários com o uso do laser diodo segue o mesmo padrão do laser Nd:YAG, que consiste na absorção da energia pelos componentes minerais da dentina, como o fosfato e o carbonato da hidroxiapatita, produzindo uma ablação térmica destes componentes e, obliteração dos túbulos dentinários. Os grupos que foram irradiados com os lasers de comprimento de onda 976nm e 980nm, mostraram menor aumento de temperatura, comparados com os lasers que tem comprimento de onda mais perto dos 750nm, porém pode se concluir que os lasers quando mais perto da longitude de onda do Nd:YAG (1064 nm), produziram menor aumento de temperatura pois a absorção destes lasers se dará a nível dos componentes minerais da dentina localizados na superfície dentinária; porém, no processo de penetração do feixe na estrutura dentaria, pela propriedade de difusão da luz, o calor será absorvido na estrutura superficial, evitando assim o aumento da temperatura intra pulpar.

Observando os resultados obtidos com todos os lasers de diodo de alta potência com exceção do 808nm sem fotoiniciador, encontrou-se na MEV, obliteração dos túbulos dentinários expostos nas amostras irradiadas sem presença de trincas ao redor, portanto sem comprometimento da estrutura dentinária. Seguindo estes resultados e a teoria Hidrodinâmica de Brainstorm, com esta obliteração ocorre a diminuição do fluxo de fluidos no interior dos túbulos dentinários, explicando a ausência de dor destes resultados, os quais se poderia utilizar para futuras pesquisas.

Portanto, pode-se concluir que os parâmetros dos lasers de diodo com exceção do grupo 1 utilizados neste estudo *in vitro* são potencialmente seguros para poder obliterar os túbulos dentinários. Novos estudos devem ser realizados com o laser diodo de comprimento de onda de 808 nm sem fotoiniciador, para encontrar o parâmetro ideal de irradiação sem causar danos térmicos na estrutura dental.

7 CONCLUSÕES

Os parâmetros utilizados na presente pesquisa não causaram aumento de temperatura acima de 5.5°C, a exceção do laser de 808nm sem fotoiniciador (que poderia causar alterações na fisiologia da polpa).

As irradiações dos lasers com comprimento de onda 808 nm (com fotoiniciador), 940nm, 976nm, 980nm apresentaram túbulos dentinários obliterados pela fusão do tecido dentinário, com ausências de rachaduras ou trincas ao redor delas oferecendo uma boa alternativa no tratamento da hipersensibilidade dentinária.

O uso de fotoiniciador sempre será uma opção confiável para obter uma menor variação no aumento da temperatura após irradiação, não será regular.

Outros estudos com avaliação de vitalidade pulpar *in vivo* precisam ser feitos.

REFERÊNCIAS¹

Absi EG, Addy M, Adams D. Dentine hypersensitivity. A study of the patency of dentinal tubules in sensitive and non-sensitive cervical dentine. *J Clin Periodontol*. 1987 May;14(5):280-4. doi: 10.1111/j.1600-051x.1987.tb01533.x.

Addy M, Urquhart E. Dentine hypersensitivity: its prevalence, aetiology and clinical management. *Dent Update*. 1992 Dec;19(10):407-8, 410-2.

Albaladejo A, Osorio R, Aguilera FS, Toledano M. Effect of cyclic loading on bonding of fiber posts to root canal dentin. *J Biomed Mater Res B Appl Biomater*. 2008 Jul;86(1):264-9. doi: 10.1002/jbm.b.31014.

Alcântara PM, Barroso NFF, Botelho AM, Douglas-de-Oliveira DW, Gonçalves PF, Flecha OD. Associated factors to cervical dentin hypersensitivity in adults: a transversal study. *BMC Oral Health*. 2018 Sep 3;18(1):155. doi: 10.1186/s12903-018-0616-1.

Ana PA, Blay A, Miyakawa W, Zezell DM. Thermal analysis of teeth irradiated with Er,Cr:YSGG at low fluences. *Laser Physics Letters*. 2007;4(11):827-34. doi:10.1002/lapl.200710060.

Anderson DJ, Hannam AG, Mathews B. Sensory mechanisms in mammalian teeth and their supporting structures. *Physiol Rev*. 1970 Apr;50(2):171-95. doi: 10.1152/physrev.1970.50.2.171.

Andrade AKP, De Michele G, Feist IS. Utilização do laser de diodo de alta potência em periodontia e implantodontia: revisão de literatura. *Rev Odont Univ São Paulo*. 2007;19(3):312-9.

Aranha AC, Domingues FB, Franco VO, Gutknecht N, Eduardo Cde P. Effects of Er:YAG and Nd:YAG lasers on dentin permeability in root surfaces: a preliminary in vitro study. *Photomed Laser Surg*. 2005 Oct;23(5):504-8. doi: 10.1089/pho.2005.23.504.

¹ De acordo com Estilo Vancouver.

Aranha AC, Eduardo Cde P. Effects of Er:YAG and Er,Cr:YSGG lasers on dentine hypersensitivity. Short-term clinical evaluation. *Lasers Med Sci.* 2012 Jul;27(4):813-8. doi: 10.1007/s10103-011-0988-9. Epub 2011 Sep 13.

Asnaashari M, Moeini M. Effectiveness of lasers in the treatment of dentin hypersensitivity. *J Lasers Med Sci.* 2013 Winter;4(1):1-7.

Aun CA, Brugnera-Junior A, Villa RG. Laser Hipersensibilidade dentinaria. *Rev APCD.* 1989;43(2):65-8.

Bargiela P. Estudio prospectivo del láser 532nm versus láser de diodo 980nm en la exéresis de lesiones hiperplásicas en la cavidad oral [tesis]. Sevilla: Universidad de Sevilla; 2015.

Bartold PM. Dentinal hypersensitivity: a review. *Aust Dent J.* 2006 Sep;51(3):212-8; quiz 276.

Berg C, Unosson E, Engqvist H, Xia W. Comparative Study of Technologies for Tubule Occlusion and Treatment of Dentin Hypersensitivity. *J Funct Biomater.* 2021 Apr 27;12(2):27. doi: 10.3390/jfb12020027.

Bjørndal L, Mjör IA. Pulp-dentin biology in restorative dentistry. Part 4: Dental caries--characteristics of lesions and pulpal reactions. *Quintessence Int.* 2001 Oct;32(9):717-36.

Boari HGD. Avaliação clínica da eficiência do laser de Nd:YAG associado ao flúor fosfato acidulado na prevenção de cáries de sulcos e fissuras de crianças e adolescentes [dissertação]. São Paulo: Universidade de São Paulo, Instituto de Pesquisa Energéticas e Nucleares. Autarquia; 2000.

Boiko OV, Baker SR, Gibson BJ, Locker D, Sufi F, Barlow AP, Robinson PG. Construction and validation of the quality of life measure for dentine hypersensitivity (DHEQ). *J Clin Periodontol.* 2010 Nov;37(11):973-80. doi: 10.1111/j.1600-051X.2010.01618.x. Epub 2010 Sep 22.

Brännström M. Etiology of dentin hypersensitivity. *Proc Finn Dent Soc.* 1992;88 Suppl 1:7-13.

Brännström M, Lindén LA, Aström A. The hydrodynamics of the dental tubule and of pulp fluid. A discussion of its significance in relation to dentinal sensitivity. *Caries Res.* 1967;1(4):310-7. doi: 10.1159/000259530.

Britto CTC. Irradiação de dentina cervical radicular com laser de Nd:YAG - Estudo in vitro e microscopia eletrônica de varredura. Orientador: Edison Puig Maldonado. Coorientador: Edgar Yuji Tanji. 2003. 64 f. Dissertação (Mestrado Profissionalizante em Lasers em Odontologia) - Instituto de Pesquisas Energéticas e Nucleares, IPEN/CNEN-SP; Faculdade de Odontologia, Universidade de São Paulo, São Paulo.

Canadian Advisory Board on Dentin Hypersensitivity. Consensus-based recommendations for the diagnosis and management of dentin hypersensitivity. *J Can Dent Assoc.* 2003 Apr;69(4):221-6.

Casaverde S.D. Efecto del Láser de Diodo 940 NM en el tratamiento de la Hipersensibilidad Dentinária Cervical: Ensayo clínico aleatorizado. [Disertación] Lima; Universidad de Científica del Sur; 2018:1-59.

Carroll JD, Milward MR, Cooper PR, Hadis M, Palin WM. Developments in low level light therapy (LLLT) for dentistry. *Dent Mater.* 2014 May;30(5):465-75. doi: 10.1016/j.dental.2014.02.006. Epub 2014 Mar 21. PMID: 24656472.
Ceruti P, Menicucci G, Mariani GD, Pittoni D, Gassino G. Non carious cervical lesions. A review. *Minerva Stomatol.* 2006 Jan-Feb;55(1-2):43-57.

Chu CH, Lam A, Lo EC. Dentin hypersensitivity and its management. *Gen Dent.* 2011 Mar-Apr;59(2):115-22; quiz 123-4.

Collaert B, Fischer C. Dentine hypersensitivity: a review. *Endod Dent Traumatol.* 1991 Aug;7(4):145-52. doi: 10.1111/j.1600-9657.1991.tb00200.x.

Convissar RA. Laser Dentistry in 2020: Technology Excels While Training Has Flaws. *Compend Contin Educ Dent.* 2020 Jan;41(1):50-53.

da Costa Ribeiro A, Nogueira GE, Antoniazzi JH, Moritz A, Zezell DM. Effects of diode laser (810 nm) irradiation on root canal walls: thermographic and morphological studies. *J Endod.* 2007 Mar;33(3):252-5. doi: 10.1016/j.joen.2006.09.002. Epub 2006 Dec 13.

De Oliveira JM, De Oliveira M, Dos Santos A, vadillo J, Campos C, Chaves M. Hipersensibilidade dentinária: considerações para o sucesso em seu manejo clínico. *HU Revista Juiz de Fora.* 2012;38(1):13-20.

Dilsiz A, Aydin T, Canakci V, Gungormus M. Clinical evaluation of Er:YAG, Nd:YAG, and diode laser therapy for desensitization of teeth with gingival recession. *Photomed Laser Surg.* 2010;28 Suppl 2:S11-S17. doi:10.1089/pho.2009.2593.

Disliz A, Cabakci V, Ozdemir A, Kaya Y. Clinical Evaluation of Nd:YAG and 685 nm Diode Laser Therapy for Desensitization of Teeth with Gingival Recession. *Photomedicine and Laser Surgery.* 2009;6(27):843-848.

Dilber E., Malkoc M. A., Ozturk A. N., Ozturk F. Effect of various laser irradiations on the mineral content of dentin. *Eur J Dent,* v.7, n.1, p. 74-80, 2013.

Dowell P, Addy M, Dummer P. Dentine hypersensitivity: aetiology, differential diagnosis and management. *Br Dent J.* 1985 Feb 9;158(3):92-6. doi: 10.1038/sj.bdj.4805542. PMID: 3857921.

Eduardo, C.P.; Cecchini, R.C.M.; Cecchini, S.C.M.; Zezell, D.M. Clinical uses of neodymium laser in dentistry. *Dental Outlook,* v. 12, p. 29-34, 1994. Disponível em: <http://repositorio.ipen.br/handle/123456789/6509>.

Elbaum R, Tal E, Perets AI, Oron D, Ziskind D, Silberberg Y, Wagner HD. Dentin micro-architecture using harmonic generation microscopy. *J Dent.* 2007 Feb;35(2):150-5. doi: 10.1016/j.jdent.2006.07.007. Epub 2006 Sep 14.

Eriksson AR, Albrektsson T. Temperature threshold levels for heat-induced bone tissue injury: a vital-microscopic study in the rabbit. *J Prosthet Dent.* 1983 Jul;50(1):101-7. doi: 10.1016/0022-3913(83)90174-9.

Felix J, Ouanounou A. Dentin Hypersensitivity: Etiology, Diagnosis, and Management. *Compend Contin Educ Dent.* 2019 Nov/Dec;40(10):653-657; quiz 658.

Gärtner J. Pulpotomy and the treatment of dentin hypersensitivity with a 970 nm diode laser. *Int. Magazine of laser dentistry.* 2013;16-21.

Gelskey SC, White JM, Pruthi VK. The effectiveness of the Nd:YAG laser in the treatment of dental hypersensitivity. *J Can Dent Assoc.* 1993;59(4):377-86.

Geraldo-Martins VR, Tanji EY, Wetter NU, Nogueira RD, Eduardo CP. Intrapulpal temperature during preparation with the Er:YAG laser: an in vitro study. *Photomed Laser Surg.* 2005;23(2):182-6. doi:10.1089/pho.2005.23.182.

Goldberg M, Kulkarni AB, Young M, Boskey A. Dentin: structure, composition and mineralization. *Front Biosci (Elite Ed)*. 2011;3(2):711-735. Published 2011 Jan 1. doi:10.2741/e281.

Goldman L, Hornby P, Meyer R, Goldman B. Impact of the laser on dental caries. *Nature*. 1964 Jul 25;203:417. doi: 10.1038/203417a0.

Gutknecht N, Franzen R, Meister J, Vanweersch L, Mir M. Temperature evolution on human teeth root surface after diode laser assisted endodontic treatment. *Lasers Med Sci*. 2005;20(2):99-103. doi:10.1007/s10103-005-0347-9.

Gutknecht N, Kaiser F, Hassan A, Lampert F. Long-term clinical evaluation of endodontically treated teeth by Nd:YAG lasers. *J Clin Laser Med Surg*. 1996;14(1):7-11. doi:10.1089/clm.1996.14.7.

Gutknecht N, Moritz A, Dercks HW, Lampert F. Treatment of hypersensitive teeth using neodymium:yttrium-aluminum-garnet lasers: a comparison of the use of various settings in an in vivo study. *J Clin Laser Med Surg*. 1997;15(4):171-4. doi:10.1089/clm.1997.15.171.

Hannig M, Bott B. In-vitro pulp chamber temperature rise during composite resin polymerization with various light-curing sources. *Dent Mater*. 1999;15(4):275-81. doi:10.1016/s0109-5641(99)00047-0.

Holland GR, Narhi MN, Addy M, Gangarosa L, Orchardson R. Guidelines for the design and conduct of clinical trials on dentine hypersensitivity. *J Clin Periodontol*. 1997;24(11):808-13. doi:10.1111/j.1600-051x.1997.tb01194.

Hossain M, Nakamura Y, Yamada Y, Murakami Y, Matsumoto K. Compositional and structural changes of human dentin following caries removal by Er,Cr:YSGG laser irradiation in primary teeth. *J Clin Pediatr Dent*. 2002 Summer;26(4):377-82. doi: 10.17796/jcpd.26.4.t314pk16058200v0.

Izurieta CE. Prevalencia de hipersensibilidad dentinaria en los pacientes que acuden al servicio estomatológico del hospital Yerovi Mackuart de la ciudad de salcedo durante el mes de julio del 2011 [tesis]. Quito: Universidad Central del Ecuador; 2011.

Jhingan P, Sandhu M, Jindal G, Goel D, Sachdev V. An in-vitro evaluation of the effect of 980 nm diode laser irradiation on intra-canal dentin surface and dentinal tubule openings after biomechanical preparation: Scanning electron microscopic study. *Indian J Dent.* 2015;6(2):85-90. doi:10.4103/0975-962X.155889.

Joshi I, Dodwad V, Tevatia S, Singl R. Comparative Evaluation of The Efficacy of Diode Laser as an Adjunct to Stannous Fluoride In The Management of Dentinal Hypersensitivity : A Clinical Study. *J. of Dent. Sci.* 2016;4(3):85-89.

Kantola S. Laser-induced effects on tooth structure. V. Electron probe microanalysis and polarized light microscopy of dental enamel. *Acta Odontol Scand.* 1972 Oct;30(4):475-84. doi: 10.3109/00016357209002498.

Kara C, Orbak R. Comparative evaluation of Nd:YAG laser and fluoride varnish for the treatment of dentinal hypersensitivity. *J Endod.* 2009;35(7):971-974. doi:10.1016/j.joen.2009.04.004.

Katchburian E, Arana, V *Histología e embriología oral*, Ed Médica Panamericana S.A.C.F e Guanabara Koogan S.A. , São Paulo, 1999.

Kato IT, Kohara EK, Sarkis JE, Wetter NU. Effects of 960-nm diode laser irradiation on calcium solubility of dental enamel: an in vitro study. *Photomed Laser Surg.* 2006 Dec;24(6):689-93. doi: 10.1089/pho.2006.24.689.

Kerns DG, Scheidt MJ, Pashley DH, Horner JA, Strong SL, Van Dyke TE. Dentinal tubule occlusion and root hypersensitivity. *J Periodontol.* 1991;62(7):421-428. doi:10.1902/jop.1991.62.7.421.

Khoubrouypak Z, Hasani Tabatabaei M, Chiniforush N, Moradi Z. Evaluation of the Effects of 810 nm Diode Laser Alone and in Combination With Gluma[®] and Chromophore on Dentinal Tubule Occlusion: A Scanning Electron Microscopic Analysis. *J Lasers Med Sci.* 2020;11(3):268-273. doi:10.34172/jlms.2020.45.

Khoubrouypak Z, Hasani Tabatabaei M, Chiniforush N, Moradi Z. Evaluation of the Effects of 810 nm Diode Laser Alone and in Combination With Gluma[®] and Chromophore on Dentinal Tubule Occlusion: A Scanning Electron Microscopic Analysis. *J Lasers Med Sci.* 2020 Summer;11(3):268-273. doi: 10.34172/jlms.2020.45. Epub 2020 Jun 21.

Kimura Y, Wilder-Smith P, Yonaga K, Matsumoto K. Treatment of dentine hypersensitivity by lasers: a review. *J Clin Periodontol.* 2000;27(10):715-721. doi:10.1034/j.1600-051x.2000.027010715.

Krauser JT. Hypersensitive teeth. Part I: Etiology. *J Prosthet Dent.* 1986 Aug;56(2):153-6. doi: 10.1016/0022-3913(86)90462-2.

Kreisler M, Al Haj H, Daubländer M, Götz H, Duschner H, Willershausen B, D'Hoedt B. Effect of diode laser irradiation on root surfaces in vitro. *J Clin Laser Med Surg.* 2002 Apr;20(2):63-9. doi: 10.1089/104454702753768034.

Kreisler M, Daubländer M, Willershausen-Zönnchen B, d'Hoedt B. Effect of diode laser irradiation on the survival rate of gingival fibroblast cell cultures. *Lasers Surg Med.* 2001;28(5):445-50. doi: 10.1002/lsm.1072.

Lan WH, Liu HC. Treatment of dentin hypersensitivity by Nd:YAG laser. *J Clin Laser Med Surg.* 1996 Apr;14(2):89-92. doi: 10.1089/clm.1996.14.89.

Laufer B, Mayer I, Gedalia I, Deutsch D, Kaufman HW, Tal M. Fluoride-uptake and fluoride-residual of fluoride-treated human root dentine in vitro determined by chemical, scanning electron microscopy and X-ray diffraction analyses. *Arch Oral Biol.* 1981;26(3):159-63. doi: 10.1016/0003-9969(81)90125-4.

Launay Y, Mordon S, Cornil A, Brunetaud JM, Moschetto Y. Thermal effects of lasers on dental tissues. *Lasers Surg Med.* 1987;7(6):473-7. doi: 10.1002/lsm.1900070606.

Lienhard IV JH, Liendhard V JH. *A Heat Transfer Textbook.* 5a ed. Phlogiston Press; 2019:19.

Lin PY, Cheng YW, Chu CY, Chien KL, Lin CP, Tu YK. In-office treatment for dentin hypersensitivity: a systematic review and network meta-analysis. *J Clin Periodontol.* 2013;40(1):53-64. doi:10.1111/jcpe.12011.

Liu HC, Lin CP, Lan WH. Sealing depth of Nd:YAG laser on human dentinal tubules. *J Endod.* 1997 Nov;23(11):691-3. doi: 10.1016/S0099-2399(97)80403-7

Liu HC, Lan WH. The combined effectiveness of the semiconductor laser with Duraphat in the treatment of the dentin hypersensitivity. *J. Clin. Laser Med. Surg.* 1994;12(6):315-9.

Liu Y, Gao J, Gao Y, Xu S, Zhan X, Wu B. In Vitro Study of Dentin Hypersensitivity Treated by 980-nm Diode Laser. *J Lasers Med Sci.* 2013;4(3):111-9.

Lopes AO, Aranha AC. Comparative evaluation of the effects of Nd:YAG laser and a desensitizer agent on the treatment of dentin hypersensitivity: a clinical study. *Photomed Laser Surg.* 2013 Mar;31(3):132-8. doi: 10.1089/pho.2012.3386. Epub 2013 Feb 19.

Macri R T. Avaliação da variação da temperatura na câmara pulpar após irradiação de diodo laser de alta potência de 830nm em esmalte dental "in vitro" [dissertação] Universidade de São Paulo, Instituto de Pesquisa energéticas e nucleares/Faculdade de Odontologia; 2001.

Magalhães MF. Estudo in vitro do uso do laser de Nd:YAG na permeabilidade dentinária cervical [dissertação] São Paulo: Universidade de São Paulo, Instituto de Pesquisas Energéticas e Nucleares; 2001.

Maio M, Zezell DM. Interação do laser com tecidos biológicos. In: Maio M. (ed.). *Tratado de Medicina Estética.* São Paulo, SP: Roca Ltda, 2004. p. 939-51.

Maldonado, E. P. Mecanismos de interação laser- tecido. Interação da luz laser com tecidos biológicos. São Paulo Faculdade de odontologia, Universidade de São Paulo; 2000. *Lasers em Odontologia.*

Manhães L, Oliveira DC, Marques MM, Matos AB. Influence of Er:YAG laser surface treatment and primer application methods on microtensile bond strength self-etching systems. *Photomed Laser Surg.* 2005 Jun;23(3):304-12. doi: 10.1089/pho.2005.23.304. PMID: 15954820

Markowitz K, Pashley DH. Personal reflections on a sensitive subject. *Today's FDA.* 2009 May;21(5):12-3, 15-7. PMID: 20054884.

Marto CM, Baptista Paula A, Nunes T, Pimenta M, Abrantes AM, Pires AS, Laranjo M, Coelho A, Donato H, Botelho MF, Marques Ferreira M, Carrilho E. Evaluation of the efficacy of dentin hypersensitivity treatments-A systematic review and follow-up analysis. *J Oral Rehabil.* 2019 Oct;46(10):952-990. doi: 10.1111/joor.12842. Epub 2019 Jul 12.

Matsumoto K, Funai H, Shirasuka T, Wakabayashi H. Effects of Nd:YAG-laser in treatment of cervical hypersensitive dentine. *Japan J Conserv Dent* 1985; 28:760-5.

Matsumoto K, Kimura Y. Laser therapy of dentin hypersensitivity. *J Oral Laser Application.* 2007;7:7-25.

McFall WT Jr. A review of the active agents available for treatment of dentinal hypersensitivity. *Endod Dent Traumatol*. 1986;2(4):141-9. doi:10.1111/j.1600-9657.1986.tb00601.

McNally KM, Gillings BR, Dawes JM. Dye-assisted diode laser ablation of carious enamel and dentine. *Aust Dent J*. 1999;44(3):169-75. doi:10.1111/j.1834-7819.1999.tb00218.

Midda M, Renton-Harper P. Lasers in dentistry. *Br Dent J*. 1991;170(9):343-6. doi:10.1038/sj.bdj.4807548.

Miglani S, Aggarwal V, Ahuja B. Dentin hypersensitivity: Recent trends in management. *J Conserv Dent*. 2010 Oct;13(4):218-24. doi: 10.4103/0972-0707.73385. PMID: 21217949.

Morioka T, Suzuki K, Togomori S. Effect of beam absorption mediators and resistance of surface enamel by Nd:YAG laser irradiation. *J Dent Health*. 1984;34(1):5-17.

Moritz A, Gutkecht N, Schoop M, Goharhay M, Ebrahim D, Wernisch J, Sperr W. The advantage of CO₂-treated dental necks, in comparison with a standard method: results of an *in vivo* study. *J. Clin. Laser Med. Surg*. 1996;14(1):27-32.

Nammour S, Rocca JP, Keiani K, Balestra C, Snoeck T, Powell L, Reck JV. Pulpal and periodontal temperature rise during KTP laser use as a root planing complement *in vitro*. *Photomed Laser Surg*. 2005 Feb;23(1):10-4. doi: 10.1089/pho.2005.23.10.

Navarro H, Rivera S. Hipersensibilidad Dentinaria: Enfoques acerca de su diagnóstico y tratamiento. *Rev Dental Chile*. 2002;93(2):20-4.

Närhi M, Jyväsjärvi E, Virtanen A, Huopaniemi T, Ngassapa D, Hirvonen T. Role of intradental A- and C-type nerve fibres in dental pain mechanisms. *Proc Finn Dent Soc*. 1992;88 Suppl 1:507-16.

Oh DX, Prajatelista E, Ju SW, Jeong Kim H, Baek SJ, Joon Cha H, Ho Jun S, Ahn JS, Soo Hwang D. A rapid, efficient, and facile solution for dental hypersensitivity: The tannin-iron complex. *Sci Rep*. 2015 Jun 3;5:10884. doi: 10.1038/srep10884.

Oliveira MV, Wetter NU, Boani HDG, Zezell DM,; Marrachini TM, Eduardo CP. Morphological modification in the enamel with dye-assisted diode laser (960nm) irradiation. 7th International Congress on Lasers in Dentistry, 2000.

Pashley DH. The etiology of dentinal hypersensitivity. Dental hypersensitivity. Current perspectives in diagnosis and treatment symposium. New York: Irvington; 1987.

Pashley DH, Galloway SE. The effects of oxalate treatment on the smear layer of ground surfaces of human dentine. *Arch Oral Biol.* 1985;30(10):731-7. doi: 10.1016/0003-9969(85)90185-2.

Pashley DH, Livingston MJ, Greenhill JD. Regional resistances to fluid flow in human dentine *in vitro*. *Arch Oral Biol.* 1978;23(9):807-10. doi:10.1016/0003-9969(78)90159-0.

Poulsen S, Errboe M, Lescay Mevil Y, Glenny AM. Potassium containing toothpastes for dentine hypersensitivity. *Cochrane Database Syst Rev.* 2006 Jul 19;2006(3):CD001476. doi: 10.1002/14651858.CD001476.pub2.

Porto IC, Andrade AK, Montes MA. Diagnosis and treatment of dentinal hypersensitivity. *J Oral Sci.* 2009 Sep;51(3):323-32. doi: 10.2334/josnusd.51.323.

Quinto Junior J. Estudo *in vitro* do esmalte dental irradiado com laser de diodo de alta alta potência em 960nm: análise morfológica da superfície dental pós irradiada e análise do comportamento térmico na câmara pulpar devido a aplicação laser [dissertação] São Paulo, Universidade de São Paulo Instituto de Pesquisa energéticas e nucleares; 2001.

Rees JS. The prevalence of dentine hypersensitivity in general dental practice in the UK. *J Clin Periodontol.* 2000;27(11):860-5. doi:10.1034/j.1600-051x.2000.027011860.

Renton-Harper P, Midda, M. Nd: Y AG laser treatment of dentinal hypersensitivity. *Br. Dent. J.* 1992;172:13-6.

Ribeiro, A.C.; Pereira, T.M.; Nogueira, G.E.C.; Antoniazzi, J.H.; Moritz, A.; Zezell, D.M. Thermal effects of diode laser during endodontic treatments. In: International For Lasers In Dentistry, 10th, May 18-20, 2006, Berlin, Germany 2006. Disponível em: <http://repositorio.ipen.br/handle/123456789/19637>.

Rosa R, Calazans F, Nogueira R, Lancelloti A, Goncalves L, Geraldo- Martins V. Effects of different desensitizing treatments on root dentin permeability. *Braz Oral Res.* 2016;30(1):1-8.

Scaramucci T, de Almeida Anfe TE, da Silva Ferreira S, Frias AC, Sobral MA. Investigation of the prevalence, clinical features, and risk factors of dentin hypersensitivity in a selected Brazilian population. *Clin Oral Investig.* 2014;18(2):651-7. doi:10.1007/s00784-013-1008-1.

Schiff T, Dotson M, Cohen S, De Vizio W, McCool J, Volpe A. Efficacy of a dentifrice containing potassium nitrate, soluble pyrophosphate, PVM/MA copolymer, and sodium fluoride on dentinal hypersensitivity: a twelve-week clinical study. *J Clin Dent.* 1994;5 Spec No:87-92.

Schilke R, Lisson JA, Bauss O, Geurtsen W. Comparison of the number and diameter of dentinal tubules in human and bovine dentine by scanning electron microscopic investigation. *Arch Oral Biol.* 2000;45(5):355-361. doi:10.1016/s0003-9969(00)00006-6.

Seraj B, Moosavi Garmaroodi Z, Chiniforush N, Ghadimi S. Thermal Changes in Root Surface of Primary Teeth During Root Canal Treatment With Diode Lasers: An In Vitro Study. *J Lasers Med Sci.* 2018;9(4):237-242. doi:10.15171/jlms.2018.43.

Senna P, Del Bel Cury A, Rösing C. Non-cariou cervical lesions and occlusion: a systematic review of clinical studies. *J Oral Rehabil.* 2012 Jun;39(6):450-62. doi:10.1111/j.1365-2842.2012.02290.x. Epub 2012 Mar 21.

Sgolastra F, Petrucci A, Gatto R, Monaco A. Effectiveness of laser in dentinal hypersensitivity treatment: a systematic review. *J Endod.* 2011;37(3):297-303. doi:10.1016/j.joen.2010.11.034.

Sgolastra F, Petrucci A, Severino M, Gatto R, Monao A. Lasers for the treatment of dentin hypersensitivity: a meta-analysis. *J Dent Res.* 2013;92(6):492-9. doi:10.1177/0022034513487212.

Shehab NF, Al-Sabawi NA, Alkhalidi EF. Influence of an 810-nm Diode Laser on the Temperature Changes of the External Root Surface: An In Vitro Study. *J Int Soc Prev Community Dent.* 2020;10(4):445-451. Published 2020 Aug 6. doi:10.4103/jispcd.JISPCD_216_20.

Sicilia A, Cuesta-Frechoso S, Suárez A, Angulo J, Pordomingo A, De Juan P. Immediate efficacy of diode laser application in the treatment of dentine hypersensitivity in periodontal maintenance patients: a randomized clinical trial. *J Clin Periodontol.* 2009;36(8):650-660. doi:10.1111/j.1600-051X.2009.01433.

Silfvast W T; *Lasers Fundamentals*, Cambridge University Press, 1996.

Sobral MAP. *Hipersensibilidade dentinária cervical: incidência, diagnóstico, causas e mecanismo da dor dentária*. São Paulo: Faculdade de Odontologia da Universidade de São Paulo, 1994.

Stern RH, Sognaes RF. Laser effect on dental hard tissues. A preliminary report. *J South Calif State Dent Assoc.* 1965 Jan;33(1):17-9.

Stern RH, Renger HL, Howell FV. Laser effects on vital dental pulps. *Br Dent J.* 1969 Jul 1;127(1):26-8.

Suri I, Singh P, Shakir QJ, Shetty A, Bapat R, Thakur R. A comparative evaluation to assess the efficacy of 5% sodium fluoride varnish and diode laser and their combined application in the treatment of dentin hypersensitivity. *J Indian Soc Periodontol.* 2016 May-Jun;20(3):307-14. doi: 10.4103/0972-124X.181243.

Svelto, O. *Principles of lasers*, 4th Rd., New York, Plenum Press, 1990.

Touyz LZ, Stern J. Hypersensitive dentinal pain attenuation with potassium nitrate. *General Dentistry.* 1999 Jan-Feb;47(1):42-5.

Umana M, Heysselaer D, Tielemans M, Compere P, Zeinoun T, Nammour S. Dentinal tubules sealing by means of diode lasers (810 and 980 nm): a preliminary in vitro study. *Photomed Laser Surg.* 2013;31(7):307-14. doi:10.1089/pho.2012.3443.

Umberto R, Claudia R, Gaspare P, Gianluca T, Alessandro del V. Treatment of dentine hypersensitivity by diode laser: a clinical study. *Int J Dent.* 2012;2012:858950. doi:10.1155/2012/858950.

West N, Seong J, Davies M. Dentine hypersensitivity. *Monogr Oral Sci.* 2014;25:108-22. doi:10.1159/000360749.

West NX, Sanz M, Lussi A, Bartlett D, Bouchard P, Bourgeois D. Prevalence of dentine hypersensitivity and study of associated factors: a European population-based cross-sectional study. *J Dent*. 2013;41(10):841-51. doi:10.1016/j.jdent.2013.07.017.

White JM, Fagan MC, Goodis HE. Intrapulpal temperatures during pulsed Nd:YAG laser treatment of dentin, in vitro. *J Periodontol*. 1994;65(3):255-9. doi:10.1902/jop.1994.65.3.255.

Wigdor HA, Walsh JT Jr, Featherstone JD, Visuri SR, Fried D, Waldvogel JL. Lasers in dentistry. *Lasers Surg Med*. 1995;16(2):103-33. doi: 10.1002/lsm.1900160202.

Wiersma D. The smallest random laser. *Nature*. 2000 Jul 13;406(6792):132-3. doi: 10.1038/35018184.

Xu C, Wang Y. Chemical composition and structure of peritubular and intertubular human dentine revisited. *Arch Oral Biol*. 2012 Apr;57(4):383-91. doi: 10.1016/j.archoralbio.2011.09.008. Epub 2011 Oct 11.

Yamaguchi M, Ito M, Miwata T, Horiba N, Matsumoto T, Nakamura H, Fukaya M. [Clinical study on the treatment of hypersensitive dentin by GaAlAs laser diode using the double blind test]. *Aichi Gakuin Daigaku Shigakkai Shi*. 1990 Jun;28(2):703-7. Japanese.

Yilmaz HG, Kurtulmus-Yilmaz S, Cengiz E. Long-term effect of diode laser irradiation compared to sodium fluoride varnish in the treatment of dentine hypersensitivity in periodontal maintenance patients: a randomized controlled clinical study. *Photomed Laser Surg*. 2011 Nov;29(11):721-5. doi: 10.1089/pho.2010.2974. Epub 2011 Jun 13.

Yonaga K, Kimura Y, Matsumoto K. Treatment of cervical dentin hypersensitivity by various methods using pulsed Nd:YAG laser. *J Clin Laser Med Surg*. 1999 Oct;17(5):205-10. doi: 10.1089/clm.1999.17.205.

Yoshizaki KT, Francisconi-Dos-Rios LF, Sobral MA, Aranha AC, Mendes FM, Scaramucci T. Clinical features and factors associated with non-carious cervical lesions and dentin hypersensitivity. *J Oral Rehabil*. 2017;44(2):112-8. doi:10.1111/joor.12469.


Zach L, Cohen G. Pulp Response To Externally Applied Heat. *Oral Surg Oral Med Oral Pathol*. 1965;19:515-530. doi:10.1016/0030-4220(65)90015-0.

Zahraa R, Lutfu G, Mohammed A. Sealing effect of diode laser 940 nm on the dentinal tubules (in vitro study). *Int. J of Science and Nature*. 2017;8(3):583-7.

Zezell DM, Maldonado EP, Ribeiro MS, *Interação da luz Laser com tecidos biológicos: aplicações*. [Apostila]. São Paulo: Universidade de São Paulo, Instituto de Pesquisas Energéticas e Nucleares, 2011.

Zucchelli G, Mounssif I. Periodontal plastic surgery. *Periodontol 2000*. 2015 Jun;68(1):333-68. doi: 10.1111/prd.12059.

ANEXO A – Autorização dado pelo Biobanco de Dentes da FOU SP para o fornecimento de 120 dentes humanos para a realização deste estudo.



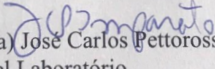
Fundada em 1900
"Em constante busca da excelência"

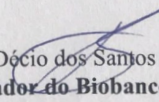
UNIVERSIDADE DE SÃO PAULO
FACULDADE DE ODONTOLOGIA
BIOBANCO DE DENTES DA FOU SP

AUTORIZAÇÃO

O **Biobanco da FOU SP** – Divisão de Dentes Humanos compromete-se a fornecer **120 amostras** de dentes humanos (terceiros molares hígidos) para a execução do trabalho de pesquisa intitulado: "Estudo *in vitro* dos efeitos do laser diodo na hipersensibilidade dentinária e avaliação da variação da temperatura intra pulpar" a ser realizado pelo pesquisador **Cristian Giancarlo Bernal Rodriguez**, orientado pelo **Prof. Dr. Carlos de Paula Eduardo**, após a aprovação do protocolo de pesquisa pelo Comitê de Ética em Pesquisa.

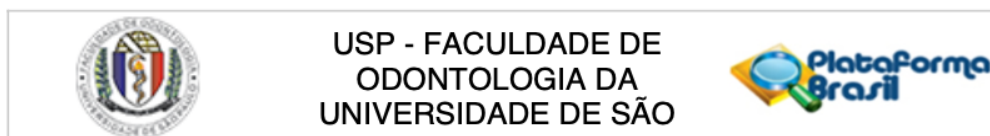
São Paulo, 20 de agosto de 2019.

Prof(a) Dr(a)  José Carlos Pettorossi Imparato
Responsável Laboratório

Prof. Dr.  Décio dos Santos Pinto Junior
Coordenador do Biobanco da FOU SP

Av. Prof. Lineu Prestes, 2227 – São Paulo, SP – Cep 05508-000
www.fo.usp.br

ANEXO B – Parecer consubstanciado do Comitê de Ética em Pesquisa em Seres Humanos da Faculdade de Odontologia da Universidade de São Paulo aprovando a condução do presente estudo



PARECER CONSUBSTANCIADO DO CEP

DADOS DO PROJETO DE PESQUISA

Título da Pesquisa: ESTUDO IN VITRO DOS EFEITOS DO LASER DIODO NA HIPERSENSIBILIDADE DENTINARIA E AVALIAÇÃO DA VARIAÇÃO DA TEMPERATURA INTRA PULPAR

Pesquisador: Christian Giancarlo Bernal Rodriguez

Área Temática:

Versão: 2

CAAE: 87644618.2.0000.0075

Instituição Proponente: Universidade de São Paulo - Faculdade de Odontologia

Patrocinador Principal: Faculdade de Odontologia da Universidade de São Paulo

DADOS DO PARECER

Número do Parecer: 2.701.773

Apresentação do Projeto:

O estudo tem como finalidade achar um protocolo adequado in vitro para conseguir a obliteração dos túbulos dentinários, inibindo a dor e evitando o aumento de temperatura dentro da câmara pulpar. Para isso, serão utilizados 96 terceiros molares humanos hígidos, provenientes do Banco de Dentes Humanos da Faculdade de Odontologia da FOU SP e testados 8 protocolos diferentes com dois comprimentos de onda distintas.

Objetivo da Pesquisa:

Objetivo Primário: "Este estudo in vitro terá como objetivo observar e analisar as diferenças através de microscopia eletrônica de varredura a superfície dentinária após irradiação com laser de diodo de 940 ± 10 nm e 980 ± 20 nm (com fotoiniciador e sem fotoiniciador) com dois parâmetros distintos de potência, utilizando termopares de controle de temperatura, em as amostras irradiadas."

Objetivo Secundário: "1. A presença de trincas na superfície dentinária. 2. Observar a diminuição do diâmetro dos túbulos dentinários expostos, diminuindo assim a hipersensibilidade dentinária. 3. Analisar a relação entre os parâmetros de frequência, potência, energia e largura temporal de pulso nos resultados obtidos. 4. Quantificar o aumento de temperatura ocorrido na câmara pulpar dos elementos dentais durante a irradiação."

Endereço: Av Prof Lineu Prestes 2227
Bairro: Cidade Universitária **CEP:** 05.508-900
UF: SP **Município:** SAO PAULO
Telefone: (11)3091-7960 **Fax:** (11)3091-7814 **E-mail:** cepfo@usp.br



Continuação do Parecer: 2.701.773

Avaliação dos Riscos e Benefícios:

Os riscos e benefícios foram bem mensurados pelo pesquisador.

Riscos: O estudo não apresenta riscos, pois serão utilizados dentes doados pelo Biobanco da FOU SP.

Benefícios: "O uso do laser diodo no tratamento para eliminar a hipersensibilidade dentinária não produzirá alteração na temperatura intrapulpar do dente podendo usar este tipo de laser, o qual é bem mais barato comparada com os convencionais lasers de alta potência, aumentando mais um protocolo a ser utilizado com este tipo de lasers."

Comentários e Considerações sobre a Pesquisa:

O pesquisador atendeu às pendências apontadas no parecer anterior, portanto a pesquisa está adequada para aprovação do CEP.

Considerações sobre os Termos de apresentação obrigatória:

Os documentos apresentados estão corretos: Folha de Rosto, Declaração do Biobanco da FOU SP e Projeto Detalhado.

Recomendações:

Tendo em vista a legislação vigente, devem ser encaminhados ao CEP-FOU SP relatórios parciais anuais referentes ao andamento da pesquisa e relatório final, utilizando-se da opção "Enviar Notificação" (descrita no Manual "Submeter Notificação", disponível na Central de Suporte - canto superior direito do site www.saude.gov.br/plataformabrasil).

Qualquer alteração no projeto original deve ser apresentada "emenda" a este CEP, de forma objetiva e com justificativas para nova apreciação.

Conclusões ou Pendências e Lista de Inadequações:

Não há pendências.

Considerações Finais a critério do CEP:

Este parecer foi elaborado baseado nos documentos abaixo relacionados:

Tipo Documento	Arquivo	Postagem	Autor	Situação
Informações	PB_INFORMAÇÕES_BÁSICAS_DO_P	11/05/2018		Aceito

Endereço: Av Prof Lineu Prestes 2227
Bairro: Cidade Universitária **CEP:** 05.508-900
UF: SP **Município:** SAO PAULO
Telefone: (11)3091-7960 **Fax:** (11)3091-7814 **E-mail:** cepfo@usp.br



USP - FACULDADE DE
ODONTOLOGIA DA
UNIVERSIDADE DE SÃO
PAULO - FOUSP



Continuação do Parecer: 3.683.852

Conclusões ou Pendências e Lista de Inadequações:

Não há pendências.

Considerações Finais a critério do CEP:

Este parecer foi elaborado baseado nos documentos abaixo relacionados:

Tipo Documento	Arquivo	Postagem	Autor	Situação
Informações Básicas do Projeto	PB_INFORMAÇÕES_BÁSICAS_1417709_E1.pdf	11/10/2019 15:11:31		Aceito
Cronograma	cronograma.docx	03/09/2019 15:09:14	Christian Giancarlo Bernal Rodriguez	Aceito
TCLE / Termos de Assentimento / Justificativa de Ausência	Justificativa.doc	03/09/2019 15:02:56	Christian Giancarlo Bernal Rodriguez	Aceito
Declaração de Manuseio Material Biológico / Biorepositório / Biobanco	BANCO.pdf	03/09/2019 15:02:20	Christian Giancarlo Bernal Rodriguez	Aceito
Projeto Detalhado / Brochura Investigador	PROJETODOUTObanco.docx	03/09/2019 15:01:54	Christian Giancarlo Bernal Rodriguez	Aceito
Folha de Rosto	FOLHAROSTO.pdf	03/09/2019 14:58:57	Christian Giancarlo Bernal Rodriguez	Aceito

Situação do Parecer:

Aprovado

Necessita Apreciação da CONEP:

Não

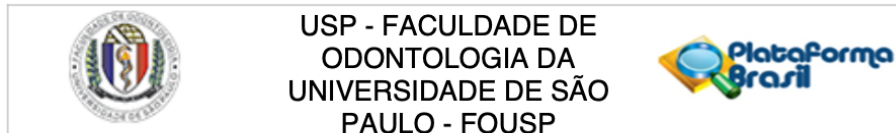
SAO PAULO, 05 de Novembro de 2019

Assinado por:

Alyne Simões Gonçalves
(Coordenador(a))

Endereço: Av Prof Lineu Prestes 2227 - 1º andar , sala 02 da administração
Bairro: Cidade Universitária **CEP:** 05.508-900
UF: SP **Município:** SAO PAULO
Telefone: (11)3091-7960 **Fax:** (11)3091-7960 **E-mail:** cepfo@usp.br

ANEXO C – Parecer consubstanciado do Comitê de Ética em Pesquisa em Seres Humanos da Faculdade de Odontologia da Universidade de São Paulo aprovando adaptações necessárias (EMENDA) à continuidade do trabalho



PARECER CONSUBSTANCIADO DO CEP

DADOS DA EMENDA

Título da Pesquisa: ESTUDO IN VITRO DOS EFEITOS DO LASER DIODO NA HIPERSENSIBILIDADE DENTINARIA E AVALIAÇÃO DA VARIAÇÃO DA TEMPERATURA INTRA PULPAR

Pesquisador: Christian Giancarlo Bernal Rodriguez

Área Temática:

Versão: 3

CAAE: 87644618.2.0000.0075

Instituição Proponente: Universidade de São Paulo - Faculdade de Odontologia

Patrocinador Principal: Financiamento Próprio

DADOS DO PARECER

Número do Parecer: 3.683.852

Apresentação do Projeto:

Trata-se de uma emenda. "O projeto esta sendo submetido novamente, pois alteramos os grupos de pesquisa, tirando alguns grupos que não deram certo nos testes pilotos, e preferimos trocar por uns parâmetros parecidos aos que deram certo e aumentamos o numero de aparelhos laser que são novos no mercado para ter uma melhor avaliação e achar se existe alguma relação entre comprimento de onda e temperatura." O cronograma também foi adequado a pesquisa.

Objetivo da Pesquisa:

Trata-se de uma emenda.

Avaliação dos Riscos e Benefícios:

Trata-se de uma emenda.

Comentários e Considerações sobre a Pesquisa:

Trata-se de uma emenda.

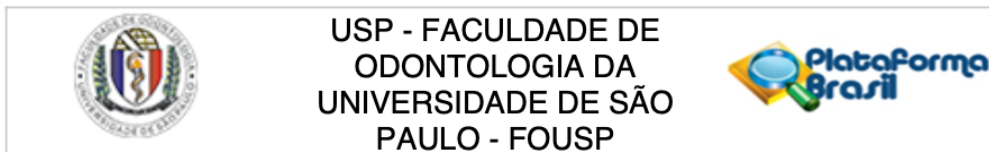
Considerações sobre os Termos de apresentação obrigatória:

Trata-se de uma emenda.

Recomendações:

Trata-se de uma emenda.

Endereço: Av Prof Lineu Prestes 2227 - 1º andar , sala 02 da administração
Bairro: Cidade Universitária **CEP:** 05.508-900
UF: SP **Município:** SAO PAULO
Telefone: (11)3091-7960 **Fax:** (11)3091-7960 **E-mail:** cepfo@usp.br



Continuação do Parecer: 3.683.852

Conclusões ou Pendências e Lista de Inadequações:

Não há pendências.

Considerações Finais a critério do CEP:

Este parecer foi elaborado baseado nos documentos abaixo relacionados:

Tipo Documento	Arquivo	Postagem	Autor	Situação
Informações Básicas do Projeto	PB_INFORMAÇÕES_BÁSICAS_1417709_E1.pdf	11/10/2019 15:11:31		Aceito
Cronograma	cronograma.docx	03/09/2019 15:09:14	Christian Giancarlo Bernal Rodriguez	Aceito
TCLE / Termos de Assentimento / Justificativa de Ausência	Justificativa.doc	03/09/2019 15:02:56	Christian Giancarlo Bernal Rodriguez	Aceito
Declaração de Manuseio Material Biológico / Biorepositório / Biobanco	BANCO.pdf	03/09/2019 15:02:20	Christian Giancarlo Bernal Rodriguez	Aceito
Projeto Detalhado / Brochura Investigador	PROJETODOOUTObanco.docx	03/09/2019 15:01:54	Christian Giancarlo Bernal Rodriguez	Aceito
Folha de Rosto	FOLHAROSTO.pdf	03/09/2019 14:58:57	Christian Giancarlo Bernal Rodriguez	Aceito

Situação do Parecer:

Aprovado

Necessita Apreciação da CONEP:

Não

SAO PAULO, 05 de Novembro de 2019

Assinado por:
Alyne Simões Gonçalves
(Coordenador(a))

Endereço: Av Prof Lineu Prestes 2227 - 1º andar , sala 02 da administração
Bairro: Cidade Universitária **CEP:** 05.508-900
UF: SP **Município:** SAO PAULO
Telefone: (11)3091-7960 **Fax:** (11)3091-7960 **E-mail:** cepfo@usp.br