



BR0645347



INIS-BR--4018

AUTARQUIA ASSOCIADA À UNIVERSIDADE
DE SÃO PAULO

**AVALIAÇÃO CLÍNICA E MORFOLÓGICA DA AÇÃO
DO LASER DE Er:YAG FRENTE À HIPERSENSIBILIDADE
DENTINÁRIA CERVICAL**

DALVA MARIA ROCHA

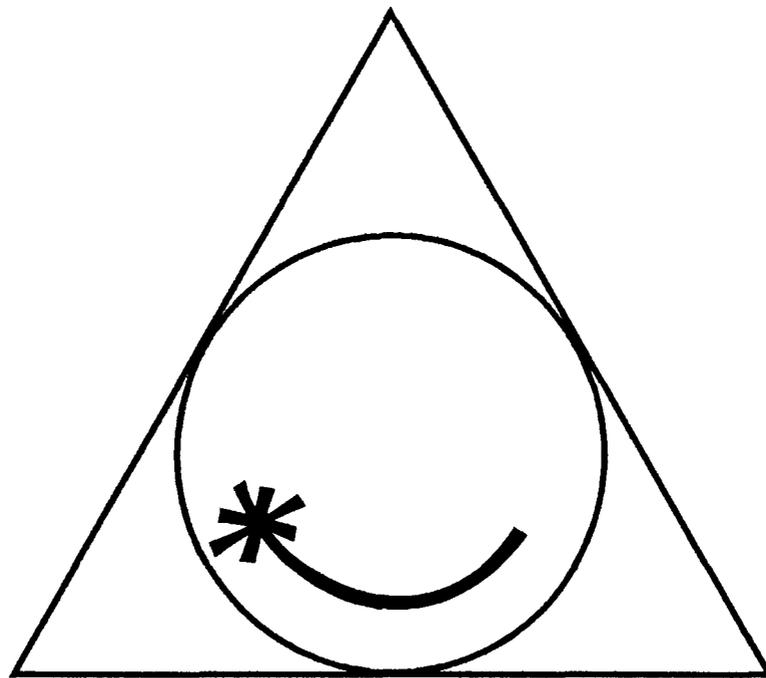
Dissertação apresentada como parte
dos requisitos para obtenção do Grau
de Mestre Profissional na área de Lasers
em Odontologia.

Orientador:
Dr. Carlos de Paula Eduardo

Co-Orientadora:
Profa. Dra. Martha Simões Ribeiro

**São Paulo
2001**



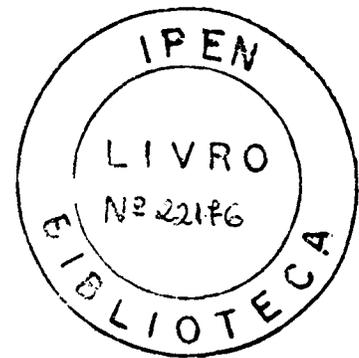


**MESTRADO PROFISSIONALIZANTE DE LASER EM
ODONTOLOGIA**

INSTITUTO DE PESQUISAS ENERGÉTICAS E NUCLEARES
FACULDADE DE ODONTOLOGIA DA UNIVERSIDADE
DE SÃO PAULO

**AVALIAÇÃO CLÍNICA E MORFOLÓGICA DA AÇÃO
DO LASER DE Er:YAG FRENTE À
HIPERSENSIBILIDADE DENTINÁRIA CERVICAL.**

DALVA MARIA ROCHA



Dissertação apresentada como parte dos requisitos
para obtenção do grau de Mestre Profissional em
"Lasers em Odontologia"

Orientador: Professor Dr. CARLOS DE PAULA EDUARDO
Co-orientadora: Professora Dra. MARTHA SIMÕES RIBEIRO

São Paulo
2001

Dedico este trabalho às minhas filhas CAROLINE e ISABELLA, motivação maior da minha vida, e peço perdão por todos os momentos em que fisicamente não estive presente, porém meu coração nunca as abandonou.

..... *“Ser generoso é estar presente no momento certo”.*

Marlene Dietrich.

AGRADECIMENTOS

*Longo é o caminho ensinado pela teoria;
curto e eficaz, o do exemplo.
Sêneca*

Ao professor Dr. Carlos de Paula Eduardo, por ter me honrado com seus ensinamentos e convívio, e principalmente por ser um exemplo de conduta profissional e acadêmica.

À professora Dra. Martha Simões Ribeiro que, com a sua dedicação e amizade, auxiliou, ensinou e estimulou-me em todas as etapas deste trabalho.

A Deus

“Toda casa tem seu arquiteto; mas o arquiteto de tudo é Deus”.

Hebreus 3,4

Ao André, por sua paciência, apoio e compreensão.

Ao Prof^o Dr. José Suzano de Medeiros, por me prestigiar com sua amizade e presença em momentos importantes.

Aos Professores e Monitores das Disciplinas do Mestrado de “Lasers em Odontologia” do Instituto de Pesquisas Energéticas e Nucleares da Faculdade de Odontologia da Universidade de São Paulo, em especial à Dra. Denise Maria Zezell e ao físico Luciano Bachmann.

Aos Professores e Monitores das Disciplinas do Mestrado de “Lasers em Odontologia” da Faculdade de Odontologia da Universidade de São Paulo, em especial o Dr. Edgar Yuji Tanji.

Ao Dr. Giorgio di Michelli por sua colaboração neste estudo.

Aos meus colegas de Mestrado, por terem me proporcionado momentos de apoio e aprendizado.

Aos funcionários do Mestrado Profissionalizante Fernando, Sandra, Liliane e Maria Aparecida.

AVALIAÇÃO CLÍNICA E MORFOLÓGICA DA AÇÃO DO LASER DE Er:YAG FRENTE À HIPERSENSIBILIDADE DENTINÁRIA CERVICAL

DALVA MARIA ROCHA

RESUMO

Este trabalho foi realizado *in anima nobile* e *in vitro* para avaliar a eficiência do laser de Er: YAG no tratamento da hipersensibilidade dentinária cervical (HSDC). O estudo clínico foi realizado em pacientes com HSDC. O tratamento foi realizado em cinco sessões: a primeira para triagem, a segunda para exames (clínicos e radiográficos) e tentativa de remoção dos fatores etiológicos que poderiam estar provocando a HSDC. Na terceira e quarta sessões, os pacientes foram submetidos à irradiação laser com o seguinte protocolo: energia 60 mJ, taxa de repetição de 2 Hz, desfocado 6mm, 20 segundos cada aplicação, sendo que as mesmas eram repetidas 4 vezes, com intervalos de um minuto, com movimentos de varredura, sob refrigeração a ar e sem uso de anestésicos. A quinta sessão foi sómente para avaliação. Os pacientes foram avaliados e registrados subjetivamente em uma escala de dor de 0 a 3, no início e final de cada sessão de irradiação laser, e um mês após a última sessão. Os resultados mostraram que, para o grupo irradiado, houve diferença significativa do início para o final de cada sessão e também entre as sessões. Para o grupo controle, não houve diferença significativa entre o início e o final de cada sessão, mas houve diferença entre as sessões. Para o estudo morfológico, foram selecionados nove dentes, sete molares e dois pré-molares da disciplina de dentística da FOU SP. Os dentes foram seccionados em discos, preservando a região cervical dos mesmos. Metade da superfície foi irradiada com o laser de Er:YAG, com o mesmo protocolo utilizado clinicamente, e a outra metade foi deixada como controle, sem receber irradiação laser. Em seguida, os espécimes foram preparados para análise em microscopia eletrônica de varredura. Os resultados mostraram que a superfície que foi irradiada apresentou redução do diâmetro dos túbulos dentinários, com parcial ou total obstrução. Para o grupo controle, observou-se maior quantidade de *smear layer* e túbulos dentinários abertos. Os resultados obtidos indicam que o laser de Er:YAG pode contribuir para o tratamento da HSDC.

CLINICAL AND MORPHOLOGIC EVALUATION OF Er: YAG LASER ACTION AT THE FRONT OF CERVICAL DENTINAL HYPERSENSIVITY

DALVA MARIA ROCHA

ABSTRACT

This work was achieved *in vivo* and *in vitro* to evaluate the efficiency of Er:YAG laser in the cervical dentinal hypersensitivity treatment (HSDC). The Clinical study was achieved in patients with HSDC. The treatment was realized in five sessions: The first for selection, the second for exams (clinic and X-Ray) and trying to remove the etiologic factors that could provoke the HSDC. The third and fourth sessions were subjected to the radiation with that protocol: 60 mJ energy, 2Hz frequency, 6mm out of focus, under air cooling, 20 seconds each application which the same was repeated four times with one minute breaks, with scanning movements and without using anaesthetics. The fifth was evaluation.

The patients were evaluated and registered in a subject scale of pain 0 to 3, in the beginning and end of each session of irradiation, and one month after the last session. The results showed that for the irradiated group occurs significant differences in the beginning of each session and between. For the control group didn't occur significant differences in the beginning and after each session, but did show a difference between the sessions. As the control group as the irradiated group, had reduction of sensibility between the session.

For the morphologic study nine teeth were selected, 7 molars and 2 pre-molars from operative dentistry discipline. Half of the surface was irradiated with Er:YAG laser, the same protocol used *in vivo*, and the other half were used as a control without receiving any laser irradiation. Subsequently, specimens were prepared for SEM examinations. The results showed that laser treated surfaces showed a reduction of dentine tubular diameter with partial or total closure of the dentine tubules. For the control group, it was observed bigger amounts smear layer and open dentine tubular. The results obtained indicated that the Er:YAG laser can contribute to the HSDC treatment.

LISTA DE ABREVIATURAS

Laser	Light Amplification by Stimulated Emission of Radiation
AAS	Espectroscopia de absorção atômica
CO ₂	Dióxido de carbono
Nd:YAG	Neodímio:Ítrio-Alumínio-Granada
Nd:YLF	Neodímio-Ítrio-Lítio-Flúor
Er:YAG	Érbio: Ítrio-Alumínio-Granada
Er:YSGG	Érbio:Ítrio-Escândio-Gálio-Granada
He-Ne	Hélio-Neônio
GaAlAs	Arseneto de Gálio-Alumínio
μm	Micrômetro
W	Wattpps Pulso por segundo
mJ/p	Milijoule por pulso
mJ	Milijoule
J	Joule
Hz	Hertz (número de pulsos por segundo)
pH	Potencial de Hidrogênio
J/cm ²	Joule por centímetro quadrado
MEV	Microscópio Eletrônico de Varredura
nm	Nanômetro
mJ/cm ²	Milijoule por centímetro quadrado
μs	Microsegundo
ns	Nanossegundo
λ	Lambda (Letra grega referente ao comprimento de onda)
Ho:YAG	Hólmio: Ítrio-Alumínio-Granada
Ho:YLF	Hólmio Ítrio-Lítio-Flúor
W	Watt (Unidade de potência)
mW	miliwatt
V	Volt
Hz	Hertz
Ca	Cálcio
P	F
ns	não-significante
π	letra do alfabeto grego - Pi

SUMÁRIO

	Página
RESUMO.....	i
ABSTRACT.....	ii
LISTA DE ABREVIATURAS.....	.iii
1 – INTRODUÇÃO.....	1
2 – OBJETIVO.....	3
3 – REVISÃO DA LITERATURA.....	4
3.1 – Hipersensibilidade dentinária cervical.....	4
3.2 - Laser.....	10
3.2.1 – O laser e o tecido biológico.....	19
3.3 – Tratamento da hipersensibilidade dentinária cervical.....	22
3.4 – O laser de Er:YAG.....	28
4 – MATERIAIS E MÉTODOS.....	37
4.1 – <i>In anima nobile</i>	37
4.2 – <i>In vitro</i>	43
5 – RESULTADOS.....	45
5.1 - <i>in anima nobile</i>	45
5.2 – <i>in vitro</i> - análise das amostras.....	49
6 – DISCUSSÃO.....	52
7 – CONCLUSÕES.....	60
ANEXOS.....	61
APÊNDICES.....	65
REFERÊNCIAS BIBLIOGRÁFICAS.....	69

1- INTRODUÇÃO

A sensibilidade dentinária, tão claramente evidenciada na prática clínica, continua sendo estudada por meio de modernas técnicas laboratoriais, e estes estudos sugerem algumas teorias procurando explicá-la.

Uma das teorias mais conhecidas é a hidrodinâmica de BRÄNSTRÖM (1960), que se baseia no movimento dos fluidos intratubulares em continuidade com os fluidos pulpare, percebidos por terminações nervosas. A possível terapia para hipersensibilidade dentinária envolveria a interrupção destes estímulos por bloqueio dos túbulos dentinários para alcançar a conseqüente redução da dor.

Vários métodos foram tentados, entretanto, repetidas aplicações de substâncias são necessárias para alcançar a permanente redução ou eliminação da dor. A introdução da tecnologia laser oferece uma nova alternativa para o tratamento da exposição dentinária.

Os lasers utilizados para este tipo de terapia podem ser divididos em dois grupos: lasers emitindo em baixas intensidades, como o de He-Ne e GaAlAs, e lasers emitindo em altas intensidades, como Nd:YAG, CO₂ e, atualmente o Er:YAG.

MISERENDINO E PICK (1995) relatam que, em comparação com outros sistemas lasers, o laser de Er:YAG é preferido por sua variedade de aplicações. Este laser tem sido utilizado tanto em dentística como em periodontia, odontopediatria, cirurgia, endodontia, tornando-se um instrumento multidisciplinar em odontologia.

Nos últimos anos, a ação deste laser sobre as superfícies radiculares tem sido objeto de pesquisa de autores como KELLER & HIBST (1987), YAMAGUCHI *et al.* (1997), FUJII *et al.* (1998).

AOKI *et al.* (2000) demonstraram a efetividade deste laser em remover cálculo radicular, sem promover danos térmicos.

Mediante estes dados e considerando-se o fato da escassez de trabalhos que comprovem a efetividade do laser de Er:YAG no tratamento da hipersensibilidade dentinária cervical, constitui propósito deste estudo avaliar *in anima nobile* e *in vitro* a ação do laser de Er:YAG frente à hipersensibilidade dentinária cervical.

2 - OBJETIVO

- Avaliar clinicamente a ação do laser de Er:YAG no tratamento da hipersensibilidade dentinária cervical.
- Investigar as alterações morfológicas na superfície dentinária de espécimes irradiados com o laser de Er:YAG nas mesmas condições utilizadas clinicamente.

3 – REVISÃO DA LITERATURA

3.1 – Hipersensibilidade dentinária cervical

A hipersensibilidade dentinária é uma das queixas mais antigas dos pacientes da clínica diária, segundo CURRO (1990).

Controlar a sensibilidade dentária cervical representa um problema clínico de difícil resolução por ser um fenômeno fisiológico de grande complexidade.

SOBRAL *et al.* (1995) pesquisaram a prevalência: a cada seis pacientes que chegam à clínica para tratamento dental, um deles apresenta algum grau de sensibilidade em pelo menos um dente.

A dentina é composta por 70% de material inorgânico (constituído principalmente por hidroxiapatita), 18% de material orgânico (maior parte é colágeno) e 12% de água (MJÖR, 1972; TEN CATE, 1988).

As células responsáveis pela formação de colágeno são os odontoblastos. Como participantes da dentina, estão representados somente pelo prolongamento citoplasmático dos mesmos, cujo corpo celular se encontra na periferia da polpa (ESTRELA, 1999)

O espaço ocupado pelos odontoblastos no interior da dentina constitui os túbulos dentinários, cujo diâmetro corresponde ao dos prolongamentos celulares respectivos (figura 1).

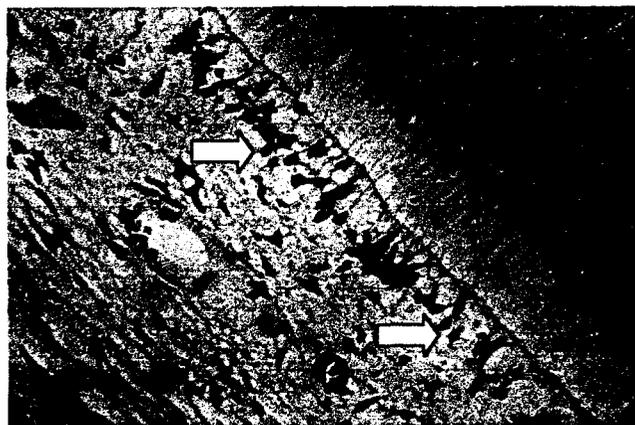


Figura 1 – Odontoblastos no terço cervical da raiz (setas) – Estrela (1999)

O diâmetro e número de túbulos por área (densidade de túbulos) em qualquer idade são menores na região apical da raiz (7000 – 10000/mm²) do que na região média ou cervical da mesma (34000-50000/ mm²). Na coroa, a média do diâmetro e número de túbulos por mm² é de 0,8 µm de diâmetro e 19000 túbulos por mm² junto ao limite amelo-dentinário. Junto à polpa, o número de túbulos é de 45000 túbulos por mm² e seu diâmetro é de 2,5 µm. A região tubular não ocupada pelo prolongamento odontoblástico recebe o nome de espaço periodontoblástico. Neste espaço periodontoblástico, além do fluido dentinário, podem ser encontradas substâncias amorfas e fibras colágenas (GARBEROGLIO & BRÄNNSTROM, 1976).

Para YOSHIYAMA *et al.*(1989,1990), a dentina mostra-se sensível quando exposta ao meio bucal, com túbulos dentinários abertos, ao passo que as áreas de insensibilidade mostram poucos túbulos, e aqueles existentes estão obliterados por depósitos minerais ou dentina peritubular.

TROWBRIGE & SILVER (1990) relatam que os termos “sensibilidade” e “hipersensibilidade dentária”, são utilizados comumente como sinônimos, apesar de que o prefixo hiper denota excessiva sensibilidade. Sensibilidade dentinária é uma resposta normal a um estímulo qualquer em dentina recém exposta, enquanto que a hipersensibilidade pode ter um aspecto mais patológico. Reportam, ainda, que o principal sintoma de hipersensibilidade dentinária é uma dor leve, de curta duração, ainda que alguns pacientes reclamem de uma dor forte e duradoura. A reclamação mais freqüente é a sensibilidade ao frio e, em alguns casos, líquidos quentes e doces.

A teoria Hidrodinâmica de BRÄNNSTRÖM (1960) é a mais aceita para explicar a transmissão do estímulo doloroso na dentina.

A ação de qualquer tipo de estímulo produz um deslocamento do fluido tubular, seja este para fora ou em direção à polpa, e leva ao deslocamento do fluido em centenas de túbulos ao mesmo tempo que, por sua vez, conduz a um movimento de fluido pulpar que é percebido pelas terminações das fibras nervosas mecano-receptoras. Estes mecano-receptores produzem um impulso nervoso que

é transmitido ao Sistema Nervoso Central, o qual é percebido como dor pelo indivíduo.

O fluido dentinário é um líquido encontrado no espaço que fica entre a parede do túbulo dentinário e o prolongamento odontoblástico (espaço periodontoblástico). É observado na camada dentinária, pré-dentinária, odontoblástica e sub-odontoblástica (TANAKA, 1980).

Esta fase fluida ocupa quase 25% do volume dentinário, segundo LINDEN & BRÄNSTRÖM (1967).

O fluido dentinário é descrito por COFFEY *et al.*(1970) como um líquido transparente, levemente amarelo, homogêneo, isento de células ou grânulos. Este fluido é extremamente adesivo e coagula-se imediatamente quando de sua exposição ao ar, solventes orgânicos ou calor.

Para HALJAMAE & ROCKERT (1970) , o fluido dentinário apresenta íons Ca^{++} , K^{+} e Na^{+} .

Em seus estudos, TANAKA (1980) concluiu que o fluido dentinário é um exudato que se origina dos terminais capilares sangüíneos localizados entre os odontoblastos ou na camada sub-odontoblástica. A partir dos capilares, ele se difunde pelo espaço periodontoblástico até a junção amelo-dentinária.

Em 1965, BERGREN & BRÄNNSTRÖM, por já terem observado anteriormente que o fluxo de fluido tubular ocorria para fora devido à ação capilar, resolveram avaliar "*in vitro*" esta ação capilar. Eles observaram, inicialmente, que para se ter uma ideia da força capilar, ela equivaleria a expulsar o líquido 7 metros, se o túbulo tivesse esse comprimento. Se, no entanto, o contínuo fluxo entre superfície dentinária e polpa for bloqueado, a dor não se manifesta. A dentina torna-se insensível após longa secagem, porque há formação de tampões nas aberturas dos túbulos por substâncias sólidas que permanecem na superfície quando o fluido evapora. Quando se eleva a temperatura sobre a dentina por mais 20° graus no terço mais externo do túbulo, o coeficiente de expansão do fluido é estimado em quase dez vezes mais que a parede do túbulo.

BRÄNNSTRÖM & ANSTROM (1972) verificaram que, quando os estímulos de desgaste, fricção do explorador, jatos de ar e frio provocam uma dor aguda e

imediate, ocorre que o fluido dentinário vai para fora dos túbulos. Já a dor que ocorre após o intervalo maior e de maior duração aparece quando o fluido dirige-se para dentro da polpa, como no caso de se aplicar o calor.

Para que ocorra dor em dentes com HSDC é preciso que ocorram estímulos, que podem ser; químicos, térmicos ou mecânicos.

FLYNN *et al.* (1985) relatam que estímulos mecânicos, como o explorador, só afetam a dentina que se encontra com túbulos abertos.

O estímulo provocado pelo frio, além de penetrar pelos túbulos abertos, pode ser transportado através da dentina adjacente por condução física, mesmo que os túbulos esteja ocluídos.

BRÄNNSTRÖM (1963) explica que nem todos os estímulos provocam dor. O surgimento de sensação dolorosa só ocorre quando o deslocamento de fluido tubular é rápido e capaz de provocar uma deformação nas fibras nervosas localizadas na polpa ou região de pré-dentina.

Em 1962, BRÄNNSTRÖM avalia que jogar um jato de ar no local que se suspeita seja sensível também pode auxiliar no diagnóstico, pois ele provoca movimentação de fluido dentinário pela evaporação de líquido, desencadeando a dor. E quando se aplica um explorador sobre a dentina, há dor porque ele provoca o deslocamento de fluido.

A hipersensibilidade dentinária foi discutida por KRAUSER (1986) com relação a sua etiologia, teorias da dor e métodos de tratamento. Dentre as teorias existentes, a mais aceita atualmente é a hidrodinâmica. Com relação ao mecanismo de defesa, considera-se que a calcificação esclerose dentinária, encontrada nos dentes com atrição nos túbulos dentinários obliterados e placa bacteriana, pode diminuir a sensibilidade dentinária. O diagnóstico diferencial da dor varia em frequência e severidade e está relacionado a estímulos químicos, térmico, tátil e pressão osmótica.

As variáveis que influenciam na resposta a estímulos produzidos por substâncias químicas segundo PASHLEY (1986), incluem concentrações iônicas de cálcio, sódio, potássio, pH etc;... sua capacidade de interagir com a dentina (aumentando a permeabilidade com a ação ácida ou diminuindo a permeabilidade

pela oclusão dos túbulos) e, ainda, qualquer efeito que possa ter na circulação pulpar.

BHASKAR (1978) definiu que a junção esmalte-cimento pode ocorrer de diferentes formas: em 30% dos casos, o esmalte encontra-se topo a topo com o cimento; em 60%, o cimento sobrepõe o esmalte e, em 10%, a dentina fica sem cimento nessa região. Na região cervical, o cimento é extremamente fino, mesmo quando intacto e histologicamente normal e oferece um mínimo de proteção contra choques térmicos ou qualquer outro irritante.

O desenvolvimento de erosões cervicais de origem idiopática é fundamentada por hipóteses apresentadas por LEE *et al.* (1984). De acordo com estes autores, quando a oclusão não é equilibrada, forças laterais causam torção dos dentes, com rompimento das uniões químicas entre as estruturas cristalinas do esmalte e dentina. Pequenas moléculas podem penetrar nos cristais, impedir o restabelecimento das uniões químicas, resultando no rompimento das estruturas dentárias e desenvolvimento de lesões em forma de cunha. Durante a função mastigatória, há o aparecimento de três tipos de forças: compressão, tensão e cisalhamento, interferindo nas propriedades físicas da estrutura dentária. Durante a tensão, a dentina sofre deformações elásticas, enquanto que o esmalte, em razão da alta concentração de mineral, é friável e suporta pequena quantidade de deformação e fratura facilmente. Segundo os autores, quando a oclusão é a ideal, as forças mastigatórias durante a função são dirigidas para o longo eixo do dente, resultando no mínimo de distorção do esmalte e dentina. Porém, quando isto não ocorre (oclusão não ideal), as forças geradas laterais causam a flexão do dente, gerando dois tipos de stress. O primeiro, compressivo, localizado próximo ao dente; o segundo, a força de tensão que atua a distância da curvatura. As regiões de maior stress compressivo são os contatos oclusais, o fulcro e o ápice da raiz. A dentina e o esmalte não sofrem deslocamento dos cristais através da compressão. Contudo, com a força de tensão, a capacidade de resistir é limitada, podendo provocar rompimento das uniões químicas dos cristais de hidroxiapatita. Provavelmente, o rompimento dos cristais com dissolução química ocorre através de forças físicas e não de forças friccionais, através da compressão, cisalhamento

e bruxismo. As lesões originárias da força de tensão que estão próximas ao fulcro apresentam forma de cunha, com tamanho diretamente proporcional à magnitude e a frequência da força de tensão, que é presumivelmente a que exerce maior função nas lesões cervicais. Embora o stress seja proposto com fator etiológico das lesões cervicais, múltiplos fatores também afetam o processo, como abrasão, escovação incorreta e ácidos do fluido oral.

Para KRAUSER (1986), quando ocorre exposição radicular, já ocorreu perda ou remoção de cemento, apesar de que, pela aparência, não conseguimos notar a perda de estrutura.

BADER (1993) afirma que a remoção ou perda do esmalte e da dentina na região cervical pode acontecer por trauma oclusal, erosão ou pela associação destes fatores. A perda de estrutura clinicamente pode ser observada na coroa, raiz ou ambas, formando uma cavidade, que pode ser denominada de lesão cervical não cariosa.

Estas lesões são conhecidas como abfração, erosão, abrasão e associação desses fatores. Essas lesões cervicais que se originam a partir de um componente oclusal são chamadas de "abfração", cujo termo tem sido empregado por diversos autores (SNEED, 1991, GRIPPO, 1991) para descrever o fenômeno da perda de estrutura dental na região cervical por deflexão, decorrente de um componente oclusal que afeta sua estrutura cristalina.

A palavra "abfração" vem do termo latino "abfraction", em que "ab" significa "para fora" e "fraction" quer dizer "ruptura" (GRIPPO, 1991).

Para melhor entendermos o componente oclusal como fator etiológico que produz a perda de estrutura cervical, devemos partir do princípio de que o componente oclusal pode se tratar de oclusão traumática, ou seja, interfêrencias oclusais, mas, também, dentes sob "stress oclusal", como ocorre na força mastigatória excessiva ou até por bruxismo.

A oclusão traumática provoca lesões cervicais que se caracterizam por terem a forma de "cunha" e por estarem limitadas à área cervical dos dentes. As lesões por erosão, porém, ocorrem em superfícies mais extensas e não possuem limitantes nítidos. Quanto às lesões por abrasão, elas podem ser facilmente

confundidas, pois, tanto a abrasão como a abfração podem se apresentar em forma de “cunha”. Certas lesões em forma de “cunha” na área cervical, porém, poderiam ser consideradas como lesões de abrasão, já que elas estão em regiões nas quais as cerdas da escova jamais alcançariam. Este tipo de lesão explica o surgimento de certas perdas de estrutura que anteriormente era atribuído à abrasão (SOBRAL, 1994).

3.2 - LASER

A palavra LASER é formada pelas iniciais de “*Light Amplification By Stimulated Emission of Radiation*”, isto é: “Amplificação da luz por emissão estimulada de radiação. A emissão estimulada foi descrita pela primeira vez em 1917, por Einstein, de forma teórica. A primeira possibilidade de aplicação desse fenômeno à amplificação de ondas ultracurtas (maser) foi definida por C.H. Townes em 1951, e recebeu confirmação experimental em 1954.

A primeira publicação em matéria de lasers é o artigo de A .L. Schawlow e C.H. Townes, em dezembro de 1958; teve repercussão mundial nos meios científicos.

O primeiro laser (de rubi) foi realizado por T.H. Maiman, nos Estados Unidos; entrou em funcionamento em julho de 1960. Em 1950, A . Kastler havia aperfeiçoado, juntamente com J. Brossel, o bombeamento óptico.

✓ Absorção

Os elétrons que gravitam em torno do núcleo de um átomo podem ocupar diferentes órbitas de posições bem conhecidas. A passagem de um elétron de uma posição para outra mais afastada do núcleo corresponde a um aumento de energia interna do átomo.

Denomina-se “estado fundamental” o estado que corresponde à energia mínima. Os outros estados de energia superior à do estado fundamental são

estados excitados. A passagem do estado fundamental para o estado excitado (ou de um estado excitado para outro, de energia superior) realiza-se pela absorção de uma energia exterior ao átomo. Essa energia de excitação, pode ser cinética (choques de partículas, de átomos, de moléculas etc.) ou eletromagnética. Neste último caso, a radiação que chega ao átomo será parcial ou totalmente absorvida. Sabe-se que a energia transportada por um fóton é $E=hf$, em que f é a frequência da radiação eletromagnética associada a esse fóton, e h é a constante de PLANCK (*apud* Vieira 1999), $h = 6,62 \times 10^{-34}$ joules x segundos.

A absorção de energia eletromagnética por um átomo (ou um íon, ou uma molécula) obedece, portanto, à relação $E_2 - E_1 = hf$. E_1 é o nível de energia inicial do átomo e $E_2 > E_1$ é o nível a que ele é conduzido por absorção do fóton de frequência f .

✓ Emissão espontânea

Um sistema físico em equilíbrio no seu estado de menor energia está no seu estado fundamental. Se um de seus elétrons mudar para um camada (órbita) mais externa, adquirindo energia, passa para um estado de energia excitado. Esta excitação pode se dar pela absorção de um fóton, de energia correspondente à diferença de energia entre dois níveis deste sistema. Estes níveis enérgicos superiores são menos estáveis de forma que o sistema tende a se desexcitar, podendo emitir um fóton.

✓ Emissão estimulada de radiação

O fenômeno da emissão estimulada de radiação corresponde à liberação de fótons de transição de um nível enérgico alto para um nível enérgico baixo. A absorção de radiação eletromagnética é sempre dada pela relação $E_2 - E_1 = hf$, onde E_2 é o nível enérgico mais alto e E_1 é o nível enérgico mais baixo, f é a frequência e h corresponde à constante de Planck. A emissão estimulada de radiação é causada pela presença de um fóton indutor de energia, o qual interage com um átomo em seu estado excitado, resultando na liberação de 2 fótons

induzidos. Esse processo é caracterizado pelo fato de que a radiação induzida é unifásica, possui a mesma direção e polaridade do fóton indutor.

O processo de estimulação ocorre quando uma fonte energética fornece energia para um átomo de um meio, alguns destes átomos absorvem parte da energia e se tornam excitados, recebem mais energia do que podem reter. O meio retém essa energia por uma fração de segundo, antes de liberá-la no momento seguinte na forma de radiação laser. A descarga inicial de energia radiante é absorvida por átomos vizinhos, os quais se tornam excitados e liberam mais energia com o mesmo comprimento de onda. Essa emissão estimulada possui propriedades notáveis. As radiações induzidas e indutoras têm a mesma fase, a mesma direção e a mesma polarização. Portanto, não existe qualquer discriminação física possível entre o fóton indutor e fóton induzido.

✓ Os elementos constituintes de um laser são: (figura2)

- Meio ativo, ou meio amplificador.
- Mecanismo de excitação, ou bombeamento
- Ressonador (onde se encontram um espelho totalmente refletor e um espelho parcialmente refletor por onde o feixe laser sai da cavidade).



Figura 2 – Ressonador óptico

✓ O material ativo pode ser:

- Sólidos: (chamados também de isolantes dopados) São lasers nos quais a radiação proveniente de uma lâmpada flash, ou lâmpada de arco, excita opticamente a emissão de átomos introduzidos na forma de íons metálicos ou de terras raras. Como exemplo de meios ativos sólidos mais comuns, encontram-se os cristais de terras raras em matrizes de óxidos ou fluoretos (Nd:YAG, Nd:YLF, Ho:YLF, Er:YAG, Er:YSGG etc.) ou Ti:Safira. Nesta categoria estão também os lasers de vidro dopados com terras raras.
- Gasosos: Funcionam normalmente com base em uma excitação por energia elétrica e, ocasionalmente, de natureza química de meios gasosos atômicos neutros, ionizados ou moleculares para produzir energia laser: CO₂, Argônio, Criptônio, Hélio-Neônio.
- Corantes: São corantes orgânicos diluídos em solventes líquidos, que, quando ativados por outros lasers, produzem uma ampla gama de comprimentos de onda. Ex. Rodamina.
- Semicondutores: A radiação laser é emitida no interior de uma junção p-n (positivo-negativo) de um diodo semiconductor (diodos com diversos comprimentos de onda de saída).
- Exímeros: São lasers que usam moléculas excímeras ou excíplexas, que são moléculas diatômicas em um meio gasoso de grande rendimento; Kr F, XeCl.
- Químicos: Uma fração de energia liberada em reação química exotérmica é extraída sob forma de radiação laser; HF, CO.

✓ Mecanismo de Excitação: O bombeamento e a inversão de população. No nível dos átomos individuais, vimos que, em uma densidade espectral de energia suficiente, a emissão estimulada podia predominar sobre a emissão espontânea. Porém, no nível dos átomos considerados coletivamente, devido à relação de BOLTZMANN (*apud* Vieira 1999), 1.38×10^{-23} J / molécula, no equilíbrio, a população do nível inferior da transição é indiscutivelmente a mais elevada, e a absorção domina a emissão estimulada. Assim, para que a emissão estimulada predomine sobre a absorção, cujo efeito é reduzir o número de fótons ressonantes disponíveis, é necessário produzir uma situação que não existe naturalmente: é necessário destruir o equilíbrio termodinâmico e fazer com que o nível superior da transição seja o mais povoado. A termodinâmica ensina que, para realizar tal condição, será necessário fornecer energia ao meio ativo por intermédio de uma fonte exterior de energia: é o bombeamento. Praticamente qualquer fonte de energia, até mesmo um outro laser, pode ser utilizada como fonte exterior de excitação.

✓ Os métodos de bombeamento mais correntes, empregados com bons resultados, são:

- Incoerente: lâmpada flash, lâmpada de arco. Em lâmpada do tipo flash (usadas em fotografia), um gás raro, como xenônio, o criptônio ou o neônio, introduzido sob baixa pressão em tubo de quartzo, munido de dois eletrodos, é a sede de uma descarga elétrica pulsada com corrente de alta densidade que forma fluorescência de grande brilhância. O rendimento não ultrapassa 10% , portanto é preciso eliminar o calor gerado pela fonte de bombeamento pelo material ativo, geralmente por circulação de ar ou de líquido.
- Coerente: Outro laser.
- Bombeamento eletrônico – Descargas elétricas (contínuas, rádio-freqüência, etc.) – feixes de elétrons. É utilizado essencialmente nos lasers a gás (lasers

atômicos, iônicos, moleculares). Criam-se elétrons no meio gasoso destinado à amplificação: é a ionização. Os elétrons efetuam colisões com os átomos – trocas inelásticas que provocam elevação de temperatura do meio gasoso, que é prejudicial à manutenção da inversão de população, conseqüentemente criam-se medidas para resfriar tais lasers (ventilação, circulação de líquidos de resfriamento, expansões adiabáticas etc).

- **Bombeamento químico** – Esta técnica de bombeamento utiliza reações químicas que têm a propriedade de levar à formação de moléculas em seus estados excitados; decorre daí a possibilidade de criar assim uma inversão de população. Os lasers químicos possuem a característica de poderem funcionar sem fornecimento de energia elétrica. Associada a altíssimas potências que tais fontes poderiam liberar com uma alimentação com gases reativos de rendimento elevado, esta perspectiva justifica as intensas pesquisas sobre estes lasers.

✓ **Ressonadores Ópticos** – A cavidade ressonante (Pérot-Fabry, figura 11) é constituída por dois espelhos planos, perpendiculares ao eixo da barra laser e situados de cada lado dessa barra. Pelo menos um desses dois espelhos é semi-transparente, de forma a permitir a saída da radiação gerada no oscilador. No caso de um laser de estado sólido, os espelhos podem ser as faces terminais do cilindro de material ativo. Em um laser gasoso, eles podem ser constituídos pelas paredes que fecham o recipiente. O espelho oposto à lamina semi-transparente de saída do feixe pode ser constituído por um prisma de reflexão total. Finalmente, os espelhos da cavidade Pérot Fabry podem ser, em alguns casos, espelhos esféricos.

✓ Modos de Funcionamento:

- Emissão Contínua – Se o meio ativo for excitado de forma contínua, seja por uma descarga elétrica no caso de lasers a gás, seja por uma fonte contínua de bombeamento óptico, evidentemente a emissão será permanente.
- Emissão Pulsada – Quando o bombeamento é pulsado (bombeamento óptico por flash) é claro que a emissão também será pulsada. No início do clarão, (flash) o material é progressivamente bombeado para chegar a um nível de excitação suficiente (limiar) para que se produza a emissão laser. Essa emissão despovoia parcialmente os níveis excitados, enquanto o bombeamento prossegue; obtém-se assim uma sucessão de pulsos muito próximos até o final do funcionamento do flash. Este tipo de funcionamento denomina-se “relaxado”. Sua duração situa-se conforme a duração do clarão do flash, entre algumas centenas de microssegundos e uma dezena de milissegundos.
- Emissão desencadeada ou destravada (*Q-switched*)

Existe ainda um terceiro tipo de funcionamento, muito conhecido como funcionamento desencadeado ou destravado (*Q-switched*). No caso dos lasers pulsados, o princípio desse funcionamento consiste em deixar o bombeamento efetuar-se para além do limiar de funcionamento, e permitir a emissão laser apenas quando tal bombeamento tiver prosseguido até um nível suficiente. Produz-se assim um pulso de energia muito maior que no caso do funcionamento relaxado e logo em seguida encerra-se a emissão. Resultam pulsos de curta duração (da ordem de nanossegundo a algumas dezenas de nanossegundos), com consideráveis potências pico.

✓ Feixe Laser:

A energia é emitida como fótons (partículas) que viajam em ondas. A luz comum irradia em todas as direções (incoerentemente). A luz branca, como a luz dos do sol, é a soma de vários comprimentos de onda, ou seja, várias cores.

A luz laser apresenta características particulares que a diferem das demais fontes luminosas por ser coerente, colimada e monocromática.

- Coerência:

As ondas da luz laser caminham em fase umas com as outras, temporal e espacialmente, na mesma direção (coerentemente).

- Monocromaticidade:

De forma diferente da luz ordinária, - que tipicamente consiste de vários comprimentos de onda e cores (policromática), emitindo em todas as direções, - a luz laser possui apenas um comprimento de onda e cor, viajando em uma única direção.

- Colimação:

As ondas da luz laser viajam em uma única direção e de forma paralela, não divergindo significativamente a partir de sua fonte, até mesmo em grandes distâncias.

- Brilhância:

É uma intensidade de potência por unidade de área por unidade de ângulo sólido. Decorre em função da alta direcionalidade e pequena largura de banda espectral, responsáveis pela coerência temporal e espacial da luz laser.

A energia laser é amplificada e condensada por lentes; o processo de colimação da luz laser é produzido por lentes e espelhos, os quais regulam o tamanho do foco. O menor diâmetro do raio focado é diretamente proporcional ao comprimento de onda e a distância da lente ao plano focal nos raios com TEM_{00} (*Transversal Eletromagnetic Mode*). O modo de emissão se refere à distribuição estável do feixe laser em um plano perpendicular ao eixo da cavidade. Isto significa que a amplitude e a fase da onda permanecem inalteradas em uma

secção transversal da cavidade, após a propagação entre dois espelhos. O modo TEM₀₀ é axialmente simétrico, sendo a distribuição do campo gaussiana: a distribuição espacial da energia sobre o *spot* (ponto de incidência) tem sua maior parte na região central, possibilitando produzir o menor diâmetro focalizado de incidência de luz.

✓ Sistema de entrega de feixe:

A partir do momento que a energia laser sai da cavidade ressonante, ela pode ser entregue ao seu alvo através de vários tipos de sistemas.

Os mais usados em lasers Odontológicos:

- Braço Articulado:

O braço articulado tipicamente consiste de braços mecânicos conectados a articulações flexíveis e usualmente unidos por espelhos. Neste sistema, a energia laser é refletida por cada espelho até a sua saída do braço. É utilizado principalmente com lasers de CO₂.

- Fibra óptica:

Consiste de uma parte central (núcleo) de vidro flexível envolta por uma capa e uma jaqueta protetora. A capa é um material com um menor índice de refração que o núcleo, servindo para conter a luz no interior do mesmo. As fibras ópticas são encontradas em uma variedade de diâmetros, tipicamente 200 a 400 micrometros para aplicações odontológicas. Quando utilizadas em modo contacto (com a fibra tocando no tecido alvo), as fibras ópticas reestabelecem a sensibilidade táctil do usuário, uma característica ausente nos demais sistemas de entrega.

- Guia de onda plano:

Geralmente são tubos flexíveis designados a confinar e direcionar a energia laser em uma direção determinada pelos limites físicos do mesmo. Neste sistema

de entrega, a luz visível (feixe guia) é absorvida pela superfície interna do guia de onda, não sendo usualmente possível utilizar um feixe guia visível simultaneamente com um feixe laser invisível em um guia oco.

3.2.1 - O laser e o tecido biológico:

O entendimento da interação entre os diversos lasers e os tecidos baseia-se, principalmente, no entendimento das reações que podem ser induzidas nestes tecidos pela luz laser. Cada tipo de meio ativo resulta em luz laser de comprimento de onda específico, e cada comprimento de onda reage de uma maneira diferente com dado tecido. Outro fator importante é a densidade de energia que regula a quantidade de energia que é entregue aos tecidos. Além disso, temos que considerar ainda os fatores temporais, como a forma de emissão de luz (contínua, pulsátil ou desencadeada), a taxa de repetição largura do pulso. Além dos fatores inerentes ao laser, devemos ainda observar as características peculiares de cada tecido, principalmente as que controlam reações moleculares e bioquímicas. A propriedade de cada tecido biológico alvo é muito importante, pois ela tem um papel fundamental na distribuição da luz laser naquele tecido determinando a extensão e a natureza da resposta tecidual. Quando a luz laser incide em um tecido biológico, uma parte da luz é refletida, uma parte da luz remanescente e que foi transmitida é espalhada dentro do tecido, que, em alguns casos leva a danos em regiões distantes da área onde o feixe aparentemente se propaga, parte da luz remanescente é absorvida tanto pela água do tecido quanto por algum outro cromóforo absorvedor, como a hemoglobina e a melanina e, finalmente, uma parte da luz pode ser transmitida ao longo de toda a espessura do tecido.

Sistemas biológicos são complexos e compostos de uma grande variedade de elementos celulares e fluidos teciduais, cada qual com diferentes características de absorção. Uma vez que o corpo humano é majoritariamente constituído por água, a absorção da luz pela água é de fundamental importância para aplicações biomédicas. Os elementos do tecido que exibem um alto coeficiente de absorção

de um particular comprimento de onda, ou por uma região do espectro, são chamados cromóforos. Além da água, cromóforos como a melanina, a hemoglobina, as proteínas e nos casos do tecido dental, a hidroxiapatita, exercem significativa influência sobre a interação da radiação e o tecido.

Noventa por cento da luz incidente de um dado comprimento de onda são absorvidos em uma certa profundidade característica, conhecido como coeficiente de extinção. Uma medida de absorção mais usual é o comprimento de absorção, que é o comprimento no qual 63% da luz incidente são absorvidos. Caso a luz absorvida contenha fótons energéticos o suficiente, ligações químicas de átomos ou moléculas do tecido absorvedor podem ser quebradas (em geral no ultravioleta). Para os procedimentos biomédicos mais usuais, fótons menos enérgicos são usados (infravermelho). A absorção destes fótons leva átomos e moléculas a vibrar muito mais rapidamente e, conseqüentemente, ocorre elevação de temperatura.

As interações que podem ocorrer quando a radiação laser é absorvida pelos tecidos biológicos, são: efeitos fototérmicos, efeitos fotoquímicos, efeitos fotomecânicos, fotoelétricos e efeitos quânticos.

Efeito da temperatura no tecido

Temperatura	Efeito
37° - 60° C	Aquecimento, ausência de mudança visual
60° - 100° C	Denaturação proteica e coagulação, encolhimento tecidual. Hemostasia
Acima 100° C	Vaporização, desintegração tecidual. Corte, ablação
Acima 400° C	Carbonização e queima

Características de um laser para uso odontológico:

- Comprimento de onda: O laser a ser utilizado deve ter comprimento de onda ressonante, cujo feixe é fortemente absorvido pelo tecido.
- Densidade de potência (Intensidade): é a potência de emissão da luz, por unidade de área, geralmente medida em watts por centímetro quadrado. Esta grandeza física se faz bastante importante somada a outros aspectos, pois a mesma avalia a possibilidade de dano microtérmico.
- Densidade de energia (Fluência): é um dos parâmetros mais importantes. É a grandeza física que avalia a possibilidade, ou não, da manifestação dos efeitos. A dose é a quantidade de energia por unidade de área transferida à matéria. Geralmente é medida em joules por centímetro quadrado (J/cm^2)
- Tempo de exposição: se a duração do pulso laser for curta, comparada com o tempo de relaxação térmica, o transporte de calor será insignificante durante o pulso laser.

- Taxa de repetição: se ocorrer aumento nas taxas de repetição dos pulsos, isso poderá provocar aumento cumulativo na temperatura produzindo danos extensos ao tecido.
- Forma de emissão da luz: contínua, pulsada ou desencadeada.
- Sistema de entrega do feixe laser: fibras de contato ou não, se o feixe é focado ou desfocado.

3.3 – Tratamento da Hipersensibilidade dentinária cervical

A hipersensibilidade dentinária cervical é o sintoma encontrado com maior freqüência na clínica dental, DOWELL ;ADDY (1983).

Para TAKAMURA (1975), 19,5% de todos os pacientes reclamam de algum grau de sensibilidade, e uma série de terapias, usando agente ativos, têm sido utilizadas para melhorar esta condição (ADDY; DOWELL, (1983), McFALL (1986).

Muitas formas de tratamento foram propostas e estão descritas na literatura. Um dos métodos mais antigos para o tratamento da HSDC são as aplicações de soluções de nitrato de prata. Outros medicamentos que são o formaldeído, eugenol, formocresol e a aspirina, porém hoje não são mais utilizados (KING, 1981).

Os sais de flúor, nitrato de potássio, cloreto de estrôncio, oxalato de potássio, oxalato férrico, hidróxido de cálcio, iontoforese e os adesivos dentinários têm sido empregados na prática clínica, porém em muitos casos sem conseguir o sucesso esperado (KING, 1981; DOWEL *et al.*, 1985; TROWBRIDGE & SILVER, 1990; GARONE FILHO, 1996).

KRAUSER (1986), dando continuidade aos seus estudos sobre a hipersensibilidade dentária e dando credibilidade à teoria hidrodinâmica da transmissão dolorosa, discutiu as diversas formas de tratamento visando ocluir os túbulos dentinários. Afirma que há várias formas de tratamento, porém seu exato

modo de ação não está claramente definido. Sugere o uso de fluoretos, hidróxido de cálcio, citratos de sódio, nitrato de potássio, glicocorticóides e resinas adesivas. Afirma que a aplicação de flúor, com ou sem iontoforese, altera a estrutura dos túbulos dentinários com a formação de precipitados e conseqüente obliteração dos mesmos. Argumenta que a aplicação de fluoreto de sódio com iontoforese associado ao uso de material adesivo possa proteger e desensibilizar a dentina.

POWELL; GORDON; JOHNSON (1990) avaliaram a eficácia do tratamento restaurador, na redução da sensibilidade dentinária em dentes com erosão cervical, em comparação com três materiais restauradores. Os autores acreditam que a hipersensibilidade é resultado da perda de cemento ou esmalte por uso de abrasivos, escovação incorreta, hábitos dietéticos, stress oclusal e hábitos parafuncionais. Nesse trabalho, selecionaram pacientes que possuíam lesão cervical e as restauraram com Ketac-fil, Silux plus com scotchbond II e Vitrebond com silux plus. Observaram redução da sensibilidade em cerca de 50% das lesões restauradas. No entanto foi verificado aumento de sensibilidade em alguns casos, durante o período de seis meses.

GROSSMAN (1935) sugeriu um número de critérios para o tratamento desta condição, os quais são ainda aplicáveis. A terapia não deve ser irritante para a polpa, relativamente indolor na aplicação, facilmente aplicada, ação rápida, efetiva por um longo tempo e sem efeito de manchamento e consistentemente efetiva.

Para YONAGA *et al.* (1999), atualmente, a maioria das terapias tem sido falhas para satisfazer um ou mais destes critérios.

De acordo com PICK (1993), desde que o laser de rubi foi desenvolvido por Maiman, muitos tipos de lasers tem sido desenvolvidos e aplicados para tratamentos no campo dental.

YONAGA *et al.* (1999) relataram que, segundo alguns autores, o laser pode proporcionar um tratamento seguro e reproduzível para hipersensibilidade dentinária, e que o tratamento laser preenche o primeiro requisito de GROSSMAN, não sendo irritante à polpa. Os lasers usados para esta finalidade se dividem em dois grupos; lasers emitindo em baixa intensidade e lasers emitindo em alta intensidade.

De acordo com MIDDHA, RENTON-HARPER (1991), o laser de Nd:YAG tem sido usado experimentalmente em odontologia desde 1970. Este sistema é de fácil utilização pelo usuário e uma ferramenta efetiva no tratamento da hipersensibilidade dentinária, e seria correto, então, dizer que este aparelho preencheria todos os sete requisitos de GROSSMAN (já citados anteriormente), com pouco ou nenhum efeito colateral.

ANIC *et al.* (1998) consideraram que a obliteração da superfície dentinária após o tratamento com laser é benéfica no tratamento da hipersensibilidade dentinária cervical, visto que esta irá provocar uma fusão da dentina, com conseqüente redução do diâmetro ou a obliteração da maioria dos túbulos dentinários. Segundo os autores, múltiplos fatores podem influenciar os efeitos do laser na superfície da dentina e, conseqüentemente, na permeabilidade e hipersensibilidade dentinária cervical. Alguns dos efeitos são extremamente dependentes do comprimento de onda, ao passo que outros podem ser dependentes da energia. Os efeitos podem variar de acordo com os parâmetros usados, como a distância entre o tecido-alvo e a ponta da fibra, e de acordo com o ângulo entre a ponta da fibra e a superfície dentinária.

Outros autores como TANI & KAWADA (1987), WHITE *et al.* (1990), MYERS *et al.* (1991), WHITE *et al.* (1991), RENTON-HARPER & MIDDHA (1992), ALLWRIGHT (1992), GOODIS *et al.* (1992), CERNAVIAN (1992), MISERENDINO *et al.* (1992), GELSKEY *et al.* (1993), LAN & LIU (1995), LAN & LIU (1996), GUTKNECHT *et al.* (1997), LIU *et al.* (1997), ANIC *et al.* (1998), LAN & CHEN (1998), LIU & LAN (1998), já realizaram estudos comprovando a eficiência do laser de Nd:YAG no tratamento da hipersensibilidade dentinária cervical.

Foram observadas alterações ao microscópio eletrônico de varredura, por TANI & KAWADA (1987), em superfícies de esfregaço tratadas com lasers de Nd:YAG e CO₂, utilizados com 20W de potência, desfocalizado 30 mm para o Nd:YAG e 70 mm para o CO₂ com tempo de exposição de 1,2 e 3 segundos. Após a irradiação laser, as amostras foram cobertas com verniz, excetuando-se as áreas que haviam sido irradiadas previamente à imersão com azul de metileno. As amostras ficaram imersas no corante por duas horas e este penetrou

profundamente na superfície dentinária dos dentes que não receberam o tratamento com laser e, nos dentes que receberam o tratamento, não ocorreu impregnação de corante. Os autores concluem que o laser pode provocar fusão ou vaporização do esfregaço superficialmente e obliteração dos túbulos dentinários por fusão da "smear layer".

O laser de Nd:YAG foi empregado por RENTON-HARPER & MIDDA (1992), para tratamento da hipersensibilidade dentinária cervical que construíram, para sua pesquisa, uma máquina de monitoramento eletrônico da qual afluía uma corrente de ar. O tempo de tolerância à corrente de ar direcionada ao terço cervical dos dentes dos pacientes foi eletronicamente mensurado em unidades de 1 a 50 segundos. Trinta pacientes fizeram parte deste estudo e o retorno dos pacientes eram de 3, 7 e 14 dias após a sessão inicial, onde o grau de hipersensibilidade dentinária cervical era avaliado numa escala de 0 a 10. Os parâmetros utilizados para aplicação do laser foram 100 mJ de energia, 10 Hz taxa de repetição e o tempo de aplicação foi de 2 minutos sobre a superfície dentinária exposta. Após duas semanas, ocorreu uma redução estatisticamente significativa de sensibilidade. Entretanto, não se observou declínio da sensibilidade para o grupo controle que não recebeu o tratamento com o laser.

Porém, ao analisar a obliteração dos túbulos dentinários, LAN & LIU (1995) realizaram um estudo "in vitro" frente à observação por microscopia eletrônica de varredura, após o tratamento da superfície de dentina com o laser de Nd:YAG. Foram obtidas amostras de dentina provenientes de 30 dentes humanos, e as amostras foram igualmente divididas em cinco grupos (A a E). Os grupos de A a D receberam o tratamento com o laser, enquanto que o grupo E foi mantido como controle. Para os quatro grupos experimentais (A a D) foram utilizados os seguintes parâmetros para utilização do laser: A, 20 mJ, B, 30 mJ; C, 40 mJ e D, 50 mJ e 10 Hz taxa de repetição por um período de exposição de 2 minutos. Utilizou-se uma fibra de 400 µm de diâmetro e a aplicação do laser foi realizada no modo contato sobre a dentina exposta. Em análise ao microscópio eletrônico de varredura, os autores observaram modificações nas superfícies de dentina em todas as amostras tratadas com o laser, sendo que padrão de modificação alterou

de um nível de energia para outro. Os autores concluíram que o laser de Nd:YAG pode ser utilizado empregando-se de 20 a 40 mJ de energia para o tratamento da hipersensibilidade dentinária cervical, pois irá promover fusão da superfície dentinária e obliteração dos túbulos dentinários, sem a formação de rachaduras na superfície da dentina, e que energias acima de 40 mJ não devem ser empregadas, pois provocam a formação de rachaduras na superfície dentinária.

Estudos realizados *in vitro* por BEHRENS *et al.* (1993) mostraram que a tensão térmica no dente durante o tratamento com Nd:YAG está dentro dos limites normais. Quando a potência de 1,5 W é aplicada por 90 segundos, a temperatura do dente tratado sobe para 38°C. Medida pelo laser doppler, não foi verificada qualquer alteração pulpar.

Em um estudo *in vitro*, LUOMANEN *et al.* (1998) desenvolveram um modelo para avaliar as transformações que ocorrem nas estruturas da hidroxiapatita para formar fluorapatita com o laser de CO₂. Os autores relatam que, baseados em uma observação preliminar, a fase de transformação de hidroxiapatita em fluorapatita é de fato possível com a irradiação do laser de CO₂ mais alta que 500 J/cm². As amostras preparadas por hidrólise foram irradiadas com o laser de CO₂, com feixe de 2,7 mm de diâmetro, desfocado 40 mm, em modo contínuo, com densidades de energia de 21, 38, 54, 105, 225 e 500 J/cm². Os autores concluíram, em análise de difração por Raio-X, que é possível transformar cristais de hidroxiapatita em cristais de fluorapatita instantaneamente com altas energias de irradiação laser.

MORITZ *et al.* (1996), em um estudo *in vitro*, revelaram que a irradiação com o laser de CO₂ resultou em quase completo fechamento dos túbulos dentinários na região de colo dental. Baseado nisso, foi feito um outro estudo, desta vez *in anima nobile*, selecionando 72 pacientes com hipersensibilidade dentinária cervical e 72 pacientes controle por um período de 12 semanas. Os pacientes que sofriam de HSDC foram tratados com irradiação laser e fluoretação (fluoreto estanhoso gel Kam). O grupo controle foi tratado com fluoretação somente. O laser utilizado foi o laser de CO₂, com uma potência de 0,5 Watts em modo contínuo, cinco segundos de irradiação, seguidos por 20 segundos de

descanso, após o qual os dentes foram novamente irradiados por cinco segundos. Este procedimento foi repetido até cada paciente ter sido irradiado por um total de 30 segundos. Os pacientes do grupo controle foram orientados para utilizar somente uma aplicação diária de fluoreto estanhoso (Gel Kam). Quando o sucesso foi definido como completa ausência de dor, a taxa foi de 94,5%. Quando a dor foi definida como acentuado alívio, a taxa foi de 98,6%. O tratamento do grupo controle com a convencional fluoretação de colo dental, resultou em um progresso não acentuado. A medição laser doppler do fluxo sanguíneo pulpar, antes e depois do tratamento, revelou ausência de efeitos na polpa. Amostras de dentina foram obtidas do colo dental seis semanas depois do tratamento e examinadas por espectroscopia de absorção atômica (AAS). O estanho estava presente nas amostras; íons de estanho não foram encontrados no grupo controle quatro dias após a fluoretação ter sido interrompida, o que sugere que a combinação fluoretação mais laser resulta em permanente integração de flúor na superfície da dentina.

Ainda MORITZ *et al.* (1998) relataram que estes pacientes do estudo anterior foram acompanhados por um período de 18 meses, e *in anima nobile*, exames foram feitos por AAS de minúsculas amostras de dentina obtidas da região cervical destes dentes seis semanas e 18 meses após o tratamento a laser e por MEV (microscopia eletrônica de varredura). Comparando com a fluoretação convencional, a combinação laser e fluoretação mostrou ser efetiva no tratamento da HSDC. Em longo prazo, exames de dentes irradiados em MEV, ainda revelaram completo fechamento dos túbulos dentinários quatro e seis meses após o tratamento laser. AAS mostrou que o estanho estava presente nas amostras, o que indica que a combinação do tratamento laser e flúor resultou em permanente integração do flúor na superfície dentinária.

3.4 - O Laser de Érbio:YAG

A absorção da água, de acordo com HALE (1973), considerando as características do processo de ablação de substâncias duras dentais, pode ser basicamente explicada pela explosão provocada pela expansão de uma pequena quantidade de água confinada abaixo da superfície do tecido. O impacto da energia causa uma vaporização instantânea da água, o que gera um volume de expansão, com conseqüente explosão do material circundante. A remoção do tecido mediado pela explosão da água tem demonstrado ser a mais eficiente forma de remoção tecidual, enquanto transfere um aquecimento mínimo para os remanescentes teciduais.

O comprimento de onda do laser de Er:YAG emitindo em 2,94 μm é o de maior absorção na água. A taxa de absorção deste laser pela água é, teoricamente, segundo PAGHDIWA (1991), 10 vezes mais alta que pelo laser de CO_2 e 20.000 vezes mais alta que pelo laser de Nd:YAG.

Em um estudo feito por ANDO *et al.* (1996) sobre o efeito bactericida do laser de Er:YAG em bactérias que provocam doenças periodontais, os autores relatam que o mesmo mecanismo de remoção de tecidos duros dentais pela evaporação da água pelo laser de Er:YAG, devido à elevação da pressão interna celular causando micro-explosões, ocorre de forma semelhante quando as bactérias contendo muita água são expostas a este laser, a luz será absorvida principalmente pela água da célula e a evaporação causará a destruição da mesma.

HIBST *et al.* (1988); HIBST & KELLER (1989), KELLER & HIBST (1989) realizaram os primeiros estudos utilizando o laser de Er:YAG em tecidos duros dentais, observando a efetividade da ablação tanto de tecidos saudáveis como cariados, sem danos térmicos aos tecidos adjacentes.

KAYNO *et al.* (1991) realizaram um estudo com o propósito de avaliar o efeito do laser de Er:YAG na superfície do esmalte, a possibilidade do aumento de resistência aos ácidos sobre o esmalte marginal adjacente ao defeito da ablação

promovida pelo laser e o efeito da ablação laser sobre o esmalte, dentina e cimento. Este estudo foi realizado *in vitro*, com 35 dentes extraídos e foram utilizadas variações de energia e de frequência. Após análise em MEV, verificaram a remoção por ablação do tecido duro dental, sem provocar fraturas, tanto no modo contato ou não-contato. No esmalte adjacente às cavitações promovidas pela ablação, foi observada resistência aos ácidos.

Em um estudo realizado por ZHAO-ZHANG *et al.* (1992), o laser de Er:YAG pulsado foi usado em dentes humanos para determinar a profundidade de ablação por pulso de taxa de repetição de 2 e 5 Hz, em cortes transversais de dentina e esmalte. A energia utilizada por pulso laser foi de 25 a 365 mJ. As amostras utilizadas de dentina e esmalte foram seccionadas (0,5 a 0,75mm), incluindo esmalte e dentina. As micrografias das cavidades irradiadas com taxa de repetição de 2 e 5 Hz indicaram mínimo efeito térmico no esmalte com densidade de energia abaixo de 80 J/cm². Mínimo efeito térmico em dentina foi notado com densidade abaixo de 74 J/cm². Na microscopia eletrônica de varredura, as imagens da dentina mostraram uma superfície serrilhada e irregular. Estes autores concluíram que o laser de Er:YAG pode provocar a ablação de esmalte e dentina com um mínimo efeito térmico, quando se utiliza as frequências de 2 e 5 Hz.

Depois de um estudo clínico, GIMBLE *et al.* (1994) avaliaram a eficácia do Er:YAG laser, quando comparado ao tratamento convencional para tecidos dentais. Especificamente, tratamento de sulcos e fissuras, remoção de cáries, condicionamento e preparos cavitários foram examinados aleatoriamente e em estudo duplo-cego. A performance do laser de Er:YAG foi observada, notando-se que este laser é seletivo para a remoção de tecido cariado em todas as profundidades e classes, preservando a vitalidade pulpar. Os resultados dos procedimentos indicaram que o laser foi tão efetivo quanto a broca para a remoção de cáries e preparo de cavidades. O microscópio eletrônico de varredura mostrou que, nos testes de tração, o laser combinado com o condicionamento ácido é melhor do que o condicionamento ácido sozinho. Os dados histológicos, em relação aos estudos térmicos da polpa, indicaram que não houve danos devido ao

tratamento laser. Como expectativa, a opinião subjetiva do paciente foi muito favorável em relação ao laser quando comparado à broca convencional.

Em 1995, KELLER & HIBST examinaram, por microscopia de luz e eletrônica, a eficiência e a precisão da ablação produzida pelo laser de Er:YAG sobre materiais restauradores. Os autores concluíram que, em comparação a outros sistemas, o laser de Er:YAG é preferido pela variedade de indicações. Os experimentos *in vitro* e estudos em animais têm mostrado que o laser de Er:YAG pode ser usado desde a remoção de tecido dentais saudáveis quanto de tecidos cariados com alta eficiência, sem injúrias à polpa e tecidos adjacentes. Nos estudos da microcirculação, investigações histológicas e aplicações clínicas, pode ser concluído que o preparo de cavidades com este laser é possível sem ou com pouca sensibilidade.

MATSUMOTO *et al.* (1996) utilizaram clinicamente o laser de Er:YAG para preparos cavitários, e, na maioria dos casos, os pacientes não relataram dor durante o procedimento.

Ainda MATSUMOTO, em 1998, observou a morfologia do esmalte e da dentina irradiados pelo laser de Er:YAG em microscópio eletrônico de varredura e pela análise com energia dispersiva de raios-X. A superfície dentinária submetida à irradiação com o laser de Er:YAG com spray de água apresentou túbulos dentinários abertos. Em contrapartida, a superfície dentinária irradiada com este laser sem o uso de refrigeração com spray de água não mostrou túbulos dentinários abertos, mas a presença de um "melt" e recristalização em algumas áreas. Esse experimento utilizou o seguinte protocolo: 8 Hz de frequência, 250 mJ de energia e modo não-contato. Os resultados clínicos mostraram que dos 60 casos, 48 (80%) dos pacientes tratados não relataram dor durante o preparo cavitário e 12 casos relataram dor que variavam de leve a severa, todos estes com hipersensibilidade dentinária na região cervical dos dentes. Cinquenta casos do total de sessenta, as cavidades puderam ser realizadas sem anestesia local.

Foi realizado um estudo *in vivo* em pré-molares humanos por DOSTÁLOVÁ *et al.* (1997), com indicação ortodôntica para exodontia, nos quais foram realizados preparos cavitários com o laser de Er:YAG. Estes dentes foram analisados em

microscopia de luz, verificando-se ausência de injúrias à polpa, danos estruturais ou trincas.

COZEAN *et al.* (1997) avaliaram um estudo feito por pesquisadores de cinco centros diferentes, objetivando analisar a performance do laser de érbio para remoção de tecido cariado e preparos de cavidades em esmalte e dentina, quando comparados com o instrumento de alta rotação convencional. Os autores observaram que alguns pacientes, em algumas fases do tratamento com o laser, sentiram algum desconforto, porém somente 2% requisitaram o uso de anestésicos. Concluíram que não havia diferença estatisticamente significativa entre os grupos: laser e alta rotação convencional, e que o uso do laser de Er:YAG é seguro e efetivo para condicionamento de esmalte, remoção de cáries e preparos de cavidades.

Também analisando e comparando o laser de Er:YAG com a alta rotação convencional, PELAGALLI *et al.* (1997) utilizaram, como parâmetros, a avaliação histológica da polpa. Trabalharam com 60 pacientes, 106 dentes tratados com laser e alta rotação por mais de um ano. Concluíram que nenhuma complicação ocorreu e nenhum dente foi comprometido nos pacientes que foram tratados com o laser, com resultados semelhantes ou melhores daqueles tratados com o instrumento rotatório convencional, confirmados pelos estudos histológicos e as microscopias eletrônicas de varredura.

JELÍNKOVÁ *et al.* (1997) relataram, em um estudo, que testes clínicos de tratamento de cáries com o laser de Er:YAG tem sido muito promissor. O problema do laser é a velocidade de preparação. Não é possível aumentar a energia laser e taxa de repetição porque este processo está diretamente ligado ao aumento de temperatura. Para este experimento, um laser de Er:YAG com braço articulado foi designado. Trinta amostras de dentes humanos extraídos foram seccionadas por ambos os sistemas laser e alta rotação. Uma pequena área da superfície em forma de circunferência foi seccionada e analisada. O tempo de preparo cavitário foi mensurado e comparado (155 segundos foram necessários para o laser e 28,4 segundos para a alta rotação convencional). O tempo de preparo relatado para cortar 1 mm^2 da superfície do dente foi de 5,42 segundos

com o Er:YAG e 0.66 segundos para o método convencional. Concluíram que o sistema laser é oito vezes mais lento que a técnica convencional com alta rotação para preparo cavitário. Em ambos os casos, a aspereza analisada por microscopia de luz foi similar. Também não havia diferenças entre a distribuição dos elementos, especialmente o cálcio e fósforo.

Em 1965, ZACH & COHEN verificaram que o aumento de temperatura na câmara pulpar é diretamente proporcional à quantidade de energia aplicada e, conseqüentemente, o tempo de exposição é de fundamental importância. O tecido pulpar suporta uma elevação de até 5°C sem danos histológicos

CECCHINI *et al.*(1998), em um estudo *in vitro* da aplicação do laser de Er:YAG na redução bacteriana intracanal, utilizaram uma fibra óptica de 375 µm com energias de 80 e 40 mJ entregues por esta fibra (modo contato) e frequência de 10 Hz. A superfície do canal radicular foi irradiada quatro vezes com intervalos de 20 segundos entre as aplicações. A fibra foi posicionada a 1mm do foramen apical e movimentada circularmente (2mm/s) em direção à superfície coronária. Os autores verificaram que, com uma energia de 60 mJ, a elevação máxima de temperatura na superfície externa radicular foi de 2,20 °C e, com 80 mJ, a elevação de temperatura alcançou 3.97 °C. Relatam que a temperatura mensurada depende da espessura da raiz, variando entre 2° e 4° C para um remanescente de dentina com espessura maior ou igual a 1mm. O principal propósito do uso do laser intracanal é a redução microbiana alcançada pelo aumento da temperatura, porém, não pode exceder além de 10°C, por causar danos aos tecidos perirradiculares de acordo com ERIKSSON *et al.* (1982).

De acordo com HIBST *et al.* (1997), a alta absorção da luz laser tende a localizar o aquecimento a uma fina camada superficial, minimizando a profundidade de absorção, significativamente reduzindo o risco de danos térmicos nos tecidos adjacentes, visto que uma menor quantidade de energia é necessária para aquecer a superfície e se obter sucesso no tratamento. Efeitos bactericidas foram demonstrados em bactérias que provocam cáries e doenças periodontais pelo laser de Er:YAG, o qual permite um aquecimento controlado. Neste caso, o aquecimento será feito por irradiação com pulsos sem provocar ablação.

A irradiação utilizada deverá ser menor que o limiar de ablação, que é no mínimo $1,4 \text{ J/cm}^2$ para a dentina.

Autores como ZECELL *et al.* (1996) concluíram que um aumento de temperatura intrapulpar de aproximadamente $2,2^\circ\text{C}$ permite que o tecido pulpar permaneça histologicamente idêntico ao grupo controle. Com aumento de $5,5^\circ\text{C}$, inicia-se uma destruição dos odontoblastos, causando necrose em 15% do tecido pulpar. Elevando-se a temperatura a 11°C , teremos 60% de necrose, e 100% quando a marca for de 17°C .

OELGIESSER *et al.* (2001) apresentaram um estudo com o propósito de mensurar as mudanças de temperatura pulpar durante o preparo cavitário com o laser de Er:YAG *in anima nobile*. Os autores utilizaram 24 pré-molares de adultos jovens programados para extração ortodôntica e prepararam 48 cavidades classe V com o laser de Er:YAG sob refrigeração a água/ar, tanto na face vestibular quanto na face lingual em esmalte e dentina. Utilizando anestesia local sem adrenalina, um sensor térmico (*K-type thermocouples*) foi inserido dentro da câmara pulpar dos dentes, através de um preparo oclusal expondo a polpa. O laser foi programado com diferentes energias e frequências. As mudanças da temperatura pulpar foram mensuradas durante a irradiação laser com os seguintes resultados: quando se utilizou uma energia de 900 mJ e 10 Hz de frequência, o aumento de temperatura foi de $1,07^\circ\text{C}$; para 900 mJ e 12 Hz, a temperatura foi de $1,3^\circ\text{C}$, para 1000 mJ e 10 Hz, o aumento da temperatura foi de $1,02^\circ\text{C}$ e para 1000 mJ e 12 Hz, a temperatura aumentou $0,3^\circ\text{C}$. Os resultados *in anima nobile* demonstraram baixos aumentos de temperatura na polpa, bem abaixo de valor crítico de $5,5^\circ\text{C}$. A irradiação laser com o uso de refrigeração com o spray de água/ar demonstrou ser efetivo na diminuição da temperatura pulpar proporcionando resfriamento da mesma.

Ainda no que se refere à mensuração das mudanças de temperatura provocadas por preparos com o laser de Er:YAG, GOUW *et al.* (2001) avaliaram a segurança e efetividade do laser de Er:YAG para preparos cavitários em dentes humanos *in vitro* utilizando dois diferentes parâmetros para esmalte e dentina. Foram realizados preparos classe V tanto em esmalte quanto em dentina sob

refrigeração a água. Sensores térmicos (*thermocouples*) foram inseridos dentro dos canais radiculares até alcançarem a câmara pulpar, e a temperatura foi mensurada enquanto eram realizados os preparos cavitários. Em todos os dentes, a espessura foi mensurada tanto na face vestibular quanto na face lingual antes dos preparos. Exames radiográficos também foram utilizados para confirmar estas espessuras, que variaram de 2,6 a 3 mm. Os dentes foram divididos em dois grupos (G1 e G2) com quatro dentes em cada grupo, e os preparos classe V foram realizados nas faces; vestibular e lingual. Os parâmetros utilizados foram os seguintes: G1 – 10 Hz; 500mJ e G2 – 10 Hz; 850 mJ. Os pulsos foram mensurados durante cada preparo. Na MEV foram analisadas as mudanças morfológicas na dentina comparando-se os dois diferentes parâmetros. Os resultados demonstraram que a elevação de temperatura foi menor que 3°C em todos os preparos classe V em ambos os grupos (G1 e G2). Os autores concluíram que, de acordo com os dados obtidos neste estudo, estes parâmetros utilizados para preparo classe V, são seguros e efetivos para serem utilizados em dentes humanos. Além disto, o preparo tanto em dentina quanto em esmalte foi muito rápido.

YAMAMOTO *et al.* (1998) relataram que, em sua experiência clínica, a irradiação desfocada do laser de Er:YAG tende a causar menos sensibilidade, embora o propósito deste estudo fosse investigar as possibilidades das condições de irradiação para alívio de dor e aumento da quantidade de remoção de tecido duro. Com um protocolo de irradiação de 50 – 235 mJ de energia, taxa de repetição de 10 Hz e desfocado 0 – 5 mm, a superfície do esmalte e dentina de dentes bovinos foi irradiada e observada. A remoção de tecido em dentina era mais superficial em profundidade e mais larga, comparada com a irradiação em contato. Assim como a irradiação desfocada no esmalte algumas vezes mostrou um resultado superior em remoção tecidual que a irradiação em contato. Os autores concluíram que é significativa a eficácia da separação entre dentina saudável e dentina cariada. Isto indica que a irradiação desfocada é mais efetiva que a irradiação em contato do ponto de vista de remoção seletiva de dentina cariada, redução da dor etc.

Em um estudo comparativo *in vitro*, ISRAEL *et al.* (1997) observaram as alterações morfológicas nas superfícies de raízes dentárias, quando submetidas à aplicação dos lasers de CO₂ e de Nd:YAG, com ou sem irrigação, e Er:YAG com irrigação, após procedimentos de raspagem e aplainamento radicular. Na análise dos resultados do grau de alteração morfológica nos grupos irradiados com o CO₂ e Nd:YAG, observaram que as alterações morfológicas mostravam-se diretamente proporcionais ao grau de energia de irradiação, porém não relacionadas ao resfriamento. As alterações induzidas com a aplicação destes lasers incluíram cavitação, formação de glóbulos de fusão e ressolidificação mineral, presença de fissuras na superfície e produção de uma camada de debris carbonizada. Em contraste, o laser de Er:YAG produziu, na superfície radicular, mudanças semelhantes ao condicionamento ácido, com remoção da *smear layer* e exposição de matriz colágena, sem a presença de fraturas, fusão e carbonização.

CHAN (2000), em um estudo preliminar para tratamento de hipersensibilidade dentinária com o laser de Er:YAG, selecionou 23 pacientes, entre homens e mulheres na faixa etária de 22 – 58 anos, com sintomas de hipersensibilidade. Foram submetidos a uma irradiação de 100 mJ de energia, taxa de repetição de 20 Hz, desfocado, sob refrigeração com spray de água/ar. Não foi utilizada anestesia local. Os pacientes foram avaliados subjetivamente em uma escala de dor de 0 a 10, antes, imediatamente, uma semana, um mês e três meses após a terapia laser. Os resultados mostraram que a média de dor na escala foi de 8,39 antes do tratamento, 0,52 imediatamente, 0,48 uma semana, 0,78 um mês e 1,22 tres meses depois. Todos os dentes permaneceram com vitalidade e assintomáticos à escovação e dieta ácida ou fria. Para a análise ao microscopio eletrônico de varredura (MEV), discos de dentina de terceiros molares recém-extraídos foram seccionados com uma área média de superfície de 5 mm². A superfície da dentina foi condicionada com ácido fosfórico a 37% por 10 segundos. Metade da superfície foi submetida a 100 mJ, 20 pps desfocado, sob refrigeração água/ar e a outra metade foi usada como controle sem receber nenhum tipo de irradiação. Posteriormente, os espécimes foram preparados para serem examinados em microscopia eletrônica de varredura. Os resultados

mostraram que a superfície tratada com laser mostrou uma redução do diâmetro tubular com parcial obliteração de túbulos dentinários. Os resultados obtidos indicaram que o laser de Er:YAG reduziu significativamente a hipersensibilidade dentinária, possivelmente através da oclusão dos túbulos dentinários e a redução foi mantida até três meses do pós-operatório.

4 - MATERIAIS E MÉTODOS

4.1 – *IN ANIMA NOBILE*

O projeto do presente estudo, após seu completo detalhamento, foi apresentado ao COMITÊ DE ÉTICA EM PESQUISA da Faculdade de Odontologia da Universidade de São Paulo e do Instituto de Pesquisas Energéticas e Nucleares, tendo sido aprovado em 09/03/2001 sob parecer nº 17/01 Ref. Protocolo 117/00 (anexo 1) e nº 036/CEP-IPEN/SP em 15/05/2001 (anexo 2).

Este trabalho foi realizado em pacientes selecionados com HSDC, com ou sem tratamento periodontal. Os dentes irradiados foram avaliados por mensuração de dor, comparando-se as tabelas, e os resultados foram analisados estatisticamente. Foi utilizado um laser de Er:YAG, modelo: Key Laser (Kavo Co – Biberach – Alemanha), classe 4, $\lambda = 2,94 \mu\text{m}$, taxa de repetição de 1 a 15 Hz, energia variável de 60 a 500 mJ, ajustável de 60 a 200 mJ em etapas de 20 mJ e de 200 a 500 mJ em etapas de 50 mJ, possui uma luz guia (laser piloto) de diodo na cor vermelha de $\lambda = 635 \text{ nm}$ (figura 3). O sistema de entrega do feixe foi por peça de mão reta 2055, fibra óptica 50/10, diâmetro externo 0,47mm, semelhante ao diâmetro de uma lima de endodontia n.º 50, comprimento 10mm, fator de transmissão 54% (figura 4).



Figura 3 – laser de Er:YAG

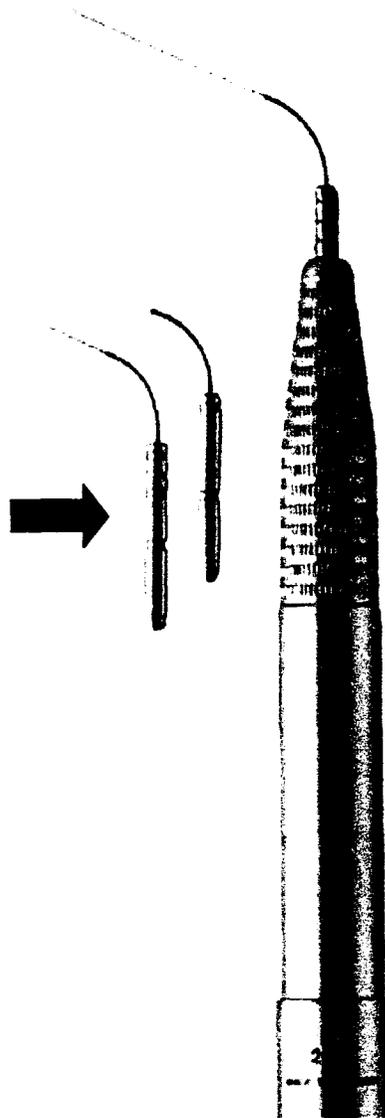


Figura 4 – Peça de mão 2055 - fibra óptica 50/10

Foram triados 13 pacientes da disciplina de periodontia da FOU SP e do LELO (um homem e 12 mulheres), com idade variando entre 32 e 52 anos, que apresentavam uma oclusão relativamente normal, sem restaurações na região cervical e com HSDC em alguns dentes (figura 5).

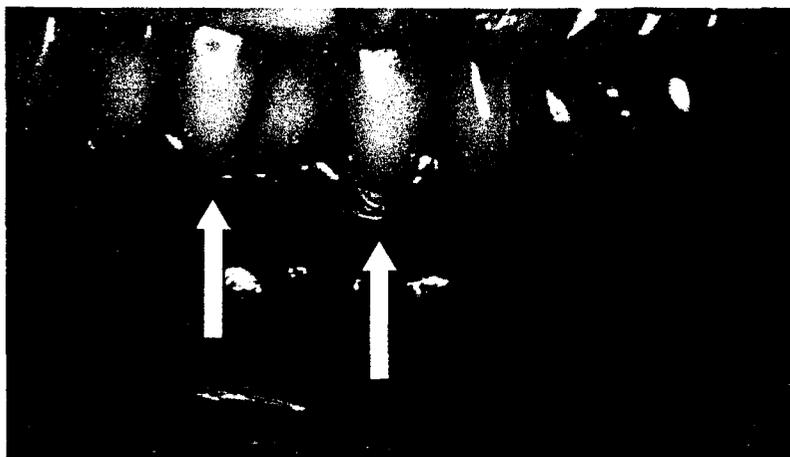


Figura 5 – Canino inferior esquerdo com retração gengival e perda de estrutura dental e incisivo central esquerdo com retração gengival sem perda de estrutura dental.

Inicialmente foi aplicado o seguinte protocolo para a irradiação do laser de Er:YAG em hipersensibilidade dentinária cervical: Energia= 80 mJ, modo= desfocado 5 mm, tempo= 30 segundos, frequência= 4 Hz, total de pulsos= 120, com refrigeração a ar da seringa tríplice, para evitar aquecimento no dente.

Foram realizados movimentos de varredura no sentido méso-distal e disto mesial. A técnica de avaliação subjetiva da dor foi a técnica de MATSUMOTO modificada por YONAGA (1999), adotada pelo mestrado profissionalizante em Lasers em Odontologia.

- 0 – nenhuma sensibilidade
- 1 – leve sensibilidade
- 2 – sensibilidade moderada
- 3 – altamente sensível

Este protocolo foi usado em três pacientes, totalizando cinco dentes com hipersensibilidade dentinária cervical, perfazendo um total de quatro sessões. Na primeira sessão, foram feitas avaliação e triagem (exames clínicos, radiográficos e testes de vitalidade pulpar). Na segunda sessão, foi realizada a remoção de fatores etiológicos (ajuste oclusal, orientação de dieta, técnica de escovação etc).

Foi realizada apenas uma irradiação por sessão (total quatro sessões), e os pacientes relataram que houve uma grande sensibilidade durante a aplicação, o que dificultou sobremaneira a praticidade do tratamento, visto que o mesmo não faz uso de anestésicos. O resfriamento com jato de ar em pacientes que estão com grande exposição de colo torna-se desconfortável, porém, foi conduzida a pesquisa desta forma, para não incorrerem em algum risco de aquecimento dos elementos irradiados.

Mediante este dados, e observando o baixo limiar de sensibilidade destes pacientes, a energia de irradiação inicial de 80 mJ foi reduzida para 60 mJ, a frequência de 4 Hz foi reduzida para 2 Hz o tempo de 30 segundos para 20 segundos e foi aumentada a distância que inicialmente era de 5 mm para 6 mm (porque com esta distância houve uma redução de sensibilidade durante a aplicação), mantendo-se os movimentos de varredura e o resfriamento com jato de ar. Este novo protocolo foi então utilizado nos 13 pacientes já citados anteriormente. Quando se utiliza 60mJ, mostrada no monitor (figura 6), esta fibra entrega apenas 32,4 mJ. O diâmetro do feixe entregue pela fibra óptica foi de aproximadamente 3mm, com uma área de aproximadamente 0,07 cm². A densidade de energia por pulso foi 0,46 J/cm², a potência média foi de 64,8 mW e a potência pico 108 W.

$$P = \frac{E}{f} = \frac{32,4 \text{ mJ}}{2^{-1}} = 64,8 \text{ mW}$$

$$P \text{ pico} = \frac{E}{t} = \frac{32,4 \text{ mJ}}{\cong 300\mu\text{s}} = 108 \text{ Watts}$$

$$DE = \frac{E}{A^*} = \frac{32,4\text{mJ}}{0,07\text{cm}^2} = 0.46 \text{ J/cm}^2 \quad (A^*=\pi.r^2)$$

Foram feitas tomadas radiográficas (para avaliação de eventuais alterações na região perirradicular) e testes de vitalidade, para constatar a ausência de danos à polpa.

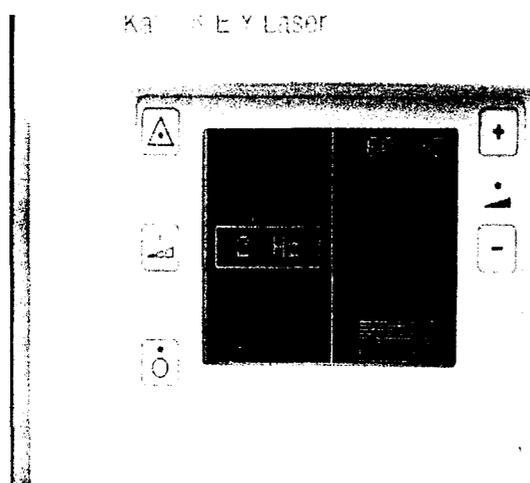


Figura 6 – Monitor do laser de Er:YAG

Destes pacientes, 69 dentes foram selecionados no total. Quarenta e seis dentes foram irradiados com o laser de Er:YAG e vinte e três foram mantidos como controle. Esta quantidade maior de dentes irradiados em relação ao grupo controle deveu-se às queixas dos pacientes que haviam se submetido recentemente a tratamento periodontal e permaneciam com grande sensibilidade nestes dentes e estavam ansiosos por alívio da dor. Foram avaliados em cinco ocasiões: Na primeira, avaliação e triagem; na segunda, foi feita uma tentativa de remoção e controle dos fatores etiológicos que pudessem interferir no tratamento, como ajuste oclusal, orientação de dieta, (os pacientes foram orientados para não fazerem bochecho com flúor, evitar frutas ácidas), técnica de escovação etc... Na terceira e quarta sessões, foram feitas irradiações laser nos dentes experimentais, com o protocolo citado anteriormente. Os dentes foram isolados com isolamento relativo durante a irradiação. Corroborando com autores como CIARAMICOLI *et al.*(1999), GERSCHMAN *et al.* (1994), na comparação entre o estímulo com jato de ar e o estímulo mecânico, observamos que todos os 69 dentes responderam ao estímulo com o jato de ar, ou seja, 100%. Entretanto, em relação ao estímulo mecânico, somente 23 dentes responderam, representando apenas 33,3% deste total. Por este motivo, o teste com o jato de ar tornou-se mais relevante em nossa pesquisa.

HAUGEM & JOHANSEM (1988) estudaram a razão pela qual os dentes que passavam por raspagem periodontal apresentavam hipersensibilidade na face vestibular. Após a extração e o exame microscópico, verificaram que todo o cemento e até mesmo a dentina foram removidos e, à medida que caminhavam em direção ao ápice radicular, mais túbulos dentinários apresentavam-se abertos, expondo seu conteúdo. Para esses autores, o tratamento periodontal expõe uma grande área da dentina ao ambiente bucal e a região exposta há mais tempo fica obliterada porque, por estar há mais tempo na boca, teve condições de se remineralizar às custas do ambiente bucal.

Para que toda a área sensível fosse irradiada, foram feitas quatro aplicações por sessão, com intervalos de um minuto entre as mesmas para eventual resfriamento do dente. Tanto os dentes irradiados como os dentes controle foram mensurados em relação à sensibilidade no início e final de cada sessão. Quatro semanas após a última irradiação, foi feita a quinta e última sessão para avaliar o grau de sensibilidade dos dois grupos (tabela 1). Nesta mesma sessão e em outra seguinte, foram feitas as irradiações no grupo controle com o mesmo protocolo utilizado no grupo experimental, e todos os dentes foram testados e radiografados para verificar a vitalidade pulpar dos mesmos, não tendo sido constatada nenhuma alteração.

1ª sessão	2ª sessão	3ª sessão	4ª sessão	5ª sessão
Avaliação e triagem	Remoção de fatores etiológicos	1ª irradiação	2ª irradiação	Avaliação final

Tabela 1 - Sessões durante o tratamento.

4.2 - IN VITRO

Foram selecionados nove dentes íntegros, armazenados em solução salina por um período inferior a oito meses, (sete molares e dois pré-molares), livres de cáries e foram irradiados com o mesmo protocolo utilizado clinicamente, preparados e analisados em MEV. Estes dentes foram fornecidos pelo banco de dentes do departamento de Dentística e Endodontia da FOUSP e o projeto aprovado pelo COMITÊ DE ÉTICA EM PESQUISA da Faculdade de Odontologia da Universidade de São Paulo e do Instituto de Pesquisas Enérgicas e Nucleares com os pareceres nº 04/01 Ref. Protocolo 184/00 (anexo3) em 21/02/2001 e nº 036/ CEP-IPEN/SP em 15/05/2001 (anexo 4).

Os dentes foram seccionados em discos, na região cervical dos mesmos, com ponta diamantada¹ montada em caneta de alta rotação em nove amostras de 6mm de altura e 2mm de espessura no sentido vestibulo-lingual, mantendo a largura vestibular dos dentes na região cervical.

As amostras foram preparadas com o uso de pedra pomes e taça de borracha para remoção de resíduos (como restos de ligamento periodontal, tártaro, etc.) e também lavadas com soro fisiológico e secas ao ar. Este preparo teve como propósito que, na análise por MEV, os espécimes deveriam manter características que teriam os dentes na cavidade oral. Em cada amostra, foi feito um sulco em sua região mediana no sentido ocluso-cervical, com uma broca diamantada tronco-conica, (com a base mais larga deste sulco voltada para a região oclusal), com a finalidade de dividir os espécimes em duas partes (lado esquerdo e direito). O lado esquerdo foi mantido como controle e o direito foi irradiado com o mesmo protocolo descrito no item 4.1. Após a irradiação, as amostras sofreram processo de desidratação seqüencial com etanol 70% trinta minutos, etanol 90% trinta minutos e etanol absoluto por mais trinta minutos, e secas ao ar, para possibilitar a metalização com película em ouro com 99,9% de pureza a vácuo. A metalização foi realizada por *sputtering*, em uma aparelho Balt-Tec SCD-050, com tempo de 120 segundos, resultando uma película de ouro de 25 nm.

O microscópio eletrônico de varredura utilizado, (PHILIPS – EDAX 20 kV) para realização das micrografias eletrônicas, pertence ao Ipen (Instituto de Pesquisas Energéticas e Nucleares). As imagens obtidas na análise ao microscópio foram armazenadas em disco formatado².

1 – ponta diamantada tronco-cônica KG Sorensen nº 2200 2 – Zip Iomega 100. Malásia.

5- RESULTADOS

5.1 – IN ANIMA NOBILE

- ANÁLISE ESTATÍSTICA

Foi utilizado para cada paciente o valor médio da dor entre todos os seus dentes analisados (separadamente para cada sessão e grupo). Foi feita a comparação da média de sensibilidade em cada uma das sessões e entre elas. (gráfico 1- tabela 2). O teste estatístico empregado foi o de análise de variância (ANOVA).

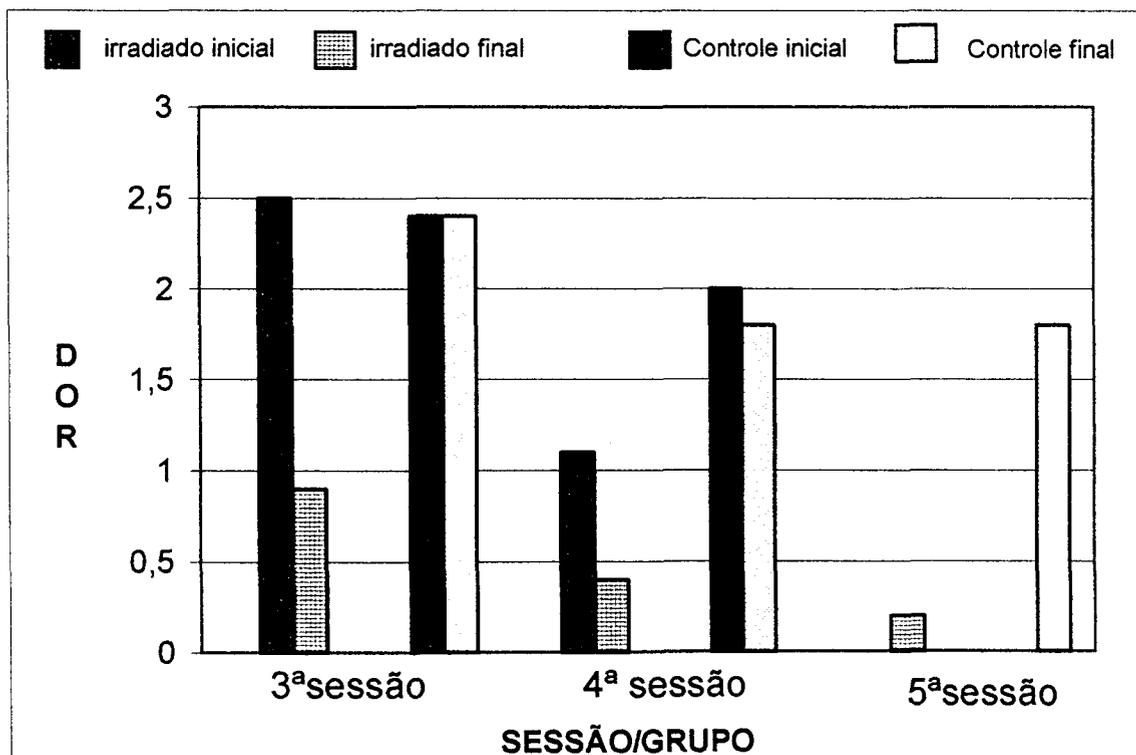


Gráfico 1 - Comparação de dor entre sessões e grupos

	Grupo	Início Média	Final Média
3ª sessão	irradiado	2,5	0,9
	Controle	2,4	2,4
4ª sessão	Irradiado	1,1	0,4
	Controle	2,0	1,8
5ª sessão	Irradiado		0,2
	Controle		1,8

Tabela 2 – Médias para a variável Dor

Pode-se observar do gráfico um que a dor decresce ao longo das sessões. Para o grupo irradiado, a dor diminui significativamente do início para o final das sessões, o que não acontece com o grupo controle.

Podemos notar que, no início do tratamento (3ª sessão – início da irradiações), a dor para ambos os grupos eram iguais e depois disto todas as médias para o grupo irradiado são menores do que as do grupo controle. Estes resultados mostram que há diferença estatisticamente significativa no alívio de dor para o grupo irradiado quando comparado ao grupo controle, com nível de significância $p < 0.05$.

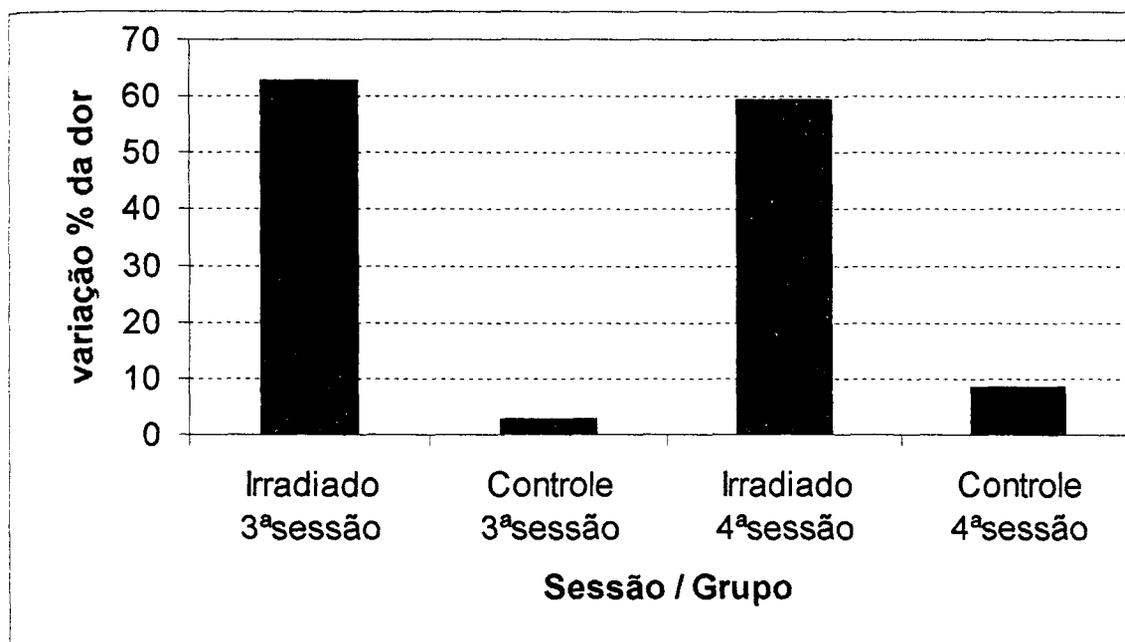


Gráfico 2 – Variações percentuais da dor entre o início e final das sessões

Sessão	Grupo	Variação %
3ª sessão	Irradiado	62,0
	Controle	2,7
4ª sessão	Irradiado	59,2
	Controle	8,3

Tabela 3 – Variação percentual da dor entre o início e o final das sessões

O gráfico 2 e a tabela 3 apresentam as variações percentuais da dor entre o início e o final de cada sessão. Pode-se observar que, na terceira sessão, o grupo irradiado apresentava um alívio da dor de 62%, enquanto que, para o grupo controle, este valor foi de 2,7%. Na quarta sessão, para o grupo irradiado este valor foi de 59,2% e para o grupo controle foi de 8,3%.

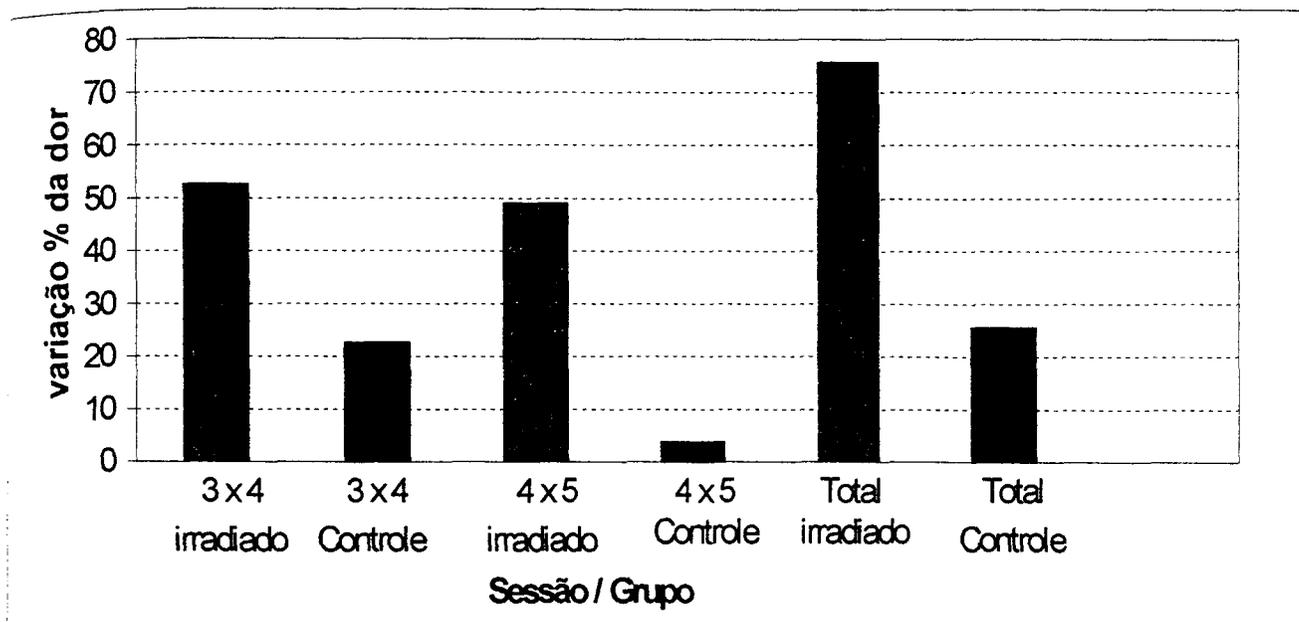


Gráfico 3 – Variações percentuais da dor (final) entre as sessões

Grupo	Sessões		
	3 x 4	4 x 5	Total (3 x 5)
Irradiado	52,5	48,9	75,7
Controle	22,5	3,6	25,4

Tabela – 4 - Variação percentual da sensibilidade final entre as sessões

Analisando as variações percentuais da dor (gráfico 3 - tabela 4), percebemos a grande diferença entre os grupos irradiado e controle. No grupo irradiado, a diminuição da sensibilidade é significamente maior que para o grupo controle.

Ao longo das sessões, vemos que para o grupo irradiado há uma redução na dor da terceira para a quarta e da quarta para a quinta sessão (a redução total foi de 75,7%).

Para o grupo controle, a diferença no alívio da dor está entre a terceira e quarta sessão, não evoluindo praticamente nada da quarta para a quinta sessão (a redução total foi de 25,4%).

5.2-IN VITRO

• ANÁLISE DAS AMOSTRAS

A figura 7 mostra em pequeno aumento uma micrografia eletrônica de um dente molar, terço cervical. Observa-se, ao centro da figura, a divisão na sua face vestibular entre o lado direito (irradiado) e esquerdo (não-irradiado) do dente.

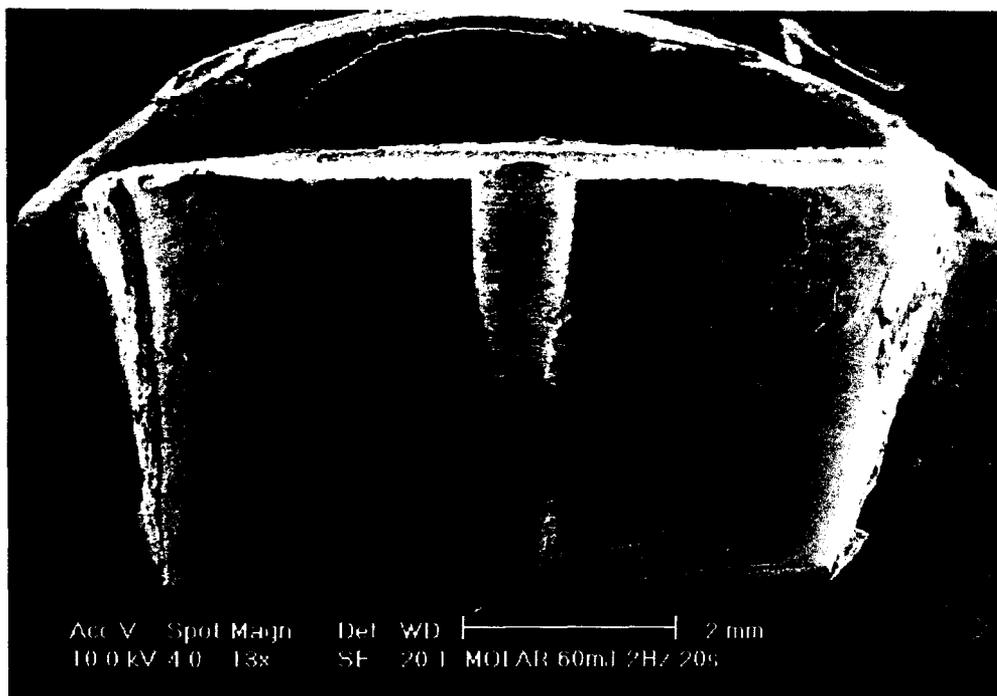


Figura 7 –Micrografia eletrônica de um dente molar (pequeno aumento).

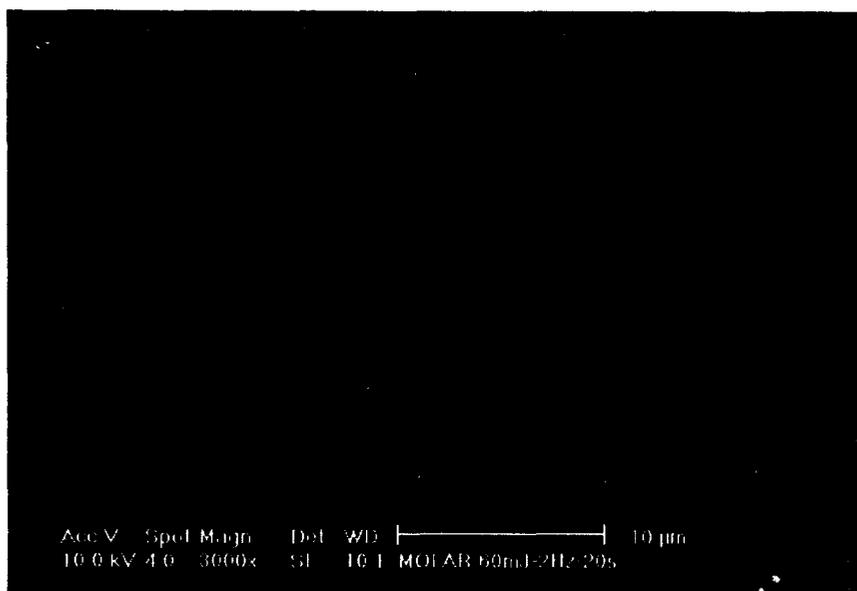


Figura 8 – Micrografia eletrônica do lado direito irradiado em médio aumento
A figura 8 mostra uma micrografia eletrônica do lado direito irradiado em médio aumento. Pode-se observar que a superfície dentinária apresenta-se com aspecto de fusão, sem a presença de túbulos dentinários abertos.

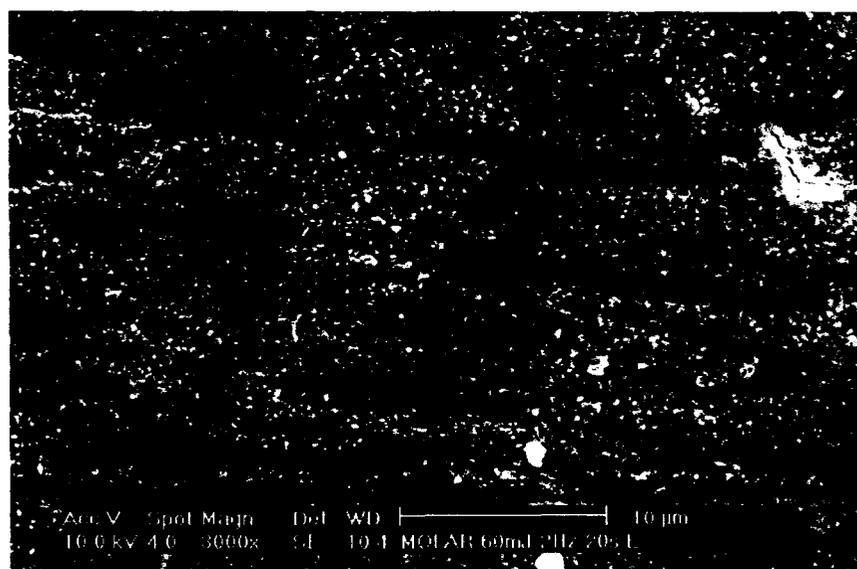


Figura 9– Micrografia eletrônica do lado esquerdo do molar (controle)
Na figura 9, observa-se, em médio aumento, a superfície não-irradiada apresenta fissuras, *smear-layer* e túbulos dentinários abertos.



Figura 10 – Micrografia eletrônica do lado direito (irradiado) de um pré-molar

A figura 10 apresenta a micrografia eletrônica de um pré-molar mostrando o lado direito irradiado em médio aumento. Observa-se a superfície dentinária com restos de *smear layer* e túbulos dentinários com seu diâmetro reduzido.

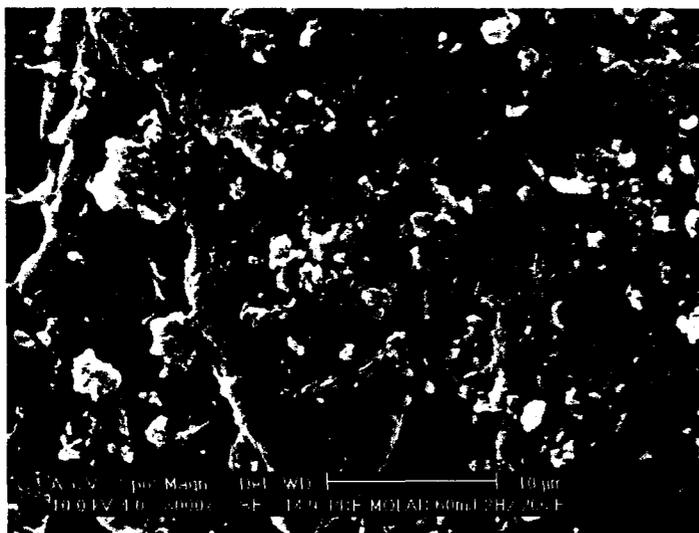


Figura 11 – Micrografia eletrônica do lado esquerdo do pré-molar (lado não irradiado).

A figura 11 mostra, em aumento médio, uma micrografia eletrônica do lado esquerdo do pré-molar da figura 10. Observa-se intensa quantidade de *smear layer* e túbulos abertos.

6 – DISCUSSÃO

A literatura apresenta numerosos estudos para o tratamento da hipersensibilidade dentinária cervical com lasers em alta intensidade como o Nd:YAG e alguns com o laser de CO₂, porém, no que se refere a este tratamento com o laser de Er:YAG, ocorre uma grande escassez de trabalhos publicados, o que torna difícil a comparação dos resultados encontrados neste estudo com os resultados de outros pesquisadores.

Clinicamente, os primeiros pacientes foram irradiados com um protocolo piloto (80 mJ, 4 Hz, 30 segundos, desfocado 5 mm), porém se queixaram de grande sensibilidade durante a mesma, o que dificulta a praticidade do tratamento, tendo em vista que esta região é altamente sensível e não foi feito o uso de anestésicos.

De acordo com BRÄNNSTRÖM & ANSTROM (1972), a dor que ocorre após um tempo maior e de maior duração é a que ocorre quando o fluido dirige-se para dentro da polpa, como no caso de se aplicar o calor.

Em 1965, ZACH & COHEN verificaram que o aumento de temperatura na câmara pulpar é diretamente proporcional à quantidade de energia aplicada e, conseqüentemente, o tempo de exposição é de fundamental importância. O tecido pulpar suporta uma elevação de até 5°C sem danos histológicos.

Autores como ZECELL *et al.* (1996) concluíram que um aumento de temperatura intrapulpar de aproximadamente 2,2 °C permite que o tecido pulpar permaneça histologicamente idêntico ao grupo controle. Com aumento de 5,5°C, inicia-se uma destruição dos odontoblastos, causando necrose em 15% do tecido pulpar. Elevando-se a temperatura a 11°C, teremos 60% de necrose, e 100% quando a marca for de 17°C.

Ainda em relação à temperatura da superfície irradiada, HIBST & KELLER (1992) fizeram um estudo para quantificar o efeito térmico de pulsos do laser de Er:YAG. Os autores concluíram que, para pulsos repetitivos, a temperatura irá somar de acordo com o intervalo de tempo entre dois pulsos. Medidas com o termopar revelaram que, para pulsos seqüenciais, a taxa de repetição é o

parâmetro mais importante para determinar a temperatura acumulada. Concordando com estes autores, JELÍNKOVÁ *et al.* (1997) relataram, em um estudo para analisar a velocidade de preparo para o tratamento de cáries com o laser de Er:YAG, que o sistema é promissor, o problema do laser é a velocidade de preparação, que é oito vezes mais lento que a técnica convencional com alta rotação para preparo cavitário e que não é possível aumentar a energia laser e a taxa de repetição porque este processo está diretamente ligado ao aumento de temperatura.

Analisando estes dados, a dosimetria foi modificada diminuindo-se a energia para 60 mJ, que resultou em uma densidade de energia de $0,46 \text{ J/cm}^2$, a frequência para 2 Hz e o tempo para 20 segundos, como medida de prevenção a "traumas indesejáveis", tendo em vista que estes elementos já possuem uma dentina com hipersensibilidade. Porém, para compensar esta modificação, houve um aumento no número de irradiações por sessão (que anteriormente era de apenas uma) para quatro, com intervalos de um minuto entre as mesmas, mantendo-se a refrigeração a ar e, da mesma forma, foi aumentado o número de sessões (anteriormente era apenas uma) para duas sessões de irradiação.

HIBST *et al.* (1996) concluíram, em um estudo para analisar o aquecimento controlado e o potencial de esterelização de superfície da dentina com densidades de energia sem provocar ablação, que a irradiação utilizada deverá ser menor que o limiar de ablação, que é, no mínimo, 1.4 J/cm^2 para a dentina.

Em 1997, HIBST *et al.* verificaram que a alta absorção da luz laser tende a localizar o aquecimento a uma fina camada superficial, minimizando a profundidade de absorção, significativamente reduzindo o risco de danos térmicos nos tecidos adjacentes, visto que uma menor quantidade de energia é necessária para aquecer a superfície e se obter sucesso no tratamento.

Ainda para se ter em parâmetros aos efeitos térmicos da irradiação laser, YAMAMOTO *et al.* (2000) pesquisaram a efetividade do laser de Er:YAG como ativador na técnica de clareamento dental. Vários instrumentos, além do laser de Er:YAG, foram usados para elevar a temperatura da superfície com a finalidade de alcançar o clareamento dental. Os instrumentos utilizados foram: o laser de

Argônio, laser de CO₂ e Nd:YAG e lâmpadas de polimerização. Estes vários métodos foram comparados em relação às diferenças de temperatura entre superfície e sub-superfície, com a mesma energia empregada e em relação aos graus de efetividade no clareamento. O aumento da temperatura foi medido, usando o termômetro digital de temperatura de superfície (Adachi Meter Corp.). O laser de Er:YAG produziu a maior diferença de temperatura entre a superfície e a sub-superfície. Constatou-se que o laser de Er:YAG é efetivo por sua capacidade de aquecer sem aumentar grandemente a temperatura do interior do dente

Pesquisadores como OELGIESSER *et al.* e GOUW *et al.* (2001) avaliaram a segurança e efetividade do laser de Er:YAG para preparos cavitários e concluíram que os resultados demonstraram baixos aumentos de temperatura na polpa, bem abaixo de valor crítico de 5,5°C. A irradiação laser com o uso de refrigeração com o spray de água/ar demonstrou ser efetivo na diminuição da temperatura pulpar proporcionando resfriamento da mesma.

Apesar de não constituir propósito deste trabalho a monitoração da temperatura na superfície dentinária, os resultados obtidos neste estudo sugerem que o laser de Er:YAG não provoca aumento de temperatura além da superfície, não promovendo danos à vitalidade pulpar, conforme verificado clínica e radiograficamente.

No estudo clínico, na terceira sessão (primeira de irradiação) as médias de sensibilidade inicial, tanto para o grupo irradiado quanto para o grupo controle, era semelhantes 2,5 e 2,4 respectivamente, porém, no final desta sessão, a média diminuiu sensivelmente para o grupo irradiado (0,9), enquanto que para o grupo controle permaneceu inalterada (2,4).

Na quarta sessão (segunda de irradiação), houve uma pequena recidiva na média de sensibilidade para o grupo irradiado (0,9 final da terceira sessão e 1,1 início da quarta sessão), enquanto que, para o grupo controle, ocorreu uma pequena diminuição na média de sensibilidade (2,4 final da terceira sessão e 2,0 início da quarta sessão).

A hipersensibilidade dentinária cervical pode agravar-se devido aos hábitos de higienização exagerados, uma vez que os pacientes foram orientados a

realizarem uma correta escovação, ou mesmo pela presença de ácidos que podem manter os túbulos dentinários abertos (ADDY *et al.*,1987), ou pela presença de trauma oclusal, levando ao aumento da pressão intrapulpal (GARONE FILHO, 1996).

No início da quarta sessão para o final da mesma, a média de sensibilidade continuou a diminuir (1,1 para 0,4), porém em um percentual menor (59,2%), do que a média inicial da terceira sessão (2,5 para 0,9), com uma percentagem maior (62%), o que sugere que a efetividade do laser de Er:YAG é maior já nas primeiras aplicações, quando a hipersensibilidade dentinária cervical se apresenta em sua fase mais exacerbada.

No grupo controle (mesmo não tendo sido submetido à irradiação laser), também houve diminuição nas médias de sensibilidade entre a terceira e a quarta sessão, o que pode estar associado à remoção de fatores etiológicos que provavelmente estariam aumentando a hipersensibilidade dentinária cervical.

Segundo HIATT & JOHANSEN (1972), para obtermos sucesso no tratamento da hipersensibilidade dentinária cervical devemos eliminar os fatores etiológicos, pois qualquer outra forma de tratamento poderá ser ineficaz se todos os fatores etiológicos não forem eliminados.

A variação percentual total das médias de sensibilidade do grupo irradiado desde o início das sessões de irradiação até a sessão de avaliação final, somando um total de seis semanas, manteve-se em declínio, perfazendo um total de 75,7%, enquanto que, para o grupo controle, a mesma medida percentual foi de 25,4%.

De acordo com ROSENTHAL (1990), provavelmente não há um tratamento para hipersensibilidade 100% efetivo, porque existem variáveis que muitas vezes fogem ao controle do profissional, pois, na maioria dos casos, são totalmente dependentes dos pacientes, como, por exemplo, seguir todas as orientações durante todo este período, hábitos parafuncionais etc., e isto pode interferir no resultado final.

In vitro, a análise das micrografias eletrônicas em vários aumentos, constatou alterações morfológicas no lado direito que foi submetido à irradiação

com o laser de Er:YAG, quando comparado com o lado esquerdo que não foi irradiado. A área irradiada apresentou, em alguns dentes, aspecto de fusão (figura 8), em outros, os túbulos dentinários apresentavam-se com seu diâmetro reduzido (figura 10).

O lado esquerdo (figuras 9 e 11), que não foi irradiado, apresentou-se com aspecto irregular, com aparente quantidade de *smear layer*, fissuras e túbulos dentinários abertos.

MORITZ *et al.* (1996) em um estudo *in anima nobile*, para tratamento da hipersensibilidade dentinária cervical, revelaram que a irradiação com o laser de CO₂ associado ao fluoreto estanhoso dentro dos parâmetros já citados anteriormente (Potência de 0,5 W em modo contínuo, 5 segundos de irradiação seguidos por 20 segundos de descanso, repetindo este procedimento até completar 30 segundos), resultou em quase completo fechamento dos túbulos dentinários na região de colo dental.

Foram observadas alterações ao microscópio eletrônico de varredura, por TANI & KAWADA (1987), em superfícies de esfregaço tratadas com lasers de Nd:YAG e CO₂, utilizados com 20W de potência, desfocalizado, 30 mm para o Neodímio e 70 mm para o CO₂, com tempo de exposição de 1,2 e 3 segundos. Os autores concluem que o laser pode provocar fusão ou vaporização do esfregaço superficialmente e obliteração dos túbulos dentinários por fusão da *smear layer*.

A *smear layer*, (que é definida como uma camada de substância amorfa que contém polissacarídeos, restos necróticos de cimento, microorganismos e endotoxinas, presentes na superfície dentária) tem sido considerada um fator desfavorável quando presente em preparos cavitários para restaurações com sistemas resinosos, na superfície radicular quando se deseja o restabelecimento do periodonto de inserção após procedimentos de raspagem e aplainamento radicular, nas superfícies intra- radiculares em tratamentos endodônticos etc.

Na fusão da *smear layer* é importante salientar as propriedades bactericidas dos lasers em alta intensidade. Vários autores como RADVAR *et al.* (1996), BEM HATIT *et al.* (1996), GUTKNECHT *et al.* (1997), RAMSKOLD *et al.* (1997),

MORITZ *et al.* (1997), ROCHD *et al.* (1998), MORITZ *et al.* (1999), relataram esta característica tão importante destes lasers.

Em um estudo feito por ANDO *et al.*(1996) sobre o efeito bactericida do laser de Er:YAG em bactérias que provocam doenças periodontais, os autores relatam que o mesmo mecanismo de remoção de tecidos duros dentais pela evaporação da água pelo laser de Er:YAG, devido à elevação da pressão interna celular causando micro explosões, ocorre de forma semelhante quando as bactérias, contendo muita água são expostas a este laser, a luz será absorvida principalmente pela água, da célula e a evaporação causará a destruição da mesma.

Estudos em relação à utilização do laser de Er:YAG na redução bacteriana intracanal foram realizados por CECCHINI *et al.*(1998) que, utilizando densidades de energia variando de 40mJ a 80mJ e freqüência de 10 Hz, sem o uso de spray de água/ar, irradiaram a superfície de canais radiculares com o propósito de obter a redução microbiana alcançada pelo aumento da temperatura. Com estes parâmetros conseguiram obter sucesso na redução bacteriana intra-canal com uma elevação de temperatura de apenas 2°C a 4°C, que segundo ERIKSSON *et al.* (1982) não pode exceder além de 10°C, por causar danos aos tecidos perirradiculares.

Também é importante ressaltar a utilização do laser de Er:YAG em prevenção de cáries. Em um estudo para avaliar o efeito deste laser na terapia preventiva, HOSSAIN *et al.* (2000) utilizaram o laser de Er:YAG, *in vitro*, em 20 molares humanos, para avaliar o efeito deste laser na prevenção de cáries em esmalte e dentina em dentes saudáveis. Nestes dentes, foram preparadas cavidades tanto em esmalte quanto em dentina (com brocas de alta rotação) com tamanhos semelhantes, que foram irradiadas com o laser de Er:YAG e expostas a soluções cariogênicas como o ácido láctico (ph 4.8) por 24 h a 36° C. Em cada amostra foram feitas duas cavidades em esmalte e duas em dentina, uma cavidade foi usada como controle e a outra foi usada para irradiação laser. A irradiação com o laser de Er:YAG seguiu os seguintes parâmetros: 400 mJ/pulso, focalizada, freqüência de 2 Hz, distância de 2 cm entre as superfícies das amostras

e a ponta da fibra, com ou sem refrigeração, por cinco segundos, no assoalho da cavidade e quatro segundos nas paredes da cavidade. As partes por milhão (ppm) de íons cálcio (Ca^{2+}), dissolvidas em cada solução, foram determinadas por espectrometria de absorção atômica, e as mudanças morfológicas foram analisadas por microscopia eletrônica de varredura. O mais baixo resultado de íons Ca^{2+} ppm foi registrado nas amostras irradiadas sem refrigeração, seguido pelas amostras irradiadas com refrigeração e pelas amostras não-irradiadas. A análise por MEV mostrou que, as áreas irradiadas, estavam fusionadas e parecia ter ocorrido degeneração térmica. Após a desmineralização ácida, a degeneração térmica da superfície do esmalte e dentina estava quase inalterada. Os autores concluíram que a irradiação com o laser de Er:YAG é efetiva para prevenção de cáries.

Nossos resultados concordam com CHAN (2000) que, utilizando uma metodologia diferente do presente estudo (100 mJ de energia, 20 Hz de frequência, desfocado, com refrigeração água/ar, sem uso de anestésicos), obteve como resultado um alívio da dor no tratamento clínico da hipersensibilidade dentinária com o laser de Er:YAG. Morfologicamente, a superfície tratada com laser mostrou uma redução do diâmetro tubular, com parcial obliteração de túbulos dentinários. Neste trabalho, o autor não especificou a densidade de energia, porém sabe-se que altas taxas de repetição (20 Hz), aumentam sobremaneira a sensibilidade, como já foi descrito anteriormente, dificultando a praticidade do tratamento, mesmo porque não foi feito o uso de anestésicos.

A metodologia utilizada nesta pesquisa foi realizada com a ponta 2055 e fibra óptica número 50/10 ref. 574 0531 introduzidas em 1998. Por ser recente, não possui muitos trabalhos publicados na literatura em relação a sua utilização. O uso desta fibra como auxiliar para tratamento de hipersensibilidade dentinária cervical é mais uma alternativa para a terapia desta patologia tão freqüentemente encontrada na prática da clínica odontológica.

Os resultados apontados neste estudo na efetividade do laser de Er:YAG no tratamento da hipersensibilidade dentinária cervical não obtiveram 100% de sucesso, a taxa obtida foi de 75,7%. Estes resultados estão de acordo

com outros autores, os quais também não obtiveram 100% de eficácia, independentemente do laser que utilizaram ser de alta ou baixa intensidade, ou mesmo quando houve associação de ambos (KUMASAKI *et al.* 1990; RENTON-HARPER & MIDDHA, 1992; GROTH, 1993; LIU & LAN, 1994; LIU & LAN, 1995; GERSCHMAN *et al.*, 1994).

Apesar do empenho em selecionar pacientes que aparentavam uma oclusal relativamente normal, possivelmente estes resultados ocorreram porque nem sempre o fator etiológico é eliminado de imediato. Outro fator relevante a ser considerado é que estes pacientes triados foram submetidos anteriormente a tratamento periodontal e alguns apresentavam acentuada perda óssea e grande exposição radicular.

O laser de Er:YAG cada vez mais demonstra estar interagindo multidisciplinarmente, porém maiores estudos deverão ser feitos futuramente em relação a esta técnica, principalmente no que se refere às mudanças de temperatura nos dentes irradiados e modificações morfológicas na superfície dentinária.

7 - CONCLUSÕES

De acôrdo com os resultados obtidos neste estudo, podemos concluir que:

1 . O laser de Er:YAG, dentro dos parâmetros utilizados neste estudo, foi efetivo 75,7% no tratamento clínico da Hipersensibilidade dentinária cervical.

2 . Na análise morfológica, constararam-se alterações na superfície dentinária nos espécimes irradiados com o laser de Er:YAG apresentando redução do diâmetro tubular com parcial obliteração dos túbulos dentinários quando comparados ao lado não irradiado.



PARECER n° 17/01
Ref. Protocolo 117/00

Com base em parecer de relator, o Comitê de Ética em Pesquisa, **APROVOU** o protocolo de pesquisa "**Estudo da ação do laser de Er: YAG frente à hipersensibilidade dentinária cervical - in vivo**", de responsabilidade da pesquisadora **Dalva Maria Rocha**, sob orientação do Professor Doutor **Carlos de Paula Eduardo**.

São Paulo, 09 de março de 2001


Profa.Dra. Célia Regina Martins Delgado Rodrigues
Coordenadora do CEP-FOUSP



ANEXO 2

Parecer - Projeto Nº 036/CEP-IPEN/SP

Com base nos pareceres apresentados pelos relatores, o protocolo de pesquisa "Estudo da ação do laser de Er:YAG frente à hipersensibilidade dentinária cervical – in vivo", de responsabilidade da pesquisadora Dalva Maria Rocha, sob orientação do Professor Doutor Carlos de Paula Eduardo, foi considerado **APROVADO**.

São Paulo, 15 de maio de 2001

Profa. Dra. Martha Marques Ferreira Vieira
Coordenadora do CEP-IPEN



PARECER nº 04/01
Ref. Protocolo 184/00

O Grupo de Trabalho indicado pelo Comitê de Ética em Pesquisa, **APROVOU** o protocolo de pesquisa "**Estudo da ação do laser de Erbio: YAG frente à hipersensibilidade dentinária cervical - In vitro**", de responsabilidade da pesquisadora **Dalva Maria Rocha**, sob orientação do Professor Doutor **Carlos de Paula Eduardo**.

São Paulo, 21 de fevereiro de 2001


Profa. Dra. Célia Regina Martins Delgado Rodrigues
Coordenadora do CEP-FOUSP

Parecer - Projeto Nº 036/CEP-IPEN/SP

Com base nos pareceres apresentados pelos relatores, o protocolo de pesquisa "Estudo da ação do laser de Er:YAG frente à hipersensibilidade dentinária cervical – in vitro", de responsabilidade da pesquisadora Dalva Maria Rocha, sob orientação do Professor Doutor Carlos de Paula Eduardo, foi considerado **APROVADO**.

São Paulo, 15 de maio de 2001



Prof. Dra. Martha Marques Ferreira Vieira
Coordenadora do CEP-IPEN

APÊNDICES

2- NORMAS DE SEGURANÇA DO L.E.L.O

A utilização segura do laser depende do conhecimento dos princípios físicos que regem o funcionamento de cada laser, assim como de um treinamento apropriado do operador, o qual deve ter conhecimento do protocolo de operação.

As normas de segurança devem ser seguidas para utilização adequada e segura do sistema laser e encontram-se relacionadas abaixo:

1 – Colocar sinais de advertência do lado de fora da sala.

1.1 – Acender a luz vermelha do lado de fora da sala, quando o laser estiver em uso, no intuito de evitar a entrada e a saída de pessoas que não estejam diretamente ligadas ao procedimento.

2 – Devido ao limitado espaço, para um melhor controle dos padrões de segurança e de trabalho e para não aumentar os níveis de umidade do ar, assim como o conforto do paciente, só deverão permanecer no laboratório no máximo quatro pessoas durante a utilização do laser. O ar condicionado deve estar em temperatura adequada com 60% de condensação de ar;

3 – Utilizar sempre o estabilizador de voltagem.

4 – Verificar sempre a integridade do fio terra físico.

5 – Checar a adequada conexão do pedal, do fornecimento de energia (220V) e a integridade dos cabos. Manter o laser em posição fora da área de circulação do paciente, operador e assistente, a fim de evitar danos aos cabos e à fibra óptica.

6 – Evitar a presença de objetos refletores na sala e usar preferencialmente instrumental fosco ou preto, para minimizar o risco de reflexão do feixe para áreas indesejadas.

7 – Evitar o foco de luz do refletor no campo onde o laser está sendo incidido. Posicionar o foco lateralmente à área.

8 – Especial atenção é necessária com relação a produtos inflamáveis a serem utilizados durante a utilização dos sistemas laser, para evitar o risco de fogo, sendo melhor evitá-los.

9 – Óculos protetores adequados para cada tipo de laser devem ser utilizados pelo operador, assistente e paciente. Os óculos protetores para o laser de Er:YAG apresentam uma coloração azul esverdeada e possuem um registro (gravação) lateral do comprimento de onda do laser (2,94 μm).

Obs: Os óculos dos pacientes devem ser intencionalmente maiores, estendendo-se lateralmente aos olhos e presos à cabeça por elástico, para evitar qualquer deslocamento, e protegê-lo da ocorrência de reflexão da luz durante sua incidência.

10 – Nunca abrir o aparelho laser, uma vez que este dispõe de capacitores em seus circuitos de alta voltagem cujo armazenamento de energia pode levar à morte por eletrocução.

11 – Ao ligar o aparelho, o painel apresentará códigos relativos de incorreta conexão de fibra óptica, dos demais cabos entre outras falhas no ajuste o equipamento. Verifique onde ocorreu o erro.

12 - Manter constante aspiração com sugador de alta potência próxima à área de incidência do laser, a fim de evitar a inalação de produtos provenientes do tecido onde o laser está incidindo.

13 -Quando não estiver em uso, posicionar a peça de mão no suporte lateral do aparelho, que automaticamente a palavra LISTO desaparecerá do display, indicando que não está acionado.

REFERÊNCIAS BIBLIOGRÁFICAS

- 1 - ADDY, M.; DOWELL, P. Dentine hypersensitivity - A review. J. Clin. Periodontol. v.10,p. 351-363, 1983.
- 2 - ADRIAN, J.C; BERNIER, J.L.; SPRAGUE, W.G. Laser and the dental pulp. Journal American of Dental Association – JADA, v. 83, pp. 113-7, 1971.
- 3 - ALLWRIGHT, W. C. Nd:YAG laser treatment of dentinal hypersensitivity. Br Dent J, v. 172, Mar. 1992.
- 4 - ANIC, I; SEGOVIC, S; KATANEC, D.; PRSKALO, K.; NAJZAR-FLEGER, S. Scanning electron microscopy study of dentin laser with argon, CO₂ and Nd:YAG laser. J Endod, v.24, n.2 p.77-81, Feb. 1998.
- 5 - ANDO, Y. , AOKI, A., WATANABE, H. ISHIKAWA, I. Lasers in Surgery and Medicine 19: 190-200, 1996.
- 6 - AOKI, A.; MIURA, M.; AKIYAMA, F., NAKAGAWA, N.; TANAKA, J.; ODA, J.; WATANABE, H. In vitro evaluation of Er:YAG laser scaling of subgingival calculus in comparison with ultrasonic scaling. J. Periodont Res, v. 35, p. 266-276, 2000.
- 7 - BADER. J.D.; LEVITCH, L. C.; SHUGARS, D.A.; HEYMANN, H.O; McLURE, F. How dentists classified and treated no-cariou cervical lesions. J. Amer. Dent. Ass.,124(5): 46-54, May 1993.
- 8 - BEHRENS, V. G.; GUTKNECHT, N.; RENZIEHAUSEN, R.; LAMPERT, F.; Die transmission und absorption der Temperatur und Energie des Nd:Yag Lasers im Dentin. ZWR 102, p. 629-632, 1993.

- 9 - BEM HATIT, Y.; BLUM, R.; SEVERIN, C.; MAQUIN, M.; JABRO, M.H. The effects of a pulsed Nd:YAG laser on subgingival bacterial flora and on cementum: An *in vivo* study. *J. Clin. Laser Surg. Med.* v. 14, n.3, p.137-143, 1996.
- 10 - BHASKAR, S. N. Cemento. In: *Histologia e embriologia oral de Orban*. St. Louis, Mosby, p. 185-208, 1978.
- 11 - BRÄNSTROM, M. Dentinal and pulpal response. I. Application of reduced pressure to exposed dentine. An experimental study. *Acta odont. Scand.*, 18(1): 1-12, 1960.
- 12 - BRÄNSTROM, M. Dentinal and pulpal response. III. Application of an air stream to exposed dentine. Long observation periods. An experimental study. *Acta odont. Scand.*, 18 (3): 235-40, 1960.
- 13 - BRÄNSTROM, M. Dentinal and pulpal response. VI. Some experiments with heat pressure illustrating the movement of odontoblasts into the dentinal tubules. *Oral Surg.*, 15(2): 203-12, Fef. 1962.
- 14 - BRÄNSTRÖM, M. Dentin sensitivity and aspiration of odontoblasts. *J. Amer. dent. Ass.*, 66: 366-70, Mar. 1963.
- 15 - BRÄNSTRÖM, M. & ASTRÖM, A. The hydrodynamics of the dentine: its possible relationship to dentinal pain. *Int. den. J.*, 22(2): 219-27, June 1972.
- 16 - CECCHINI, S.C.M., ZECELL D.M., BACHMANN L., PINOTTI, W., NOGUEIRA G.E.C., EDUARDO, C.P. (1998) Thermal effects during *in vitro* intracanal application of Er:YAG laser, 6TH International Congress on Lasers in Dentistry, ISLD, Maui, Hawaii, USA, p.122-125, 1998.

17 - CERNAVIAN, I. A study of the interaction of the Nd:YAG laser with dental hard tissues the thermal effects in the pulp chamber. In: International Congress on lasers in Dentistry, 1992, Salt Lake City. Proceedings.....Salt Lake City: University of Utah, p. 179-180, 1992.

18 - CHAN, A. , Treatment of Dentine Hypersensitivity with Er:YAG laser – A preliminary studies, 7th International Congress on Lasers in Dentistry, 2000, Bélgica. Proceedings.....International Society for Lasers in Denstistry, p.9, 2000.

19 - CIARAMICOLI, M.T., Avaliação clínica da hipersensibilidade dentinária cervical em dentes com e sem tratamento periodontal, frente a dois diferentes estímulos, após remoção dos fatores etiológicos e aplicação do laser de Nd:YAG. 154 p. Dissertação (Mestrado em dentística) Faculdade de Odontologia da Universidade de São Paulo, São Paulo, 1999.

20 - COFFEY, C. T.; INGRAM, M. J.; BJORNDAL, A.M. Analysis of human dentinal fluid. Oral Surg., 30(6): 835-7, Dec. 1970.

21 - COZEAN, C.; ARCORIA, C. J.; PELAGALLI, J.; POWELL, G.L. Dentistry for the 21st century? Erbium: YAG Laser for teeth. J Am Dent Assoc, v.128, n.8, p.1080-1087, Aug. 1997.

22 - CURRO, F. A. Tooth hypersensitivity in the spectrum of pain. Dental Clinics of North America, Philadelphia, f. 34, n. 3, p. 429-437, july, 1990.

23 - DOSTÁLOVÁ, T.; JELÍNKOVÁ, H.; KUCEROVÁ, H.; KREJSA, O . ; HAMAL, K.; KUBELKA, J.; PROCHÁZKA, S. Clinical evaluation Er:YAG laser caries treatment. SPIE, v. 2973, p.85-91, 1997.

24 - DOWELL, P.; ADDY, M. Dentine hypersensitivity - A review. J. Clin. Periodontl. v.10, p. 341-350, 1983.

25 - DOWELL, P.; ADDY, M.; DUMMER, P. Dentine hypersensitivity: aetiology, differential diagnosis and management. Brit Dent J. v. 158, n.3, p. 92-96, Feb. 1985.

26 - ERIKSSON, A.; ALBREKTSSON, T.; GRANE, B; MCQUEEN, D. Thermal injury to bone: a vital-microscopic description of heat effects. International Journal Oral Surgery, v. 11, pp. 115-21, 1982.

27 - ESTRELA, CARLOS; FIGUEIREDO, A J.; SOUZA, L. A . M. Endodontia Principios Biológicos e Mecânicos, Biologia Pulpar, cap. 1 – pag. 03 à 24 – 1999.

28 - FUJII, T.; BAEHNI, P. C.; KAWAI, O; KAWAKAMI, T.; MATSUDA, K., KOWASHI, Y. Scanning electron microscopic study of the effects of Er:YAG laser on root cementum. J. periodontol. v. 69, p. 1283-1290, 1998.

29 - FLYNN, J.; GALLOWAY, R.; ORCHADSON, P. The incidence of "hypersensitive teeth" in the West of Scotland. J Dent, v.13, n.12, p.230-236, Sept. 1985.

30 - GARBEROGLIO, R.; BRANNSTROM, M. Scanning electron microscopic investigation of human dentinal tubules. Arch Oral Biol 21: 335, 1976.

31 - GARONE FILHO, W. Lesões cervicais e hipersensibilidade dentinária. In: Todescan, F.F.Bottino, M. A Atualização na clínica odontológica: a prática da clínica geral. São Paulo. APCD, cap.3,p.35-75, 1996.

32 - GELSKEY, S. C.; WHITE, J. M.; PRUTHI, V. K. The effectiveness of the Nd:YAG laser in the treatment of dental hypersensitivity. J Can Dent Assoc, v. 59, n.4, p. 377-386, Apr. 1993.

33 - GERSCHMAN, J. A.; RUBEN, J.; GEBART-EAGLEMONT, J. Low level laser therapy for dentinal tooth hypersensitivity. *Aust Dent J*, v. 39, n. 6, p.353-357, Dec. 1994.

34 - GIMBLE, C.; HANSSEN, R.; SWETT, A.; WINN, D.; PELAGALLI, J.; COZEAN, C. Er:YAG clinical studies for hard tissue applications. In: *International Congress on Lasers in Dentistry, 1994, Singapore. Proceedings...Bologna: Monduzzi*, p. 267-271, 1994.

35 - GOODIS, H. E.; WHITE, J. M.; MARSHALL, S. J.; MARSHALL, G. W. Dental pulp and dentin response to the Nd:YAG laser. In: *International Congress on Lasers in dentistry, 1992, Salt Lake City. Proceedings.....Salt Lake city: University of Utah*, p. 175-176, 1992.

36 - GOUW –SOARES, S.; PELINO, J.E.P.; HAYPEK, P. BACHMAN, L.; EDUARDO, C.P. Temperature rise in cavities prepared by Er:YAG laser. 8th *International Congress on laser in dentistry, 2001, Viena, Atria. Proceedings International society for lasers in Denstistry*, p.8, 2001.

37 - GRIPPO, J. O. Abfraction: a new classification of hard tissues lesions of teeth. *J. Esthet. Dent.*, 3(1): 14-9, Jan./Feb. 1991.

38 - GROSSMAN, L.I. A systematic method for the treatment of hypersensitive dentin. *J. Am. Dent. Assoc.* v. 22, p. 592 – 602, 1935.

39 - GROTH, E. B. Contribuição para o estudo da aplicação do laser de baixa potência de GaAIs no tratamento da hipersensibilidade dentinária, *Dissertação (Mestrado em dentística) – Faculdade de Odontologia da Universidade de São Paulo. São Paulo*, 60 p., 1993.

40 - GUTKNECHT, N.; FISCHER, J. Bacterial effect of de Nd:YAG lasers in laser supported curetage. Intern. Simposium on Biomedical Optics, 2973-2929, 6, Feb. 1997.

41 - GUTKNECHT, N.; MORITZ, A. W.; DERCKES, H. W.; LAMPERT, F. Treatment of hypersensitive teeth using neodymium: yttrium-aluminum-garnet lasers: a comparison of the use of various settings in na *in vivo study*. J Clin Laser Med Surg, v.15, n.4, p.171-174, 1997.

42 - HALE, G.M. & QUERRY, M. R. , "Optical constants of water in the 200 nm para 200 μ m wavelength region" Applied Optics, vol. 12, pp. 555-563, 1973.

43 - HAUGEN, E.& JOHANSEN, J. R. Tooth hypersensitivity after periodontal treatment. J. Clin. Periodont., 15(6): 399-401, July 1988.

44 - HALJAMÄE, H. & RÖCKERT, M. Potassium and sodium content in dentinal fluid. Odonto. Revy, 21(4): 369-77, 1970.

45 - HIATT, W.H.; JOHANSEN, E. Root preparation I. Oburation of dentinal tubules in treatment of root hypersensitivity. J Periodontol, v. 43, n.6, p. 373-379, June 1972

46 - HIBST R.; WIESHAMMER,S.; STEINER,R. Er:Yag and excimer laser induced ablation of biologic tissue. A quantitative study. Laser Surg Med, v. 8, p.144, 1988. [Resumo].

47 - HIBST, R.; KELLER, U. Dental Er:YAG laser application: effect of water spray on ablation. In: International Congress on Lasers in Dentistry, 1992, Salt Lake City. Proceedings.....Salt Lake City: International Society of Lasers ins Dentistry, p. 229-232, 1992.

48 - HIBST, R.; KELLER, U. Experimental studies of the application of the Er:YAG laser on dental hard substances: II. light microscopic and SEM investigations. Lasers Surg Med, v.9, n.4, p. 345-351, 1989.

49 - HIBST, R.; KELLER, U. Dental Er:YAG laser application: evaluation of thermal side effects. In: INTERNATIONAL CONGRESS ON LASERS IN DENTISTRY, 1992, Salt Lake City. Proceedings....Salt Lake City: International Society of Lasers in Dentistry, p. 231-232, 1992.

50 - HIBST, R.; STOCK, K.; GALL, R.; KELLER, U. Controlled tooth surface heating and sterilization by Er:YAG laser radiation. SPIE v. 2922, p. 119-127, 1996.

51 - HOSSAIN, M.; KIMURA, K.; YAMADA, Y.; SUZUKI, N.; NAKAMURA, Y.; MATSUMOTO, K.; Caries Preventive Effect of Er:YAG Laser Irradiation with or without Water Mist. 7th International Congress on laser in dentistry, 2000, Bruxelas, Bélgica. Proceedings International society for lasers in Dentistry, p.20, 2000

52 - ISRAEL, M.; COBB, C. M.; ROSSMANN, J. A; SPENCER, P. The effects of CO₂, Nd:YAG and Er:YAG Lasers with or without surface coolant on tooth roots surfaces. An in vitro study. J. Clin Periodontol, v. 24, p. 595-602, 1997.

53 - JELÍNKOVÁ, H.; DOSTÁLOVÁ, T.; DOLEZALOVÁ, L.; KREJSA, O.; HAMAL, K.; KUBELKA, J.; PROCHÁZKA, S. Comparison of preparation speed of Er: YAG laser and conventional drilling machine. SPIE, v.2973, p. 2-10, 1997.

54 - KANTANOLA, S. Laser induced effects on tooth structure. VII. X- ray diffraction study of dentine exposed to a CO₂ laser. Acta Odontol Scand, v. 31, n.6, p.381-386, Dec. 1973.

55 - KAYANO, T.; OCHIAI, S.; KIYONO, K.; YAMAMOTO, H.; NAKAJIMA, S.; MOCHIZUKI, T. Effect of Er:YAG laser irradiation on human extracted teeth. J Clin Laser Med Surg, v. 4 , p. 147-150, Apr. 1991.

56 - KELLER, U.; HIBST, R. Experimental removal of subgingival calculus with the Er:YAG Laser. SPIE, f. 2623, p. 189-198, 1987.

57 - KELLER, U.; HIBST, R. Er:YAG laser effects on oral hard and soft tissues. In MISERANDINO, L. J.; PICK, R. M. Lasers in Dentistry. Carol Stream: Quintessence, p. 161-172, 1995.

58 - KING, R.J. Hypersensitive dentin: its causes and treatment. Texas Dent J, v. 99, n.7, p.20-21, July 1981.

59 - KRAUSER, J. T. Hypersensitive teeth. Par I. Etiology, J. Prosth. Dent., v. 36, n.2, Aug., 1986.

60 - KRAUSER, J. T. Hypersensitive teeth. Part II. Treatment. J. Prosth. Dent., v. 56, n.3, sept. 1986.

61 - KUMASAKI, M. ZENNYU, K.; INOUE, M.; FUJI, B. Clinical evaluation of GaAlAs semiconductor laser in the treatment of hypersensitive. Jpn J Cons Dent, v.33, n.4, p. 911-918, Apr. 1990.

62 - LAN, W. H.; LIU, H. C. Sealing of human dentinal tubules by Nd:YAG laser. J Clin Laser Med Surg, v. 13, n.5 p. 329-333, 1995.

63 - LAN, W. H.; CHEN, K. W. Structural Changes of dentine surface following exposure to Nd:YAG and CO₂ Laser. In: International Congress on Lasers in Dentistry, 1998, Maui Program & Abstract.....Maui: University of Utah, p. 13 1998.

- 64 - LAN, W.H.; LIU, H.C. Treatment of dentin hypersensitivity by Nd:YAG laser. J Clin Laser Med surg, v.14, n.2, p.89-92, Apr. 1996.
- 65 - LEE, W. C. *et al.* Possible role of tensiles stress in the eitology cervical erosive lesions of teeth. J. Prosth. Dent., f. 52, n.3, p. 374-380, sep.,1984.
- 66 - LINDÉN, L. A. & BRÄNSTROM, M. Fluid movement in dentine and pulp. An "in vivo" study of flow produced by chemical solutions on exposed dentine. Odont. Revy, 18(3): 227-36, 1967.
- 67 - LIU, H. C.; LAN, W. H. The combined effetiveness of semiconductor laser with duraphat int the treatment of dentin hypersensitivity. J Clin Laser Med Surg, v.12, n.6, p. 315-319, 1994.
- 68 - LIU, H. C.; LAN, W. H. The combined effectiveness of the Nd:YAG laser with duraphat in the treatment of dentin hypersensitivity. In: International congress on lasers in dentistry, Singapore, 1994. Anais.....Bologna: Monduzzi, p. 74.1995.
- 69 - LIU, H. C.; LAN, W. H. Morphological study of sensitive dentin treated with Nd:YAG laser by replica method. In: International Congress on Lasers in Dentistry, p. 20, 1998..
- 70 - LIU, H.C.; LIN, C. P.; LAN, W. H. Sealing depth of Nd:YAG laser on human dentinal tubules. J Endod, v. 23, n.11, p. 691-693, Nov. 1997.
- 71 - LUOMANEN, M., HEMMERLÉ, J. VOEGE, C. J., RAUHAMAA, R., MEURMAN.J.H., Transformation of Hydroxyapatita to Fluorapatite with CO₂ Laser Irradiation. 6th International Congress on Lasers in Dentistry, 1998, Maui. Proceedings.....Hawaii, Maui: International Society for Lasers in Dentistry, p.72-73, 1998.

72 - MAILLET, H., O Laser. Trad. Maria Ermantina G. G. Pereira; Rosemary C. Abílio. São Paulo: Manole , p.1-3, 1987.

73 - MATSUMOTO, K.; NAKAMURA, Y.; MAZEKI, K.; KIMURA, Y. Clinical dental application of Er:YAG laser for class V cavity preparation. J Clin Laser Med Surg, v.14, n. 3, p.123-127, 1996.

74 - MATSUMOTO, K. Laser treatment for hard tissue. In: International congress on lasers in dentistry, 1998, Maui. Proceedings.....Maui: International society for Lasers in Dentistry, p. XIV, 1998.

75 - McFALL, W. T., Jr. A review of the active agents available for treatment of dentinal hypersensitivity. Endodon. Dent. Traumatol. v. 2. P. 141-149, 1986.

76 - MIDDA M. , RENTON-HARPER P. Lasers in dentistry. Br Dent J. v. 170, p.343-346. 1991.

77 - MISERENDINO, L.J.;PICK, R. M. Lasers in Dentistry. Quintessence Publ Co. Inc., p. 169, 1995.

77 - MISERENDINO, L. J.; LEVY, G.C.; RIZOUI, I. M. Effects of Nd:YAG irradiation on the permeability of root canal wall dentin. In: International Congress on Lasers in dentistry, 1992, Salt Lake City: University of Utah, p. 89-90, 1992.

79 - MJÖR, I. A. Human coronal dentine: structure and reactions. Oral Surg., 33(5): 810-23, May 1972.

80 - MORITZ, A.; DOERTBUDAK, O.; GUTKNECHT, N.; GOHARKHAY, K.; SCHOOP, U.; SPERR, W. Nd:YAG laser irradiation of infected root canals in combination with microbiological examinations. JADA, V. 128, P. 1525-1530, nov. 1997.

81 - MORITZ, A.; GUTKNECHT, N.; SCHOOP, U.; GOHARKHAY, K.; EBRAHIM, D.; WERNISCH, J.; SPERR, W. The Advantage of CO₂ - Treated Dental Necks, in Comparison with a Standard Method: Results of na *in Vivo* Study. J Clin Laser Med Surg, v. 14, n.1,p.27-32, 1996.

82 - MORITZ, A.; SCHOOP, U; GOHARKHAY, K.; AOID, M.; REICHENBACH, P.; LOTHALLER, M. A.; WERNISCH, J.; SPERR, W. Long-Term Effects of CO₂ Laser Irradiation on Treatment of Hypersensitive Dental Necks: Results of na *in Vivo* Study. J Clin Laser Med Surg, v.16, n. 4, p. 211-215, 1998.

83 - MORITZ, A.; SCHOOP, U; GOHARKHAY, K.; JAKOLITSCH, S.; KLUGER, W.; WERNISCH, J.; SPERR, W. The bacterial effects of Nd:YAG, Ho:YAG, and Er:YAG laser irradiation in the root canal: An *in vitro* study comparison. J Clin Laser Surg. Med., v. 17, n.4, p. 161-164, 1999.

84 - MYERS, T.D. Lasers in dentistry. J Am Dent Assoc, v. 122, n. 1, p. 47-50, Jan. 1991.

85 - OELGIESSER, D.; BLASBALG, J; BEN-AMAR, A. Pulp temperature rise during preparation by Opus 20 Er:YAG Laser *in vivo* . 8th International Congress on laser in dentistry, 2001, Viena, Autria. Proceedings International society for lasers in Denstistry, p.7, 2001.

86 - PAGHDIWA, A.F. Er:YAG laser hard tissue effects, Moretti, M.: Laser in Dentistry. Massachusetts: Penn Well Publishing Co, p.63-75, 1991.

87 - PAGHDIWA, A.F Does the laser work on hard dental tissue? J Am Dent Assoc, 122, p.79-80, 1991.

88 - PASHLEY, D. H. Sensitivity of dentin to chemical stimuli. Endodont. Dent. traumatol., 2(4): 130-7, Aug. 1986.

89 - PELAGALLI, J.; GIMBEL, C.B.; HANSEN, R. T.; SWETT, A.; WINN II, D. W. Investigational study of the use of Er:YAG laser versus dental drill for caries removal and cavity preparation phase I. J Clin Laser Med Surg. v. 15, n. 3, p.109 – 115, 1997.

90 - PICK, R. M. Using lasers in clinical dental practice. J. Am. Dent. Assoc. v. 124, p. 37-47, 1993.

91 - POWELL, V. L. et al. Sensitivity restored of class V abrasion/erosion lesion. J. Amer. Dent. Ass., v. 121, n.6, p. 694 –696, 1990.

92 - RADVAR, M.; MACFARLANE, T.W.; MACKENZIE, D.; WHITTRES, C.J.; PAYNE, A. P.; KINAME, D.F. Na evaluation of the Nd:YAG laser in periodontal pocket therapy. British Dental J. v. 180, n.2, p. 57-62, 1996.

93 - RAMSKOLD, L. O.; FONG, C.D.; STROMBERG, T. Thermal effects and antibacterial properties of energy levels required to sterilize stained root canals with Nd:YAG laser. J. Endodont., v. 23, n.2 p. 96-100, Feb. 1997.

94 - RENTON-HARPER, P.; MIDDA, M. Nd:YAG Laser treatment of dentinal hypersensitivity. Br Dent J. v. 172, n.1, p. 13-16, Jan. 1992.

95 - ROCHD, T.; CALAS, P.; ROQUES, C. Evaluation of the bacterial activity on oral organisms of the Nd:YAP Laser *in vitro*. Lasers Med. Sci, v. 13, p. 288-292, 1998.

96 - ROSENTHAL, M.W. Historic review of the management of tooth hypersensitivity. Dent Clin North Am, v. 34, n.3, p.403-427, July, 1990.

97 - SNEED, W. D. Dentin hypersensitivity in the cervical area – cause and treatment. Contact Newsletter the College of Dental Medicine in Touch Dentists of South Carolina, Fall 1991.

98 - SOBRAL, M. A. P.; CARVALHO, R. C. R.; GARONE NETTO, N. Prevalência de hipersensibilidade dentinária cervical. Revista Odontológica da Universidade de São Paulo, São Paulo, v.9,n.3,p.177-181, julho-setembro, 1995.

99 - TANAKA, T. The origin and localization of dentinal fluid developing rat molar teeth studied with lanthanum as a tracer. Arch. Oral Biol., 25(3): 153-62, 1980.

100 - TANI, Y.; KAWADA, H. Effects of laser irradiation on dentin I. Effect on smear layer. Dent Mater J, v. 6, n.2, p. 127-137, dec. 1987.

101 - TAKAMURA, M. Study of the incidence of cervical hypersensitivity. Jpn. J. Conserv. Dent. v. 18 p. 25-35, 1975.

102 - TEN CATE, A. R. Complexo dentina-polpa. In: Histologia bucal: desenvolvimento, estrutura e função. 2ª edição. Rio de Janeiro, Guanabara-Kogan, p. 129-57, 1988.

103 - TROWBRIDGE, H. D. & SILVER, D. R. A review of current approaches of in-office management of tooth hypersensitivity. Dent. Clin. N. Amer., 34 (3): 561-81, July 1990.

104 - VIEIRA JR., N.D.; WETTER, N. U.; ROSSI, W. Lasers em Odontologia – Introdução aos lasers. Faculdade de Odontologia USP. IPEN, 1999.

105 - VIEIRA, M. M.; MIRAGE, A. Lasers em Odontologia – Interação da luz com a matéria. Faculdade de Odontologia USP. IPEN, 1999.

- 106 - VIEIRA JR., N. D. Lasers em Odontologia – Introdução aos Lasers. Faculdade de Odontologia Universidade de São Paulo - IPEN, São Paulo, 103 páginas, 1999.
- 107 - WHITE, J. M.; GOODIS, H.E.; ROSE, C.M. Effect of Nd:YAG laser treatments on hydraulic conductance of dentin. J Dent Res, v. 69, p. 168-169, Mar. 1990 [Resumo IADR n. 481].
- 108 - YAMAMOTO, A. ; SHINOKI, T.; KATAOKA, K.; OKAGAMI, Y. Hard tissue breaking efficacy and possibilities for reducing pain by defocus irradiation of Er:YAG laser. 6th International congress on lasers in dentistry, p. 106, 1998.
- 109 - YAMAMOTO, A.; OISHI, J.; KATAOKA, K.; OKAGAMI, Y. Er:YAG Laser Irradiation for activated Bleaching. . 7th International Congress on laser in dentistry, 2000, Bruxelas, Bélgica. Proceedings International society for lasers in Dentistry, p.53, 2000
- 110 - YAMAGUCHI,.; KOBAYASHI, K.; OSADA, R.; SAKURABA, E.; NOMURA, T.; NAKAMURA, J. Effects of irradiation of na Erbium:YAG Laser on root surfaces. J. Periodontol. V. 68, p. 1151-1155, 1997.
- 111 - YONAGA, K. KIMURA, Y.; MATSUMOTO, K. Treatment of cervical dentin hypersensitivy by various methods using pulsed Nd:YAG laser. J. Clin. Laser Med. Surg. v. 17, n.5, p. 205-210, 1999.
- 112 - YOSHIYAMA, M.; MASADA, J.; ISHIDA, H. Scanning electron microscopic characterization of sensitive vs. Insensitive human radicular dentin. J. dent. Res., 68(11): 1498-502, Nov. 1989.

- 113 - YOSHIYAMA, M.; NIORI, Y.; OZAKI, K. UCHIDA, A.; ISHIKAWA, Y. Transmission electron microscopic characterization of hypersensitive human dentin. J. dent. Res., 69 (6) : 1293 - 7, June, 1990.
- 114 - ZACH, L; COHEN, G. Pulp response to externally applied heat. Oral Surgery Oral Medicine Oral Pathology, v. 19, pp. 515-30, 1965.
- 115 - ZEZZEL, D.M.; CECCHINI, S. M.; PINOTTI, M.; EDUARDO, C.P. Temperature changes under Ho:YLF irradiation. In: Proceedings of International Symposium on Biomedical Optics, v. 2672, pp. 34-9, 1996.
- 116 - ZEZZEL, D.M.; MALDONADO, E.P., RIBEIRO, M. R.; Interação da luz com tecidos biológicos: aplicações. Faculdade de Odontologia USP . IPEN, 1999.
- 117 - ZHAO-ZHANG, L.; CODE, J.E.; VAN DE MERWE, W.P. Er:YAG laser ablation of enamel and dentin of human teeth: Determination of ablation rates at various fluences and pulse repetition rates. Lasers Surg Med, v. 12, p. 625-630, 1992.



M22176



Instituto de Pesquisas Energéticas e Nucleares

Av. Prof. Lineu Prestes, 2242 - Cidade Universitária - CEP 05508-000

Fone (0XX11) 3816-9000 - Fax (0XX11) 3812-3548

SÃO PAULO - São Paulo

[Http://www.ipen.br](http://www.ipen.br)

O ipen é uma autarquia vinculada à Secretaria de Ciência, Tecnologia e Desenvolvimento Econômico do Estado de São Paulo, gerida técnica, administrativa e financeiramente pela Comissão Nacional de Energia Nuclear e associada à Universidade de São Paulo para fins de ensino de Pós-Graduação.