

CARLOS EUGÊNIO CORRÊA GLAUCHE

**O LASER DE Nd:YAG ASSOCIADO A SOLUÇÕES DE SAIS
METÁLICOS NO TRATAMENTO DA HIPERSENSIBILIDADE
DENTINÁRIA**

Dissertação apresentada à Faculdade de Odontologia da USP e Instituto de Pesquisas Energéticas e Nucleares, como parte dos requisitos para a conclusão do Programa de Mestrado Profissionalizante Lasers em Odontologia

Paulo São

2001

CARLOS EUGÊNIO CORRÊA GLAUCHE

**O LASER DE Nd:YAG ASSOCIADO A SOLUÇÕES DE SAIS
METÁLICOS NO TRATAMENTO DA HIPERSENSIBILIDADE
DENTINÁRIA**

Dissertação apresentada à Faculdade de
Odontologia da USP e Instituto de
Pesquisas Energéticas e Nucleares, como
parte dos requisitos para a conclusão do
Programa de Mestrado Profissionalizante
Lasers em Odontologia

Orientador: Prof. Dr. José Luiz Lage Marques
Co-orientador: Prof. Dr. Nilson Dias Vieira Jr.

São Paulo

2001

*Ao Prof. Dr. José Luiz Lage Marques,
Por sua dedicada orientação.*

*Ao Prof. Dr. Nilson Dias Vieira Jr., iniciador do aprendizado,
Por seu carisma, pela orientação, apoio, incentivo e acima de tudo,
pela amizade.*

A luz divina que sempre iluminou o meu caminho.

À minha querida Mãe.

*À minha família, em especial à minha esposa Beatriz, por seu
companheirismo, dedicação, paciência, confiança, incentivo e acima de
tudo, por seu amor.*

Aos queridos professores do IPEN, Drs. Armando, Denise, Niklaus, Gessé, Martha Vieira, Marta Ribeiro, Puig, Wagner, que com sua paciência e competência nos mostraram o caminho da Luz.

Aos professores da FOUSP, Drs. Carlos, Edgard, José Pellino, Eduardo, Sheila, pelo aprendizado.

À Sra. Sandra Cruz, por seu despreendimento e competência em atender nossas dúvidas.

À todos meus colegas de Curso, pelo prazer da convivência.

À minha querida secretária, Srta. Marizane Minuscoli, por sua ajuda competente e dedicação ao trabalho.

Ao Laboratório de Microscopia Eletrônica da Universidade Luterana do Brasil, em especial ao Prof. Dr. José Coiro e ao Carlinhos, que com sua atenção e dedicação propiciaram a realização deste estudo.

Às Bibliotecas do IPEN e FOUSP pela colaboração dispensada. À bibliotecária Norma, da Biblioteca da FOUFRGS, por sua ajuda sempre solícita no trabalho de revisão da literatura.

A todos aqueles que direta ou indiretamente possibilitaram a realização deste trabalho.

SUMÁRIO

Lista de Ilustrações	6
Lista de Abreviaturas e Siglas	9
Resumo	10
Abstract	11
1. Introdução	12
1.1. A sensibilidade dentinária	12
1.2. Fisiologia da dor na hipersensibilidade dentinária	16
1.3. Tratamento	20
2. Revisão da Literatura	24
2.1. Soluções de íons metálicos	24
2.2. A luz laser	29
2.3. O laser de Nd:YAG	32
2.4. A luz laser e a hipersensibilidade dentinária	50
3. Proposição	66
4. Materiais e métodos	67
4.1. Material utilizado	67
4.2. Preparo das amostras	67
4.3. Aparelho e procedimentos utilizados na irradiação da luz laser	69
4.4. O tratamento com as soluções de sais metálicos	71
4.5. Microscopia eletrônica de varredura (MEV) e energia dispersiva de Rx (EDX)	71
5. Resultados	75
6. Discussão	104
7. Conclusão	112
8. Referências bibliográficas	113
9. Apêndice 1	131
10. Apêndice 2	148

LISTA DE ILUSTRAÇÕES

Figura 1 – Modelo de acordo com a teoria da inervação da dentina	18
Figuras 2,3,4 – Os esquemas mostram as diversas teorias sobre a sensibilidade dentinária	20
Figura 5 – Uma das amostras após o corte, ainda incluída em resina	68
Figura 6 – Os principais cromóforos dos tecidos biológicos	69
Figura 7 – Óculos de proteção utilizados na operação do aparelho laser	71
Figura 8 – Metalizadora utilizada no preparo das amostras para análise em MEV e EDX	72
Figura 9 – Aparelhagem utilizada para análise das amostras	74
Figura 10 – O aparelho de EDX utilizado na análise das amostras	74
Figura 11 – Dentina submetida a condicionamento com EDTA	75
Figura 12 – Dentina irradiada com um laser de Nd:YAG	76
Figura 13 – Dentina que recebeu tratamento com uma solução de SnF ₂	77
Figura 14 – Dentina irradiada com um laser de Nd:YAG e tratada com uma solução de SnF ₂	77
Figura 15 – Idem	78
Figura 16 – Dentina tratada com uma solução de SrCl ₂	79
Figura 17 – Dentina irradiada com um laser de Nd:YAG e tratada com uma solução de SrCl ₂	79
Figura 18 – O ressonador laser	133
Gráfico 1 – Modelo gráfico do espectro da dentina tratada com a solução de SnF ₂ , na superfície	81
Gráfico 2 - Modelo gráfico do espectro da dentina tratada com a solução de SnF ₂ , em 23 μm	82
Gráfico 3 – Modelo gráfico do espectro da dentina tratada com a solução de	

	7
SnF ₂ , em 50 μm	83
Gráfico 4 – Modelo gráfico do espectro da dentina tratada com a solução de SnF ₂ , em 100 μm	84
Gráfico 5 – Modelo gráfico do espectro da dentina tratada com a solução de SnF ₂ , em 150 μm	85
Gráfico 6 – Modelo gráfico do espectro da dentina irradiada com laser de Nd:YAG e tratada com a solução de SnF ₂ , na superfície	86
Gráfico 7 – Modelo gráfico do espectro da dentina irradiada com laser de Nd:YAG e tratada com a solução de SnF ₂ , em 23 μm	87
Gráfico 8 – Modelo gráfico do espectro da dentina irradiada com laser de Nd:YAG e tratada com a solução de SnF ₂ , em 50 μm	89
Gráfico 9 – Modelo gráfico do espectro da dentina irradiada com laser de Nd:YAG e tratada com a solução de SnF ₂ , em 100 μm	90
Gráfico 10 – Modelo gráfico do espectro da dentina irradiada com laser de Nd:YAG e tratada com a solução de SnF ₂ , em 130 μm	91
Gráfico 11 – Modelo gráfico do espectro da dentina irradiada com laser de Nd:YAG e tratada com a solução de SnF ₂ , em 250 μm	92
Gráfico 12 – Modelo gráfico do espectro da dentina tratada com a solução de SrCl ₂ , na superfície	93
Gráfico 13 – Modelo gráfico do espectro da dentina tratada com a solução de SrCl ₂ , em 23 μm	94
Gráfico 14 – Modelo gráfico do espectro da dentina tratada com a solução de SrCl ₂ , em 50 μm	95
Gráfico 15 – Modelo gráfico do espectro da dentina irradiada com laser de Nd:YAG e tratada com a solução de SrCl ₂ , na superfície	96
Gráfico 16 – Modelo gráfico do espectro da dentina irradiada com laser de Nd:YAG e tratada com a solução de SrCl ₂ , em 23 μm	97
Gráfico 17 – Modelo gráfico do espectro da dentina irradiada com laser de Nd:YAG e tratada com a solução de SrCl ₂ , em 50 μm	99
Gráfico 18 – Modelo gráfico do espectro da dentina irradiada com laser de	

Nd:YAG e tratada com a solução de SrCl_2 , em 100 μm	100
Gráfico 19 – Modelo gráfico do espectro da dentina irradiada com laser de Nd:YAG e tratada com a solução de SrCl_2 , em 130 μm	101
Gráfico 20 – Modelo gráfico do espectro da dentina irradiada com laser de Nd:YAG e tratada com a solução de SrCl_2 , em 250 μm	102
Gráfico 21 – Modelo gráfico do espectro da dentina irradiada com laser de Nd:YAG e tratada com a solução de SrCl_2 , em 500 μm	103

LISTA DE ABREVIATURAS E SIGLAS

μm – micrômetro
nm – nanômetro
mm – milímetro
s – segundo
pH – potencial hidrogênio iônico
 $^{\circ}\text{C}$ – graus Celsius
% - percentagem
ns – nanossegundo
MEV – microscopia eletrônica de varredura
EDX – energia dispersiva de Raio X ou espectroscopia de dispersão de Raio X
 mm^2 – milímetro quadrado
 cm^2 – centímetro quadrado
J – joule
mJ – milijoule
W – Watt
mW – miliwatt
Hz – Hertz
Nd:YAG – laser de ítrio-alumínio-garnet dopado com neodímio
 CO_2 – monóxido de carbono
Er:YAG – laser de ítrio-alumínio-garnet dopado com érbio
M – molar
pps – pulsos por segundo
EAA – espectroscopia de absorção atômica
GaAlAs – laser de arseneto de gálio e alumínio
TEM – microscopia eletrônica de transmissão
kV – quilovolt
 $^{\circ}\text{GL}$ – graus Gay-Lussac
WDS – espectroscopia dispersiva de comprimento de onda

GLAUCHE, C.E.C. O laser de Nd:YAG associado a soluções de sais metálicos no tratamento da hipersensibilidade dentinária. São Paulo, 2001, Dissertação (Mestrado Profissionalizante Lasers em Odontologia) – Faculdade de Odontologia da Universidade de São Paulo. Instituto de Pesquisas Energéticas e Nucleares.

RESUMO

Este estudo teve como objetivo contribuir para o tratamento da hipersensibilidade dentinária observando as alterações ultra-estruturais provocadas pela radiação de um laser de Nd:YAG no tecido dentinário e determinando qualitativamente a presença de Sn^{++} , Sr^{++} e F^- , na intimidade da dentina, sendo ela irradiada ou não. Dez dentes molares recentemente extraídos foram cortados em discos de 2 mm de espessura. As amostras foram embebidas em uma solução de EDTA a 17% por 2 minutos e divididas em cinco grupos. Grupo I: as amostras receberam irradiação com um laser de Nd:YAG (1,5 W, 100 mJ, 15 Hz, 150 μs , 125 J/cm^2) e após um tratamento com solução aquosa de SnF_2 a 10% por 30 minutos. Grupo II: as amostras receberam irradiação laser com os mesmos parâmetros acima e após, o tratamento com uma solução de SrCl_2 em forma de pasta (SensodyneTM) por 30 minutos. Grupo III: as amostras receberam apenas o tratamento com uma solução aquosa de SnF_2 a 10% por 30 minutos. Grupo IV: as amostras receberam apenas tratamento com a pasta de SrCl_2 (SensodyneTM) por 30 minutos. Grupo V: consistiu de amostras que receberam apenas irradiação laser nos parâmetros mencionados. A seguir todas as amostras foram preparadas para exame em microscopia eletrônica de varredura (MEV) e as amostras dos grupos I, II, III e IV, para análise qualitativa por energia dispersiva de Raio X (EDX). O aspecto da ultra-estrutura da dentina mostrava uma superfície totalmente alterada pela radiação. Notavam-se os canalículos dentinários totalmente ocluídos, em meio a uma estrutura heterogênea e rugosa, decorrente da fusão e ressolidificação da estrutura dental. Áreas de carbonização estavam ausentes. Sn^{++} foi detectado a uma profundidade de 250 μm nas amostras do grupo I, enquanto que nas amostras do grupo III, a presença deste íon não ultrapassava 130 μm . Sr^{++} pode ser detectado a pelo menos 500 μm na intimidade do tecido dentinário nas amostras do grupo II, enquanto que em 50 μm de profundidade, em amostras do grupo IV, a presença do elemento já não era mais notada. F^- somente foi detectado em amostras irradiadas do grupo I. De acordo com os resultados do estudo constatou-se que através de alterações ultra-estruturais provocadas pela radiação laser, verificou-se uma maior incorporação dos elementos químicos Sn^{++} , Sr^{++} e F^- pelo tecido dentinário.

Unitermos: Dentina, laser de Nd:YAG, soluções de sais metálicos

GLAUCHE, C. E. C. Nd:YAG laser associated with metal salts solutions in the treatment of dentinal hypersensitivity. São Paulo, 2001. Dissertation (Master of Science in Dentistry) – School of Dentistry, São Paulo University. Nuclear and Energetic Research Institute – IPEN.

ABSTRACT

The objective of this study was to observe the ultrastructural changes caused by the radiation of Nd:YAG laser on the tooth tissue and determine qualitatively the presence of Sn^{++} , Sr^{++} e F^- , inside the dentin, being it irradiated or not. Ten molar teeth recently extracted were cut into 2 mm discs. The samples were soaked in a EDTA solution at 17% for 2 minutes and divided into five groups. Group I: the samples were irradiated with Nd:YAG laser (1,5 W, 100 mJ, 15 Hz, 150 μs , 125 J/cm^2) and after that, a treatment with a SnF_2 aqueous solution at 10% for 30 minutes. Group II: the samples got laser irradiation with the same parameters and then a treatment with a SrCl_2 solution as a toothpaste (Sensodyne™) for 30 minutes. Group III: the samples just got a treatment with a SnF_2 aqueous solution at 10% for 30 minutes. Group IV: the samples just got a treatment with a SrCl_2 solution as a toothpaste (Sensodyne™) for 30 minutes. Group V: samples that just got laser irradiation in the parameters above mentioned. Then, all samples were prepared for scanning electronic microscopy (SEM) and samples of groups I, II, III and IV for energy dispersive X-ray microanalysis (EDX). The ultrastructure aspect of the dentin showed the surface totally altered by the irradiation. The dentinal tubules were closed amidst an heterogenous and rough structure, due to the melting and resolidification of the dental structure. Carbonization areas were absent. Ions Sn^{++} were found at a depth of 250 μm in the samples of group I, whereas in the samples of group III, Sn^{++} were not found deeper than 100 μm . Sr^{++} could be detected at least at 500 μm in the inner dentin in the samples of group II. However, Sn^{++} were not found at 50 μm in the group IV samples. Ions F^- were just found in the irradiated samples of group I. According to the study results we observed that through ultrastructural changes, caused by laser irradiation, a higher uptake of Sn^{++} , Sr^{++} e F^- by the dentin was observed.

Key words: Dentin, Nd:YAG laser, metal salts solutions

1. INTRODUÇÃO

1.1. A sensibilidade dentinária

Um dos problemas mais intrigantes da histologia e fisiologia dentária é o mecanismo da sensibilidade dentinária, que se evidencia clinicamente a todos os cirurgiões-dentistas através da queixa do paciente ao relatar dor em áreas de dentina exposta, principalmente em regiões cervicais dos elementos dentais (ADDY, 1992).

A dor proveniente deste tipo de problema crônico está entre as que não são satisfatoriamente tratadas pelos profissionais da área odontológica. Variando de grau e intensidade, este tipo de manifestação pode ocorrer como uma pequena sensibilidade ou uma dor muito intensa e pode afetar um único elemento dentário ou grupo de dentes em diversos locais das arcadas (STOUT, 1955). TROWBRIDGE & SILVER, 1990 dizem que o principal sintoma da hipersensibilidade dentinária é uma dor repentina, de duração curta mas extremamente aguda, que pode ser desencadeada por estímulos térmicos ou mecânicos.

Segundo ADDY, 1990, hipersensibilidade dentinária pode ser definida como "uma dor originária de uma área de dentina exposta, em resposta a um estímulo térmico, táctil ou osmótico, a qual não pode ser explicada como proveniente de qualquer outra forma de defeito dental ou patologia". Tal resposta dolorosa de curta duração "não difere muitas vezes de uma resposta dentinária normal ou mesmo daquela onde mudanças pulpares específicas ocorrem". Portanto, segundo o autor, o termo sensibilidade dentinária também pode ser apropriadamente usado.

Sob o aspecto epidemiológico, FLYNN et al. 1985 investigaram a prevalência da hipersensibilidade dentinária em 369 pacientes escoceses (172 homens e 197 mulheres), com idades que variavam entre 11 e 74 anos. Após todos terem respondido a um questionário de avaliação, testes intra-orais de sensibilidade ao frio e ao estímulo táctil

foram realizados. De 103 pacientes que relataram ter dentes sensíveis, somente 62 responderam positivamente aos testes intra-orais. Ao redor de 29% dos pacientes relataram desconforto ao estímulo térmico, mas quando aqueles pacientes com problemas que poderiam causar sintomas de dor (cáries, esmalte fraturado, etc.) foram excluídos do estudo, a incidência de sensibilidade aos estímulos térmicos foi de 18%. Quando levou-se em consideração a presença de dor ao dois tipos de estímulo aplicados simultaneamente, um após o outro, a incidência foi de 8,7%. A presença de sensibilidade era mais acentuada entre as mulheres, mas sem diferenças estatísticas significativas.

FISCHER et al., 1992 examinaram 635 pacientes quanto a presença de hipersensibilidade dentinária. Através de um questionário e testes intra-orais (estímulos por meio do ar da seringa e por meio de uma sonda), 157 pacientes (25%) relataram ter dentes hipersensíveis, mas somente em 108 pacientes foi confirmado o diagnóstico. A prevalência de hipersensibilidade era maior entre mulheres do que homens, mas não existia diferenças estatísticas significativas. A maioria das mulheres com hipersensibilidade tinham entre 20 e 49 anos e a maioria dos homens entre 40 e 59 anos. Incisivos e pré-molares eram os dentes mais afetados. Importante notar que a presença e história de hipersensibilidade dentinária estava associada a pacientes que se submeteram a algum tipo de terapia periodontal.

SOBRAL, 1994, realizou um estudo a fim de verificar por amostragem, a prevalência e a distribuição dos dentes com hipersensibilidade dentinária cervical. Foram incluídos no estudo 267 pacientes em tratamento ambulatorial que foram examinados aleatoriamente. O estudo clínico demonstrou que um entre cada seis pacientes em tratamento apresentava algum dente com hipersensibilidade. O adulto jovem foi o mais predisposto ao surgimento de hipersensibilidade dentinária cervical, ocorrendo de forma semelhante em homens e mulheres. A face em que houve maior presença desta entidade clínica foi a vestibular dos dentes examinados. Os dentes mais freqüentemente afetados eram os pré-molares.

LIU et al., 1998 estudaram a prevalência, distribuição e possíveis fatores causais entre um grupo populacional de Taiwan. Um total de 780 pacientes foram examinados quanto a presença de hipersensibilidade dentinária cervical por meio de um questionário e exames intra-orais. Havia 253 pacientes (32%) que reclamavam de sensibilidade em seus dentes naquele momento e 90 pacientes (12%) que relataram uma história de dentes hipersensíveis. A distribuição intra-oral da hipersensibilidade mostrava que os dentes molares e pré-molares eram os dentes mais sensíveis a estímulos térmicos (ar) e mecânicos (sonda)(ORCHADSON & COLLINS, 1987), enquanto que os incisivos eram os dentes menos atingidos. A presença e a história deste problema estava correlacionado com pacientes portadores de abrasões dentárias provocadas por escovação traumática ou história anterior de doença periodontal. Somente alguns pacientes tinham experimentado algum tipo de terapia com o uso de pasta de dentes com agentes dessensibilizadores (11%) ou receberam ajuda profissional (5%).

Exames microscópicos de dentinas hipersensíveis feitos por ABSI et al., 1987, revelam que os diâmetros tubulares estão significativamente aumentados quando comparados com aqueles de dentinas não-sensíveis. Observações através de microscopia eletrônica de varredura de biópsias de dentina, mostraram que os orifícios dos túbulos dentinários estão abertos e visualiza-se a presença de uma estrutura membranosa que cobre as paredes dos túbulos (YOSHIYAMA et al., 1989, YOSHIYAMA et al., 1992). Utilizando o mesmo tipo de exame microscópico, OYAMA & MATSUMOTO, 1991 visualizaram em amostras de dentinas hipersensíveis, a presença de túbulos dentinários alargados, túbulos dentinários aglutinados e grupos de túbulos aglutinados na forma de uma cinta. Já RIMONDINI et al., 1995 observaram a presença de um *smear layer* cristalino, acompanhado de uma grande quantidade de túbulos dentinários abertos e perda da dentina intertubular. Notaram ainda que em dentinas hipersensíveis, o *smear layer* é sempre removido pela ação do ataque ácido, enquanto que em dentinas que não apresentavam sensibilidade, esta remoção era somente parcial ou estava ausente. YOSHIYAMA et al., 1996 observando biópsias de regiões hipersensíveis notaram a presença de estruturas tubulares que se destacavam da luz dos túbulos dentinários.

DOWELL et al. (1985) e BISSADA (1994) lembram que a exposição dentinária pode ocorrer devido à perda do esmalte e/ou à desnudação da superfície radicular com consequente remoção do cemento. Como possíveis causas, os autores citam os problemas relacionados a desarmonia oclusal, levando a atrição, ou mais comumente devido a exposição radicular e perda do cemento resultante da recessão gengival (GRAF & GALASSE, 1977). Terapia periodontal (HAUGEN & JOHANSEN, 1988, ROSS, 1961) e procedimentos restauradores também são citados como causadores desta entidade clínica (PASHLEY, 1987). Além disso, os efeitos ácidos e mecânicos do meio ambiente bucal, abrasão provocada por escovação traumática (SAXTON & COWELL, 1981, SANGNES, 1976), componentes erosivos da dieta (DAVIS & WINTER, 1980), presença de placa e invasão bacteriana da dentina são citados como fatores etiológicos deste desconforto (BRANNSTROM, 1992).

Freqüentemente, durante o período inicial que se segue a uma terapia periodontal, a dentina exposta toma-se progressivamente mais sensível ((HARRIS & CURTIS, 1976). Pacientes desenvolvem hipersensibilidade dentinária quando o *smear layer* na superfície dentinária dissolve-se, abrindo os canalículos para estímulos externos. O desconforto causado na área hipersensível pode reduzir o controle da placa por parte do paciente (EVERETT, 1964, PASHLEY et al., 1985). A remoção da placa pela higiene oral é uma parte essencial da terapia contra a sensibilidade. Se o paciente não tiver um controle de placa adequado e o acúmulo de microorganismos for permitido após a abertura dos túbulos dentinários, as terminações nervosas serão continuamente estimuladas. GARBEROGLIO & BRANNSTRÖM, 1976 sugeriram que toxinas da placa bacteriana podem penetrar nos túbulos dentinários e se difundirem para a polpa. A irritação pulpar provocada pelas toxinas bacterianas pode ser responsável pelo aumento da resposta clínica aos diferentes estímulos.

Mecanismos traumáticos também são citados como possíveis causadores de exposição dentinária. Cargas oclusais excêntricas que deformam lateralmente o elemento dental, ou cargas oclusais cêntricas que promovem um esforço de compressão, geram um

estresse que se concentra na região cervical, resultando na ruptura da estrutura cristalina dos prismas de esmalte, levando ao surgimento de micro-trincas na superfície. O esmalte tolera apenas uma pequena quantidade de deformações até se fraturar. YAP & NEO, 1995 descreveram dois tipos de estresse que podem atuar sobre o elemento dental: o estresse por compressão, o qual atua na direção da aplicação da força, abaixo do ponto de contato dos elementos dentais, e o estresse por tração, que atua em direção oposta ao da aplicação de esforços. Os autores disseram que o estresse está presente na junção esmalte-cimento. Sendo a dentina substancialmente mais resistente que o esmalte, devido a sua alta resiliência, é capaz de resistir a grandes deformações sem se fraturar. Entretanto, o esmalte não suporta tal tensão e os cristais de hidroxiapatita podem se romper, dando início às lesões cervicais não cariosas.

De acordo com HEYMANN et al.,1991, pacientes com história de bruxismo ou evidência clínica de outras formas de traumatismo oclusal recebem grande sobrecarga sobre seus dentes. O aumento da flexão na região cervical, em consequência desta sobrecarga pode resultar em parcial ou total falha na adesão das restaurações, quando existentes, ou mesmo a perda da estrutura dental na região cervical, com consequente aparecimento da hipersensibilidade dentinária cervical.

1.2. Fisiologia da dor na hipersensibilidade dentinária

Para ISHIKAWA, 1969, a sensação de dor está geralmente associada ao estímulo de terminações nervosas presentes nos túbulos dentinários que estão expostos na superfície radicular, os quais não estão cobertos pelo chamado *smear layer*. NARHI et al., 1992 e BRANNSTROM, 1992, observaram em animais, a presença de fibras nervosas intradentais do tipo A, as quais sofrendo uma sensibilização induzida pela inflamação seriam responsáveis pelos estímulos dolorosos. Para ABSI et al., 1987, se a superfície dentinária está exposta, os túbulos dentinários, os quais estão abertos para a cavidade oral e mantêm contato com a câmara pulpar, fornecem uma conexão entre o meio ambiente

oral e as terminações nervosas sensitivas da polpa dentária. ANDERSON et al., 1967, baseados em evidências histológicas, embriológicas e eletrofisiológicas, sugeriram que o odontoblasto e seu processo desempenham papel importante na mediação da dor no tecido dentinário.

Basicamente existem 3 teorias que procuram explicar o mecanismo pelo qual ocorre a sensibilidade dentinária. A primeira teoria (FRANK, 1966, 1968) preconiza a possibilidade da dentina ser de fato inervada (Fig. 1 e 2). Estudos histológicos mostraram que as fibras nervosas saem do plexo de Raschkow, penetram na pré-dentina como uma alça e saem para novamente ingressar no plexo, sendo que algumas fibras nervosas penetram nos canalículos dentinários a uma profundidade que não ultrapassa os 100 μm (fig. 1). Existem variações para os diversos grupos de dentes. Por exemplo, nos pré-molares humanos, a pré-dentina na frente de mineralização e na dentina mineralizada que cobre os cornos pulpares, os nervos canaliculares são encontrados em número reduzido dentro da dentina mineralizada. Na dentina radicular, não existem nervos nos canalículos da dentina mineralizada, embora alguns possam ser encontrados na face pulpar da pré-dentina, especialmente onde os processos odontoblásticos penetram na pré-dentina. A densidade dos nervos intra-tubulares também varia e, em alguns casos pode ser tão grande quanto um para cada canalículo secundário em áreas distintas.

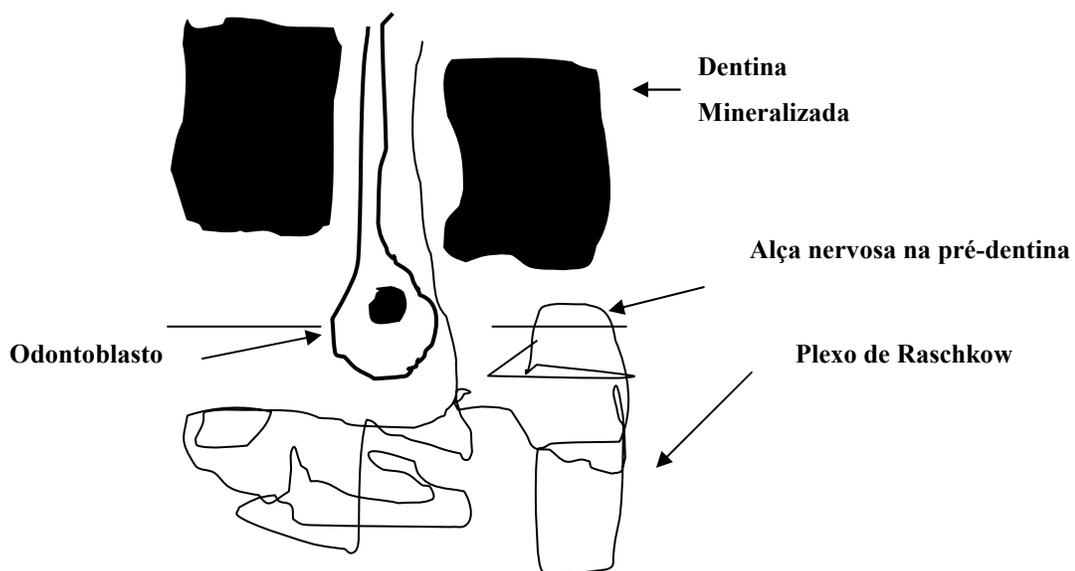


Fig. 1 Modelo de acordo com a teoria da inervação da dentina

Fonte: Histologia Dental Avançada. 1988. Cap 14, p.119

Contudo, considerando a sensibilidade dentinária humana, extremamente poucos canalículos parecem possuir nervos e o que é mais significativo, dentes recém-erupcionados não parecem conter nervos intra-dentinários, a despeito do fato de serem sensíveis. Há poucas dúvidas de que a dentina mineralizada seja inervada porém, se a presença de poucas fibras nervosas influenciaria significativamente a sensibilidade dentinária, é algo a ser ainda comprovado. A demonstração histológica dos elementos neurais na dentina não consegue explicar a hipersensibilidade sugerida da junção esmalte-dentina.

A segunda teoria (fig. 3) (SELTZER, 1971, 1979) defende que o processo odontoblástico e o corpo celular tem uma função sensorial especial e estão ligados a uma via neuro-anatômica mais comum que se inicia na polpa. Portanto, considera-se o odontoblasto como uma célula capaz de transmitir estímulo de uma maneira comparável a um nervo. Para sustentar esta concepção, leva-se em consideração a presença da acetilcolinesterase adjacente aos corpos e processos dos odontoblastos. Essa enzima é tipicamente encontrada em associações com nervos e odontoblastos. Devido ao fato de que os odontoblastos são provavelmente originários da crista neural, não é descabido sugerir que eles podem reter a capacidade de muitas células cristo-neurais para propagar impulsos. Também ao fato de que os processos odontoblásticos ramificam-se de maneira profusa na região da junção esmalte-dentina, poderia explicar a relatada hipersensibilidade desta junção com base em um fenômeno de somação.

Finalmente, a terceira teoria, chamada de hidrodinâmica (BRANNSTROM, 1962, 1966)(fig. 4) diz que os receptores associados a sensibilidade dentinária estão localizados dentro da polpa, mas são capazes de detectar mudanças locais conduzidas mecanicamente através da espessura da dentina. Se o processo do odontoblasto não propaga um impulso elétrico, existe a possibilidade de uma transmissão puramente física do estímulo, ao invés

de biológica. Sugere-se que as mudanças de temperatura na superfície de um dente poderiam ser transmitidas fisicamente, por condução, da dentina mineralizada para a polpa. Porém, respostas a estímulos produtores de dor cuidadosamente cronometradas, tem indicado que a velocidade de transmissão é muito maior do que a que poderia ser prevista por simples condução. Os espaços de tempo estavam intimamente relacionados àqueles que poderiam ser previstos, se os estímulos causassem o movimento do fluido através da dentina devido a contrações e expansões da superfície, como consequência das mudanças de temperatura. Além disso, concluiu-se experimentalmente que o movimento do fluido através da dentina causa a estimulação das terminações nervosas tanto na polpa quanto na dentina. Isto é parte da evidência que sugere que os movimentos dos fluídos na dentina poderiam ser responsáveis pelo início dos impulsos a partir das terminações nervosas e é a base para sugerir que há uma transmissão hidrodinâmica de estímulos produtores de dor (GYSI, 1990). Este mecanismo está diretamente associado a um aumento da permeabilidade dentinária. Alterações na pressão provocam a resposta de mecanorreceptores e fibras pulpares que atuam como transdutores que convertem os estímulos mecânicos em estímulos elétricos. São estes estímulos elétricos que atuam sobre os nervos pulpares causando uma resposta dolorosa.

Teorias do mecanismo de sensibilidade dentinária

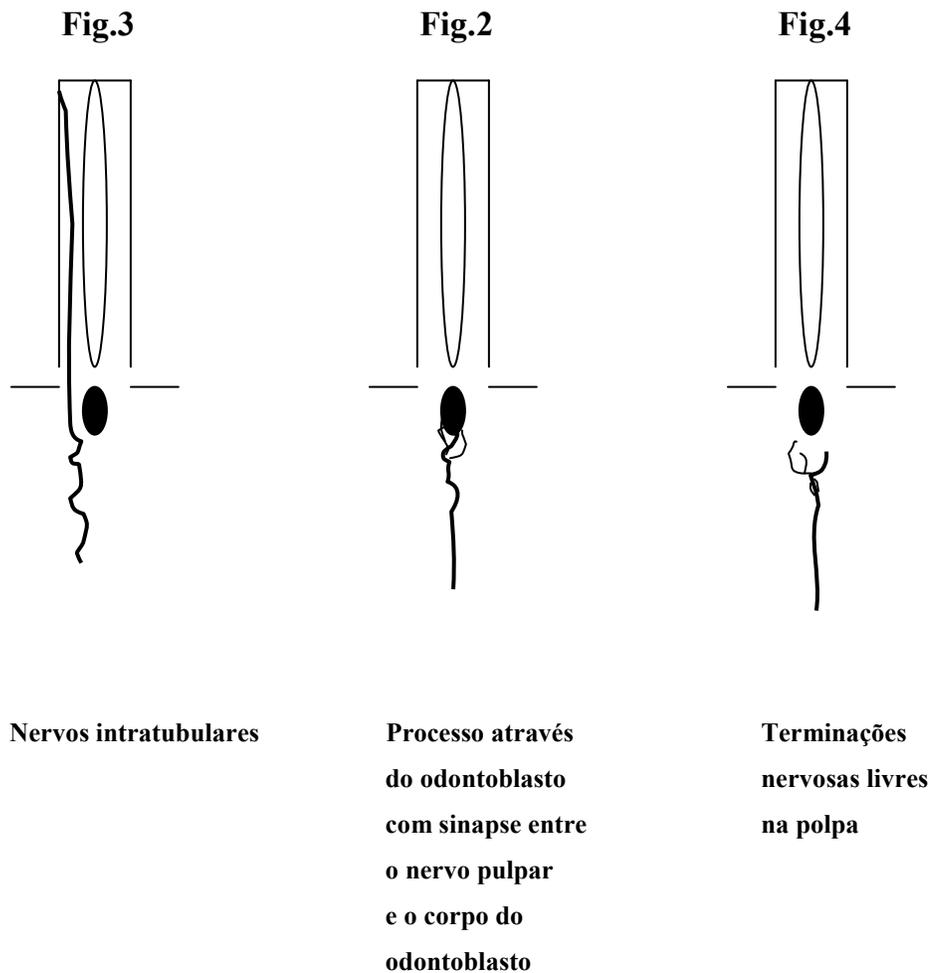


Fig 2,3,4. Os esquemas mostram as diversas teorias sobre a sensibilidade dentinária.

Fonte: Histologia Dental Avançada. 1988. Cap 14, p.118.

1.3. Tratamento

GROSSMAN, 1935, sugeriu critérios para o tratamento desta condição clínica, os quais ainda são hoje aplicáveis. Os agentes terapêuticos deveriam ter as seguintes propriedades:

1. Não possuírem ação irritante à polpa
2. Serem relativamente indolores quando aplicados
3. Serem facilmente aplicáveis

4. Possuírem rápida ação terapêutica
5. Possuírem efetividade a longo prazo
6. Não causarem manchamento da superfície dental
7. Possuírem alta efetividade

Baseados nas diversas teorias, em observações clínicas e em exames microscópicos e laboratoriais tem-se procurado agentes, que através do selamento dos túbulos dentinários (KIM, 1986, BRANNSTROM, 1992), reduzam sua permeabilidade, como sugerido por PASHLEY et al. 1978, por PASHLEY, 1986 e por KRAUSER, 1986.

Métodos que incluem a oclusão mecânica dos canalículos dentinários, como o uso de fluoretos em altas concentrações, a fim promover uma maior mineralização de dentina pela precipitação de íons dentro dos túbulos (HOYT & BIBBY, 1943, EHRLICH et al., 1975) ou ainda para criar uma barreira de CaF_2 sobre o dente (LUKOMSKY, 1941) foram objeto de diferentes estudos. O uso de resinas sintéticas ou emulsões resinosas para fornecer uma barreira mecânica de proteção (ADDY & DOWELL, 1983, YOSHIYAMA et al., 1992, DAVIDSON & SUZUKI, 1997, ZHANG et al., 1998) e a difusão de materiais por iontoforese através dos túbulos dentinários (MINKOV et al., 1975, GANGAROSA & PARK, 1978, GANGAROSA, 1981) a fim de provocar a obliteração dos túbulos dentinários (HUANG & GUO, 1995), são algumas das tentativas de tratamento para este tipo de desconforto. Modificações do conteúdo tubular através da coagulação, precipitação proteica ou criação de complexos de cálcio insolúvel foram outras formas de abordagem (Mc FALL, 1986, LAUFER et al., 1981). Outros agentes tais como nitrato de potássio (TOUYZ & STERN, 1999) e formaldeído (TARBET et al., 1982) foram investigados no intuito de diminuir a dor de dentinas hipersensíveis mas se mostraram agressivos para a polpa dental. O uso concomitante de dentifrícios contendo nitrato de potássio, pirofosfato solúvel, co-polímero PVM/MA e fluoreto de sódio foram testados (SCHIFF et al., 1994). HIATT & JOHANSEN, 1972 utilizaram uma pasta a base de CaHPO_4 e Ca(OH)_2 para tratar raízes sensíveis após o tratamento periodontal. Também

PASHLEY & GALLOWAY, 1985 e SALVATO et al., 1990 testaram o uso de compostos a base de oxalatos.

Segundo PASHLEY, 1986, nem todos os agentes que são capazes de diminuir a sensibilidade tem como característica a obliteração dos túbulos dentinários. Dois mecanismos possíveis na ação deste tipo de agente dessensibilizador seriam o de bloquear a sensibilidade dos nervos pulpares sensoriais, alterando sua excitabilidade (MARKOWITZ & KIM, 1990) e o bloqueio do movimento do fluido intra-canalicular.

Segundo BILOTTO et al., 1988, cátions divalentes teriam a capacidade de inibir a atividade dos nervos intradentais quando aplicados através de soluções em áreas hipersensíveis. ROSS, 1961 sugere que a ação dessensibilizadora de soluções de íons metálicos resultariam no bloqueio bioquímico da transmissão neural dos estímulos através das fibras nervosas e cita PAWLOWSKA, 1956, que descreve como possível atuação destas substâncias, à sua habilidade de combinar-se com os biocolóides do esmalte e da dentina através do mecanismo de adsorção. MARKOWITZ et al., 1991 observaram que cátions divalentes tem uma ação efetiva sobre as fibras nervosas da polpa provocando a depressão da excitabilidade da membrana da célula nervosa, sem no entanto alterar seu potencial de membrana.

CLARKSON, 1978 e CLARKSON & WEFEL, 1979, sugeriram que aplicação de soluções fluoretadas de íons metálicos produzem um aumento nas concentrações de íons fluoreto na superfície dental. SKARTVEIT et al., 1991 explicaram que soluções fluoretadas de sais metálicos liberam grandes quantidades de íons fluoreto por um período relativamente grande de tempo, ao mesmo tempo que incorporados à superfície dental atrairiam íons fluoreto quando disponíveis na cavidade oral, mantendo assim os altos níveis de flúor na superfície dental. Segundo GEDALIA et al., 1978, o processo de mineralização é possivelmente o meio pelo qual soluções fluoretadas e de íons metálicos diminuem a sensibilidade dentinária. TRASH et al., 1994 explicaram que a formação de

um precipitado mineral cobrindo as áreas de dentina exposta provoca uma barreira física que previne o estímulo das terminações nervosas livres localizadas nos dentinotúbulos.

Já para MILLER et al., 1994 e SHANNON et al., 1965, complexos de estanho de baixa solubilidade apresentaram grande capacidade de obliterar os túbulos dentinários. CHUL et al., 1989 recomendaram clinicamente as soluções fluoretadas de sais metálicos, por sua ação na prevenção da cárie e por seu grande efeito dessensibilizador dos tecidos dentinários.

2. REVISÃO DA LITERATURA

2.1. As soluções de íons metálicos

Superfícies radiculares de incisivos e caninos de cinco cães foram expostas, alisadas e monitoradas por PENNEY & KARLSSON, 1976, para sensibilidade induzida eletricamente. Após o recobrimento pós-cirúrgico das áreas expostas (2 a 5 dias), as superfícies radiculares de 4 cães foram condicionadas (diariamente por 4 a 7 dias) com polimento e ataque ácido, somente com polimento ou somente por escovação em três quadrantes de cada animal. Após um intervalo de 30 minutos, aplicações tópicas de SnF₂ a 10% (solução aquosa) por 30 minutos ou de SrCl₂ a 1% (pasta de dentes) nos 4 a 7 dias seguintes foram aplicadas sobre as raízes. Efeitos positivos e negativos foram alcançados para diferentes tempos, tipos de condicionamento e tratamentos. O condicionamento sem um tratamento dessensibilizador não levou a qualquer resposta. As raízes expostas (quadrante controle) sem um condicionamento revelaram a aparência de uma dessensibilização natural. Somente o tratamento com a solução de SnF₂ diminuiu a sensibilidade se as raízes recebessem um pré-tratamento com polimento e ataque ácido. Sob microanálise de sonda eletrônica, íons Sn foram detectados a 10 µm da superfície. Íons fluoreto podiam ser detectados a aproximadamente 100 µm na intimidade da dentina antes que os valores caíssem aos valores iniciais. Íons Sn puderam ser observados em altas concentrações a 30 µm da superfície. A 200 µm da superfície também podiam ser notados, desde que as amostras fossem pré-tratadas com escovação. Estes resultados indicaram que a penetração e dessensibilização provocadas pelas substâncias utilizadas, dependiam do condicionamento das superfícies radiculares antes do tratamento preconizado.

GEDALIA et al., 1978 estudaram *in vivo* e *in vitro* os efeitos de uma solução de NaF e de SrCl₂ sobre dentinas hipersensíveis. Uma solução tópica a 2% de NaF foi aplicada em pacientes que reclamavam de grande sensibilidade. A aplicação era acompanhada ou não de um pré-tratamento com uma solução de SnF₂ a 10%.

Adicionalmente, a radiopacidade de um tratamento dentinário a base de NaF a 2% e de SnF₂ a 25% foi avaliada *in vitro*, através de técnicas radiográficas utilizando-se da densidade óptica da dentina. Por um período de 3 meses, a redução da sensibilidade ao frio e a estímulos mecânicos foi avaliada por escores de dor em dentinas expostas da região cervical de dentes homólogos. Os autores observaram uma diminuição significativa da hipersensibilidade após ambos os tratamentos. No final do experimento, o tratamento combinando as soluções de estrôncio e flúor mostrou-se mais efetivo na redução da sintomatologia ao estímulo frio. O aumento da radiodensidade de amostras de dentina imersas na solução de SrCl₂ foi estatisticamente significativa, o que não ocorreu com as amostras imersas em NaF. Os autores explicaram que o processo de mineralização é possivelmente o meio pelo qual soluções fluoretadas e de íons metálicos diminuem a sensibilidade dentinária.

Os efeitos do tratamento de superfícies dentinárias com SnF₂ foram investigados por ELLINGSEN & ROLLA, 1987 utilizando MEV e análise por microsonda eletrônica. Amostras de dentina humana foram tratadas com uma solução aquosa de SnF₂ em concentrações que variaram entre 1 e 10%. O período de tratamento foi de 1, 5, 10 ou 60 minutos. Os resultados do estudo apontaram para a presença tanto de íons estanho quanto de íons fluoreto na superfícies tratadas. As concentrações variavam conforme a duração do tratamento. O estudo também mostrou que tanto íons estanho quanto fluoreto foram removidos após as amostras terem sido expostas a uma solução 1M de KCl por 15 horas. Esta reação não foi observada após a exposição das amostras à água durante o mesmo período. Exames da dentina tratada com SnF₂ mostraram a presença de uma densa camada de partículas globulares em conjunto com algumas partículas de maior tamanho. Os túbulos dentinários estavam totalmente cobertos por SnF₂, mesmo que esta solução fosse utilizada a baixas concentrações. Os autores explicaram ainda que a deposição de glóbulos de íons estanho e de íons fluoreto pode se tornar de grande interesse clínico devido ao aumento na capacidade de resistência ao desafio cariogênico por parte do tecido dentinário e no controle das reações de hipersensibilidade dentinária.

Como parte de uma avaliação do potencial de retenção de aplicações tópicas de soluções de íons metálicos de TiF_4 e SnF_2 em superfícies radiculares, TVEIT et al., 1988, prepararam facetas de dentina exposta em cães Beagles. As superfícies foram tratadas com soluções de TiF_4 e SnF_2 ($1,1 M F^-$, pH normal) por 1 minuto e por 4 minutos. Após, as 3, 7 e 21 semanas, as superfícies experimentais foram analisadas para íons fluoreto, titânio, estanho e cálcio por meio de microsonda eletrônica. As superfícies dentinárias tratadas com TiF_4 por 1 minuto mostraram concentrações de flúor variando entre 0,15% e 1,03%, enquanto que aquelas tratadas com SnF_2 por 4 minutos mostraram valores entre 0,22% a 1,28%.

Em um estudo *in vitro*, aplicando soluções tópicas de TiF_4 , SnF_2 , NaF e Fe-Al-F sobre superfícies radiculares, DERAND et al., 1989 examinaram o efeito destas soluções fluoretadas sobre superfícies desmineralizadas. Dentes pré-molares extraídos foram tratados com géis ácidos a fim de produzirem artificialmente lesões desmineralizadas, as quais foram estudadas por meio de microrradiografias e microscopia óptica e a concentração de 12 elementos foi determinada por meio de espectrometria de massa de íons. Segundo os autores, os resultados indicaram uma diminuição na velocidade de formação das lesões nas amostras submetidas às soluções fluoretadas. Os maiores benefícios foram obtidos com as soluções de TiF_4 e SnF_2 . Análise dos elementos revelaram que altas concentrações de íons F^- (mais de 3,5%) acumularam-se no terço externo da lesão e que TiF_4 e SnF_2 formavam depósitos no cemento, embora Sn^{++} e Ti^{+4} também foram observados no interior da lesão. A solução de NaF ocasionou um efeito bastante discreto sobre a formação da lesão, mas induziu a formação de altas concentrações de F^- em zonas desmineralizadas. A solução de Fe-Al-F atuou apenas superficialmente e levou baixas concentrações de íons fluoreto à lesão, embora íons Fe^{+4} e Al^{+3} estivessem presente em seu interior.

MARKOWITZ et al., 1991 avaliaram a possível influência do potássio e de cátions divalentes na diminuição da atividade nervosa em dentinas hipersensíveis. Os autores notaram que, após a aplicação tópica de uma solução 0,756 mol/l de KCl, houve uma

diminuição da atividade nervosa provocada por uma resposta bifásica, isto é, a ocorrência de uma resposta excitatória transitória seguido por um período prolongado de inibição. Notaram também que algum tempo após a aplicação da solução de KCl o estímulo nervoso voltava a níveis iniciais. Devido a isso, os autores trataram previamente as áreas sensíveis com soluções de CaCl_2 , MgCl_2 e SrCl_2 , as quais reduziram grandemente a resposta dos nervos intrapulpares ao KCl. O mecanismo de ação do KCl parece estar ligado a uma alteração imediata da concentração de íons potássio, presumivelmente despolarizando a membrana celular nervosa, provocando a potencialização da ação (potencial de membrana). Com os altos níveis de potássio extracelular, o estado sustentado de despolarização permanece, e o resultado é a inativação do potencial de ação. Os cátions divalentes parecem ocasionar a depressão da excitabilidade da membrana da célula nervosa sem alterar o potencial de membrana. Os autores concluíram que cátions divalentes podem ser usados juntamente com o KCl como possíveis agentes no tratamento de dentes hipersensíveis.

Comparando *in vitro* o padrão de liberação de íons fluoreto da dentina de dentes extraídos, SKARTVEIT et al., 1991 aplicaram soluções fluoretadas de TiF_4 , SnF_2 e NaF por 4 minutos e por 1 minuto em áreas pré-selecionadas de seis grupos de espécimes de superfícies radiculares. As amostras foram imersas em água destilada. Espécimes não tratadas serviram como controle. A água foi trocada diariamente por 30 dias e a concentração de flúor foi medida por um eletrodo íon-seletivo. Todos os grupos testados mostraram um rápido declínio da concentração de flúor. Nos grupos onde a solução atuou por 4 minutos, foram ultrapassados os limites de detecção do aparelho nos primeiros 28 dias para a solução de TiF_4 , 11 dias para a solução de SnF_2 e 7 dias para a solução de NaF. Nos grupos onde a solução atuou por 1 minuto, os registros foram menores. Análises de íons estanho por espectrofotometria de absorção atômica mostraram diminuição da concentração deste íon nos primeiros 12 dias para os dois grupos. Traços de íons Ti foram encontrados e nenhum padrão de liberação pode ser observado.

Testando a eficácia de uma forma de tratamento a fim de controlar a sintomatologia de dentinas hipersensíveis, THRASH et al., 1994 utilizaram uma solução aquosa de SnF₂ a 0,717% e um gel da mesma substância a uma concentração de 0,4%. A solução foi aplicada diretamente nas áreas sensíveis por um minuto e por outros 3-5 minutos a solução permaneceu atuando. Uma aplicação adicional de 1 minuto era feita se houvesse necessidade. Este regime de tratamento se estendia por 2 a 4 semanas. O gel era aplicado posteriormente pelo próprio paciente a fim de alcançar os resultados desejados a longo prazo, já que segundo os autores, sua aplicação gradual ocasiona mecanismos de ação diferentes daqueles desencadeados pela solução. Os autores concluíram que para controlar os sintomas da hipersensibilidade dentinária, o meio mais adequado foi a utilização da solução de SnF₂ a 0,717% para o imediato alívio da dor, associado a um gel de SnF₂ a 0,4% para evitar sua recidiva no longo prazo.

Com a finalidade de avaliar as mudanças nos túbulos dentinários após o tratamento com flúor aplicado através de um processo de iontoforese, HUANG & GUO, 1995, dividiram dentes extraídos em três grupos, sendo nomeados como grupo controle, grupo tratados com NaF e iontoforese e grupo tratado com NaF sem iontoforese. Um aparelho operado através de bateria foi utilizado para aplicar a corrente elétrica. Todos os dentes foram preparados para exame em microscopia eletrônica de varredura após os tratamentos. Os resultados do estudo mostraram que o tratamento com flúor, com ou sem iontoforese, produziu precipitação granular nos túbulos dentinários e reduziu seu diâmetro. Em dentes tratados por 5 minutos com NaF sem iontoforese a profundidade de penetração desta precipitação alcançou 75 µm, em média, onde os grânulos eram pequenos e esparsos. No tratamento dos dentes por 5 minutos com NaF e iontoforese, a penetração média alcançou 250 µm na primeira aplicação, enquanto que após três aplicações a média de penetração alcançou 830 µm. A análise da microscopia revelou que a fluoretação juntamente com o processo de iontoforese resultou na obstrução dos túbulos dentinários. Os autores notaram que tanto a frequência quanto a duração do tratamento sob corrente e voltagem constantes afetavam o tamanho das partículas, a forma de sua

precipitação e a profundidade de penetração. Grandes partículas e maior penetração de flúor foram observados em dentes tratados conjuntamente com NaF e iontoforese.

Com o intuito de encontrar novas alternativas para o tratamento de pacientes que apresentam esta entidade clínica, já que infelizmente, na opinião de SCHENKMEUSER & DUSCHNER, 1997 muito dos estudos são ainda controversos e a maioria dos tratamentos preconizados mostraram-se ineficientes ou de resolução apenas temporária (KERNS et al., 1991), vários autores estudaram a possibilidade da utilização da luz laser como auxiliar no tratamento da hipersensibilidade dentinária, visando a obstrução dos canalículos dentinários (TANJI & MATSUMOTO, 1994) e a redução da sintomatologia dolorosa (GELSKEY et al., 1993, LIU & LAN, 1994, YONAGA et al., 1999, LAN et al., 1999).

2.2. A luz laser

A palavra laser é o acrônimo da expressão inglesa *light amplification by stimulated emission of radiation*. Estritamente falando, “o feixe laser é uma luz amplificada se a radiação produzida está dentro do espectro visível ou se a radiação produzida está dentro do infra-vermelho ou ultra-violeta no espectro eletromagnético” (TUNÉR & HODE, 1999). Apresenta-se como a mais luminosa das luzes operando no visível, e seu feixe caracteriza-se por ser colimado, coerente e monocromático (CHESS, 1991, MAILLET, 1987).

Baseado na teoria da emissão espontânea e estimulada da radiação formulada por EINSTEIN, 1916, em seu tratado *Zur Quantum Theorie Der Strahlung* ou A Teoria Quântica da Radiação, onde discutiu-se a interação de átomos, íons e moléculas com a radiação eletromagnética em termos de absorção e emissão espontânea de energia, o primeiro laser foi desenvolvido por MAIMAN, 1960, o qual utilizou-se de um bastão de rubi e de uma lâmpada de *flash* fotográfico a fim de emitir a fonte de luz laser. O primeiro

laser era de estado sólido e empregava um cristal de safira sintético dopado com cromo (rubi), Cr_2O_3 em Al_2O_3 , emitindo uma luz de comprimento de onda em 694,3 nm e 692,8 nm, sendo que a primeira linha era mais intensa. Constitui um sistema de três níveis de energia e com modo de operação geralmente pulsado mas podendo também operar no modo contínuo (CECCHINI, 1995).

STERN & SOGNAES, 1964, utilizando pela primeira vez o laser de rubi nos tecidos dentais duros (esmalte e dentina) e sobre materiais restauradores, observaram o aparecimento de crateras, juntamente com fusão e vitrificação do esmalte e com o feixe penetrando em dentina, provocando sua carbonização, após a utilização de um único pulso de duração temporal de milissegundo e uma fluência de 500 a 2000 J/cm^2 . Além disso, foi observado que sob a aplicação de parâmetros específicos de exposição (no primeiro grupo de 5 a 20 J de energia e no segundo grupo de 2 a 5 J energia com o tempo de 1 ms), houve um aumento da resistência à penetração ácida no esmalte (STERN et al., 1966), sugerindo um papel importante a ser desempenhado pela radiação laser na prevenção da doença cárie.

O primeiro relato da utilização da radiação laser em pacientes e em dentes vitalizados ocorreu no estudo de GOLDMAN et al., 1965, utilizando o laser de rubi. Aplicando uma fluência que variou de 4.000 a 13.400 J/cm^2 em esmalte de incisivos e molares, os autores observaram a formação de crateras e manchas, com a aplicação de densidade de energia menores e o aparecimento de cavidades, com a utilização de maiores níveis de energia, evidenciando um alto grau de penetração da luz no tecido dental, uma das características indesejáveis da radiação na interação com os tecidos biológicos.

TAYLOR et al., 1965 estudaram histologicamente os efeitos do laser de rubi sobre a polpa dental. Utilizando uma energia que variava de 35 a 55 J, com um pulso de 3 milissegundos, observaram extensas áreas de necrose, hemorragia e destruição da camada de odontoblastos, em incisivos de animais de laboratório. Agressão aos dentes e estruturas adjacentes foram também observadas em decorrência do espalhamento do feixe laser.

ADRIAN et al., 1971 confirmaram o efeito deletério do laser de rubi sobre o tecido dentário mesmo quando utilizavam-se baixas energias.

KINERSLY et al., 1965 aplicaram o laser de rubi pulsado sobre o esmalte dental em um estudo *in vitro*. Utilizaram densidades de potência superiores a 1000000 W/cm^2 , pulso de $5 \mu\text{s}$ e diâmetro do feixe de $5 \mu\text{m}$. Os autores observaram a formação de crateras e de manchas esbranquiçadas na superfície, corroborando os achados de GOLDMAN et al., 1965.

KINERSLY et al., 1966 irradiaram amostras descalcificadas de dentes com um laser de rubi. Foram utilizados os seguintes parâmetros de irradiação: energia de 0,1J a 0,6J, largura de pulso de pelo menos 0,5 ms, dependendo da energia aplicada e divergência do feixe de, no mínimo, 10 mrad. Os autores observaram em fotomicrografia que a dentina descalcificada apresentava após a irradiação, orifícios de forma elíptica e foram vistos pelos autores como "possível indicação de um efeito peculiar do feixe laser sobre o dente".

Os resultados alcançados em experimentos destes poucos autores utilizando o laser de rubi e documentados na literatura científica internacional, mostraram resultados desfavoráveis em decorrência do grande dano térmico ocasionado aos dentes e aos tecidos vitais da cavidade oral, provocado pela altas energias que eram necessárias para promover a remoção de estrutura dental (MISERENDINO, 1995). Devido a este fenômeno, outros tipos de lasers, principalmente de Nd:YAG e CO_2 , começaram a ser testados visando diminuir os efeitos nocivos da radiação e ao mesmo tempo propiciar uma ação efetiva sobre a estrutura dental (SCHEININ & KANTOLA, 1969, STERN et al., 1972, DEDERICH et al., 1985, ZAKARIASEN et al., 1985).

A seguir descreveremos alguns trabalhos constantes na literatura, os quais utilizaram o laser de Nd:YAG no intuito de modificar a estrutura dental, quer atuando em esmalte como também em dentina.

2.3. O laser de Nd:YAG

YAMAMOTO & SATO, 1980 irradiaram 60 dentes humanos extraídos e livres de cárie com um laser de Nd:YAG operando em regime *Q-switched*. As condições de irradiação foram de potência de pico de 100 kW, taxa de repetição de 1 kHz, largura de pulso de 100 ns, diâmetro do *spot* de 3 mm e tempo de irradiação de 0,6 s a 1 s. O feixe laser foi guiado por uma fibra ótica de sílica fundida de 300 μm de diâmetro. Após terem sido irradiados, os dentes foram colocados em solução ácida de hidroxietilcelulose e 0,1 M de lactato (pH 4,5), a fim de provocar a desmineralização da estrutura dental. Macroscopicamente os autores observaram um leve aumento da transparência do esmalte. Os resultados do estudo mostraram que 44 dentes (73%) não sofreram processo de desmineralização e em 16 dentes (27%) houve resistência moderada à desmineralização. A microrradiografia das áreas não irradiadas mostraram zonas sub-superficiais de radiolucência.

Utilizando amostras de dentes permanentes extraídos, MORIOKA & TAGOMORI, 1981, aplicaram sobre a superfície do esmalte uma solução de flúor fosfato acidulado (2% NaF, 0,68 M H_3PO_4 , pH 5,3) antes e após a irradiação com um laser de Nd:YAG. A densidade de energia variou entre 0 e 150 J/cm^2 , 10 pulsos e tempo de irradiação de 0,5s. Os autores concluíram que a irradiação com um laser de Nd:YAG pulsado e com uma fluência de mais de 30 J/cm^2 foi capaz de reduzir a dissolução do esmalte dental. Além disso observaram que o esmalte que foi tratado com a solução de flúor fosfato acidulado e após irradiado, mostrou uma marcante resistência ácida e grande incorporação de flúor.

HARGREAVES et al., 1984 dividiram amostras de esmalte em 3 grupos, os quais foram submetidos a irradiações com diferentes tipos de lasers: o primeiro grupo foi irradiado com um laser de Nd:YAG, o segundo grupo recebeu irradiação com um laser de Nd:YAG Q-switched e o terceiro grupo com um laser de CO_2 . Um quarto grupo não irradiado serviu como controle. Antes da irradiação, as amostras receberam a aplicação de uma tinta absorvedora no intuito de diminuir a fluência necessária para provocar

alterações estruturais no esmalte. As amostras de esmalte foram submetidas a uma solução ácida desmineralizadora de ácido fosfórico (37%). A seguir foram analisadas através de microscopia de luz e microscopia eletrônica de varredura (MEV). Analisando os resultados, os autores constataram que as amostras irradiadas foram mais resistentes à desmineralização, superficial e sub-superficialmente, independente do tipo de laser utilizado, quando comparadas às amostras controle.

Utilizando dentes molares de cobaias que foram irradiados com um laser de Nd:YAG, modo livre e fluências variando entre 10 J/cm^2 e 50 J/cm^2 , MORIOKA et al., 1985 tentaram correlacionar a densidade de energia do laser com a resistência adquirida pelo esmalte. Os autores concluíram que, no intervalo de energia utilizado, quanto maior a fluência, maior era a resistência do esmalte frente à desmineralização.

Em um estudo *in vitro* utilizando dentes molares tratados endodonticamente, ZACARIASEN et al., 1985 irradiaram a dentina do canal radicular através de um laser de Nd:YAG cujo feixe de luz foi levado até o interior do conduto através de uma fibra óptica de 0,6 mm de diâmetro. Os parâmetros utilizados foram de potências que variaram de 25 W, 37 W e 50W, tempo de aplicação menor ou igual a 0,5s, sendo que a aplicação da fibra ocorreu a 3 mm de distância do *plug* dentinário. Os autores observaram que ocorreu fusão e recristalização da estrutura dentinária. A presença de vazios e rachaduras também foram observados em algumas amostras decorrente do excesso de calor provocado pela radiação.

MORIOKA et al., 1986 irradiaram dentes humanos recentemente extraídos com um laser de Nd:YAG, modo livre e densidade de energia de 50 J/cm^2 . Após, os dentes foram colocados em contato com uma solução de flúor fosfato acidulado por 24 hs. Através de microscopia eletrônica de varredura os autores verificaram que houve maior penetração de flúor no esmalte dos dentes irradiados, alcançando uma profundidade de $100 \mu\text{m}$.

Dando continuidade aos seus trabalhos, o grupo de MORIOKA et al., 1988 utilizando os lasers de CO₂, TEA CO₂, Nd:YAG em seus modos contínuo, Q-switch, pulso normal e pulso gigante, Rubi, Kriptônio e Fluoreto de Kriptônio, irradiaram dentes recentemente extraídos livres de cáries, procurando determinar a resistência ácida do esmalte. A resistência do esmalte ao ataque de ácidos foi determinada pela taxa de dissolução de íons cálcio da superfície do esmalte tratado e não tratado por meio de espectroscopia de absorção atômica. Após preparadas, as amostras foram irradiadas e submetidas ao tratamento com uma solução de flúor fosfato acidulado por 5 minutos, 60 minutos e 24 horas. Em todos os casos, a densidade de energia utilizada variou entre 0 e 150 J/cm². A resistência do esmalte foi avaliada em amostras submetidas somente a irradiação laser, submetidas a aplicação da solução fluoretada e amostras submetidas a irradiação laser com aplicação da solução fluoretada antes e depois. Comparando os dois tipos de regimes do laser de Nd:YAG (pulso normal e Q-switch) os autores observaram que, em casos de irradiação utilizada isoladamente, a taxa de dissolução de cálcio era mínima quando a densidade de energia utilizada era de 50 J/cm². O tratamento combinado resultou em marcante resistência ácida em comparação aos outros tipos de tratamento. A maior resistência alcançada ocorreu quando foi utilizada uma fluência de 30 J/cm² e após, o tratamento por 24 hs com a solução fluoretada.

Investigando as alterações na estrutura e composição do esmalte irradiado, OHO & MORIOKA, 1988 irradiaram dentes humanos extraídos com um laser de Nd:YAG e um laser de Argônio e observaram em microscopia de luz polarizada e em espectroscopia de infravermelho. Os autores encontraram importante redução na quantidade de água, substâncias orgânicas e carbonato. Estes achados significaram que o esmalte irradiado apresentava diminuição dos espaços inter e intra-cristalinos. A redução na quantidade de carbonato refletiu na resistência ao ataque ácido. O estudo levou à conclusão que, no esmalte irradiado, o cálcio liberado pelo ataque da solução desmineralizadora é incorporado e depositado nos pequenos espaços produzidos pela radiação laser.

Em um estudo *in vitro* com dentes humanos extraídos, TAGOMORI et al., 1989 procuraram observar os efeitos da combinação da luz laser e de soluções fluoretadas sobre a resistência ao ataque ácido de amostras de esmalte. Os dentes foram irradiados através de um aparelho laser de Nd:YAG de duração de pulso de 0,3ms e com uma energia por pulso de 0,7 J. A densidade de energia utilizada por pulso variava de 0 a 10 J/cm², no modo desfocado e a densidade de potência de pico do aparelho variava de 0 a 3,6 x 10⁶ W/cm². As superfícies de esmalte foram irradiadas com os seguintes parâmetros: taxa de repetição de 20 pps, tempo de irradiação de 0,5s (10 pulsos) e densidade de energia variando entre 0 e 100 J/cm². Antes da irradiação as amostras de esmalte foram tratadas com tinta nanquim para facilitar a absorção da radiação (MORIOKA et al., 1984). Após a irradiação, as amostras foram embebidas em 1 ml de uma solução de NaF a 2% ou flúor fosfato acidulado (FFA) (2% NaF, 0,68 M H₂PO₄, pH 5,3) e incubadas a 37°C por 5 min, 60 min e 24 horas. A seguir algumas as amostras sofreram ataque ácido, sendo que outras não atacadas serviram como controle. A resistência ao ataque ácido do esmalte tratado foi determinada pela taxa de dissolução de cálcio determinada através de espectrofotometria de absorção atômica. As amostras foram observadas em microscopia eletrônica de varredura (MEV) e através de microanálise de sonda eletrônica (EPM). Os resultados do estudo apontaram para um grande aumento na resistência do esmalte após o tratamento das amostras com a irradiação laser seguido pela aplicação da solução de FFA. Mais discretos efeitos foram obtidos com aplicação de FFA antes da irradiação laser, que foi similar ao efeitos obtidos pelas amostras que receberam somente tratamento com FFA. Resultados parecidos foram obtidos nas amostras que sofreram somente irradiação laser. A aplicação de FFA após a irradiação laser produziu uma grande fonte de flúor no esmalte. A solução de NaF produziu efeitos mais discretos na resistência do esmalte, ao mesmo tempo que menos flúor foi liberado, mesmo quando a amostra de esmalte foi irradiada pelo laser de Nd:YAG.

Investigando as mudanças morfológicas na superfície do esmalte irradiado com baixas energias de um laser de Nd:YAG pulsado, HESS, 1990 utilizou em seu estudo *in vitro* dentes humanos extraídos. Os parâmetros de irradiação utilizados foram de energia

de 30 mJ e 75 mJ e taxa de repetição de 10 pps e 15 pps, respectivamente. A densidade de energia total foi de $95,5 \text{ J/cm}^2$ e $238,8 \text{ J/cm}^2$, respectivamente, a qual foi liberada através de uma ponta de fibra óptica de $200 \text{ }\mu\text{m}$ de diâmetro. Um iniciador laser foi utilizado visando provocar uma maior absorção da radiação. Analisando sob MEV, visualizou-se quando a amostra era irradiada com uma energia de 30 mJ, numerosas crateras de irradiação. Estas cavidades ocorriam individualmente ou em grupos, dentro e entre pequenas cristas irregulares ou mesmo elevações. Áreas de rachaduras apareciam na região irradiada, as quais não se apresentavam no controle não irradiado. O autor interpretou-as como causadas por acentuadas diferenças térmicas ocorridas na matriz do esmalte ou mesmo provocadas por artefatos de técnica. A aparência das amostras irradiadas por energias de 75 mJ e uso de iniciador mostrou superfícies com crateras em forma de disco de impacto que tinham aproximadamente entre 230 e $250 \text{ }\mu\text{m}$ de diâmetro. O centro destas crateras apresentava-se plano ou levemente côncavo e eram preenchido por cristas tênues e baixas e também depressões. Numerosas porosidades estavam presentes. Cada um destes discos de impacto estavam rodeados por uma zona ou halo de esmalte alterado. O esmalte nestas regiões era liso e com presença de pequenas crateras circulares ou poros. O autor concluiu que, a aparência morfológica microscópica da superfície do esmalte irradiado, poderia aumentar a força de união entre a superfície de esmalte condicionada pela irradiação e materiais restauradores utilizados clinicamente.

MYERS, 1990 avaliou histologicamente e através de MEV os efeitos de um laser pulsado de Nd:YAG sobre o esmalte e a dentina em dentes humanos extraídos. Antes da irradiação laser, os dentes foram cobertos com uma solução fotoativadora. O aparelho operou nos parâmetros de $0,8 \text{ W}$ de potência, energia de 80 mJ e frequência de 10 Hz para a irradiação da superfície do esmalte. As amostras de dentina hígida foram também irradiadas com os mesmos parâmetros energéticos e levadas à microscopia. As amostras de dentina cariada foram divididas em dois sub-grupos onde um foi irradiado e o outro serviu como controle não irradiado. As amostras irradiadas sofreram cortes histológicos e avaliadas em microscopia óptica. Os resultados demonstraram que o esmalte irradiado apresentava-se com múltiplos padrões circulares que sobrepunham-se uns aos outros.

Crateras no esmalte foram observadas e alcançavam a profundidade de 15 a 40 μm . Enquanto que áreas de carbonização não estavam presentes, pequenos corpos esferoidais se destacavam e representavam áreas superficiais de ressolidificação de cristais de hidroxiapatita. Também ausentes das amostras, quando observadas em MEV, estavam áreas de rachaduras ou fissuras no tecido não irradiado adjacente as crateras. Nas amostras de dentina não cariada, eram observadas sob MEV, crateras provenientes dos pulsos de irradiação. Sob maior aumento, a superfície irradiada tomava a aparência de mosaico com pequenos corpos esféricos sobressaindo-se à superfície. Uma vez mais, áreas de rachaduras ou fissuras no tecido não irradiado adjacente estavam ausentes. Sob microscopia óptica, as amostras de dentina cariada não mostravam qualquer evidência de rachaduras ou separação dos túbulos dentinários. A superfície dentinária irradiada exibia a formação de crateras e depressões, e áreas de carbonização. Abaixo desta camada observavam-se áreas de alterações estruturais dos túbulos dentinários, até uma profundidade de 40 μm .

Utilizando parâmetros de irradiação de um laser de Nd:YAG de, em média 100 J/cm^2 , potência de saída de 0,8W e 10 pulsos por segundo, MYERS & HESS, 1990 expuseram à irradiação laser amostras de dentes extraídos e avaliaram seus efeitos sobre esmalte e dentina. As amostras foram analisadas histologicamente e por MEV para verificar possíveis danos térmicos aos tecidos. O exame de microscopia eletrônica do esmalte revelou que o impacto do laser manifestava-se pela presença de crateras com profundidades que variavam entre 15 e 40 μm . As crateras formadas em dentina pelos pulsos isolados da radiação variavam entre 40 e 60 μm . Histologicamente, na dentina abaixo da camada superficial de carbonização, já que não havia a presença de rachaduras ou alterações significativas na dentina normal, a morfologia dos túbulos podia ser observada. Rachaduras ou fissuras não puderam ser observadas no tecido não-irradiado adjacente, tanto em esmalte como em dentina. O estudo mostrou que o esmalte pode ser condicionado pelo laser a uma profundidade que é comparável aquela alcançada pelo condicionamento com ácido fosfórico. O estudo também demonstrou que um laser de Nd:YAG pode vaporizar tanto dentina cariada quanto dentina hígida.

Em um estudo que visou descrever os efeitos de uma radiação de baixa energia de um laser de Nd:YAG em esmalte dental, QUINTANA et al., 1990 tratou previamente com ataque ácido amostras de esmalte, no intuito de aumentar sua rugosidade e assim diminuir o efeito reflexivo da radiação. 50 dentes humanos extraídos por razões ortodônticas foram utilizados no estudo. Após serem preparadas, as amostras foram expostas ao ataque de ácido ortofosfórico 0,5M por 1,5 minutos e após irrigadas com quantidade abundante de água destilada. 25 dentes foram irradiados com um laser de Nd:YAG com a taxa de repetição de 5 Hz e largura de pulso de 150 ns. A energia por pulso foi de 8 mJ e o tempo de exposição de 5 s. A densidade de energia total alcançou 2857 J/cm^2 . Todos os dentes foram processados para serem examinados em MEV. Os efeitos da irradiação laser em esmaltes previamente tratados com ataque ácido revelaram perda das características estruturais dos prismas de esmalte, ocasionada possivelmente pela fusão do esmalte. Estas mudanças estruturais estão relacionadas a uma diminuição da rugosidade do esmalte devido ao ataque ácido, o que foi avaliado por medidas do perfil das rugosidades. Os autores ainda comentaram que devido a importância da permeabilidade superficial e as características especiais do desenvolvimento de lesões cáries, parece ser possível que a fusão dos prismas de esmalte da superfície poderia diminuir sua permeabilidade e conseqüentemente a penetração ácida na camada sub-superficial. Uma outra possibilidade levantada pelos autores seria que o aumento da resistência do esmalte irradiado é apenas estrutural e originária da reorganização amorfa da hidroxiapatita e da perda da estrutura prismática superficial após a microfusão.

Em mais um estudo que investigou os efeitos da radiação laser combinada com o uso de uma solução fluoretada, SHIRASUKA et al., 1991 procuraram investigar os efeitos na resistência ácida do esmalte quando se aplica um tratamento de um laser de Nd:YAG pulsado e uma solução de flúor fosfato acidulado (FFA) após o condicionamento ácido. Os parâmetros de irradiação utilizados no estudo foram de uma taxa de repetição de 30 pps, potência de pico de 1,5W e tempo total de irradiação de 20s. Quatro procedimentos experimentais foram executados: o grupo F recebeu apenas

tratamento com a solução de flúor fosfato acidulado; o grupo EF recebeu tratamento com FFA após o condicionamento ácido do esmalte; o grupo LF recebeu tratamento com FFA após a irradiação laser; e o grupo ELF, APF após a irradiação laser e condicionamento ácido. Após estes procedimentos, metade das amostras foram embebidas em uma solução desmineralizante (pH 4,5) por um, dois e quatro dias para avaliar os efeitos da resistência do esmalte ao ataque ácido. Todas as amostras foram observadas em MEV, as seções transversas foram observadas em BSE-MEV e íons Ca, P e fluoreto foram analisados por MEV-WDX. Os grupos EF e ELF mostraram maior quantidade de flúor e resistência ácida aumentada comparado aos grupos F e EF. Após um ou dois dias do processo de desmineralização, o grupo LF mostrou uma grande resistência ácida, sendo maior do que aquela encontrada para o grupo ELF. No entanto, após quatro dias de desmineralização, o grupo ELF também mostrou uma grande resistência ao ataque ácido.

Lesões de cárie de esmalte foram produzidas em dentes bovinos e a seguir foram tratadas por TAGOMORI et al., 1991 com irradiação laser e uma solução fluoretada, no intuito de avaliar o grau de remineralização do esmalte. Primeiramente, as amostras foram colocadas em contato com uma solução desmineralizadora a fim de criar lesões cáries artificiais. As amostras foram irradiadas com um laser pulsado de Nd:YAG com a taxa de repetição de 20 pps, tempo de irradiação de 0,5s (10 pulsos) e densidade de energia total de 30 J/cm². A seguir foram distribuídas em três grupos onde receberam os seguintes tratamentos: (a) irradiação laser; (b) aplicação de flúor fosfato acidulado por 5 min a 37°C e (c) aplicação da solução fluoretada após a irradiação laser. Sete dias após a irradiação, as amostras foram novamente submetidas à solução desmineralizadora e examinadas em MEV e submetidas à microanálise por sonda eletrônica (EPM). A fim de produzir o processo de remineralização, as amostras foram submetidas a uma solução de CaCl₂ e KHPO₃ por 14 dias. O grau de remineralização foi medido por técnicas microrradiográficas e EPM. Os resultados do estudo demonstraram que uma zona superficial de desmineralização transformou-se em uma zona remineralizada branca. Uma banda branca relativamente radiopaca era vista nas zonas de esmalte irradiado

alcançando a profundidade de 200 μm . Um aumento na resistência à desmineralização pode ser identificada no esmalte tratado com a solução fluoretada.

WHITE et al., 1992 procuraram avaliar as alterações morfológicas de dentinas cariadas expostas a radiação laser. 32 segmentos de dentina coronária foram preparadas em superfícies plana e uniformes, esterilizadas por radiação gama, imersas em uma solução contendo sacarose a 5% e inoculadas com *S. mutans* por 4 semanas. Metade da superfície de cada amostra foi irradiada com um laser de Nd:YAG pulsado e a outra metade foi utilizada como controle não irradiado. Os parâmetros para o tratamento laser variaram de 0,3 W a 3 W, de 10 a 30 Hz e de 30 a 150 mJ/pulso com e sem o uso de um iniciador. Os espécimes foram então seccionados, polidos e examinados sob MEV. Os controles positivos mostraram dentina alterada com a presença de túbulos dentinários e morfologia intertubular irregulares estendendo-se a 500 μm da superfície. Em baixas potências e baixas frequências, a utilização de um iniciador se faz necessário, a fim de remover o biofilme e material orgânico da superfície dentinária. Em energias acima de 50 mJ/pulso, a morfologia dentinária pareceu normal. Energias acima de 100 mJ/pulso foram capazes de remover dentina cariada, levando a um aumento da rugosidade da superfície dentinária.

Procurando identificar o limiar mínimo de densidade de energia para provocar alterações físicas na superfície dentinária, WHITE et al., 1993^a utilizaram um laser de Nd:YAG nos comprimentos de onda de 1,06 μm e 1,32 μm e um laser de Ho:YAG com emissão em 2,10 μm . Amostras de dentina de 3 mm de espessura foram retiradas do terço médio oclusal de coroas de terceiros molares. Cinco repetições de pulsos isolados de cada parâmetro foram aplicados. Potência e energia/pulso foram progressivamente aumentadas para cada comprimento de onda até que modificações físicas na superfície dentinária fossem observadas. A fluência era mantida constante e o limiar era confirmado usando diferentes fibras de contato (200, 320 e 550 μm de diâmetro). As amostras depois de irradiadas foram examinadas em microscopia eletrônica de varredura. As modificações na superfície dentinária foram similares para os três comprimentos de onda testados. Os

limiares encontrados foram de 207, 165 e 83 J/cm² para os lasers 1,06 µm, 1,32 µm e 2,10 µm, respectivamente. Para todos os comprimentos de onda emitidos, as modificações físicas da estrutura dentinária ocorreram em densidades de energia relativamente baixas.

Analisando os efeitos da radiação laser na dentina, GUTKNECHT & ERMERT, 1994 procuraram avaliar a eficácia da radiação no intuito de selar a dentina coronária mecanicamente preparada. Foi utilizado o exame de penetração de corante como indicador da presença de porosidades na dentina. Os resultados mostraram que, comparado à dentinas não irradiadas, as amostras irradiadas mostravam um aumento da penetração do corante na intimidade da dentina. Os autores ponderam que os resultados do estudo põem em dúvida a utilização segura do laser de Nd:YAG em dentes vitais sob condições similares a um tratamento endodôntico.

Em um estudo que visou determinar a taxa de ablação, temperatura máxima da superfície e profundidade de penetração térmica em dentina de um laser pulsado de Nd:YAG (15 ns), NEEV et al., 1994 utilizaram 20 amostras de dentina obtidas do terço médio de coroas dentais e tratadas com uma solução de 0,5M de EDTA a fim de remover o *smear layer*. Energias de 20, 40 e 80 mJ/pulso com frequências de 1, 5 e 10 Hz foram liberadas nas amostras de dentina. O tempo do início da exposição até o momento da ablação foi medido com o auxílio de um laser de He-Ne alinhado colinearmente com o feixe principal. 5 tempos de ablação foram medidos em cada parâmetro utilizado. Os resultados do estudo indicaram que a quantidade de material removido independia da taxa de repetição do pulso laser. Não foram observadas áreas de carbonização e rachaduras estavam ausentes ao redor dos sítios ablacionados. Energia por pulso irradiado estava diretamente relacionado a quantidade de material removido (20mJ/pulso: 1,27±0,14 µm/p; 80 mJ/pulso: 2,22±0,50 µm/p a 5 Hz). Os autores concluíram que as taxas de ablação com um laser pulsado são relativamente lentas, no entanto produzem relativamente baixos aumentos de temperatura.

Em um estudo comparativo com vários tipos de lasers, dentre eles o laser de Nd:YAG, TANJI & MATSUMOTO, 1994 procuraram avaliar as alterações morfológicas ocasionadas pela radiação na dentina. As amostras foram irradiadas utilizando-se uma potência de 2,0W e frequência de 30 Hz. Ao microscópio óptico os autores notaram a formação de crateras e margens irregulares. Quando a irradiação foi acompanhada de um resfriamento utilizando água nenhuma alteração pode ser observada. Quando o resfriamento foi realizado utilizando o ar, o grau de carbonização foi menor do que nas amostras não resfriadas. As observações através de MEV mostraram superfícies irregulares às margens das crateras, com túbulos dentinários fundidos e parcialmente obliterados. Fendas de irradiação puderam ser observadas nas amostras que foi utilizado o ar como refrigerante.

Examinando mudanças ultra-estruturais na superfície do esmalte provocadas pela irradiação de um laser de Nd:YAG, TAGOMORI & IWASE, 1995 observaram através de MEV a ocorrência de zonas derretidas e recristalizadas. Coalescências de glóbulos de esmalte foram observadas quando foram utilizados 10 pulsos de irradiação laser. Partículas de 0,2 μm de diâmetro foram produzidas no casos de irradiação excessiva. Partículas hexagonais de grande tamanho em regiões que apresentavam fratura de esmalte foram também observadas. Os autores também notaram a ocorrência de partículas colunares de 2 μm de altura, decorrentes do processo de derretimento homogêneo, ocasionado pelas altas temperaturas, seguido por contração e resfriamento. O surgimento de uma camada recristalizada de esmalte demonstrou resistência significativa ao desafio ácido. Concluindo, os autores sugeriram que, em amostras de esmalte submetidos à irradiação e com a presença de cristais de maior tamanho, a resistência ao ataque ácido torna-se significativamente maior.

Em um estudo *in vitro*, GUTKNECHT & BOTTEMBERG, 1996 avaliaram a capacidade de um laser de Nd:YAG ($\lambda = 1024 \text{ nm}$) em eliminar tecido dentário cariado e ao mesmo tempo provocar o selamento de fóssulas e fissuras. As amostras foram irradiadas com potências de 0,75W, 1,0W e 1,25W e as modificações ocorridas foram

observadas em microscopia eletrônica (MEV) e posteriormente comparadas a dentes controle. Os autores observaram remoção de tecido cariado em 40% das amostras examinadas. Com potências mais elevadas, foi possível observar rachaduras, porosidades e perda de substância, sem no entanto alcançar o selamento desejado.

Em um estudo para determinar a micro-dureza da dentina antes e após as modificações causadas por um laser de Nd:YAG ($\lambda = 1064 \text{ nm}$), WHITE & ADAMS, 1996 utilizaram 7 amostras de dentina de 4 mm de espessura, as quais foram obtidas de terceiros molares extraídos livres de cárie. O terço médio oclusal foi usado como superfície dentinária teste. Uma serviu como controle (C); três receberam irradiação pelo laser, sofreram modificações e após foram submetidas a um tratamento ácido (L+A) e três foram submetidas a tratamento ácido e após irradiação laser. A modificação da superfície dentinária foi realizada através da aplicação do laser de Nd:YAG pulsado (120 μs), entrega por fibra óptica de 500 μm de diâmetro, em um limiar físico de modificação de 207 J/cm^2 (WHITE et al., 1993^a, WHITE et al., 1993^b). O tratamento ácido consistiu da aplicação de uma solução de ácido nítrico a 10% por 45 segundos. A micro-dureza foi registrada segundo índice Knoop. Análises de variância mostraram diferenças significativas entre os grupos. As amostras analisadas em microscopia eletrônica de varredura mostraram um único tipo morfológico de superfície dentinária modificada para todos os tratamentos preconizados. Os autores concluíram que as modificações provocadas pela irradiação do laser de Nd:YAG pulsado na superfície dentinária nos parâmetros utilizados, aumentaram sua micro-dureza.

Utilizando um laser Nd:YAG *Q-switched* a fim de estudar os efeitos da radiação laser na prevenção de cáries de esmalte, YAMADA et al., 1996 irradiaram dentes extraídos com densidades de energia de 30, 45 e 65 J/cm^2 . Após a irradiação, os dentes foram embebidos em uma solução de ácido perclórico a 0,5M por 10s, por 18 vezes de forma repetida, no intuito de provocar sua desmineralização. A seguir foram analisados por espectrofotometria a fim de determinar a quantidade de cálcio dissolvido na solução e por MEV. As alterações térmicas pulpare foram avaliadas por um dispositivo termo-

elétrico. Observando os resultados, os autores concluíram que a resistência ácida foi mais significativa quando foi utilizada uma densidade de energia de 65 J/cm^2 . Em uma segunda parte do experimento, os autores, utilizando a terapia conjugada laser-flúor, verificaram que a aplicação conjunta dos dois tratamentos pode ser eficiente na inibição da formação de cáries incipientes de esmalte.

Em um estudo *in vitro*, ZHANG et al., 1996 avaliaram os efeitos do tratamento de um laser de Nd:YAG pulsado (2W de potência, taxa de repetição de 20 Hz) sobre as superfícies radiculares, utilizando ou não soluções fluoretadas como coadjuvante ao tratamento. 50 dentes pré-molares foram aleatoriamente divididos em 5 grupos de 10 amostras cada e tratados da seguinte forma: grupo 1 serviu como controle não tratado; grupo 2 recebeu somente tratamento com o laser com uma fluência de 48 J/cm^2 ; grupo 3 recebeu tratamento laser mas antes da irradiação foi utilizado um iniciador (tinta nanquim); grupo 4 recebeu tratamento laser (fluência de 48 J/cm^2) e após a aplicação de uma solução de $\text{Ag}(\text{NH}_3)_2\text{F}$ a 38% por 1 minuto; e grupo 5 recebeu o mesmo tratamento laser mas com aplicação posterior de uma solução de NaF a 2% por 4 minutos. Após o tratamento, todas as amostras foram examinadas em microscopia de luz, MEV e EDX. Os resultados observados pelos autores revelaram a presença de grandes alterações da superfície radicular das amostras dos grupos 2 e 4, não observadas no grupo controle. Estas alterações consistiam de formação de crateras, fissuras, rachaduras e de glóbulos porosos. As amostras do grupo 5 mostravam a superfície bastante rugosa com algumas partículas de aproximadamente $1 \mu\text{m}$ de diâmetro que estavam presentes sobre a superfície radicular. A concentração de flúor na intimidade das raízes mostravam-se mais altas nas amostras do grupo 4 e 5, quando examinadas através de EDX. A profundidade de penetração de íons Ag e F foi de aproximadamente $20 \mu\text{m}$. Sob microscopia óptica, as amostras dos grupos 2,3, 4 e 5 revelaram a presença de cimento solidificado, mas não havia indícios de modificação na dentina adjacente.

CECCHINI et al., 1998 determinaram os efeitos sobre a resistência à desmineralização do esmalte dental, em função da irradiação laser, solução fluoretada e

um meio de cultura de *S. mutans*. Dezesesseis amostras de esmalte humano receberam tratamento com um iniciador (tinta nanquim) e foram divididas em quatro grupos: grupo 1 consistiu de 4 amostras que foram cobertas com um gel de flúor fosfato acidulado (2% NaF, 0,68 M H₂PO₄, pH 5,3) por 10 minutos, após a irradiação laser (Nd:YAG, 80 mJ, 25 Hz, 99,5 J/cm²), o grupo dois recebeu somente irradiação laser nos parâmetros mencionados; as amostras do grupo 3 receberam a aplicação de flúor fosfato acidulado por 10 minutos e as amostras do grupo 4, juntamente com todas as outras, foram submetidas ao ataque de ácido perclórico 0,5M por 10 minutos. Através da técnica de fluorescência de Raio X, todas as amostras foram analisadas a fim de determinar as concentrações de cálcio, fosfato e flúor. Uma segunda parte do estudo foi executada no intuito de complementar e confirmar os efeitos do laser de Nd:YAG na prevenção da formação de cavidades de cáries. Neste segundo passo, três diferentes parâmetros energéticos da radiação foram utilizados: I) 1,0W, 15 Hz, 67 mJ, 83,75 J/cm², II) 2,0W, 15Hz, 133 mJ, 166,25 J/cm², III) 3,0W, 20Hz, 150mJ, 187,5 J/cm². As amostras foram observadas em MEV. As quatro técnicas empregadas forneceram diferentes concentrações de cálcio. As amostras irradiadas que posteriormente receberam aplicação da solução de flúor e ácido perclórico mantiveram altas quantidades de cálcio em sua superfície, demonstrando menores níveis de desmineralização, aumentando a resistência do esmalte, quando avaliados pela análise de fluorescência. Solidificação e recristalização da superfície do esmalte foram observadas por MEV. Não foram observadas a presença de cavitações nas amostras irradiadas submetidas à cultura de *S. mutans*, o que, segundo os autores, está relacionado a uma diminuição no processo de solubilização do esmalte.

Com o intuito de avaliar através de MEV os efeitos de um laser de Nd:YAG pulsado em superfícies oclusais de pré-molares humanos, MYAKI et al., 1998 irradiaram 20 dentes pré-molares humanos em um estudo *in vitro*. Os dentes foram divididos aleatoriamente em dois grupos: os dentes do grupo 1 receberam irradiação laser em suas fissuras oclusais; as fissuras dos dentes do grupo 2 foram divididas em duas metades, a primeira metade foi irradiada e a segunda serviu como controle não tratado. Antes da irradiação as fissuras oclusais foram cobertas com uma tinta nanquim, a fim de aumentar

a absorção da radiação. A irradiação foi realizada com um laser de Nd:YAG, $\lambda=1064$ nm, através de uma fibra óptica de 0,32 mm de diâmetro por 3 minutos, com os seguintes parâmetros: potência de 2W, taxa de repetição ou frequência de 2 Hz, densidade de energia de $124,3 \text{ J/cm}^2$. Os autores observaram microscopicamente a presença de fusão e recristalização da superfície do esmalte irradiado. O esmalte também revelou-se como uma superfície altamente rugosa decorrente dos diferentes tipos de trabeculado presente nas amostras. As imagens microscópicas ainda mostraram que as fissuras profundas não foram seladas ou então estavam cobertas por um tecido adamantino que mostrava fusão superficial e recristalização. Em algumas amostras, as fissuras não foram seladas pela irradiação laser e apresentavam áreas adjacentes apresentando rugosidades e formação de crateras de diferentes formatos. Em maior aumento, a presença de grânulos e áreas de vitrificação foram observadas.

No intuito de prevenir cáries na superfície radicular de dentes submetidos a tratamento periodontal, NAGAI et al., 1998 procuraram desenvolver um método preventivo utilizando a radiação laser associada a um tratamento com substância fluoretada. Dez dentes pré-molares extraídos por razões ortodônticas tiveram seu cimento removido através de raspagem por instrumentos manuais. Foram preparadas amostras da superfície radicular e divididas em quatro grupos: o grupo 1 serviu como controle não tratado, grupo 2 foi tratado com a substância fluoretada, o grupo 3 recebeu irradiação com um laser de Nd:YAG pulsado com energia de 30mJ e 50 mJ a 10 pps guiado através de uma fibra óptica de 340 μm de diâmetro e o grupo 4 recebeu o tratamento combinado laser-flúor. Todas as amostras receberam tratamento com uma solução de acetato de sódio (pH=2,3) a fim de promover a retirada de cálcio da estrutura dentária. A quantidade de cálcio na solução foi determinada através de espectrofotometria de absorção atômica. A resistência ácida foi expressa em massa de cálcio dissolvido por área dental (mg/mm^2). A quantidade de cálcio dissolvido foi de $1,33 \mu\text{g/mm}^2$ para as amostras irradiadas com 30 mJ, $0,87 \mu\text{g/mm}^2$ para as amostras irradiadas com 50 mJ, $1,63 \mu\text{g/mm}^2$ para o grupo controle não irradiado e $0,11\mu\text{g/mm}^2$ para o grupo que recebeu o tratamento combinado laser-flúor.

Com o propósito de examinar os efeitos de um laser de CO₂ emitindo no comprimento de onda de 9,3 μm sobre os tecidos duros dentais sadios e cariados, TAKAHASHI et al., 1998 utilizaram em seu estudo 60 dentes humanos extraídos livres de cárie e outros 60 dentes com cárie de esmalte ou de dentina. Todos os dentes foram horizontalmente seccionados em discos de 3 mm de espessura e estas amostras foram irradiadas com o laser de CO₂, usando a fluência de 78 J/cm² e 5 pps por 2s. Após a irradiação, metade das amostras foram observadas no estereoscópio e MEV e a outra metade em MEV-EDX. Os resultados do estudo revelaram que o esmalte e a dentina saudáveis mostraram estruturas semelhantes a crateras, as quais tinham sido produzidas pela alta energia do laser. Por outro lado, algumas porções do tecido cariado foram evaporadas pelo laser. Uma leve quantidade de carbonização foi observada por estereoscopia.

ARIYARATNAM et al., 1999 investigaram os efeitos provocados na superfície dentinária após a utilização de um laser de Nd:YAG atuando como condicionador, a fim de propiciar a adesão de um material restaurador à dentina. Superfícies dentinárias de molares recentemente extraídos foram irradiadas com o laser em diferentes parâmetros. As amostras foram analisadas em MEV. Os resultados do estudo mostraram que as amostras irradiadas exibiam uma morfologia qualitativamente diferente quando comparado às amostras não irradiadas. O tratamento laser com os parâmetros mais altos, ocasionou a formação de microrrachaduras e fissuras na superfície dentinária. A adesão da resina composta à dentina tratada com o laser, não foi significativamente diferente da dentina não tratada, mesmo se considerarmos o fato de que a rugosidade superficial da dentina tratada era significativamente maior do que a da dentina não tratada.

Investigando as principais características do tecido dental humano sob ablação de um laser de picossegundos de duração de pulso, LIZARELLI et al., 1999 utilizaram três dentes hígidos extraídos em um estudo *in vitro*. Cada dente foi seccionado longitudinalmente, o que resultou em seis amostras, as quais foram tratadas utilizando

uma solução de ácido fosfórico a 35% a fim de revelar as estruturas da superfície dental. Após, as amostras foram irradiadas com um laser de Nd:YAG, com os seguintes parâmetros energéticos: taxa de repetição de 15 Hz, potência variando de 300 mW a 1W ou 1,33 mJ a 4,44 mJ por pulso. O total de exposição ao laser foi 6750 pulsos por 30 segundos, o que resultou em uma fluência de $0,23 \times 10^6$ J/cm² a $0,76 \times 10^6$ J/cm². As amostras foram examinadas em MEV. Os resultados apontaram diferenças significativas entre regiões de esmalte e de dentina ablacionados. Em esmalte, a região ablacionada se localizava mais superficialmente. A fragilidade da dentina provocou fraturas, originárias da região ablacionada. A taxa de ablação, tanto do esmalte como da dentina, demonstrou um nível de saturação conforme o aumento da intensidade da radiação. Além disso, a taxa de ablação da dentina foi de oito vezes maior que a do esmalte, na mesma fluência. Concluindo, os autores afirmaram que existe uma importante correlação entre a morfologia da superfície dental e densidade de energia, a qual é compatível com os mecanismos de ablação apresentados quando pulsos ultra curtos são usados.

A fim de determinar o efeito da radiação laser sobre a resistência do esmalte dental à ação dos ácidos produzidos por um meio de cultura de *Streptococcus mutans*, PELINO et al., 1999 utilizaram 42 dentes recentemente extraídos que foram separados de suas raízes e preparados em amostras (janelas de esmalte de 3x4 mm no lado bucal da coroa) no intuito de receber uma irradiação de um laser de Nd:YAG ($\lambda=1,064\mu\text{m}$), largura de pulso de 150 μs , taxa de repetição variando entre 10 e 80 Hz e com potência nunca superior a 5W. Janelas de esmalte de mesmas dimensões no lado lingual serviram como controle não irradiado. As amostras foram então expostas a um meio de cultura de *S. mutans*, a uma temperatura de 37°C, por 15 e 21 dias. Os efeitos da luz laser e da desmineralização foram examinadas através de MEV e microscopia óptica. Uma comparação entre as amostras irradiadas e não irradiadas de esmalte mostraram fusão e recristalização e aumento da resistência ao ataque ácido entre as amostras irradiadas. Por outro lado, os controles não irradiados demonstraram um grau total de desmineralização, observando-se a formação de extensas cavitações.

Procurando avaliar mudanças estruturais e de composição na dentina causadas por um laser de Nd:YAG Q-switched, ROHANIZADEH et al., 1999 investigaram áreas irradiadas e não irradiadas através de microscopia eletrônica de varredura, microscopia eletrônica de transmissão (TEM), difração micro eletrônica e análise por microsonda eletrônica por energia dispersiva (EDX). Os resultados do estudo demonstraram que a irradiação resultou na recristalização da apatita da dentina e na formação de uma fase adicional de fosfato de cálcio que constituía-se de β -(CaMg)₃(PO₄)₂ e Ca₄(PO₄)O. Análise por TEM, mostraram em zonas irradiadas, tanto modificadas como não modificadas, dois tipos de cristais: grandes cristais nas zonas modificadas e cristais com morfologia parecida com aquela da apatita da dentina em zonas não modificadas. Nas áreas irradiadas (zonas modificadas e não modificadas) a taxa de Ca/P era mais baixa comparada com aquelas de dentina não irradiadas. A taxa de Mg/Ca nas zonas que sofreram modificação era mais alta comparada do que aquela encontrada em zonas não modificadas e também do que na dentina não irradiada. Os autores concluíram que as mudanças ultra-estruturais e de composição observadas na superfície dentinária irradiada, pode ser atribuída "às altas temperatura e altas pressões induzidas ao microplasma durante a irradiação pelo laser". Estas mudanças podem alterar a solubilidade da superfície dentinária irradiada, ocasionando menor suscetibilidade a dissolução ácida ou a processos destrutivos de cárie.

LAN et al., 2000 compararam as alterações morfológicas após a irradiação de lasers de Nd:YAG e CO₂ em superfícies dentinárias com ou sem a presença de *smear layer*, ao microscópio eletrônico de varredura. Oitenta e uma amostras de discos de dentina de 3 mm de espessura coletadas do terço médio de terceiros molares foram utilizadas no estudo. A camada de *smear layer* foi criada artificialmente pelo uso de lixas de diferentes granulações. Metade das amostras foram tratadas com EDTA a 14% por 2 minutos para remove-lo. Os feixes lasers foram aplicados perpendicularmente a 1mm de distância focal por 4s. Os parâmetros utilizados para a irradiação com o laser de Nd:YAG foram 50 mJ, 100 mJ e 150 mJ de energia a 10 pps, 20 pps e 30 pps, e para o laser de CO₂ foram 2W, 3W e 4W e 5ms a 20 pps, 10ms a 10 pps, 20ms a 20 pps, 50ms a 2 pps, 100ms a 2 pps e 200ms a 2 pps. Os resultados do estudo mostraram que o laser de

Nd:YAG causou crateras e fusão dentinária, especialmente em amostras com a presença de *smear layer*. O laser de CO2 produziu extensas linhas de rachaduras sobre a superfície com a presença do *smear layer*, enquanto que erosão da superfície e formação de crateras foram encontradas nas amostras sem a presença do *smear layer*. Os autores concluíram que ambos os tipos de lasers utilizados no estudo e a presença ou não do *smear layer* tiveram uma influência significativa nas mudanças morfológicas observadas na superfície dentinária irradiada.

YOKOYAMA et al., 2000 estudaram *in vitro* a permeabilidade da parede do canal radicular e a oclusão dos túbulos dentinários por uma solução de $\text{Ag}(\text{NH}_3)\text{F}$ a 38% associada a um laser de Nd:YAG ou associada ao processo de iontoforese. Foram usados 21 dentes unirradulares extraídos que foram divididos aleatoriamente em 3 grupos. Nas amostras do grupo 1 foram aplicadas a solução de $\text{Ag}(\text{NH}_3)\text{F}$ através de uma ponta de algodão absorvente; as amostras do grupo 2 foram irradiadas com um laser de Nd:YAG pulsado com os parâmetros de 1W de potência e 20 pps. A fibra era passivamente inserida até 2 ou 3 mm de distância do ápice radicular e o laser era ativado durante o movimento de retirada da fibra, cujo tempo de exposição era de 2 segundos. Após o procedimento de irradiação, a solução era aplicada. Nas amostras do grupo 3 o canal radicular recebeu a solução de $\text{Ag}(\text{NH}_3)\text{F}$ que sofreu o processo de iontoforese (25mA/min). As amostras foram examinadas em MEV-EDX visando comparar a penetração de íons prata dentro dos canalículos dentinários e Índice Vickers para comparar a dureza. Os resultados do estudo demonstraram que a solução de $\text{Ag}(\text{NH}_3)\text{F}$ associada ao processo de iontoforese resultou em maior e mais profunda penetração de íons prata na intimidade da parede do canal. Não houve diferenças significativas entre o grupo 1 e 2. Para o teste de dureza Vickers, as amostras do grupo 2 (irradiadas) foram as que apresentaram maiores índices de dureza. Os autores comentaram ainda as possíveis aplicações clínicas do uso da associação laser- $\text{Ag}(\text{NH}_3)\text{F}$, visando fortalecer a estrutura dental como bloqueador dos canalículos dentinários ou atuando como potente antimicrobiano.

2.4. A luz laser e a hipersensibilidade dentinária

O mecanismo pelo qual o laser atua sobre dentinas hipersensíveis está relacionado ao tipo de laser utilizado. Para WAKABAYASHI et al., 1992 e WAKABAYASHI et al., 1993, os lasers de baixa intensidade podem atuar diretamente sobre os nervos pulpares, ocasionando um processo de analgesia pela depressão da transmissão do estímulo nervoso. Por outro lado, os lasers de alta intensidade como os de Nd:YAG, Er:YAG e CO₂, ocasionariam a oclusão ou diminuição da luz dos túbulos dentinários (CHAN, 2000, LAN & LIU, 1996) assim como também teriam um efeito analgésico (WITTERS, et al., 1995).

Uma variedade de teorias tem sido levantadas para explicar o mecanismo pelo qual os lasers produzem o efeito analgésico (WITTERS, et al., 1995). Segundo MYERS & McDANIEL, 1991, a energia do laser poderia interferir com o mecanismo de bombeamento do sódio/potássio, mudanças na permeabilidade da membrana celular e/ou alterar temporariamente as terminações de axônios sensitivos. WAKABAYASHI et al., 1992 e WAKABAYASHI et al., 1993, sugerem que a irradiação por um laser de semicondutor teria um efeito supressivo pelo bloqueio da despolarização das fibras-C aferentes. Já HOJI, 1990 acredita que o efeito analgésico dos lasers de baixa intensidade são afetados pelo grau do estímulo desencadeante da dor, podendo a inibição deste estímulo ser atribuída a ação do sistema nervoso central. IWASE et al., 1988 explicaram que o potencial de membrana das células nervosas de dentinas sensíveis estava hiperpolarizado e os lasers de baixa intensidade teriam o poder de estabilizar a membrana neural, o que resultaria na depressão de excitabilidade da célula nervosa. GUTKNECHT et al., 1997 explicaram que o possível mecanismo de dessensibilização passa pela desnaturação da terminação dos odontoblastos ou mesmo pela ebulição dos fluidos dentinários. ZHANG et al., 1998 sugeriram que esta diminuição na sensibilidade dentinária está associada ao efeito analgésico provocado pela aplicação do laser ou mesmo pelo bloqueio dos túbulos provocado pela desnaturação protéica do fluido dentinário.

A seguir faremos o relato dos principais trabalhos constantes na literatura realizados por diversos autores que relacionam o uso do laser ao tratamento da hipersensibilidade dentinária.

Examinando os resultados clínicos de um laser de baixa intensidade sobre dentinas hipersensíveis, IWASE et al., 1990 incluíram em seu estudo 28 pacientes e um total de 50 dentes, que tiveram diagnóstico positivo de hipersensibilidade dentinária. O grau de severidade foi avaliado segundo a sensibilidade relatada ao estímulo provocado por um jato de ar e dividido em três níveis: nível 3, uma forte e intolerável dor; nível 2, uma forte mas tolerável dor; nível 1, uma leve dor e nível 0, nenhuma dor. Após a irradiação laser, os pacientes eram questionados sobre os sintomas e sua resposta ao estímulo era novamente avaliado. Os efeitos da terapia eram avaliados antes e após as irradiações. As irradiações foram realizadas com um laser de He-Ne com um comprimento de onda de 632,8 nm e usado no modo contínuo a uma potência de 15 mW por 2 a 5 minutos em contato. Os resultados do estudo apontaram para uma grande melhora nos sintomas em pacientes nível 3, em cerca de 19% e para pacientes nível 2, 52%. 100% dos pacientes nível 1 apresentaram uma diminuição dos sintomas.

Conduzindo um estudo duplo-cego para avaliar os resultados do tratamento da hipersensibilidade dentinária, YAMAGUCHI et al., 1990 utilizaram um laser de diodo semiconductor de GaAlAs, operando em um comprimento de onda de 790 nm, com uma potência de 30 mW, no modo contínuo. 57 dentes foram utilizados no estudo. 30 dentes foram tratados pela radiação laser (grupo teste) e 36 serviram como controle não irradiados. Após 2 horas de irradiação, os autores observaram que 40% dos dentes do grupo teste e 13,9% do grupo controle responderam efetivamente ao tratamento proposto. Após um dia, os valores percentuais foram de 36,9% e 13,9% e após cinco dias, 43,3% e 19,4%, respectivamente. Uma avaliação geral indicou valores de 60% e 22,2%, respectivamente. Avaliando estes quatro resultados, diferenças significativas eram visíveis entre o grupo não irradiado e o grupo teste. Os autores concluíram que a irradiação por uma laser de baixa intensidade pode ser efetivo na diminuição da

sintomatologia dolorosa quando a hipersensibilidade dentinária é tratada.

Relacionando a hipersensibilidade dentinária e o tratamento periodontal, EDUARDO et al., 1992 publicaram um estudo das aplicações clínicas do laser de Nd:YAG, em 29 casos de pacientes com enfermidade periodontal. Os autores obtiveram respostas subjetivas dos participantes do estudo que relataram uma melhora "boa" a "excelente" nos casos de sintomatologia dolorosa utilizando uma irradiação laser com uma potência de 0,75W e frequência de 10 Hz.

GOODIS et al., 1992, estudaram os efeitos da radiação de um laser de Nd:YAG sobre a permeabilidade dentinária. Foram utilizados no estudo 150 dentes terceiros molares extraídos, os quais foram preparados e a permeabilidade determinada antes da aplicação do laser. A energia de um laser de Nd:YAG com $\lambda = 1,06 \mu\text{m}$ foi utilizada através do contato de fibras ópticas de 200 μm e 320 μm de diâmetro. Os parâmetros laser estudados variaram de 0,5 W a 1 W, 10 Hz a 30 Hz e de 33 a 100 mJ/pulso por 2 minutos. A permeabilidade dentinária foi novamente medida após a irradiação. Análise dos dados utilizando análise estatística ANOVA verificou uma redução significativa na permeabilidade ($p < 0,5$) após o tratamento laser. A potência utilizada não influenciou no grau de permeabilidade, no entanto, com o aumento da frequência, houve uma diminuição significativa na permeabilidade dentinária. Com parâmetros de 30 mJ/pulso a 30 Hz houve uma redução de 60% na permeabilidade com a ponta de 320 μm e uma redução de 35% quando utilizou-se a ponta de 200 μm .

Estudando os efeitos analgésicos do laser de Nd:YAG em dentinas sensíveis, PARKINS & MILLER, 1992 expuseram dentes pré-molares a serem extraídos por razões ortodônticas, a 4 minutos de irradiação laser com os parâmetros de 0,75 W e 15 pulsos/segundo. As extrações dos dentes ocorreram 2, 5 e 7 dias após a aplicação do laser. Leituras de testes pulpares foram realizadas antes e após a irradiação. Em um pré-molar de cada paciente, uma cavidade teste foi preparada. Ao primeiro desconforto do paciente, a

analgésia pelo laser era executada. Quando nenhum desconforto era sentido pelo paciente, o preparo estendia-se até 2 mm de profundidade na dentina. Uma restauração de amálgama era então colocada. Os dentes foram extraídos 7 dias após. Todos os dentes foram seccionados um pouco abaixo do limite cervical e imersos em formalina. Os dentes fixados foram descalcificados e corados com hematoxilina e eosina. Pré-molares que não foram irradiados serviram como controle. Em todos os casos, não ocorreram mudanças significativas nas leituras dos testes pulpares. As secções histológicas foram marcadas e levadas à análise. Nenhuma mudança foi detectada em qualquer das amostras, incluindo os dentes controle. Como conclusões do estudo, os autores apontaram como significativa a analgesia alcançada após a exposição das áreas preparadas cirurgicamente à radiação laser. As leituras dos testes pulpares não foram afetadas e não ocorreram mudanças histológicas significativas nas amostras examinadas.

O efeito de um laser de CO₂ sobre a estrutura e a permeabilidade do *smear-layer* de dentinas humanas foram avaliados por PASHLEY et al., 1992, em um estudo *in vitro*. Foram utilizados níveis de energia de 11,3 J/cm², 113,2 J/cm² e 565,9 J/cm². A mais baixa exposição à energia laser aumentou a permeabilidade dentinária, medida por condutância hidráulica, devido a perda parcial da camada superficial de *smear-layer* e da camada de *plugs* dentinários. A energia intermediária também causou um aumento na permeabilidade dentinária pela formação de crateras. A falta de uma superfície homogênea na área da cratera, deixou a superfície porosa e comunicável com os túbulos dentinários adjacentes. As mais altas energias ocasionaram uma completa vitrificação da superfície das crateras, provocando o selamento dos túbulos dentinários adjacentes e conseqüentemente diminuindo a permeabilidade dentinária. No entanto, houve a remoção completa do *smear layer* ao redor das crateras, formando um halo de 100 µm de circunferência, o que aumentou a permeabilidade dentinária nesta área. Os autores comentaram que o uso combinado de exames de MEV e medidas de permeabilidade, fornecem importantes informações complementares que são essenciais na avaliação dos efeitos da radiação laser sobre a dentina.

RENTON-HARPER & MIDA, 1992 usaram o laser Nd:YAG no tratamento da hipersensibilidade dentinária cervical. Foram tratados 30 pacientes que relatavam sensibilidade a estímulos térmicos (frio) em áreas de dentina exposta. Todos os pacientes já tinham recebido alguma forma de tratamento anterior. Os pacientes retornavam 3, 7 e 14 dias após a sessão inicial. O grau de hipersensibilidade foi avaliado numa escala de 0 a 10. Os parâmetros utilizados para a aplicação do laser foram 100 mJ de energia, 10 Hz de frequência e o tempo de aplicação foi de dois minutos sobre a superfície dentinária exposta. Os autores encontraram uma redução estatisticamente significativa na hipersensibilidade dentinária cervical após duas semanas de tratamento.

GELSKEY et al., 1993, a fim de avaliar a efetividade da radiação laser na diminuição da hipersensibilidade dentinária trataram dois sítios. Um dos sítios recebeu tratamento somente com um laser de He:Ne e outro com He:Ne adicionado de aplicações com Nd:YAG (He:Ne+Nd:YAG). O tratamento com laser, tanto de um quanto de outro sítio, consistiu da aplicação de 30 mJ a 100 mJ por pulso, a 10 pulsos por segundo com incrementos de 10 a 40 segundos por pouco menos de 2 minutos. Três meses mais tarde, os autores observaram uma diminuição de 63% na sensibilidade dentinária ao estímulo de um jato de ar, quando utilizado o laser de He:Ne e de 61% a estímulos mecânicos. A redução na hipersensibilidade dentinária quando utilizada a combinação de lasers de He:Ne e de Nd:YAG foi de 58% e 61%, respectivamente. Assim como outros estudos, os autores não notaram efeitos colaterais em relação a vitalidade dos dentes irradiados(LIU & LAN, 1994).

Utilizando um laser de XeCl operando no ultra-violeta, com comprimento de onda de 308 nm e pulsos de 15 ns, STABHOLZ et al., 1993, irradiaram amostras de 3 mm de espessura tomadas da junção cimento-esmalte de 15 dentes extraídos, as quais foram estudadas em microscopia eletrônica de varredura (MEV), visando observar os efeitos de um laser de excimer sobre túbulos dentinários expostos. Cada amostra foi dividida em 4 quadrantes. 3 destes quadrantes foram irradiado por 4s cada, com fluências que variaram entre 0,5 e 7,0 J/cm² e pulsos de 25 Hz. O quadrante não irradiado serviu como controle.

Após, as amostras foram examinadas em MEV. As superfícies não irradiadas mostraram numerosos túbulos dentinários expostos e ausência quase total de *smear layer*. Em todas as amostras que receberam irradiações com densidades de energia que variavam entre $1\text{J}/\text{cm}^2$ e $7\text{J}/\text{cm}^2$ mostraram a presença de dentina solidificada em finos grânulos que estavam espalhados uniformemente por toda a superfície. Com o aumento da densidade de energia podiam ser vistas formações em alto relevo em forma de bolhas, com aproximadamente $3\ \mu\text{m}$ de diâmetro, em locais onde originalmente se abriam os túbulos dentinários, os quais apresentavam-se com as mesmas dimensões.

WELHING et al., 1993 elaboraram um estudo no intuito de investigar os efeitos do tratamento com um laser pulsado de Nd:YAG sobre a permeabilidade da dentina. Foram utilizados 40 discos de dentina, que foram preparados de secções horizontais retiradas do terço médio da coroa de terceiros molares recentemente extraídos. Após a remoção da polpa, as amostras receberam acabamento através de lixas de granulação muito fina. A seguir, as amostras foram divididas em 4 grupos, sendo três deles grupos teste e um grupo controle, que receberam os seguintes tratamentos: grupo 1 - irradiação laser com 60 mJ de energia com 3 aplicações de 60 s cada; grupo 2 - irradiação laser com 90 mJ de energia com 3 aplicações de 60 s cada; grupo 3 - irradiação laser com 120 mJ e as mesmas três aplicações de 60 s e grupo 4 não recebeu qualquer tipo de tratamento. Em um sistema de duas câmaras, a taxa de filtragem do túbulo dentinário de uma área pré definida foi medida, utilizando uma solução radioativa sob uma pressão equivalente a uma coluna de 30 cm de H_2O ; após o preparo da amostra, após a irradiação e após condicionar as área irradiadas com H_2PO_4 a 32% por 60 segundos. A análise de variância mostrou uma grande influência do tratamento com o laser de Nd:YAG sobre a permeabilidade dentinária ($p \leq 0,001$). O quociente médio da amostras de dentina não tratadas em relação a amostras tratadas foi de $2,189 \pm 0,86$ para o feixe de 60 mJ, $1,485 \pm 0,88$ para o feixe de 90 mJ e $2,041 \pm 2,17$ para o feixe de 120 mJ de energia. O condicionamento das superfícies irradiadas tiveram uma influência estatística significativa sobre a permeabilidade da dentina, em todos os grupos teste. Os dados do estudo mostraram que o tratamento com

um laser de Nd:YAG aumenta a permeabilidade do *smear layer* que cobre a dentina e reduz a influência da aplicação de ácido fosfórico sobre a permeabilidade dentinária.

Um estudo comparativo duplo-cego foi realizado por GERSCHMAN et al., 1994, no intuito de testar a efetividade da terapia com laser de baixa intensidade. Um laser de arseneto-gálio-alumínio (comprimento de onda de 830 nm) foi utilizado com uma potência de 30 mW e aplicado por 1 minuto em áreas cervicais e apicais de dentes com sintomas de hipersensibilidade dentinária. A aplicação de lasers de baixa intensidade podem estimular as fibras-C, quando utilizado em áreas apicais, como também podem estimular as fibras delta-A quando utilizado diretamente sobre dentina (KERT, 1992, GEIER et al. 1993). O mecanismo pelo qual os laser de baixa intensidade exercem seu efeito pode ser atribuído a estimulação do bombeamento de Na⁻/K⁺ na membrana celular (OLSEN et al., 1981). Este estímulo hiperpolariza a membrana aumentando assim o limiar de resposta nervosa. Os resultados do estudo apontaram para uma diminuição de 65% da sensibilidade táctil e de 67% da sensibilidade térmica.

Preocupados em prolongar a efetividade de agentes no controle da hipersensibilidade dentinária, LIU & LAN, 1994, propuseram a associação de um verniz a base de fluoreto de sódio, a fim de obliterar a luz dos túbulos dentinários expostos, promovendo uma barreira física e o uso de um laser de semi condutor de GaAlAs (40 a 60 mW de potência aplicados por 2 minutos). Os resultados encontrados pelos autores indicam que, após três meses de terapia houve uma diminuição de 85% da hipersensibilidade dentinária estimulada pelo ar da seringa e 88% por estímulo mecânico (ORCHADSON & COLLINS, 1987), sem qualquer efeito sobre a vitalidade pulpar dos dentes irradiados. Quando foi utilizada somente a irradiação por laser, a diminuição da hipersensibilidade a estes estímulos baixou para 70% e 72%, respectivamente. Os autores concluíram que apesar da significativa diminuição da sintomatologia, o papel do laser de baixa intensidade não está devidamente explicado, já que o seu uso não favorece o selamento dos túbulos dentinários, sendo desconhecida sua efetividade ao longo do tempo.

Irradiando dentes extraídos com um laser pulsado de Nd:YAG, WHITE et al., 1994, procuraram quantificar as alterações da temperatura intra-pulpar após a aplicação laser. Simulando exposição dentinária direta, a qual ocorre em dentes com hipersensibilidade dentinária, 2 mm² de superfície dentinária foram irradiados com uma potência que variou entre 0,3 e 3,0 W e frequência de 10 a 20 Hz, por menos de 10 segundos. Os autores observaram que as temperaturas aumentaram em função da potência, frequência, temperatura e remanescente da camada de dentina, mas a difusão de calor através dos tecidos dentinários não causou danos irreversíveis ao tecido pulpar.

Avaliando os efeitos da radiação laser sobre a impedância da dentina, FAYAD et al., 1996 montaram amostras de dentina em uma célula eletrolítica e mediram sua impedância elétrica. As amostras foram equilibradas com uma solução de KCl 0,1M e a seguir foram irradiadas com um laser de CO₂ com 12W de potência, por 0,1 ms e densidade de energia de 1,25 J/cm². O tempo de equilíbrio de impedância após irradiação foi comparado com o tempo de equilíbrio após a montagem das amostras. As amostras montadas precisaram de 48 horas para alcançar o equilíbrio no eletrólito. Após a irradiação laser, a impedância das amostras previamente equilibradas também precisaram de 48 hs para atingir o equilíbrio. Assim, de acordo com análise da curva exponencial, o tratamento com laser reintroduziu uma alteração transitória na impedância. O tempo de equilíbrio após a irradiação e montagem foram parecidos. A dissociação da dentina aparentemente foi a causa desta impedância transitória. Análises por energia dispersiva de raio X (EDX) confirmou o desaparecimento de K⁺Cl⁻ após a irradiação. Portanto, segundo a conclusão dos autores, a irradiação laser pode causar dissociação dentinária, provocando benefícios clínicos transitórios na sintomatologia da hipersensibilidade dentinária até que ocorra novamente a rehidratação.

LAN & LIU, 1996, utilizando um laser pulsado de Nd:YAG, onde 30 mJ foram liberados a 10 pulsos por segundo por 2 minutos, dentes de 30 pacientes que sofriam de hipersensibilidade dentinária foram irradiados. Segundo os resultados do estudo, houve uma redução nos sintomas na ordem de 65% para estímulos térmicos e de 72% para

estímulos mecânicos, durante três meses de acompanhamento. Estes resultados são similares aqueles encontrados no estudo anterior de GELSKEY et al., 1993. Todos os dentes permaneceram vitais, não havendo qualquer efeito adverso ou complicações decorrentes do tratamento realizado com laser.

Pacientes em número de 144 que relatavam hipersensibilidade em seus dentes foram tratados com uma combinação de fluoreto de estanho e um laser de emissão contínua de CO₂ (grupo teste) e somente com uma solução de fluoreto de estanho (grupo controle), em um estudo realizado por MORITZ et al., 1996. Os autores explicaram que a utilização de compostos a base de flúor visam tanto a precipitação de íons fluoreto dentro dos túbulos dentinários, quanto ocasionam a formação de fina camada de um composto fluorado com a capacidade de proteger a superfície dentinária. O laser de CO₂ foi utilizado baseado em suas propriedades de absorção pela água e por não possuir um grande poder de penetração nos tecidos dentais, principalmente na dose utilizada (0,5 W, por 30 s, em intervalos de 5 s). Através de exames de espectroscopia de absorção atômica, as amostras de dentina revelaram que íons estanho estavam presentes dentro da dentina, 6 semanas após a realização do tratamento, no grupo teste. No grupo controle, não havia resquícios da presença de íons estanho dentro da dentina, 4 dias após o tratamento com a solução de fluoreto de estanho. Mesmo que íons aniônicos não são detectados neste tipo de exame, os autores concluíram que houve uma fusão do fluoreto de estanho com a superfície dentinária com a combinação de tratamentos.

ZHANG et al., 1996 procuraram determinar através de microscopia eletrônica de varredura as alterações morfológicas e a absorção de flúor pela dentina após a irradiação de um laser de Nd:YAG pulsado. As observações morfológicas caracterizavam-se por uma superfície que passou por um processo de fusão. Os níveis de cálcio e fosfato não estavam alterados. A dentina irradiada tratada com uma solução de Ag(NH₃)F a 38% mostrou grande poder de absorção e maior profundidade de penetração de fluoreto do que aquele mostrado pela dentina tratada somente com a solução fluoretada. O exame microscópico também revelou que depósitos parecidos com os compostos de CaF₂ e

Ag_3PO_4 formaram-se sobre a superfície dentinária. Como em outros estudos, os resultados sugeriram que a irradiação com um laser pulsado de Nd:YAG pode melhorar os níveis de absorção de flúor pela dentina.

GUTKNECHT et al., 1997 examinaram 120 pacientes que relatavam áreas de dentina hipersensíveis. Irritantes como ar frio, contato mecânico da sonda, doce e ácido foram utilizados visando a estimulação da sensibilidade. Uma escala quantitativa da dor foi utilizada no estudo. Os 120 dentes afetados foram divididos em 4 grupos de 30 dentes: Grupo 1, 2 e 3 receberam irradiação laser (Nd:YAG, 1064 nm) com uma frequência de 10 Hz e potências que variavam de 0,3W, 0,6W e 1,0W, respectivamente para cada grupo. O tempo de irradiação variou de 30 a 90 segundos dependendo da extensão da área irradiada. O grupo controle recebeu tratamento convencional à base de flúor. Cada dente foi irradiado através de uma fibra óptica em leve contato que era manuseada através da superfície, tanto no sentido mésio-distal como no sentido ápico-cervical. Os resultados do estudo apontaram para um efeito terapêutico eficaz após, principalmente, estímulos térmicos ao frio. Cerca de 90% dos dentes afetados no grupo 1, 83% no grupo 2 e 93% no grupo 3 tiveram sua sensibilidade diminuída. Os autores comentaram que se a transmissão de irritantes através dos túbulos dentinários não foi interrompida, o possível mecanismo de dessensibilização passa pela desnaturação da terminação dos odontoblastos ou mesmo pela ebulição dos fluídos dentinários. Tomando como base os resultados alcançados os autores sugerem a utilização da radiação em energias de 30 mJ , com uma potência de 0,3W a uma frequência de 10 Hz quando desejamos tratar os sintomas das sensibilidade dentinária.

LIU et al., 1997, provocaram a fusão da camada dentinária e a oclusão dos orifícios dentinários quando usaram um laser de Nd:YAG (1064 nm) e 30 mJ de energia a 10 pulsos por segundo.

Utilizando a terapia com lasers de baixa intensidade no tratamento da sensibilidade dentinária, BRUGNERA et al., 1998, examinaram 408 pacientes por um período de 2

anos, dos quais 163 (39,95%) tiveram diagnóstico positivo de hipersensibilidade dentinária. Os dentes foram tratados com irradiações com fluência de 4 J/cm^2 , sendo que foram utilizados lasers de He-Ne com comprimento de onda de 632,8 nm e potência de 8 mW, laser de diodo 830 nm e potência de 40 mW e um laser de diodo 780nm e 50 mW. O método de aplicação usado foi sempre o mesmo, isto é, em dentes incisivos, caninos e pré-molares, 3 pontos eram utilizados em suas faces vestibulares e 1 ponto sobre a suas faces linguais, onde em cada ponto foi aplicado 1 J/cm^2 . Os dentes molares tinham dois pontos localizados em suas faces vestibulares e 2 pontos em suas faces linguais. Testes de vitalidade e sensibilidade foram realizados antes e após as irradiações. Os autores relataram uma diminuição nos sintomas de dor em 39,87% dos casos, com uma única aplicação dos lasers mencionados e em três sessões de terapia, a taxa de sucesso chegou a 89% dos casos.

Dando continuidade a seus estudos sobre a utilização da radiação laser combinada com uma solução fluoretada no tratamento de dentes com hipersensibilidade dentinária, MORITZ et al. 1998, utilizaram um laser de CO_2 de modo contínuo e uma potência de 0,5 W por 30 segundos, subdivididos em radiações de 5 segundos, e um gel de fluoreto de estanho, a fim de observar por um período de 18 meses a efetividade do tratamento. Os exames *in vivo* foram complementados por espectroscopia de absorção atômica (EAA) das amostras de dentina contendo íons estanho e por microscopia eletrônica de varredura (MEV). Quando comparada com a fluoretação convencional, a combinação de laser-flúor mostrou-se mais efetiva no tratamento da hipersensibilidade. Quando esta efetividade foi definida como completa ausência de dor, a taxa de sucesso para o grupo associando laser-flúor foi de 96,5%. Além disso, a observação dos dentes sob MEV revelou oclusão completa dos canalículos 4 a 6 meses após a irradiação (MORITZ et al. 1995). EAA mostrou que o estanho estava permanentemente integrado dentro dos canalículos dentinários o que levou os autores a concluir que íons flúor também são incorporados na intimidade da superfície dentinária.

Irradiando dentes com hipersensibilidade dentinária cervical com um laser de CO₂ contínuo de 1 W de potência por um tempo de 5 a 10 segundos, ZHANG et al., 1998, obtiveram uma redução de 100% na dor dentinária quando avaliada através de estímulos térmicos logo após a irradiação. Os autores sugeriram que esta diminuição na sensibilidade está associada ao efeito analgésico provocado pela aplicação do laser ou mesmo pelo bloqueio dos túbulos dentinários provocado pela desnaturação proteica do fluido dos túbulos dentinários. Devido ao fato que esta melhora nos sintomas de dor relatado pelos pacientes não excedeu os três meses, já que cerca de 50% dos pacientes notaram novamente a presença de dor, os autores especularam que esta recidiva deve-se a oclusão parcial dos canalículos dentinários pela ação laser e que, mesmo os túbulos dentinários fundidos podem tornar-se novamente abertos pela escovação ou pelo contato com a saliva.

Em um outro estudo clínico do grupo de BRUGNERA et al., 1999, os autores reportaram os resultados de suas investigações em mais de 300 dentes que tiveram diagnóstico de hipersensibilidade dentinária e tratados com lasers de baixa intensidade. A vitalidade pulpar dos dentes foi verificada usando testes térmicos e somente processos reversíveis foram tratados. Os dentes foram secos e o feixe laser foi diretamente aplicado perpendicular à superfície dental. Os lasers utilizados foram os de He-Ne de comprimento de onda 632,8 nm e também o laser de ArGaAl nos comprimentos de onda 780 e 830 nm, sendo que cada dente recebeu 4 J de energia por sessão. Cada dente foi tratado por até 5 sessões. Os resultados demonstraram que 79,13% dos pacientes tratados com sucesso, foram tratados em 3 sessões. 8,58% dos pacientes tiveram seus dentes livres de sintomatologia em 4 sessões e 4,29% foram curados em 5 sessões, obtendo-se uma taxa de sucesso de 92%.

Em um estudo *in vitro* de LAN et al., 1999, 36 amostras de dentina tiveram seus túbulos dentinários expostos, a fim de avaliar a efetividade em obliterá-los com uma combinação de tratamentos utilizando um laser de Nd:YAG e um verniz a base de fluoreto de sódio. As amostras foram divididas em 4 grupos: grupos A,B,C receberam

uma aplicação de verniz com flúor enquanto que o grupo D serviu como controle. O grupo C foi irradiado com um laser de Nd:YAG (30 mJ, 10 pulsos/s por 2 minutos). Os grupos B e C sofreram a ação de uma escova elétrica em suas superfícies por 30 minutos e a seguir irrigados com água destilada. Analisando através de microscopia eletrônica de varredura (MEV), as amostras que foram submetidas ao tratamento combinado mostraram mais de 90% dos túbulos dentinários ocluídos pelo verniz, sendo impossível sua remoção através da ação da escova. Evidência de que houve a fusão do verniz dentro dos túbulos dentinários. No entanto, nas amostras que não foram submetidas ao tratamento laser, o verniz de fluoreto de sódio pode ser removido pela escovação elétrica, especialmente aquele localizado no orifício central dos túbulos dentinários. As amostras controle mostravam numerosos canalículos abertos de diâmetro variando entre 3 e 4 μm .

Com o intuito de avaliar o resultado em duas regiões irradiadas, cervical e apical, a fim de propiciar uma forma de tratamento da hipersensibilidade dentinária, YONAGA et al., 1999, trataram 180 dentes com o diagnóstico deste desconforto com um laser pulsado de Nd:YAG e usando uma tinta nanquim preta a fim de favorecer a absorção da radiação. Os parâmetros de irradiação foram de 2W, 100 mJ/pulso e 20 pps. Os dentes foram divididos em 4 grupos de 45 dentes cada. A sensibilidade dentinária foi avaliada através da aplicação de um jato de ar sobre as áreas sensíveis e aplicada uma escala de 4 níveis antes do tratamento com o laser e 2 meses após. A efetividade do tratamento foi avaliada levando-se em consideração o grau de mudanças na sintomatologia ocasionadas pela irradiação laser. As superfícies dentárias dos grupos 1 e 2 foram observadas em microscopia eletrônica de varredura (MEV). Os autores relatam uma grande efetividade no tratamento da hipersensibilidade dentinária e sua recorrência utilizando-se a terapia a laser, em dentes que foram irradiados em sua região cervical combinado com o uso de um iniciador. Em um dos grupos examinados, os autores observaram utilizando a MEV que a maioria dos túbulos dentinários estavam mais estreitos e também ocluídos e que a camada superficial estava parcialmente fundida após a irradiação.

Um estudo combinado clínico e laboratorial foi elaborado por CHAN, 2000. A primeira parte clínica foi realizada com 23 pacientes com sintomas de hipersensibilidade dentinária. Os dentes afetados foram irradiados com um laser de Er:YAG sob refrigeração a ar/água e utilizados os seguintes parâmetros: 100 mJ de energia, 20 pps (pulsos por segundo), no modo desfocado, sem o uso de anestesia local. Avaliação subjetiva da sensibilidade dolorosa dos pacientes (jato de ar) foi realizada levando-se em consideração uma escala de 0-10, com os registros tomados antes, imediatamente após, 7 dias, 1 mês e 3 meses após a terapia laser. Os escores médios de dor foram de 8,39 antes do tratamento, 0,52 imediatamente após, 0,48 em 7 dias, 0,78 em 1 mês e 1,22 três meses após. Segundo o autor, todos os dentes permaneceram vitais e assintomáticos à ação mecânica da escovação e à dieta fria/ácida. A segunda parte do estudo, desenvolveu-se através do exame em MEV de amostras de dentina provenientes de dentes extraídos que receberam primeiramente um condicionamento com ácido fosfórico a 37% por 10 segundos. Metade da superfície da amostra foi irradiada com o laser de Er:YAG desfocado, 100 mJ, 20 pps, sob refrigeração. A outra metade foi usada como controle não irradiado. O autor observou que as superfícies tratadas com laser mostravam a oclusão parcial e uma redução no diâmetro dos túbulos dentinários. Clinicamente a irradiação com o laser de Er:YAG demonstrou grande eficácia na redução da sintomatologia e no controle da recidiva 3 meses após, possivelmente devido à oclusão dos túbulos dentinários.

SCHWARZ et al., 2000 em um estudo clínico, avaliaram e compararam os efeitos dessensibilizantes de um laser de Er:YAG e de uma substância dessensibilizadora (poliuretano-isocianato a 22,5%, cloreto de metileno a 77,5%), em pacientes que relatavam hipersensibilidade dentinária em áreas cervicais expostas. Um grupo de 12 pacientes com 60 dentes hipersensíveis selecionados para o estudo foram divididos em 2 grupos. O primeiro grupo recebeu aplicações de um laser de Er:YAG (80 mJ/pulso e 3 Hz) e o segundo grupo, a aplicação do medicamento. O grau de sensibilidade aos estímulos térmicos foi determinada qualitativamente através de um jato de ar com duração de 3 segundos a uma distância de 2 mm. A sensibilidade foi avaliada de acordo com uma

escala de dor e os registros foram tomados antes, imediatamente após, 1 semana após e 2 meses após o tratamento por um examinador-cego. Os autores concluíram que o laser de Er:YAG foi mais eficiente na redução dos sintomas de hipersensibilidade que o medicamento utilizado, mantendo sua eficiência por um tempo mais prolongado.

3. PROPOSIÇÃO

De acordo com os dados coletados na literatura e no aperfeiçoamento científico e técnico da utilização da radiação laser em Odontologia, propomos um estudo *in vitro* para análise dos seguinte aspectos:

a) características ultra-estruturais visualizadas através do exame de microscopia eletrônica de varredura (MEV) do tecido dentinário submetido a tratamento ácido.

b) características ultra-estruturais visualizadas através de microscopia eletrônica de varredura (MEV), do tecido dentinário após irradiação com um laser de Nd:YAG.

c) verificar a existência e profundidade de penetração de íons fluoreto, estrôncio e estanho na intimidade do tecido dentinário, através de microanálise de energia dispersiva de Raio X (EDX), decorrente do tratamento da dentina com uma solução aquosa de SnF₂ *p.a.* a 10% e de uma solução de SrCl₂ a 10% em forma de pasta (Sensodyne™) associado ou não à irradiação de um laser de Nd:YAG.

4. MATERIAIS E MÉTODOS

4.1. Material utilizado

Para o experimento foram utilizados 10 dentes molares humanos, todos com extração indicada, erupcionados ou não, provenientes da clínica privada do autor. Todos os dentes apresentavam-se íntegros, não possuindo destruição de esmalte e principalmente de tecido dentinário. Os dentes foram limpos e mantidos em refrigeração e em água destilada até o momento do preparo das amostras.

4.2. Preparo das amostras

O preparo das amostras do experimento *in vitro* consistiu da profilaxia de todo o dente através do uso de pedra-pomes e escovas próprias para esse fim e utilizando o motor de baixa rotação do equipo odontológico (PELINO, 1998). A seguir os dentes foram incluídos em uma resina de poliéster insaturada ortoftálica, utilizando como catalisador a substância Butanox M-50. Cada dente foi seccionado lábio-lingualmente em 6 pequenos discos de 2 mm de espessura (MORDAN et al., 1997), pela utilização de um disco de corte com a espessura de 0,30 mm e 4 polegadas de diâmetro externo, com suas 2 faces ativas diamantadas e acoplado a um dispositivo de corte de precisão modelo Labcut 1010 da Extec™ (Fig. 5). Após as amostras foram removidas da resina e embebidas em uma solução de ácido etilenodiaminotetracético (EDTA) a 17% durante 2 minutos a fim de remover o *smear-layer* da superfície dentinária (FRANCHI et al., 1992, NEEV et al., 1994, LAN et al., 2000) e expor os túbulos dentinários ao tratamento dado posteriormente (COX, 1990). As amostras foram lavadas e secas com o auxílio de um papel absorvente, até o momento em que foram irradiadas e tratadas.



Fig 5. Uma das amostras após o corte, ainda incluída em resina.

Um dos lados de algumas amostras (aquelas que faziam parte dos grupos irradiados) foram pintados com tinta nanquim com o auxílio de um pincel pelo de camelo, no intuito de provocar uma maior absorção da radiação laser pela superfície dentinária (MORIOKA et al., 1984, TAGOMORI & MORIOKA, 1989, TAGOMORI et al., 1991, ZHANG et al., 1996, CECCHINI et al., 1998, PELINO et al., 1999), já que o tecidos dentários duros são quase translúcidos em áreas do visível e do infra-vermelho próximos (MORIOKA et al., 1988) e a luz emitida pelo feixe laser neste comprimento de onda de 1064 nm é melhor absorvida por materiais pigmentados (Fig. 6).

A aplicação da luz foi feita em contato, com o auxílio de uma fibra óptica de 320 μm de diâmetro, atuando através de varredura perpendicularmente à superfície dentinária. Durante a irradiação um potente aparelho suctor foi utilizado visando a remoção de vapores resultantes da ação do laser sobre os tecidos dentais, ao mesmo tempo que dissipava o calor gerado. Óculos de proteção, adequados ao comprimento de onda da radiação, foram utilizados por todas as pessoas presentes no laboratório (Fig. 7).

Os seguintes parâmetros de irradiação foram utilizados no experimento:

Potência média	1,5 W
Energia por pulso	100 mJ
Largura de pulso	150 μs
Frequência	15Hz
Densidade de energia	125 J/cm^2

Após a irradiação a tinta nanquim era removida das amostras com o uso de etanol a 95° GL (modificado de TAGOMORI & MORIOKA, 1989).



Fig. 7. Óculos de proteção utilizados na operação do aparelho laser de Nd:YAG

4.4. O tratamento com as soluções de sais metálicos

Uma parte das amostras foram embebidas em 6 ml de uma solução aquosa de fluoreto de estanho (SnF_2) a 10% por 30 minutos (modificado de SKARTVEIT et al., 1991, TAGOMORI & MORIOKA, 1989, ELLINGSEN & ROLLA, 1987), a qual foi preparada no momento da colocação das amostras, a fim de evitar o processo de hidrólise e oxidação (MILLER et al., 1994, BOYD, 1994). Outra parte das amostras foi recoberta pela solução de cloreto de estrôncio (SrCl_2) a 10% em forma de pasta (Sensodyne™) por 30 minutos (modificado de PENNEY & KARLSSON, 1976).

As amostras foram divididas em cinco grupos principais (I, II, III, IV, V) onde receberam diferentes tipos de tratamento:

Grupo I: consistiu de amostras que receberam irradiação laser e após o tratamento com solução de SnF_2 *p.a.* a 10% (Nd:YAG + SnF_2) por 30 minutos.

Grupo II: consistiu de amostras que receberam irradiação laser e após o tratamento com uma solução de SrCl_2 a 10% em forma de pasta (Sensodyne™) (Nd:YAG + SrCl_2) por 30 minutos.

Grupo III: consistiu de amostras que receberam apenas o tratamento com uma solução de SnF_2 *p.a.* a 10% por 30 minutos.

Grupo IV: consistiu de amostras que receberam apenas o tratamento com uma solução de SrCl_2 a 10% em forma de pasta (Sensodyne™) por 30 minutos.

Grupo V: consistiu de amostras que receberam apenas irradiação laser.

4.5. Microscopia eletrônica de varredura (MEV) e energia dispersiva de Raio X (EDX)

Após os procedimentos anteriormente descritos, as amostras dos grupos I, II, III e IV receberam mais um corte transversal e juntamente com as amostras do grupos V foram montadas em suportes metálicos; *stubs*, e cobertas com uma fina camada de ouro-paládio (Au/Pd); metalização (fig. 8). O aumento das micrografias variou entre x 252 a x 4000.



Fig 8. A metalizadora utilizada no preparo das amostras para análise em MEV e EDX

As amostras dos grupos I, II, III e IV foram levadas à análise tanto por microscopia eletrônica de varredura (MEV), quanto por microanálise de energia dispersiva de Raio X (EDX), visando detectar a presença de íons fluoreto, estanho e estrôncio na intimidade da dentina (ELLINGSEN & RÖLLA, 1987, ROHANIZADEH et al., 1999) ao mesmo tempo que examinavam-se as alterações produzidas pela irradiação.

As análises de íons foram feitas na superfície, em 23 μm , 50 μm , 100 μm , 130 μm , 250 μm e em 500 μm de profundidade.

Para o exame das amostras, foi utilizado um aparelho de microscopia eletrônica de varredura (MEV) marca Philips, modelo XL 20 (fig. 9), com um aparelho acoplado de energia dispersiva de Raio X (EDX) (fig. 10) e pertencentes ao Laboratório de Microscopia Eletrônica da Universidade Luterana do Brasil - ULBRA. No aparelho de EDX, a correção por ZAF foi realizada através de computação. Utilizou-se a alta voltagem de 25 kV. As amostras dos grupos V foram examinadas somente através de microscopia eletrônica de varredura (MEV).



Fig 9. Aparelhagem utilizada para a análise das amostras

Cabe ressaltar que devido ao estudo tratar somente da análise qualitativa dos dados obtidos pela microanálise por EDX, as tabelas mostrando o percentual em peso dos

elementos pesquisados tem apenas valor ilustrativo, não devendo ser tomados como qualquer estudo quantitativo, já que se trata apenas da análise de um sítio daquela amostra em questão.

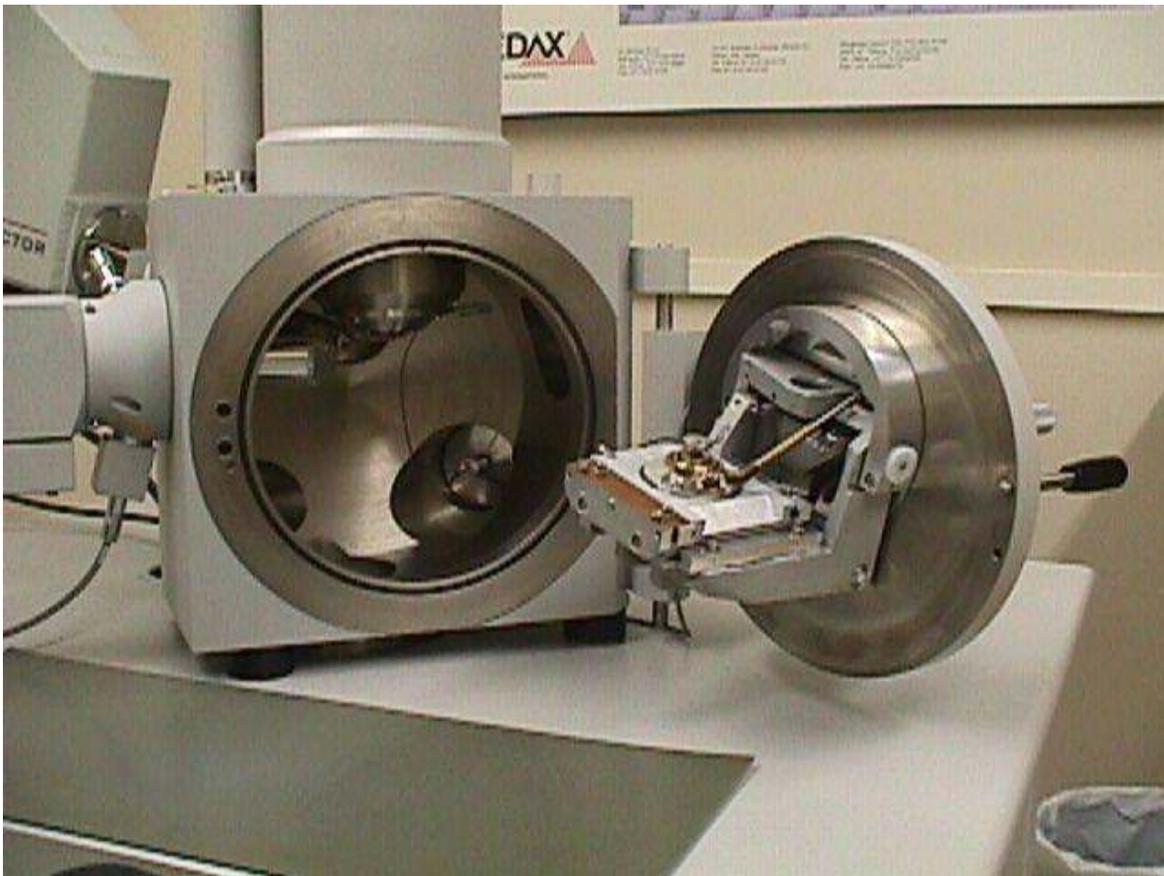
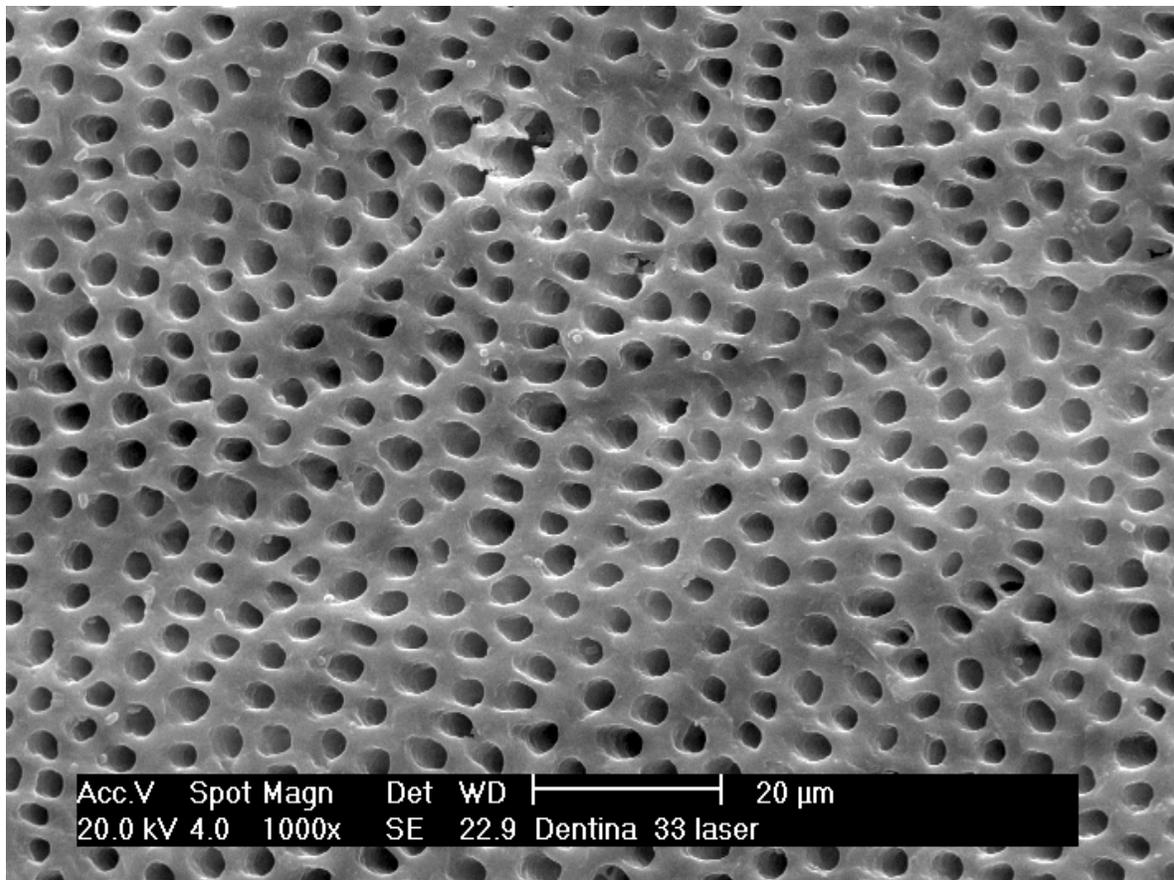


Fig 10. O aparelho de EDX utilizado na análise das amostras

5. RESULTADOS

A figura 11 mostra a superfície da dentina submetida a tratamento com EDTA, com um aumento de 1000 vezes, através de microscopia eletrônica de varredura (MEV). Podemos observar uma superfície homogênea, lisa. Os túbulos dentinários em forma de funil se encontram bastante abertos. Nota-se a ausência de depósitos. A dentina peritubular, próxima à superfície, foi totalmente removida.

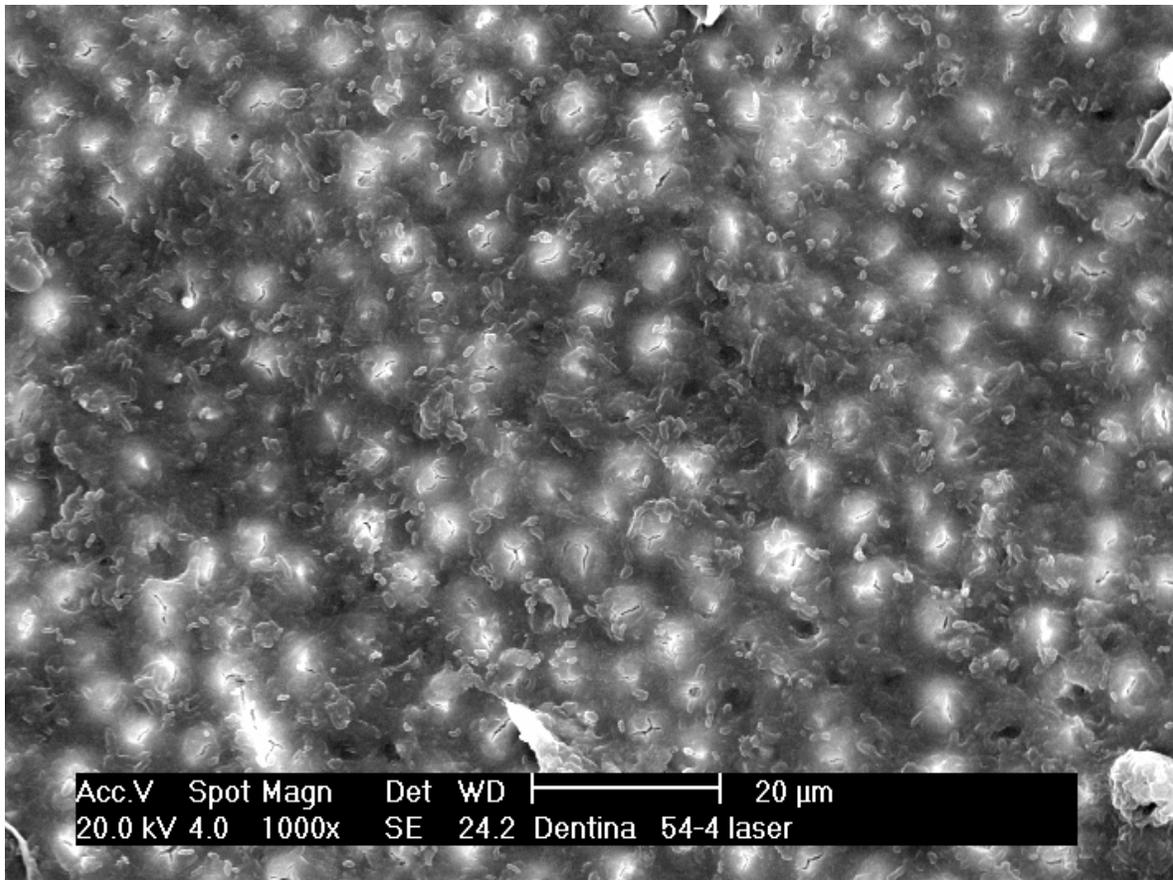
Fig. 11 Fotomicrografia mostrando a dentina submetida a condicionamento com EDTA (1000 X).



Na figura 12 podemos observar a superfície da dentina irradiada com o laser de Nd:YAG, com aumento de 1000 vezes. O aspecto da ultra-estrutura da dentina mostra

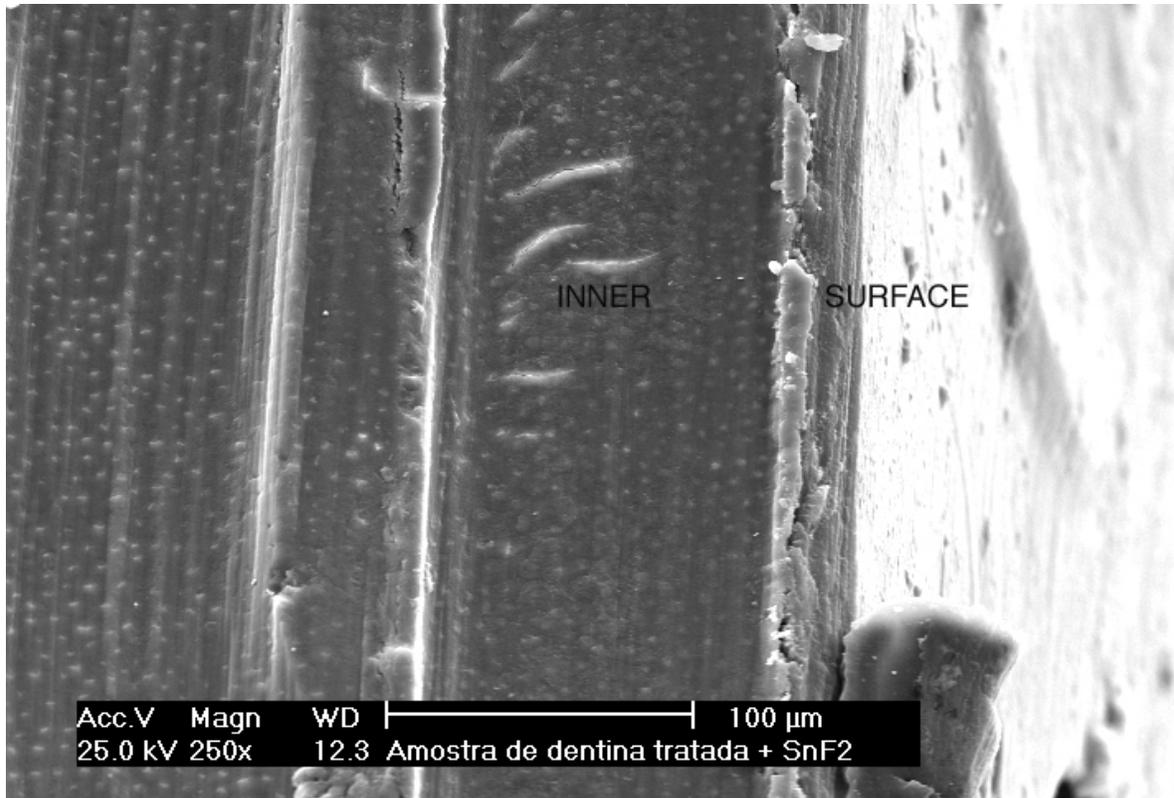
uma superfície totalmente alterada pela irradiação. Os túbulos dentinários estão ocluídos. Notam-se glóbulos esbranquiçados, em meio a uma estrutura heterogênea e rugosa, decorrente da fusão e ressolidificação da estrutura dental pela ação da irradiação. Áreas de carbonização estão ausentes.

Fig. 12. Fotomicrografia mostrando a dentina irradiada com um laser de Nd:YAG (1000 X).



A figura 13 mostra um corte transversal de uma amostra tratada com a solução de SnF_2 . A amostra foi preparada para análise através de EDX, visando a detecção dos íons estanho e fluoreto na intimidade do tecido dentinário. Nota-se uma superfície pouco alterada e ausência parcial do *smear layer* e pequenos glóbulos esbranquiçados presentes sobre a superfície.

Fig. 13. A fotomicrografia mostra uma área de dentina que recebeu tratamento com uma solução de SnF_2 , onde procedeu-se a microanálise por EDX.



A figura 14 mostra um corte transversal de uma amostra irradiada com o laser de Nd:YAG e que posteriormente recebeu o tratamento com a solução de SnF_2 . Observa-se na superfície examinada, a estrutura rugosa e irregular decorrente das alterações físicas provocadas pelo laser sobre a estrutura dentinária. Crateras são também observadas. Já a figura 15 mostra um espécime de dentina irradiada e tratada com SnF_2 onde nota-se a formação de uma camada superficial esbranquiçada sobre a dentina.

Fig. 14. Fotomicrografia mostrando as alterações em uma amostra de dentina irradiada com um laser de Nd:YAG que posteriormente recebeu tratamento com uma solução de SnF_2 , onde procedeu-se a análise por EDX

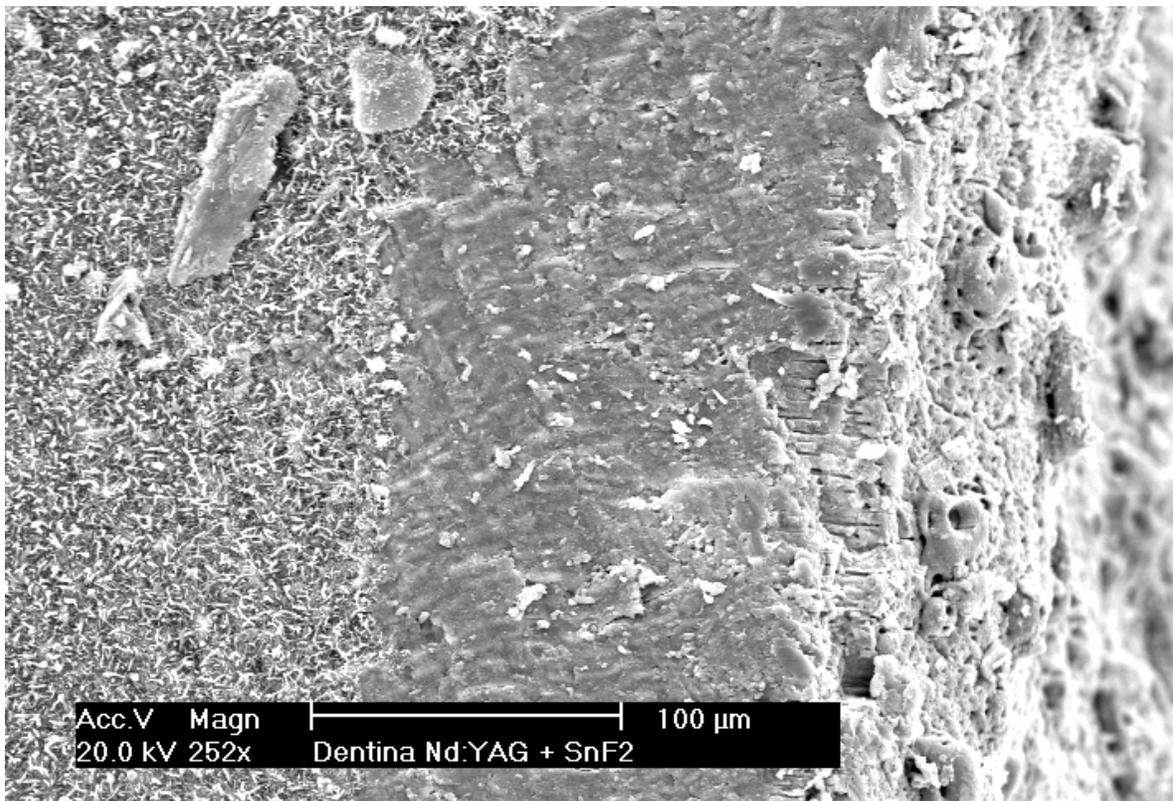


Fig. 15. Fotomicrografia mostrando a dentina irradiada e tratada com SnF₂, na superfície

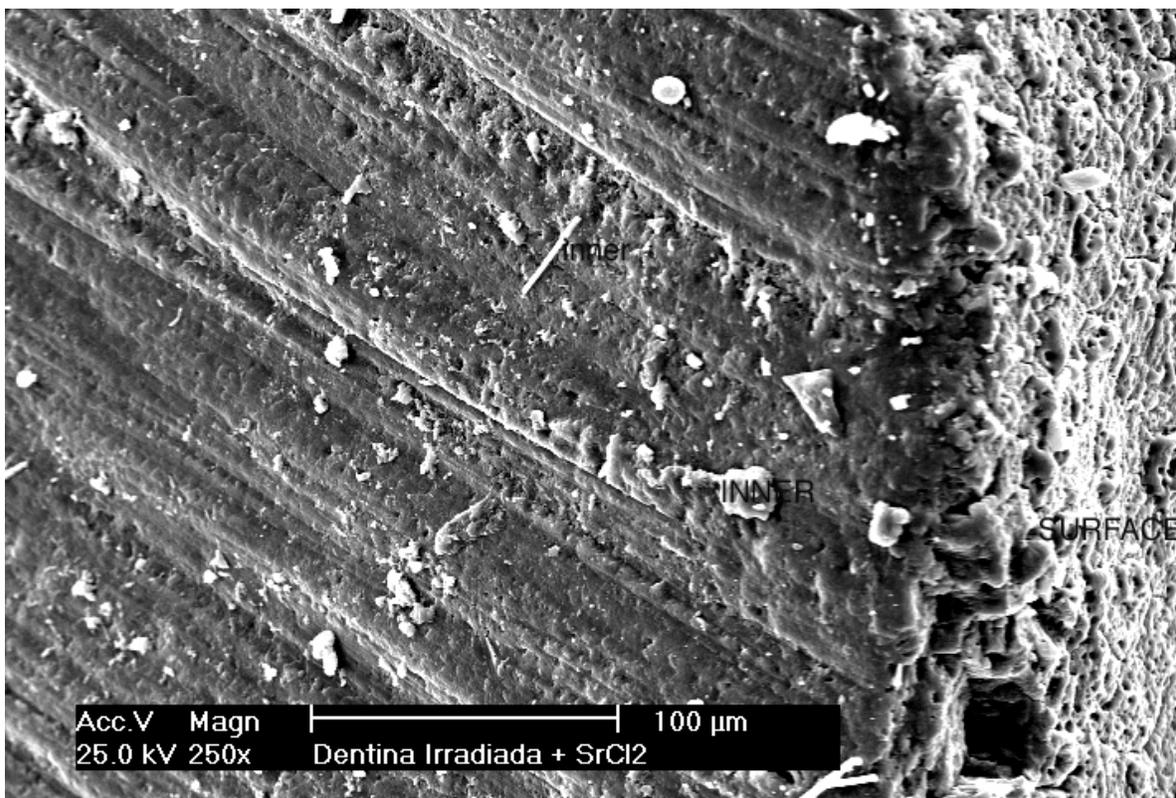


Fig. 16. A fotomicrografia mostra o corte transversal de uma amostra que recebeu somente o tratamento com a solução de SrCl_2 . A amostra foi preparada para análise através de EDX, visando a detecção dos íons estrôncio na intimidade do tecido dentinário.

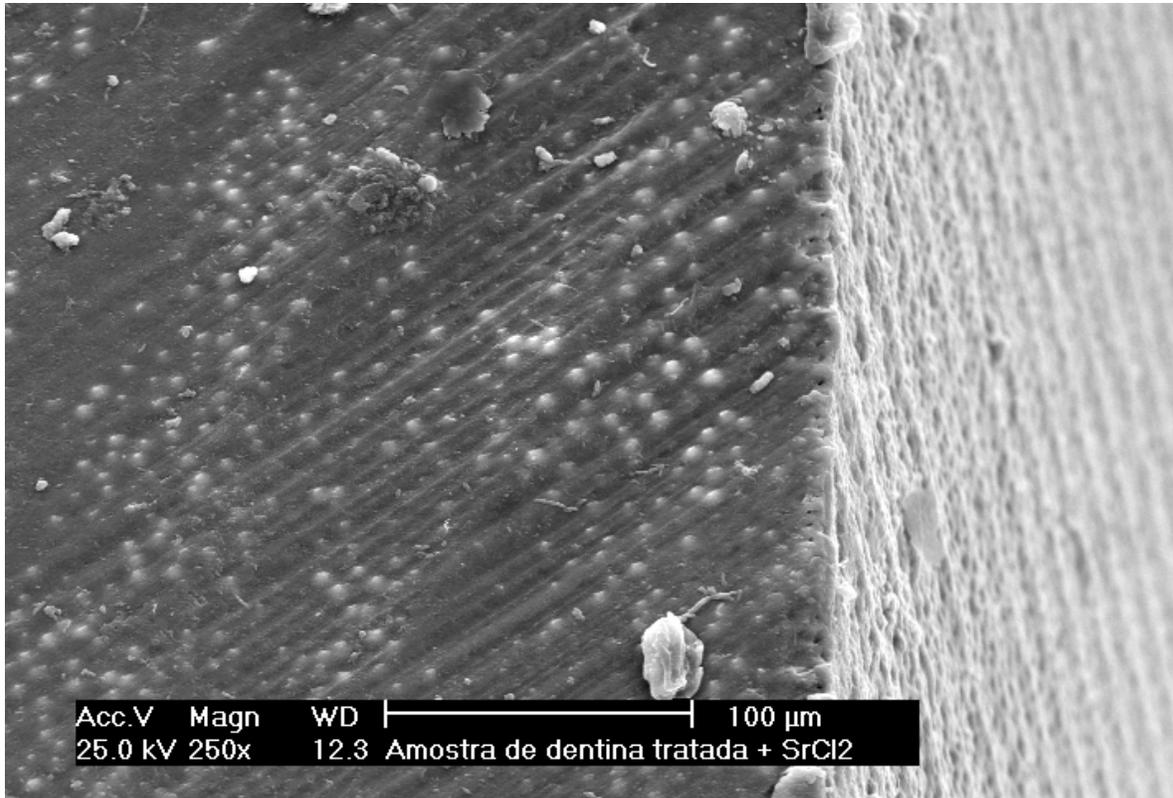
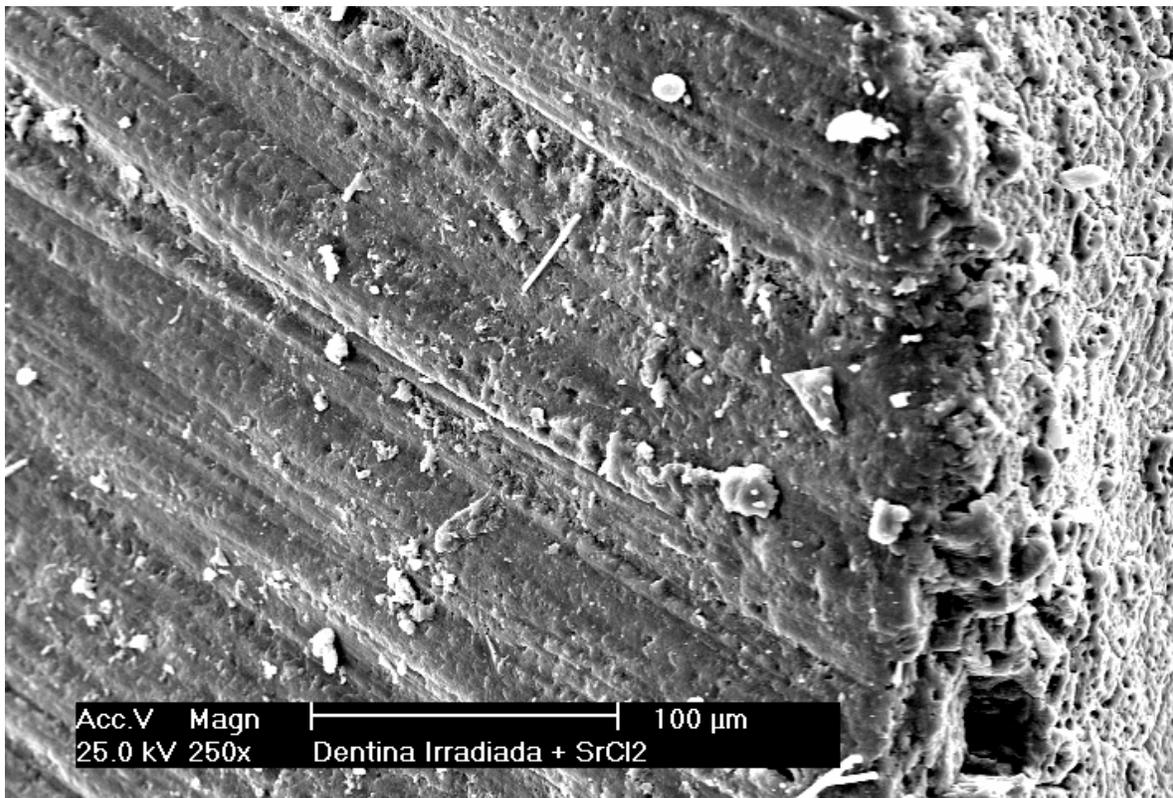


Fig. 17. Fotomicrografia mostrando área de dentina irradiada e posteriormente tratada com SrCl_2 , onde procedeu-se o exame através de EDX.



O gráfico 1 mostra qualitativamente os picos de emissão dos diversos elementos químicos que constituem a superfície da dentina depois da remoção do *smear layer*. A amostra foi exposta a uma solução de SnF_2 a 10% por 30 minutos. Pode-se notar a presença evidente de íons estanho.

A tabela 1 mostra quantitativamente as concentrações (% peso) dos diversos elementos presentes na amostra de dentina do gráfico 1. Dos elementos químicos presentes na amostra, íons estanho perfazem 57,44% do total, denotando a alta concentração de íons metálicos no local.

Gráfico 1. Modelo gráfico do espectro da dentina tratada com a solução de SnF₂, na superfície.

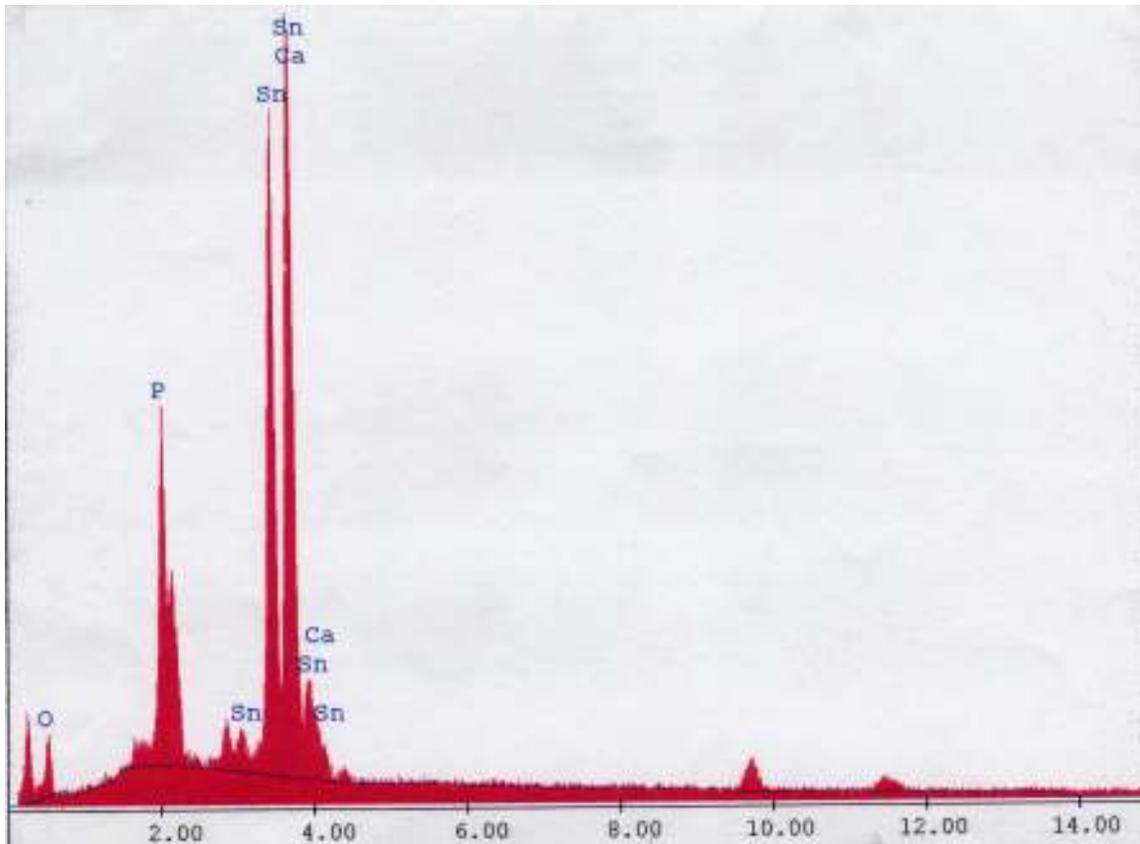


Tabela 1. Dentina tratada com a solução de SnF₂ (na superfície)

Elemento	% peso	At %	K-Ratio	Z	A	F
O K	14.13	40.74	0.0168	1.1613	0.1026	1.0001
P K	12.34	18.39	0.0697	1.0782	0.5168	1.0134
SnL	57.44	22.33	0.5214	0.8835	1.0274	1.0000
CaK	16.09	18.53	0.1532	1.1042	0.8620	1.0000
Total	100.00	100.00				

O gráfico 2 representa os diversos picos de emissão de elementos químicos presentes na dentina submetida ao tratamento com a solução fluoretada de SnF₂, a uma profundidade de 23 µm da superfície. Os picos de emissão do estanho apresentam-se mais discretos.

A tabela 2 quantifica as concentrações dos diversos elementos em uma dentina tratada com a solução fluoretada, a uma profundidade de 23 μm . Íons estanho apresentam-se com uma concentração de somente 4,51% dos elementos presentes na dentina.

Gráfico 2. Modelo gráfico do espectro da dentina tratada com a solução de SnF_2 , em 23 μm .

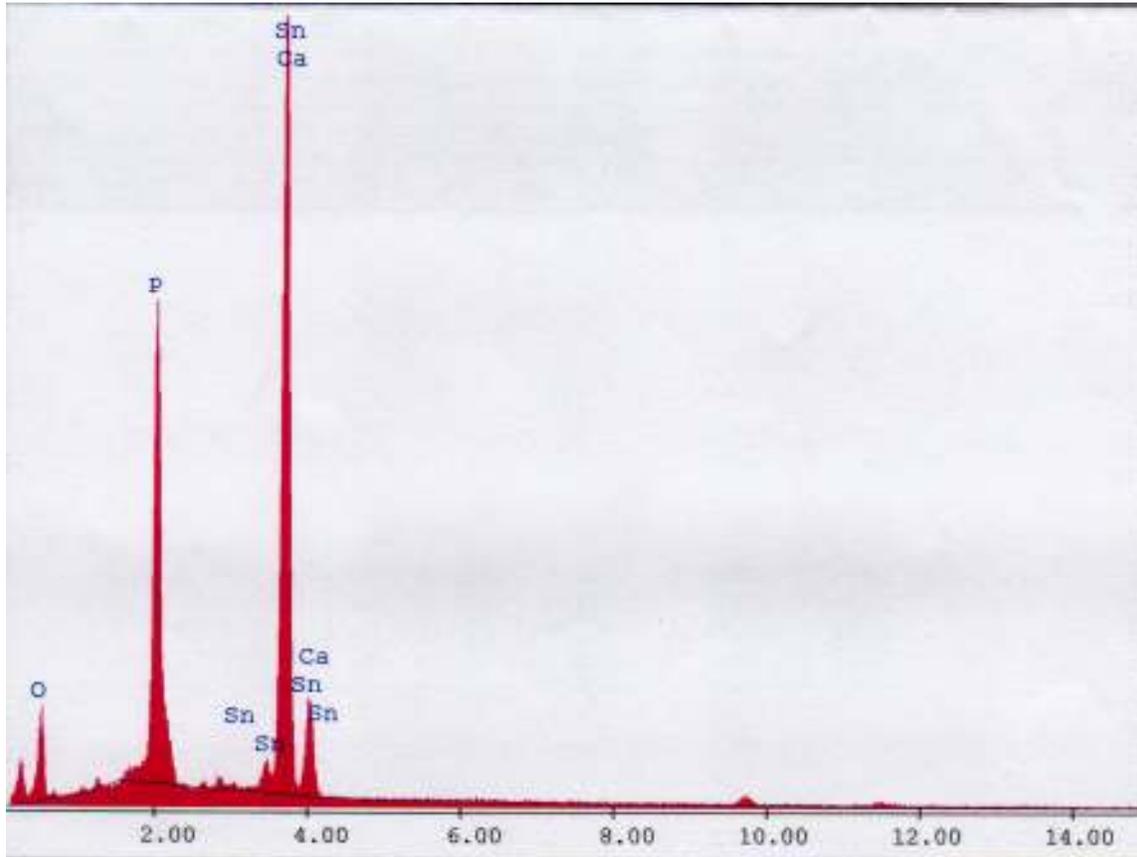


Tabela 2. Dentina tratada com a solução de SnF_2 (em 23 μm)

Elemento	% peso	At %	K-Ratio	Z	A	F
O K	34.30	55.52	0.0392	1.0480	0.1090	1.0002
P K	20.81	17.40	0.1481	0.9749	0.7215	1.0115
SnL	4.51	0.98	0.0386	0.7864	1.0890	1.0000
CaK	40.38	26.09	0.3599	0.9831	0.9068	1.0000
Total	100.00	100.00				

O gráfico 3 representa os diferentes elementos químicos presentes na amostra de dentina quando analisada a 50 μm de profundidade. Os níveis do elemento estanho apresentam-se estáveis, quando comparados ao gráfico anterior.

O gráfico 4 representa a mesma amostra de dentina quando analisada à 100 μm . Os níveis de íons Sn apresentam-se estáveis.

A tabela 4 apresenta a análise quantitativa da amostra. Houve um pequeno aumento na concentração estanho, mantendo-se em um patamar abaixo dos 5% (3,99%).

Gráfico 4. Modelo gráfico do espectro da dentina tratada com a solução de SnF_2 , em 100 μm .

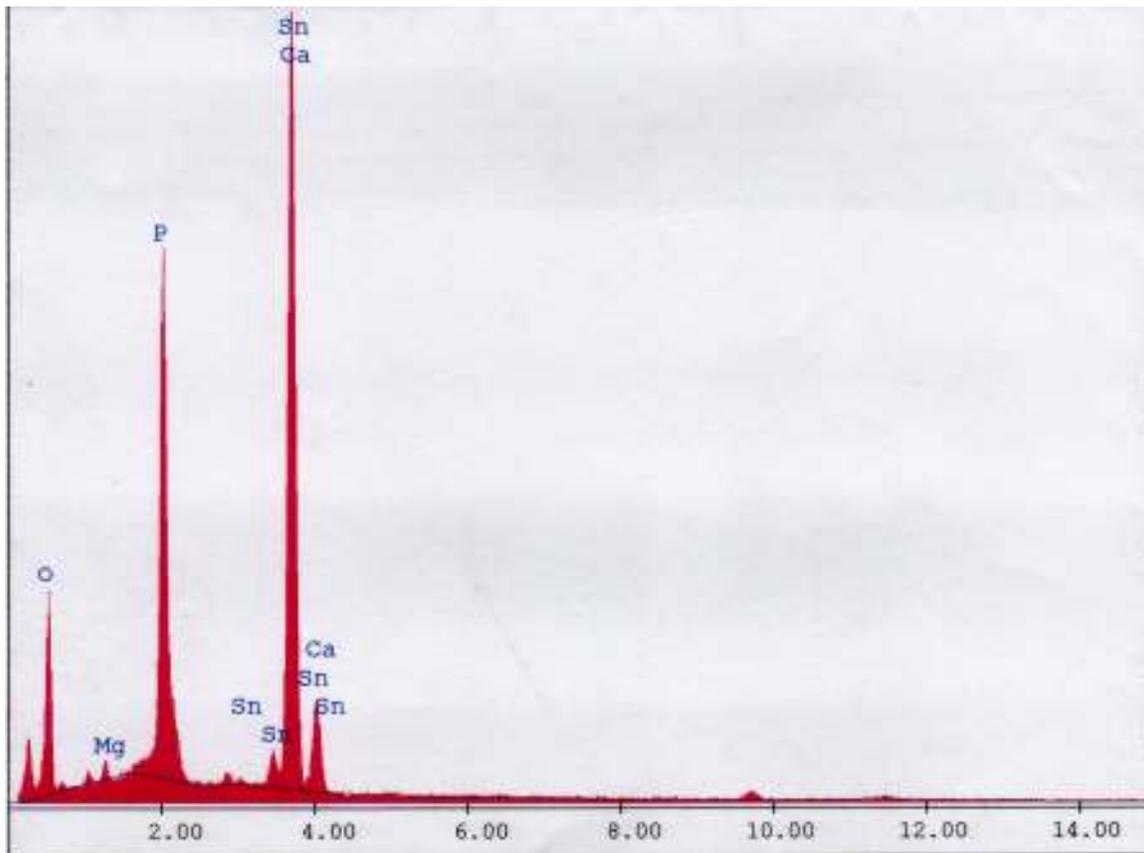


Tabela 4. Dentina tratada com a solução de SnF_2 (em 100 μm)

Elemento	% peso	At%	K-Ratio	Z	A	F
O K	46.2	67.01	0.0641	1.0388	0.1334	1.0002
MgK	1.03	0.99	0.0033	0.9992	0.3201	1.0041
P K	17.87	13.37	0.1243	0.9666	0.7131	1.0091
SnL	3.99	0.78	0.0343	0.7785	1.1070	1.0000
CaK	30.86	17.85	0.2762	0.9732	0.9196	1.0000
Total	100.00	100.00				

O gráfico 5 apresenta os picos de emissão da dentina tratada com a solução de SnF₂, a uma profundidade de 130 μm. Nota-se a ausência de qualquer traço do elemento estanho na amostra, à profundidade mencionada. Este achado é corroborado pela tabela 5, que quantifica os elementos químicos presentes na amostra.

Gráfico 5. Modelo gráfico do espectro da dentina tratada com a solução de SnF₂, em 130 μm.

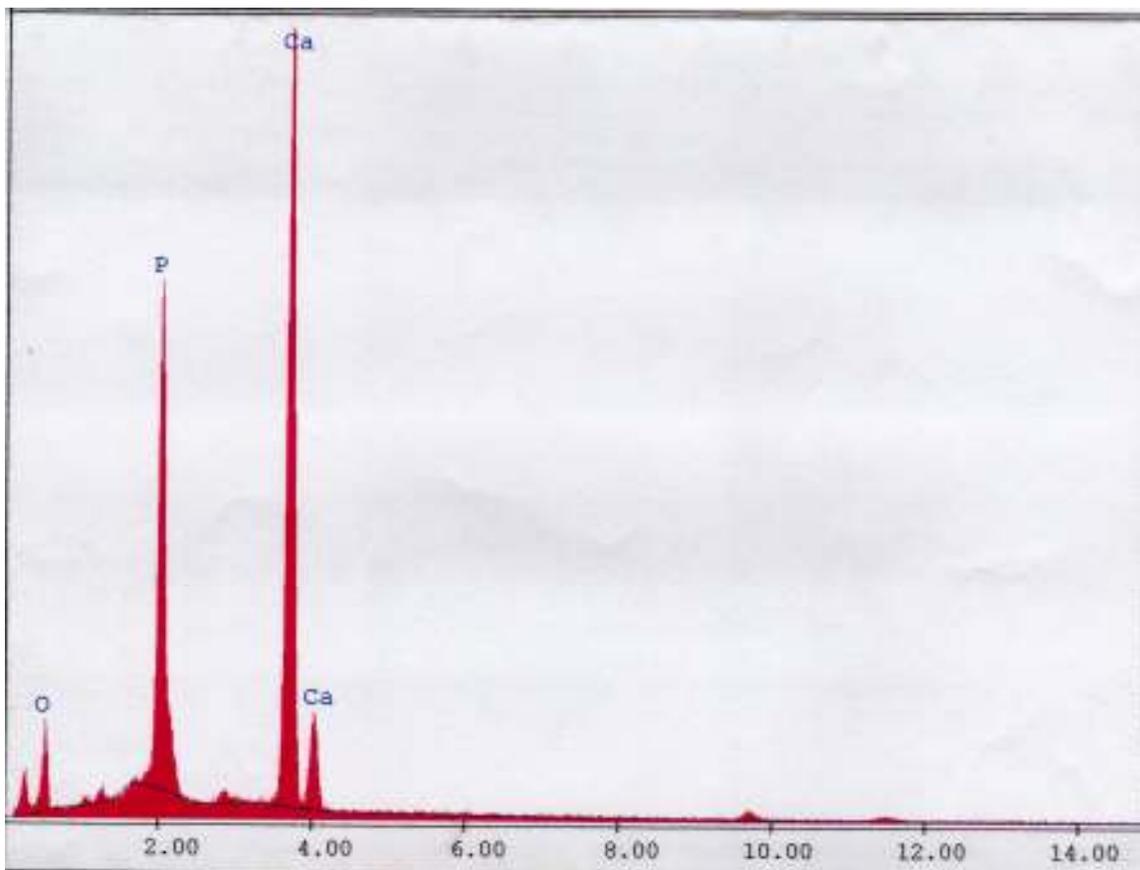


Tabela 5. Dentina tratada com a solução de SnF₂ (em 130 μm)

Elemento	% peso	At %	K-Ratio	Z	A	F
O K	33.46	53.38	0.0370	1.0422	0.1061	1.0002
P K	22.66	18.68	0.1662	0.9695	0.7478	1.0116
CaK	43.88	27.94	0.3882	0.9768	0.9057	1.0000
Total	100.00	100.00				

O gráfico 6 apresenta qualitativamente os picos de emissão dos diversos elementos químicos que constituem a superfície da dentina depois da remoção do *smear layer* e irradiada com um laser pulsado de Nd:YAG, $\lambda = 1064$ nm, potência de 1,5 W, energia por pulso de 100 mJ e 15 Hz de frequência. Posteriormente a amostra foi exposta a uma solução de SnF₂ a 10% por 30 minutos. Pode-se notar a presença de íons estanho, representado no gráfico por seus picos de absorção. Íons fluoreto também estão presentes na amostra.

A tabela 6 analisa quantitativamente os elementos químicos presentes na amostra do gráfico 6. A concentração do elemento estanho alcança 9,75% de todos os elementos encontrados na amostra, enquanto que o elemento flúor se encontra em um percentual de 4,07%.

Gráfico 6. Modelo gráfico do espectro da dentina irradiada com laser de Nd:YAG e tratada com a solução de SnF₂, na superfície.

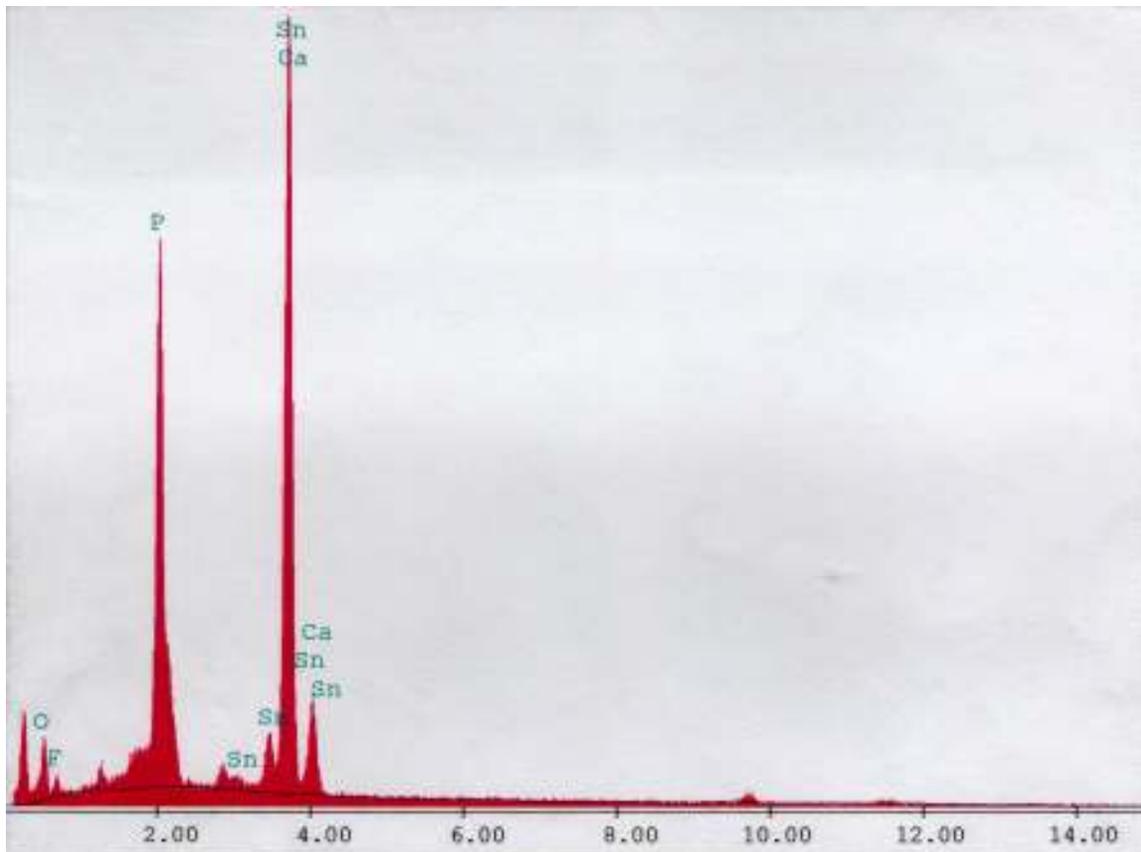


Tabela 6. Dentina irradiada e tratada com a solução de SnF₂ (na superfície)

Elemento	% peso	At %	K-Ratio	Z	A	F
O K	19.05	35.77	0.0219	1.0732	0.1070	1.0002
F K	4.07	6.44	0.0052	1.0085	0.1257	1.0004
P K	22.82	22.13	0.1774	0.9963	0.7718	1.0111
SnL	9.75	2.47	0.0818	0.7999	1.0483	1.0000
CaK	44.30	33.20	0.4099	1.0019	0.9234	1.0000
Total	100.00	100.00				

O gráfico 7 e a tabela 7, respectivamente, analisam qualitativa e quantitativamente traços de íons estanho e flúor na intimidade da dentina irradiada, a 23 μm de profundidade. Nota-se que os picos de emissão do estanho aumentaram em comparação à amostra anterior. O elemento flúor está ausente na análise da amostra. Quantitativamente, íons estanho encontram-se em uma concentração de 18,88% em relação aos outros elementos encontrados.

Gráfico 7. Modelo gráfico do espectro da dentina irradiada com laser de Nd:YAG e tratada com a solução de SnF₂, em 23 μm.

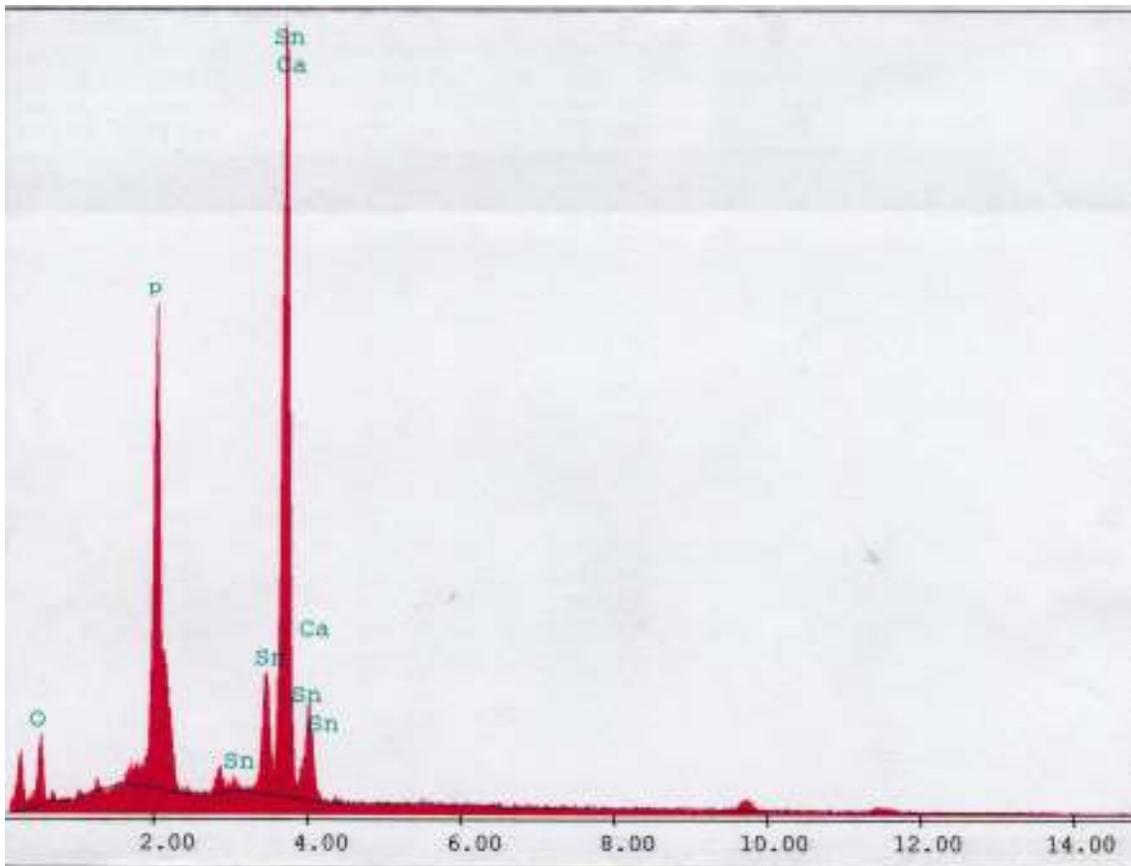


Tabela 7. Dentina irradiada e tratada com a solução de SnF₂ (em 23 μm)

Elemento	% peso	At %	K-Ratio	Z	A	F
O K	20.04	40.65	0.0231	1.0885	0.1057	1.0001
P K	19.81	20.76	0.1499	1.0127	0.7384	1.0117
SnL	18.88	5.16	0.1608	0.8123	1.0484	1.0000
CaK	41.27	33.42	0.3877	1.0174	0.9234	1.0000
Total	100.00	100.00				

O gráfico 8 representa o espectro da dentina irradiada e que foi posteriormente tratada com a solução fluoretada. O elemento flúor aparece na amostra analisada, através de seu pico de emissão. O estanho está presente, e graficamente os picos apresentam-se estáveis e comparáveis à amostra anterior. A tabela 8 demonstra a presença de íons flúor na amostra, com concentração de 3,12%. Íons estanho apresentam-se em concentrações de 21,59%.

Gráfico 8. Modelo gráfico do espectro da dentina irradiada com laser de Nd:YAG e tratada com a solução de SnF₂, em 50 μm.

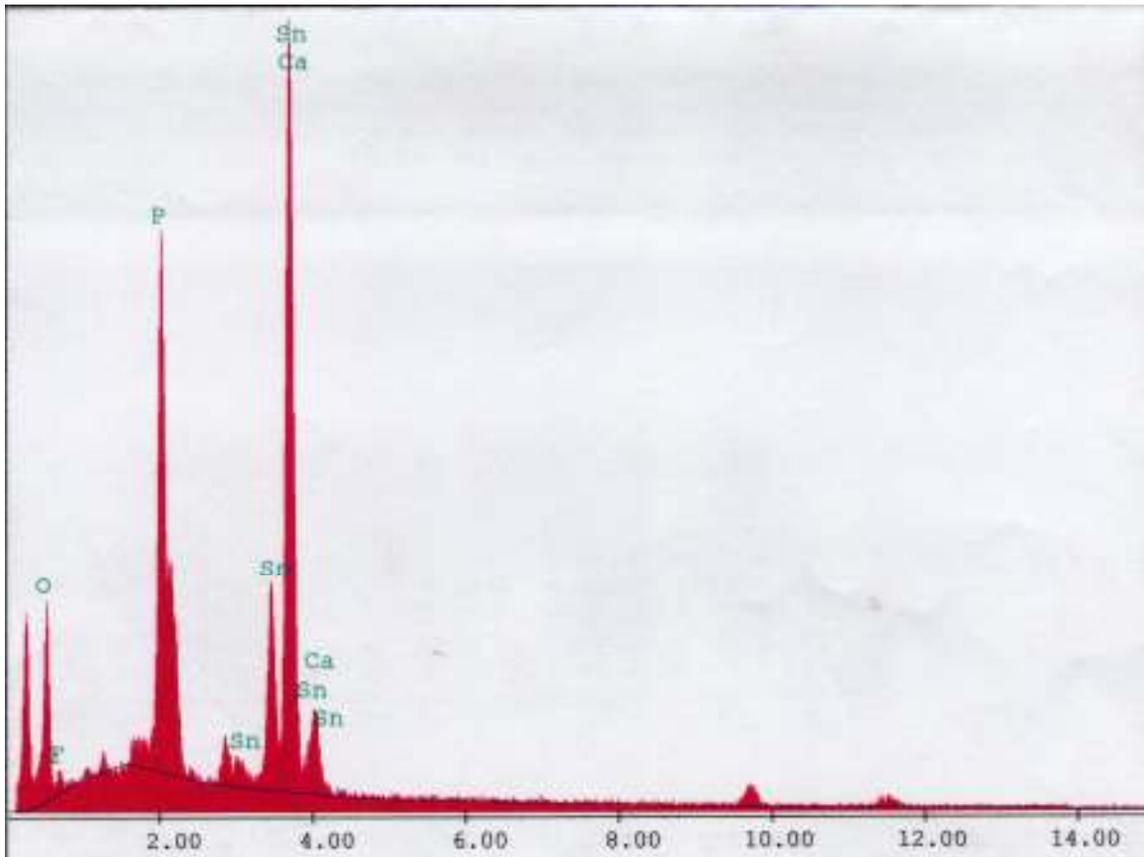


Tabela 8. Dentina irradiada e tratada com a solução de SnF₂ (em 50 μm)

Elemento	% peso	At %	K-Ratio	Z	A	F
O K	31.74	56.10	0.0452	1.0826	0.1314	1.0002
F K	3.12	4.64	0.0038	1.0174	0.1201	1.0003
P K	16.34	14.92	0.1202	1.0065	0.7236	1.0095
SnL	21.59	5.14	0.1845	0.8075	1.0585	1.0000
CaK	27.21	19.20	0.2562	1.0114	0.9309	1.0000
Total	100.00	100.00				

Na profundidade 100 μm, o gráfico que representa o espectro da dentina irradiada e posteriormente tratada com a solução de SnF₂, revela um padrão levemente atenuado em relação a presença de estanho na amostra. O flúor não é detectado pela microanálise.

A tabela 9 nos mostra percentualmente a concentração de estanho na amostra. Este valor chega a 9,25% dos elementos encontrados.

Gráfico 9. Modelo gráfico do espectro da dentina irradiada com laser de Nd:YAG e tratada com a solução de SnF₂, em 100 μm.

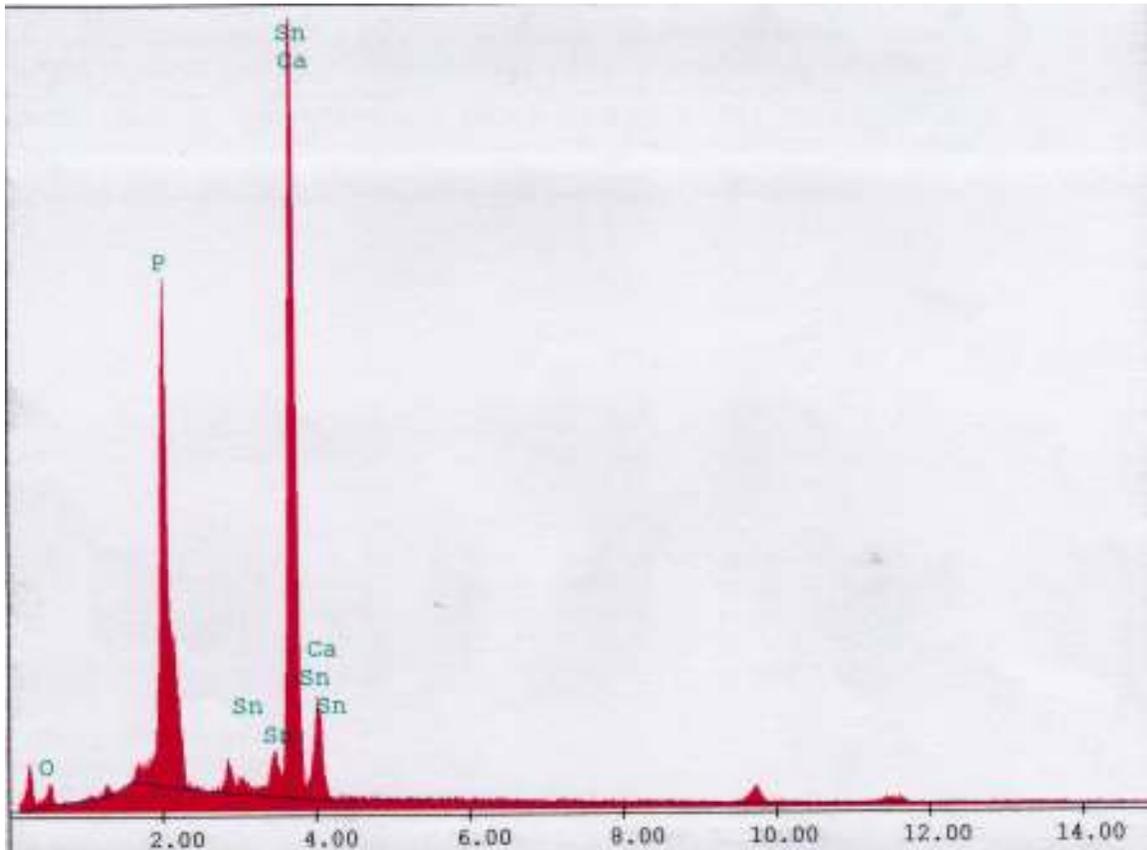


Tabela 9. Dentina irradiada e tratada com a solução de SnF₂ (em 100 μm)

Elemento	% peso	At %	K-Ratio	Z	A	F
O K	9.53	20.64	0.0094	1.0808	0.0912	1.0002
P K	25.45	28.47	0.2019	1.0045	0.7795	1.0132
SnL	9.25	2.70	0.0775	0.8062	1.0390	1.0000
CaK	55.76	48.19	0.5160	1.0098	0.9164	1.0000
Total	100.00	100.00				

O gráfico 10 e a tabela 10 analisam o espectro da mesma amostra de dentina a uma profundidade de 130 μm . Novamente o gráfico mostra um aumento dos picos de emissão do estanho, e flúor continua não sendo detectado na amostra. O estanho está presente em uma concentração de 15,80%.

Gráfico 10. Modelo gráfico do espectro da dentina irradiada com laser de Nd:YAG e tratada com a solução de SnF_2 , em 130 μm .

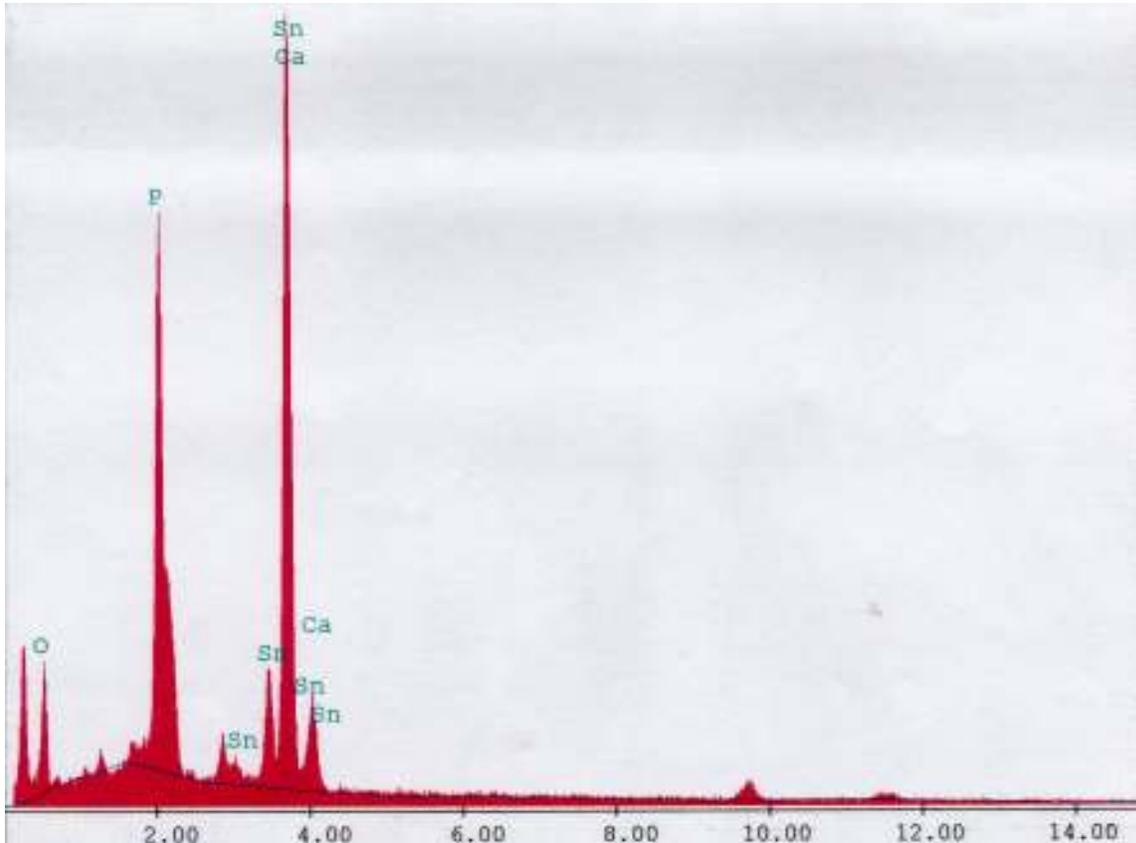


Tabela 10. Dentina irradiada e tratada com a solução de SnF_2 (em 130 μm)

Elemento	% peso	At %	K-Ratio	Z	A	F
O K	28.20	51.25	0.0357	1.0761	0.1176	1.0001
P K	20.03	18.80	0.1520	0.9997	0.7511	1.0104
SnL	15.80	3.87	0.1335	0.8024	1.0530	1.0000
CaK	35.97	26.09	0.3350	1.0050	0.9268	1.0000
Total	100.00	100.00				

O gráfico 11 representa o espectro da dentina irradiada e tratada a 250 μm , no interior do tecido dentinário. O gráfico mostra-se estável em relação à análise anterior. Com a concentração de estanho estando no patamar dos 15,14% (Tabela 11).

Gráfico 11. Modelo gráfico do espectro da dentina irradiada com laser de Nd:YAG e tratada com a solução de SnF_2 , em 250 μm .

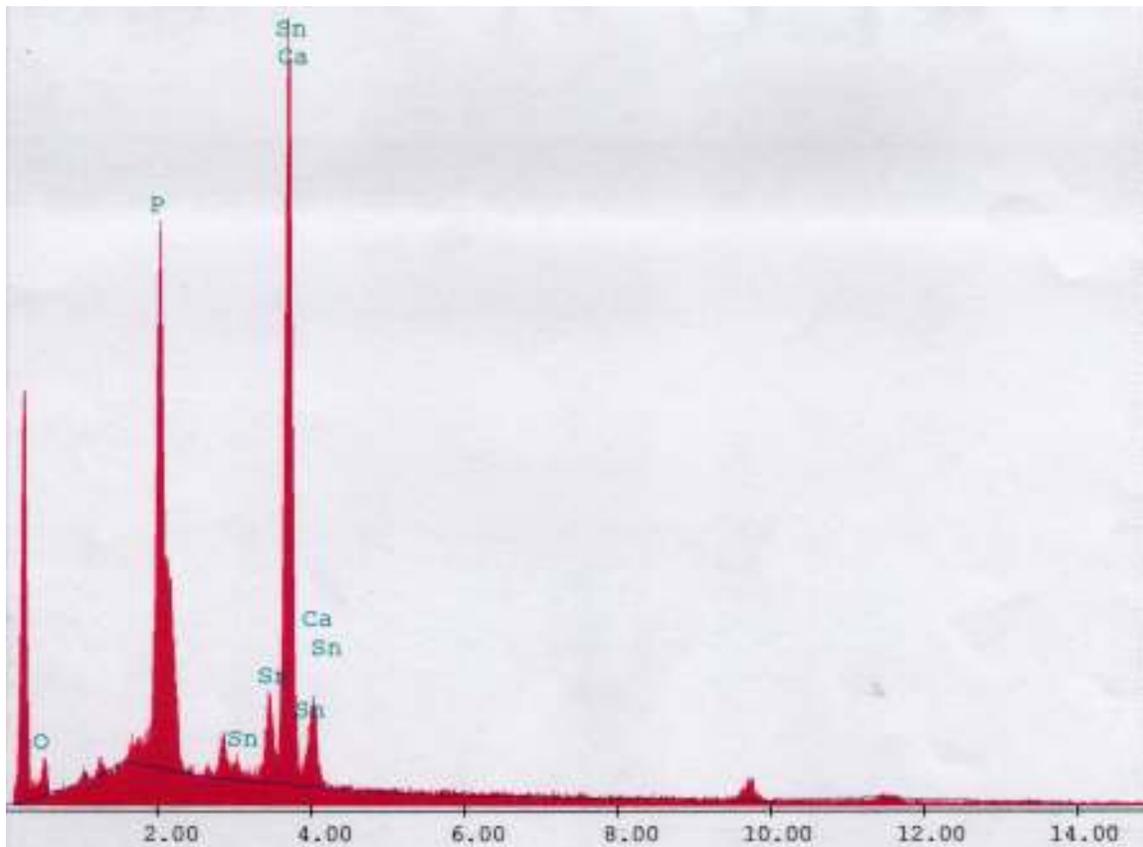


Tabela 11. Dentina irradiada e tratada com a solução de SnF_2 (em 250 μm)

Elemento	% peso	At %	K-Ratio	Z	A	F
O K	13.32	28.42	0.0143	1.0881	0.0985	1.0002
P K	25.19	27.75	0.1958	1.0120	0.7590	1.0119
SnL	15.14	4.35	0.1269	0.8119	1.0325	1.0000
CaK	46.35	39.47	0.4297	1.0169	0.9115	1.0000
Total	100.00	100.0				

O gráfico 12 representa o espectro da dentina após a remoção do *smear layer* por condicionamento com EDTA e posteriormente tratada com a solução de SrCl_2 , quando analisada por EDX, na superfície. Nota-se a presença de estrôncio, através de seus picos mostrados no gráfico.

Quantificando a amostra analisada, a tabela 12 mostra que o estrôncio está presente em uma concentração de 7,26% em comparação aos outros elementos presentes.

Gráfico 12. Modelo gráfico do espectro da dentina tratada com a solução de SrCl_2 , na superfície.

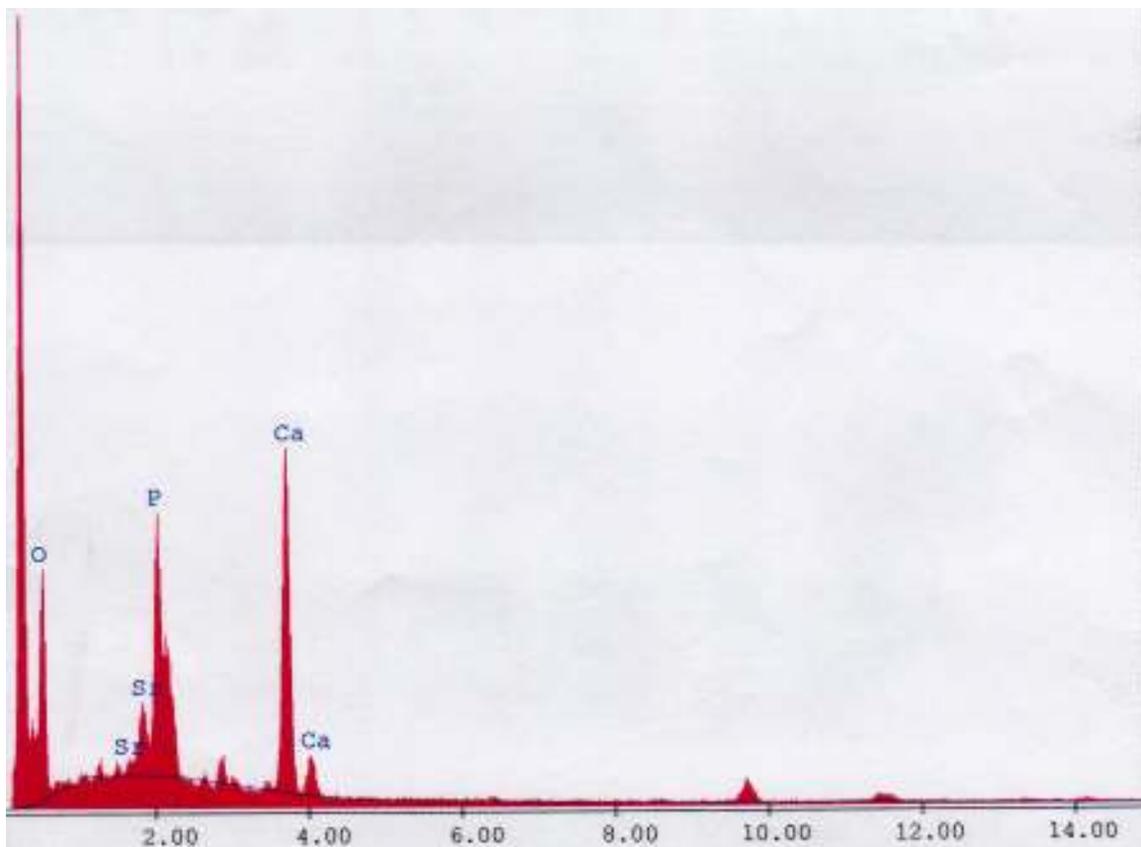


Tabela 12. Dentina tratada com a solução de SrCl_2 (na superfície)

Elemento	% peso	At %	K-Ratio	Z	A	F
O K	58.92	78.12	0.1071	1.0344	0.1757	1.0002
SrL	7.26	1.76	0.0574	0.8256	0.9480	1.0100
P K	14.27	9.78	0.0867	0.9626	0.6279	1.0047
CaK	19.55	10.35	0.1703	0.9681	0.8997	1.0000
Total	100.00	100.00				

O gráfico 13 mostra o espectro da dentina tratada com a pasta a base de estrôncio, quando analisada a 23 μm de profundidade. Em relação à amostra anterior o gráfico mostra picos de emissão mais atenuados, refletindo os valores de concentração mais baixos para o elemento (2,80%), mostrados na tabela 13.

Gráfico 13. Modelo gráfico do espectro da dentina tratada com a solução de SrCl_2 , em 23 μm .

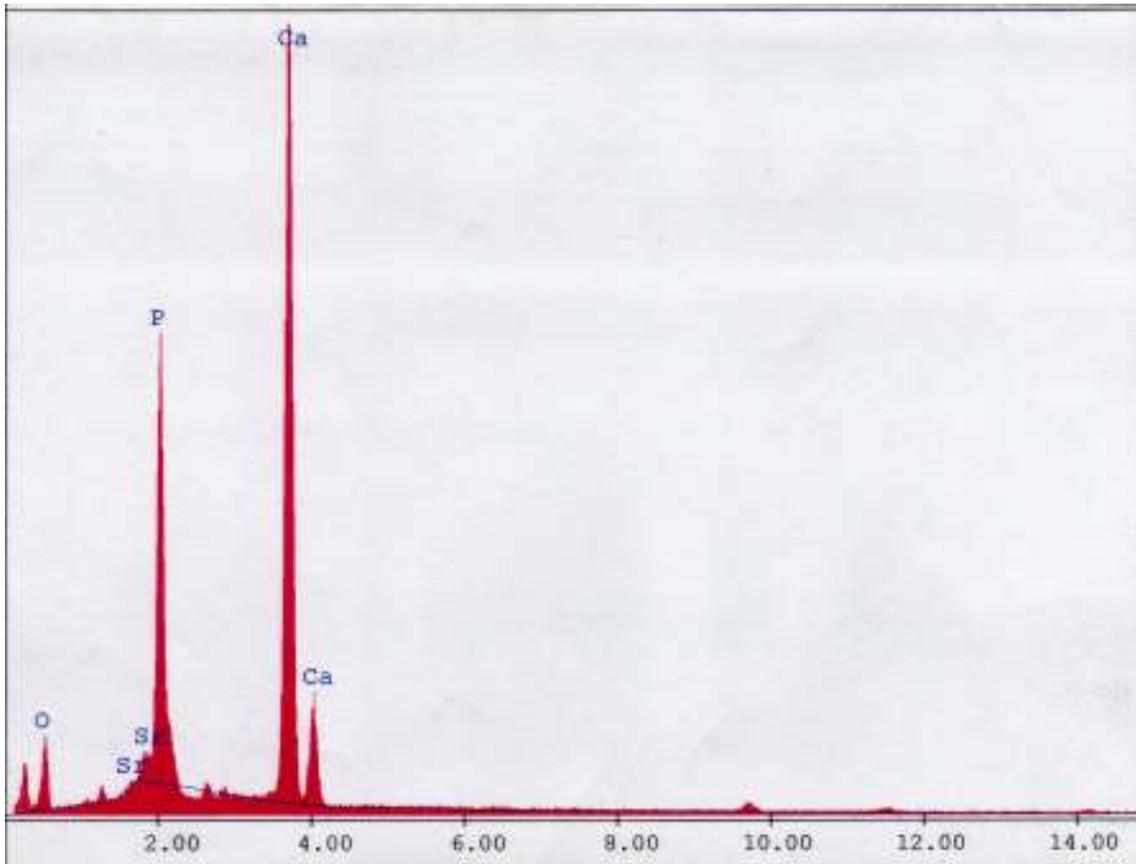


Tabela 13. Dentina tratada com a solução de SrCl_2 (em 23 μm)

Elemento	% peso	At %	K-Ratio	Z	A	F
O K	31.04	51.37	0.0334	1.0473	0.1028	1.0002
SrL	2.80	0.85	0.0228	0.8356	0.9564	1.0183
P K	21.06	18.00	0.1449	0.9742	0.6986	1.0112
CaK	45.10	29.79	0.3965	0.9822	0.8951	1.0000
Total	100.00	100.00				

O gráfico 14 representa a mesma amostra anterior, agora analisada a uma profundidade de 50 μm . Nota-se a ausência total do elemento estrôncio, o que se reflete nos valores apresentados pela tabela 14.

Gráfico 14. Modelo gráfico do espectro da dentina tratada com a solução de SrCl_2 , em 50 μm .

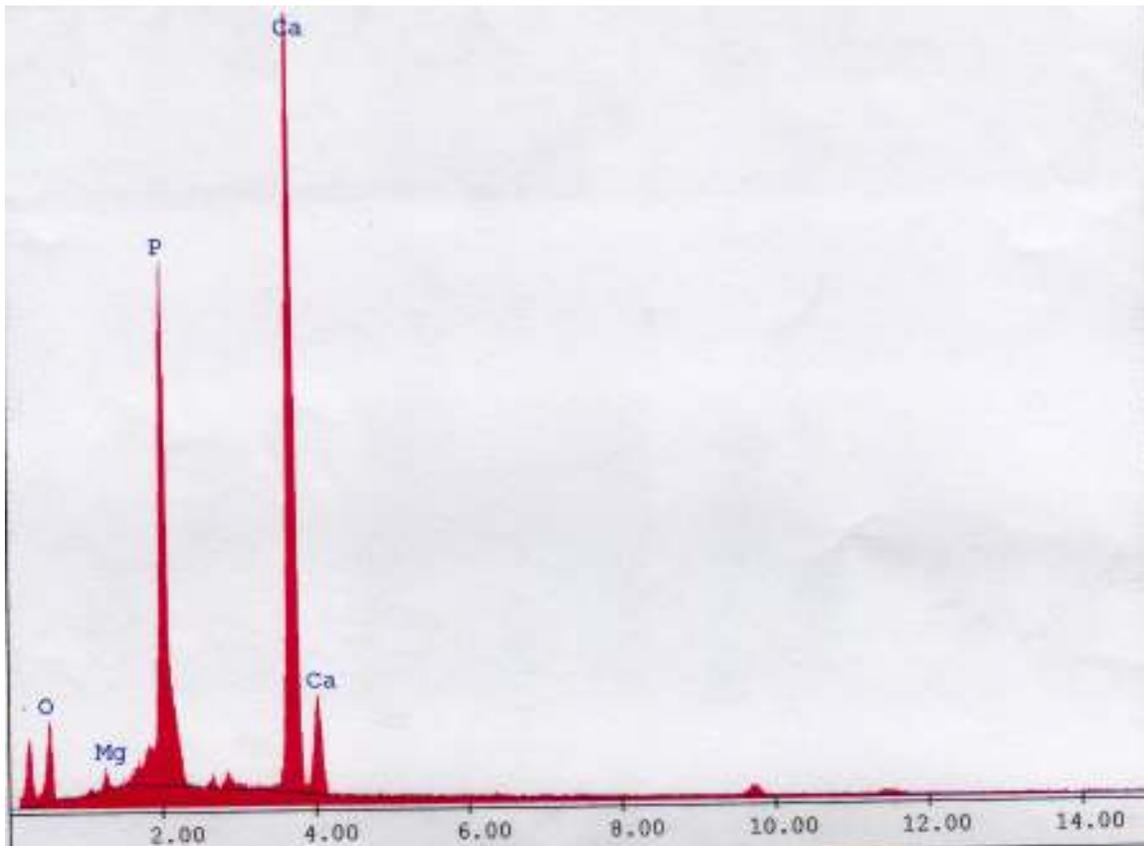


Tabela 14. Dentina tratada com a solução de SrCl_2 (em 50 μm)

Elemento	% peso	At %	K-Ratio	Z	A	F
O K	31.78	51.21	0.0350	1.0430	0.1055	1.0002
MgK	1.33	1.41	0.0046	1.0032	0.3412	1.0054
P K	23.06	19.19	0.1672	0.9703	0.7389	1.0114
CaK	43.82	28.19	0.3861	0.9776	0.9012	1.0000
Total	100.00	100.00				

O gráfico 15 apresenta qualitativamente os picos de emissão dos diversos elementos químicos que constituem a superfície da dentina depois da remoção do *smear layer* e irradiada com um laser pulsado de Nd:YAG, $\lambda = 1064$ nm, potência de 1,5 W, energia por pulso de 100 mJ e 15 Hz de frequência. Posteriormente a amostra foi exposta a uma solução de SrCl_2 a 10% por 30 minutos. Pode-se notar a presença de íons estrôncio, representado no gráfico por seus picos de emissão.

Na análise semi-qualitativa da tabela 15, o EDX aponta a concentração de estrôncio presente na superfície da amostra, que alcança o valor de 7,63%.

Gráfico 15. Modelo gráfico do espectro da dentina irradiada e tratada com a solução de SrCl_2 , na superfície.

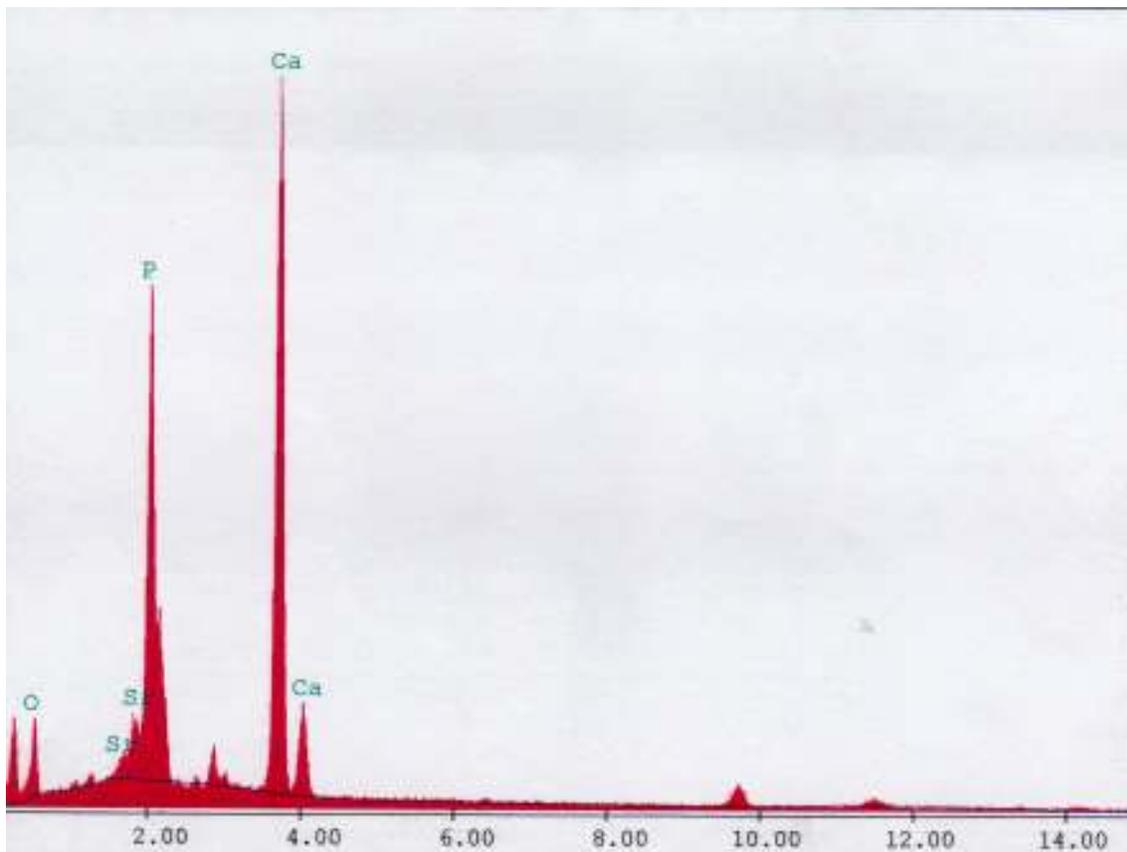


Tabela 15. Dentina irradiada e tratada com a solução de SrCl₂ (na superfície)

Elemento	% peso	At %	K-Ratio	Z	A	F
O K	29.71	50.48	0.0335	1.0552	0.1067	1.0002
SrL	7.63	2.37	0.0636	0.8418	0.9742	1.0171
P K	23.40	20.53	0.1473	0.9815	0.6360	1.0086
CaK	39.27	26.63	0.3334	0.9903	0.8575	1.0000
Total	100.00	100.00				

O gráfico 16 representa a mesma amostra anterior, analisada por EDX a 23 μm de profundidade, dentro do tecido dentinário. Notam-se os picos de emissão do estrôncio. A tabela 16 demonstra quantitativamente que o estrôncio está presente em uma concentração que alcança os 5,98%.

Gráfico 16. Modelo gráfico do espectro da dentina irradiada e tratada com a solução de SrCl₂, em 23 μm.

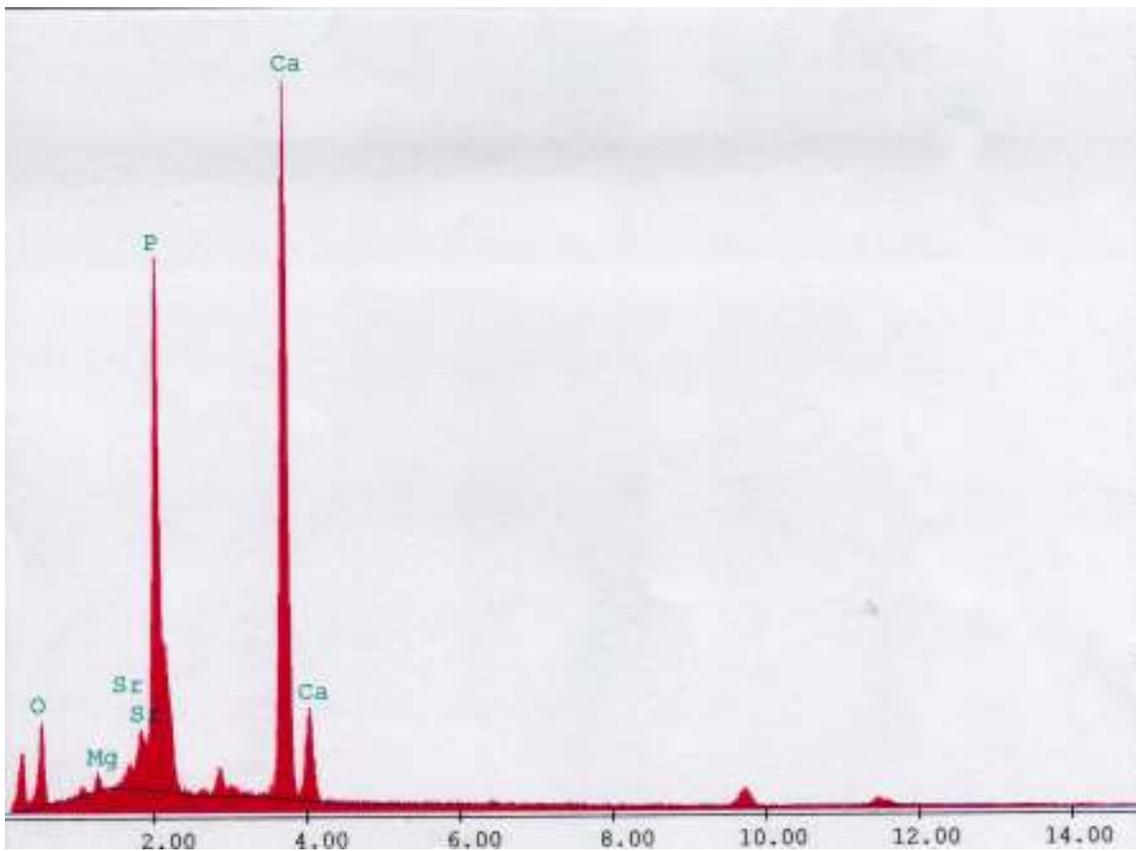


Tabela 16. Dentina irradiada e tratada com a solução de SrCl₂ (em 23 μm)

Elemento	% peso	At %	K-Ratio	Z	A	F
O K	30.20	50.71	0.0339	1.0526	0.1066	1.0002
SrL	5.98	1.83	0.0497	0.8398	0.9730	1.0179
P K	23.74	20.59	0.1545	0.9791	0.6588	1.0091
CaK	40.08	26.86	0.3426	0.9876	0.8656	1.0000
Total	100.00	100.00				

O gráfico 17 mostra o espectro da dentina irradiada com o laser de Nd:YAG e tratada com a solução em forma de pasta de SrCl₂, quando examinada por EDX a 50 μm de profundidade. Os picos de emissão dos elementos mostram-se estáveis. Estrôncio pode ser detectado na amostra. A tabela 17 quantifica a concentração de estrôncio em 5,59%.

Gráfico 17. Modelo gráfico do espectro da dentina irradiada e tratada com a solução de SrCl₂, em 50 μm.

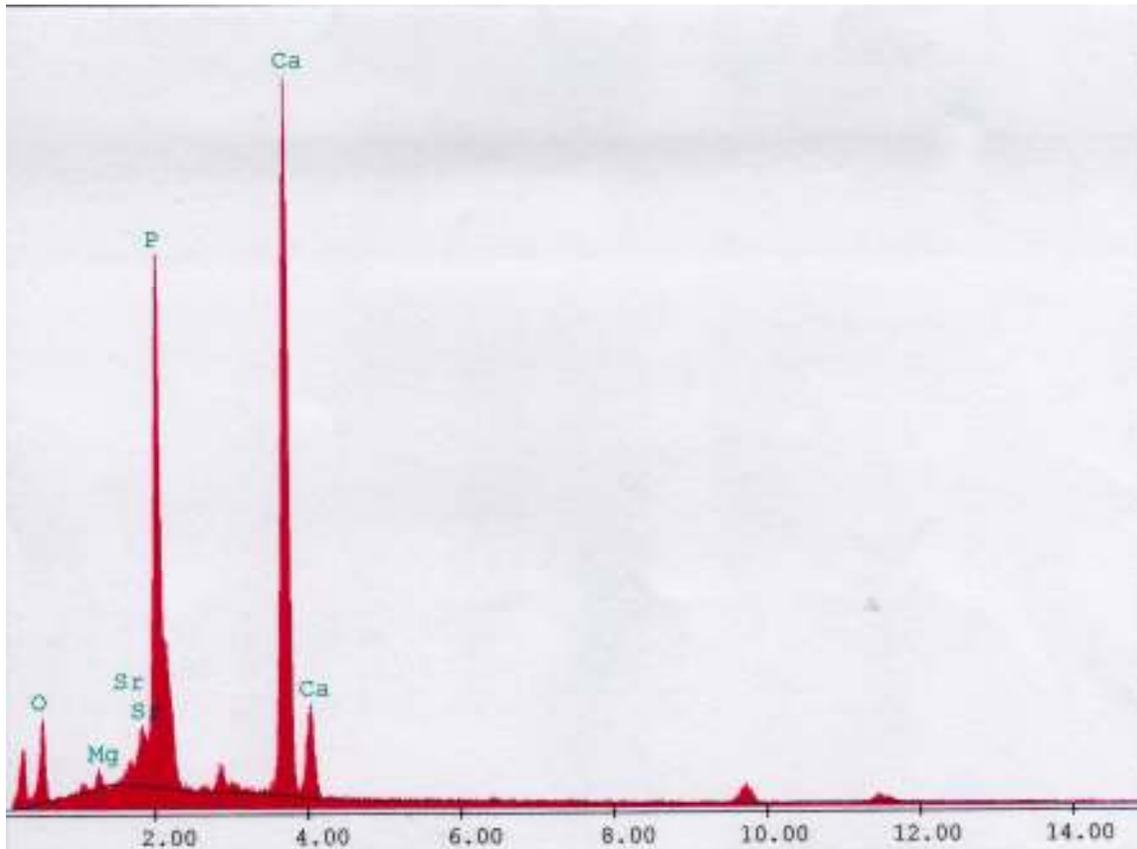


Tabela 17. Dentina irradiada e tratada com a solução de SrCl₂ (em 50 μm)

Elemento	% peso	At %	K-Ratio	Z	A	F
O K	30.23	50.33	0.0346	1.0519	0.1088	1.0002
MgK	1.21	1.32	0.0043	1.0116	0.3510	1.0058
SrL	5.59	1.70	0.0459	0.8392	0.9622	1.0180
P K	24.51	21.08	0.1594	0.9784	0.6587	1.0087
CaK	38.47	25.57	0.3274	0.9867	0.8625	1.0000
Total	100.00	100.00				

O gráfico 18 representa o espectro da dentina irradiada e tratada a uma profundidade de 100 μm. Estrôncio continua a ser detectado na amostra em uma concentração de 6,18% (tabela 18).

Gráfico 18. Modelo gráfico do espectro da dentina irradiada e tratada com a solução de SrCl₂, em 100 μm.

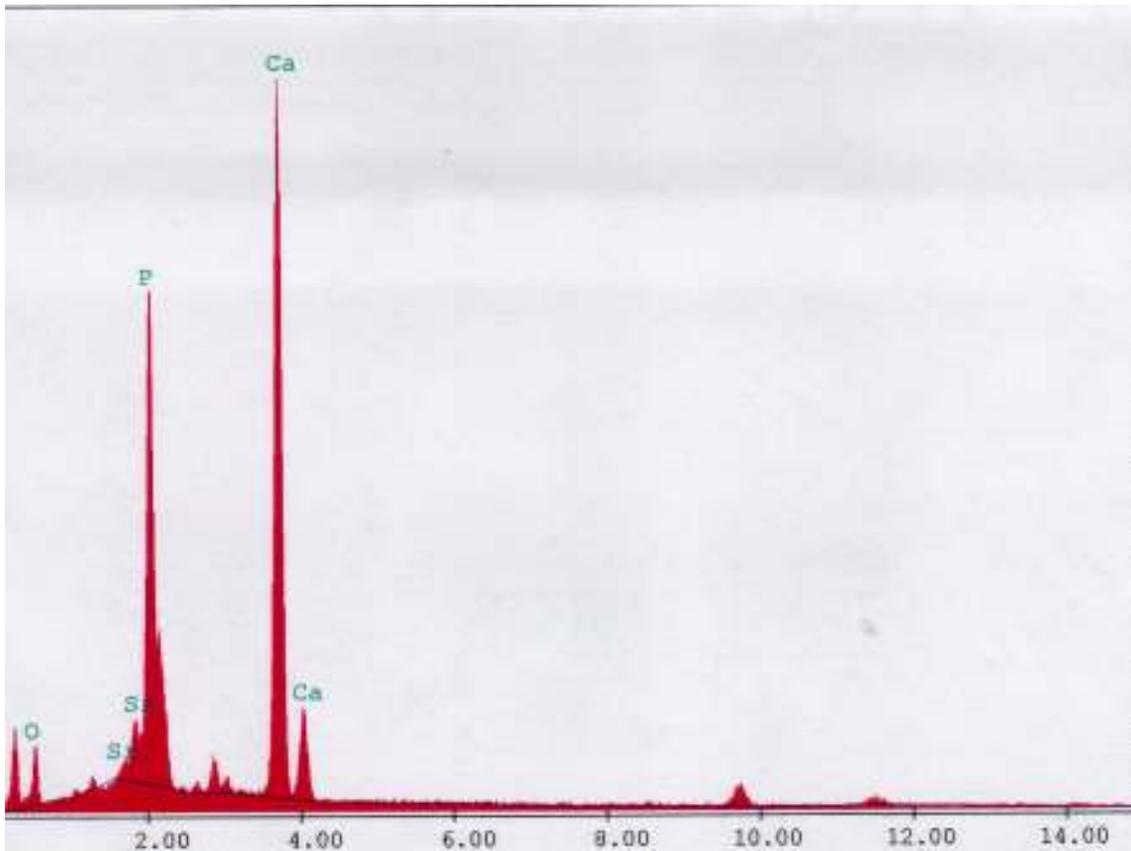


Tabela 18. Dentina irradiada e tratada com a solução de SrCl₂ (em 100 μm)

Elemento	% peso	At %	K-Ratio	Z	A	F
O K	25.53	44.84	0.0272	1.0564	0.1010	1.0002
Sr L	6.18	1.98	0.0520	0.8427	0.9798	1.0192
P K	25.76	23.37	0.1684	0.9825	0.6593	1.0094
Ca K	42.53	29.81	0.3610	0.9915	0.8561	1.0000
Total	100.00	100.00				

O gráfico 19 representa o espectro da amostra de dentina irradiada e tratada com a solução de SrCl₂, a uma profundidade de 130 μm. A tabela 19 mostra que o elemento estrôncio continua presente na amostra a uma concentração de 6,04%.

Gráfico 19. Modelo gráfico do espectro da dentina irradiada e tratada com a solução de SrCl₂, em 130 μm.

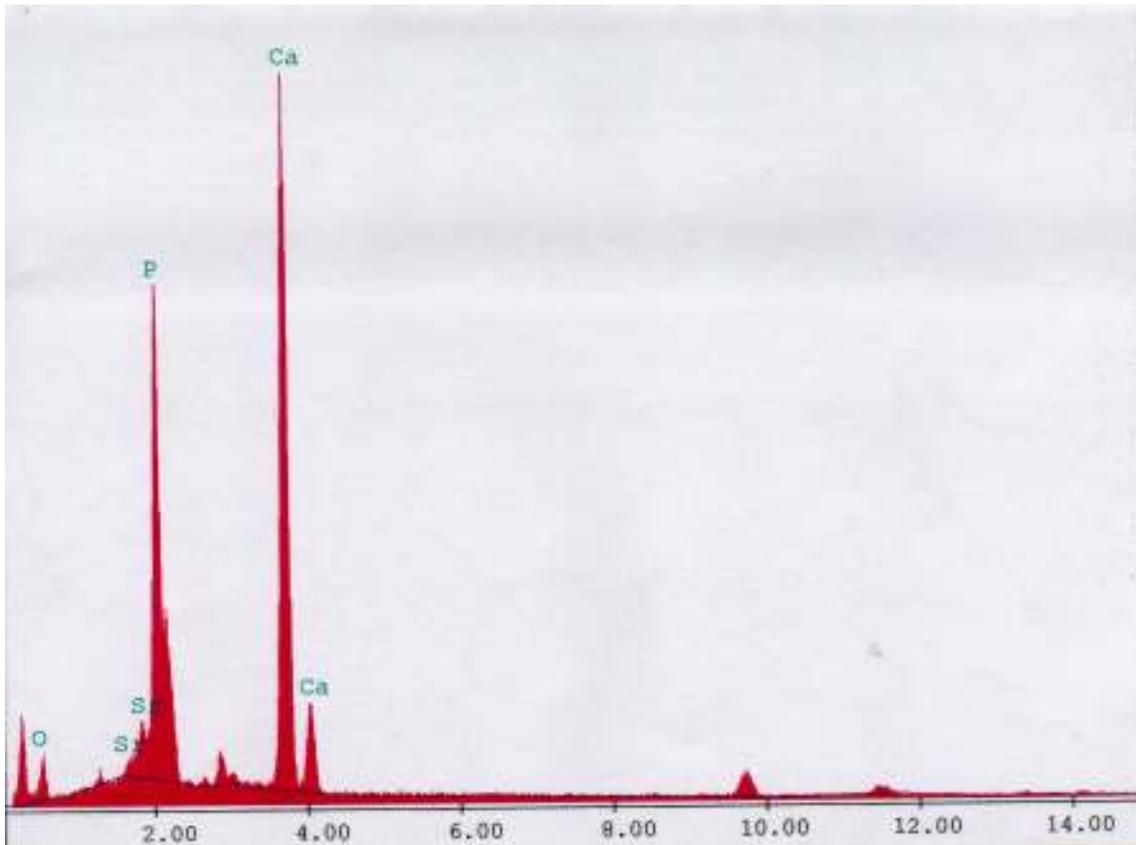


Tabela 19. Dentina irradiada e tratada com a solução de SrCl₂ (em 130 μm)

Elemento	% peso	At %	K-Ratio	Z	A	F
O K	21.38	39.16	0.0217	1.0592	0.0957	1.0002
SrL	6.04	2.02	0.0511	0.8449	0.9821	1.0202
P K	26.82	25.37	0.1768	0.9850	0.6625	1.0101
CaK	45.76	33.45	0.3879	0.9945	0.8524	1.0000
Total	100.00	100.00				

O gráfico 20 representa o espectro, ao exame de EDX, da amostra de dentina irradiada com o laser de Nd:YAG e tratada com a solução de SrCl₂, a 250 μm de profundidade. O estrôncio ainda pode ser detectado na amostra a uma concentração de 4,66%, conforme demonstra a tabela 20.

Gráfico 20. Modelo gráfico do espectro da dentina irradiada e tratada com a solução de SrCl₂, em 250 μm.

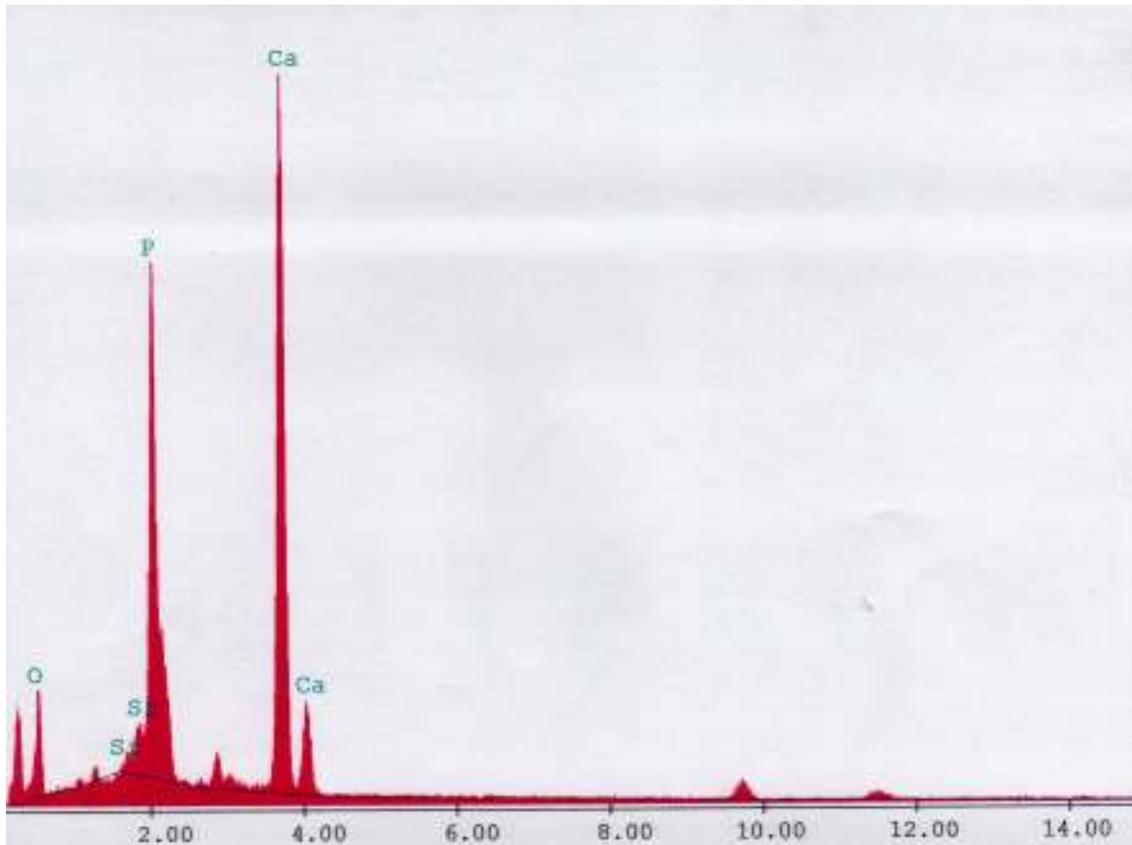
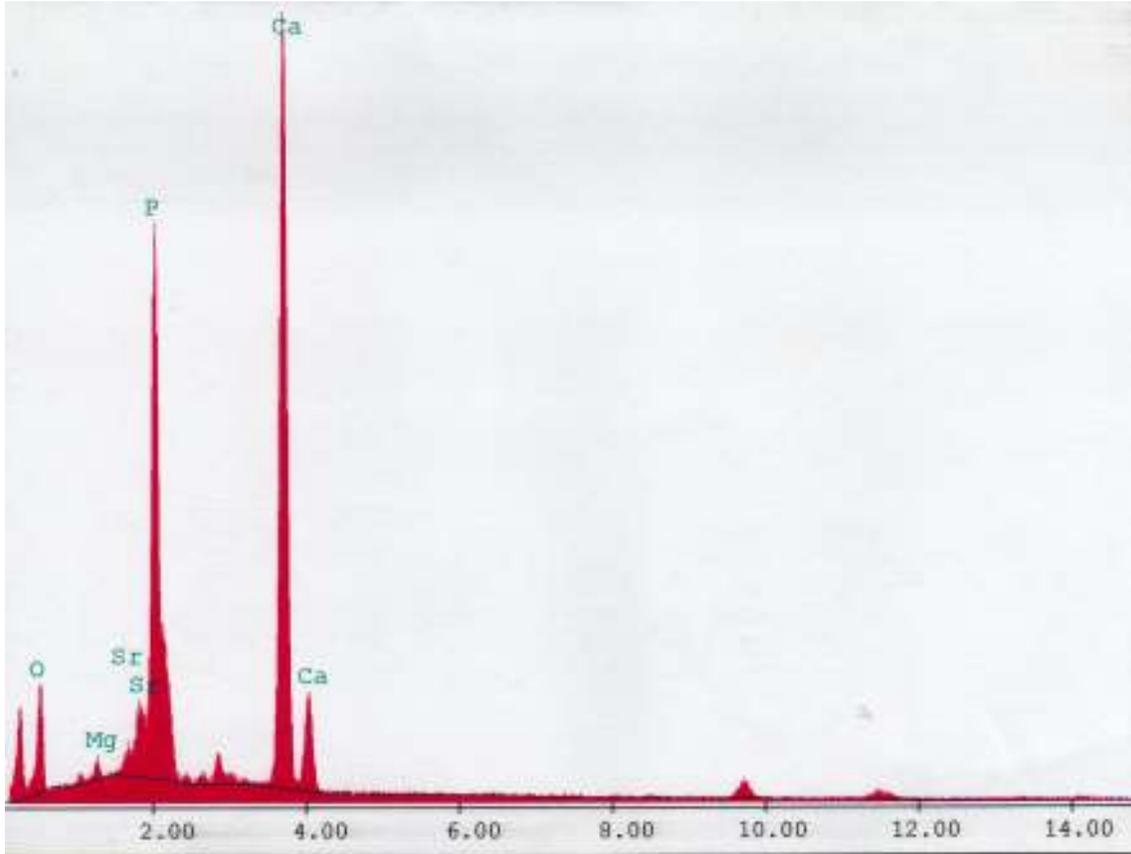


Tabela 20. Dentina irradiada e tratada com a solução de SrCl₂ (em 250 μm)

Elemento	% peso	At %	K-Ratio	Z	A	F
O K	35.47	56.44	0.0423	1.0471	0.1138	1.0002
SrL	4.66	1.35	0.0383	0.8355	0.9676	1.0173
P K	22.45	18.45	0.1490	0.9741	0.6757	1.0088
CaK	37.42	23.76	0.3229	0.9817	0.8789	1.0000
Total	100.00	100.00				

Finalmente, o gráfico 21 representa o espectro, ao exame de EDX, da amostra de dentina irradiada com o laser de Nd:YAG e tratada com a solução de SrCl₂, a 500 μm de profundidade.

Gráfico 21. Modelo gráfico do espectro da dentina irradiada e tratada com a solução de SrCl_2 , em $500 \mu\text{m}$.



6. DISCUSSÃO

Assim como tantos outros estudos *in vitro* presentes na literatura científica, este trabalho procurou, tanto quanto possível, dar uma contribuição à realidade encontrada na clínica odontológica diária. Sabemos que a utilização de soluções de sais metálicos são largamente utilizadas pelo cirurgião-dentista, com o objetivo de diminuir dos sintomas relativos à hipersensibilidade dentinária (GEDALIA et al., 1978), utilizando-as como coadjuvante à terapia periodontal (WAERHAUG et al., 1984), na prevenção e tratamento da doença cárie (HALSE et al., 1990, SKARTVEIT et al., 1991), dentre outras aplicações. Em nosso estudo, procuramos agregar aos benefícios destas soluções, a luz laser, que vem sendo incorporada à prática clínica por suas propriedades em alterar a estrutura dos tecidos duros dentais (TANJI & MATSUMOTO, 1994, HESS, 1990), por sua ação antimicrobiana (TRYLOVICH et al., 1992, COBB, 1992, CHAN & CHIEN, 1994), e também por sua grande capacidade de controle da dor (IWASE & MORIOKA, 1990, HOJI, 1990). Portanto, o objetivo de nosso estudo foi observar através de microscopia eletrônica de varredura, as alterações ultra-estruturais provocadas pela radiação laser no tecido dentinário e, através de microanálise de energia dispersiva, determinar qualitativamente a presença de íons metálicos; estrôncio e estanho, e também de íons fluoreto, na intimidade da dentina, sendo ela irradiada ou não.

Os resultados de nossa investigação referente às alterações estruturais no tecido dentinário após a remoção do *smear layer*, por condicionamento com EDTA, mostra uma superfície dentinária lisa e homogênea, onde se localizam estruturas compatíveis com canalículos dentinários abertos, por sua forma de funil, com abertura voltada para o meio externo. Este aspecto microscópico está de acordo com os estudos de BRÄNSTRÖMM & NORDENVALL, 1977 e YOSHIYAMA et al., 1996. HOPPENBROUWERS et al., 1974 explicaram que esta aparência homogênea deve-se à remoção dos depósitos localizados na superfície dentinária devido ao condicionamento ácido. Além disso, a superfície peritubular pode ter sido coberta por uma camada composta provavelmente de uma substância orgânica, onde o colágeno é o principal componente (YOSHIYAMA et al.,

1996). RIMONDINI et al., 1995 e YOSHIYAMA et al., 1989 mostram em seus estudos, que este poderia ser também um padrão morfológico proveniente de dentinas hipersensíveis, por suas características ultra-estruturais bem definidas.

Observando a ultra-estrutura da amostra de dentina irradiada, após o condicionamento ácido e comparando-a com outros estudos elaborados por diversos autores, notamos um padrão semelhante nas alterações morfológicas do tecido, quando utilizadas densidades de energia semelhantes. A presença de glóbulos esbranquiçados e a ausência de áreas carbonizadas foi uma constante em nossas amostras irradiadas. Superfície dentinária apresentava-se de aspecto rugoso e heterogêneo. Assim, LAN et al., 2000, irradiando superfícies dentinárias com um laser de Nd:YAG, com energias que variavam entre 50 mJ a 150 mJ, em diferentes frequências, notaram as mesmas alterações estruturais, como a formação de uma superfície heterogênea e rugosa (*melting*), proveniente da irradiação. Em seu trabalho, crateras foram observadas, apresentando aspecto homogêneo, com uma zona de reação ao redor da cratera apresentando-se bem definida e seu interior mostrando uma superfície lisa e ausência de fissuras. YONAGA et al., 1999 também observaram a mesmo aspecto microscópico, utilizando densidades de potência de $2486,86 \text{ W/cm}^2$ em um laser de Nd:YAG e explicaram que esta superfície rugosa e heterogênea, proveniente da fusão e recristalização da estrutura dental, causa o selamento dos túbulos dentinários. Este fato também foi observado por PASHLEY et al., 1992, por STABHOLZ et al., 1993, por TANJI & MATSUMOTO, 1994 e por LIU et al., 1997. ROHANIZADEH et al., 1999 atribuíram as mudanças ultra-estruturais, às altas temperaturas e às altas pressões induzidas ao microplasma durante a irradiação laser. Assim como no estudo de ROHANIZADEH et al., 1999, as nossas fotomicrografias não mostraram áreas de carbonização na superfície dentinária irradiada. A presença de glóbulos esbranquiçados já tinham sido observados anteriormente no estudo de ZHANG et al., 1996. Já TANJI & MATSUMOTO, 1994, LIZARELLI et al., 1999, ARIYARATNAM et al., 1999, notaram a presença de fissuras na superfície dentinária, quando esta foi irradiada com um laser de Nd:YAG sem o auxílio de refrigeração. ZACARIASEN et al., 1985, MYERS & HESS, 1990 e HESS, 1990 explicaram que a

presença de vazios e rachaduras são achados decorrentes do excesso de calor provocado pelas altas energias emitidas pela radiação.

A incorporação de íons metálicos como estanho, cobre, estrôncio, zinco, prata, etc. pelos tecidos dentais, tem sido preconizados por diversos autores como importante no controle químico da placa bacteriana (SKJÖRLAND et al., 1978, SAXTON, 1989, WÄLER & ROLLA, 1982, SVATUN et al., 1977) e na inibição da formação do cálculo dental (GAARE, 1989), como elementos químicos que ligando-se fortemente a íons fluoreto, fornecem complexos que podem simultaneamente, através de forças eletrostáticas (WÄLER & ROLLA, 1980), ligar-se a hidroxiapatita do dente (McCANN, 1969, CLARKSSON, 1976) e prover o meio bucal de uma liberação lenta de flúor (SKARTVEIT, 1991). Podem também atuar como agentes dessensibilizantes dos tecidos dentinários, resultante de sua ação bioquímica bloqueadora da transmissão neural (ROSS, 1961).

Em nosso estudo, examinando os gráficos e tabelas provenientes da microanálise por energia dispersiva de Raio X (EDX) de nossas amostras tratadas com as soluções de SnF_2 , podemos detectar a presença do íon metálico em grandes concentrações próximas à superfície dentinária tratada. Assim, íons estanho estavam presentes na superfície em uma percentagem de 57,44% dos elementos químicos detectados na amostra (Ca, P, O). Já, a uma profundidade de 23 μm , esta concentração cai bruscamente, alcançando um valor de apenas 4,51% e mantendo-se quase constante até a profundidade de 100 μm . Em 130 μm de profundidade não foi mais possível detectar a presença de estanho. Íons fluoreto não puderam ser detectados nas amostras analisadas.

Em seu estudo *in vitro*, ELLINGSEN & ROLLA, 1987, após tratarem superfícies dentinárias com soluções aquosas de SnF_2 a 2% por 1 minuto, 5 minutos, 10 minutos e 60 minutos, encontraram concentrações que alcançaram os valores de 15,4%, 19,4%, 22,1% e 26,3% respectivamente. Quando a aplicação da mesma solução a 10% ocorreu por 5 minutos, a percentagem alcançada chegou a 17,9%. Nota-se valores que

proporcionalmente se assemelham aqueles encontrados em nosso estudo, levando-se em consideração tempo de aplicação e concentração da solução. Neste estudo, as análises revelaram a presença de íons fluoreto na superfície das amostras em diferentes concentrações. Quando analisou-se amostras de superfícies dentinárias tratadas com a solução de SnF_2 a 2% por 1 minuto, a concentração encontrada foi de 0,6%, quando tratada por 5 minutos, foi de 1,5%, por 10 minutos alcançou 1,6% e por 60 minutos, alcançou o valor de 4,2%.

Interessante notar neste estudo as fotomicrografias obtidas por MEV. Uma camada contínua de glóbulos estava presente sobre a superfície dentinária e, segundo os autores, demonstravam a presença de um composto semelhante ao fluoreto de cálcio. Outros tipos de glóbulos, menores e mais numerosos que os anteriores, puderam ser visualizados por ELLINGSEN, 1986, onde o autor imagina tratar-se de compostos semelhantes a fluoreto de cálcio e compostos estanho-fosfatados. Estes glóbulos de estanho e fosfato, que apresentam alta solubilidade em água, possivelmente tenham uma atividade bactericida importante. Em nosso estudo, as fotomicrografias obtidas de nossas amostras tratadas com a solução fluoretada, demonstraram a presença de poucos glóbulos como os descritos anteriormente.

Já no estudo de PENNEY & KARLSSON, 1976, em superfícies radiculares pré-tratadas com polimento com pedra pomes e condicionamento ácido e aplicada uma solução de SnF_2 a 10% por 30 minutos, íons estanho puderam ser detectados a 10 μm de profundidade. Quando as raízes foram pré-tratadas apenas com polimento com pedra-pomes, os autores observaram uma grande concentração de estanho a 10 μm de profundidade. Nas análises pré-tratadas apenas com escovação, foram obtidos os mesmos resultados mostrados na análise anterior. As análises para a presença de íons fluoreto mostraram resultados bastante superiores aos alcançados pelo estanho. Quando as amostras foram polidas e condicionadas, flúor pode ser detectado a uma profundidade aproximadamente igual a 100 μm , antes que os valores voltassem ao nível inicial. Flúor foi detectado a 30 μm , em menores concentrações, quando as amostras foram somente

polidas. As amostras que receberam escovação no pré-tratamento, tiveram níveis de flúor idênticos à superfícies radiculares tratadas apenas com polimento. Segundo este estudo, a difusão de íons estanho através da dentina se dá de uma forma mais lenta, devido principalmente a capacidade Sn^{++} de formar sais mais insolúveis com grupos fosfato do que F^- forma com o Ca^{++} .

A análise semi-qualitativa por EDX para íons estrôncio de nossas amostras tratadas somente com a solução em forma de pasta de SrCl_2 a 10%, apontam para uma concentração 7,26% deste elemento, quando as observamos a nível de superfície. Este percentual caía bastante (2,80%) ao nível de 23 μm de profundidade, para em 50 μm desaparecer completamente.

No estudo de PENNEY & KARLSSON, 1976 citado anteriormente, a análise dos espécimes pré-tratados com polimento e condicionamento ácido e, somente com polimento, íons estrôncio puderam ser detectados no interior do tecido dentinário, nos primeiros 30 μm . Uma situação diferente ao nosso estudo foi observada nas amostras que receberam somente escovação como pré-tratamento. O estrôncio apareceu nestas amostras em relativamente altas concentrações a 200 μm de profundidade, embora analisado por metodologia diferente. O que demonstra, segundo este estudo, a interferência do elemento nos componentes internos na dentina.

A utilização da luz laser associada com soluções fluoretadas tem sido largamente utilizada em estudos citados na literatura. Os primeiros estudos analisaram principalmente a resistência do esmalte ao desafio ácido (MORIOKA & TAGOMORI, 1981, CECCHINI et al., 1998). Estudos de TAGOMORI et al., 1989 e SHIRASUKA et al., 1991 procuraram observar a incorporação de flúor pelos tecidos dentários. Outros estudos avaliaram o grau de remineralização do esmalte e inibição da atividade de cárie após o tratamento laser associado a soluções fluoretadas (TAGOMORI et al., 1991, YAMADA et al., 1996, NAGAI et al., 1998).

ZHANG et al., 1996 constataram que a concentração de flúor na intimidade de superfícies radiculares mostrava-se mais alta em amostras irradiadas e tratadas com soluções fluoretadas de NaF e $\text{Ag}(\text{NH}_3)\text{F}$. A profundidade de penetração de íons Ag^{++} e F^- foi de aproximadamente 20 μm , valor também encontrado no estudo de YOKOYAMA et al., 2000. Já MORIOKA et al., 1986, verificaram a presença de íons fluoreto a uma profundidade de 100 μm no interior do tecido dentinário utilizando a mesma forma de tratamento, mas com a utilização da solução de flúor fosfato acidulado. YAMAMOTO & SATO, 1980 reportaram a redução da desmineralização subsuperficial e grande incorporação de flúor, que chegou a 14 μm em esmaltes irradiados e tratados com uma solução de $\text{Ag}(\text{NH}_3)\text{F}$. MORITZ et al., 1998 sugeriram que o tratamento combinado laser-solução fluoretada resulta em uma permanente integração de F^- na superfície dentinária.

Em nosso estudo, F^- pode ser encontrado na superfície a uma concentração de 4,07%, quando utilizamos a radiação laser associada à solução de SnF_2 . Como já comentado, não foi possível detectar a presença do elemento quando as amostras foram apenas tratadas com a solução fluoretada. Em 50 μm de profundidade encontramos valores que chegaram a 3,12% da concentração dos elementos presentes na amostra. Estes valores se assemelham e até mesmo são superiores aos relatados anteriormente por YOKOYAMA et al., 2000, por ZHANG et al., 1996 e por YAMAMOTO & SATO, 1980. No entanto, foram menores do que aqueles encontrados por HUANG & GUO, 1995, utilizando iontoforese. Estes resultados sugerem que a irradiação laser pode aumentar a absorção de íons fluoreto pela superfície dental, em especial pela dentina, embora o mecanismo de incorporação não esteja claro. ZHANG et al., 1996, explicaram que o fenômeno ocorreria devido ao aumento da área superficial ocasionada pela rugosidade provocada pela radiação. LAN et al., 1999 notaram a completa fusão de um verniz fluoretado com a estrutura dentinária irradiada.

Verificando os resultados de nosso estudo, constatamos a presença de íons estanho a uma profundidade que alcançou a pelo menos 250 μm , nas concentrações de 15,14% e íons estrôncio a uma profundidade de pelo menos 500 μm . Estes resultados parecem ser

inéditos na literatura científica internacional. MORITZ et al., 1996 e MORITZ et al., 1998 também constataram a presença de Sn^{++} na intimidade do tecido dentinário irradiado, através de análise por espectroscopia de absorção atômica. Sabemos que este tipo de exame é capaz de determinar qualitativa e quantitativamente cátions em amostras de composição conhecida e é baseado em medidas comparativas utilizando amostras líquidas padronizadas. Devido a esta metodologia, a profundidade de penetração não pode ser determinada. A determinação analítica para Sr^{++} em tecidos dentais irradiados não é comentada na literatura até o presente momento.

Sobre o mecanismo de incorporação de elementos metálicos pelos tecidos dentinários, YOKOYAMA et al., 2000 comentaram que os íons metálicos tem a capacidade de movimentar-se microscopicamente dentro do tecido dentinário. SOGNAES, 1955, citado por ROSS, 1961, já dizia que os tecidos dentais, esmalte e dentina, são permeáveis à passagem de íons em ambas as direções. Assim, íons estrôncio mostram-se grandemente adsorvidos pelos tecidos orgânicos da dentina mostrando uma grande capacidade de penetração através de membranas semipermeáveis, caso da dentina. PASHLEY et al., 1992 utilizaram densidades de energia de $113,2 \text{ J/cm}^2$ que causou um aumento na permeabilidade dentinária pela formação de crateras. A falta de uma superfície homogênea na área da cratera, deixou a superfície porosa e comunicável com os túbulos dentinários adjacentes. MORITZ et al., 1996 e MORITZ et al., 1998 explicaram em seus estudos que o tratamento laser resulta na fusão de fluoreto de estanho no interior da superfície dentinária. MORITZ et al., 1995, citados por MORITZ et al., 1996 observaram a completa oclusão dos túbulos dentinários em regiões de dentina hipersensíveis irradiadas. A aplicação de uma camada de gel de fluoreto de estanho antes da irradiação resultou em uma superfície dentinária mais homogênea. ROLLA & ELLINGSEN, 1994 notaram a formação de uma camada sobre a superfície dentinária e JORDAN et al., 1971 descreveram-na como um complexo contendo íons estanho, fosfato e fluoreto. No entanto, TVEIT et al., 1983, sugeriram que um complexo fosfato-estano é formado, devido a alta afinidade do íon metálico pelo oxigênio, o qual é fornecido à superfície dental pelos grupos fosfato.

Finalmente, podemos constatar observando os resultados do presente estudo e também no estudo de PENNEY & KARLSSON, 1976, onde foram utilizados métodos tradicionais de incorporação de elementos metálicos ao tecido dentinário que, a penetração das substâncias utilizadas dependia do condicionamento da superfície antes do tratamento. Assim ocorreu também nas investigações de ZHANG et al., 1996 onde, através de alterações ultraestruturais do tecido dentinário provocadas pela radiação laser, fusão e ressolidificação, verificou-se uma maior incorporação dos elementos químicos pesquisados.

7. CONCLUSÃO

O laser de Nd:YAG, no comprimento de onda de 1064 nm, atuando sobre o tecido dentinário, provoca alterações em sua ultraestrutura, caracterizadas por fusão e ressolidificação, com a presença de glóbulos esbranquiçados, crateras, fissuras e a ausência de áreas carbonizadas.

De acordo com os resultados do estudo, constatou-se que através de alterações ultra-estruturais provocadas pela radiação laser, verificou-se uma maior incorporação dos elementos químicos Sn^{++} , Sr^{++} e F^- pelo tecido dentinário.

Maiores estudos deverão ser realizados para definir o verdadeiro mecanismo de ação da radiação laser associada às soluções fluoretadas de sais metálicos sobre o tecido dentinário. Estudos clínicos de longa duração também deverão ser realizados no intuito de comprovar clinicamente sua eficácia no tratamento da hipersensibilidade dentinária.

8. REFERÊNCIAS BIBLIOGRÁFICAS

1. ABSI, E.G., ADDY, M., ADAMS, D. Dentin hypersensitivity. A study of patency of dentin tubules in sensitive and non-sensitive cervical dentine. *J Clin Periodontol*, v. 14, p. 280-282, 1987.
2. ADDY, M. Etiology and clinical implications of dentine hypersensitivity. *Dent Clin North Am*, v.34, p.503-514, 1990.
3. ADDY, M. Clinical aspects of dentin hypersensitivity. *Proc Finn Dent Soc*, v.88, suplement.1, 1992. Abstract of paper.
4. ADDY, M., ABSI, E.G., ADAMS, D. Dentine hypersensitivity. *J Clin Periodontol*, v.14, p.274-279, 1987
5. ADDY, M., DOWELL, P. Dentine hypersensitivity – A review. *J Clin Periodontol*, v.10, p.351-363, 1983.
6. ADRIAN, J., BERNIER, J., SPRAGUE, W. Laser and dental pulp. *J Am Dent Assoc*, v.83, p.113-117. 1971.
7. ANDERSON, D. J., MATTHEWS, B., SHELTON, L. Variations in the sensitivity to osmotic stimulation of human teeth. *Arch Oral Biol*, v.12, p.43-47, 1967.
8. ARIYARATNAM , M., WILSON, M., BLINKHORN, A. An analysis of surface roughness, surface morphology and composite/dentin bond strength of human dentin following the application of the Nd:YAG laser. *Dent Mater*, v.15, p.223-229, 1999.
9. BILOTTO, G., MARKOWITZ, K., KIM, S. Effects os ionic and non-ionic solutions on intradental nerve activity. *Pain*, v. 32, p.231-238, 1988.
10. BISSADA, N. Simptomatology and clinical features of hypersensitive teeth. *Arch Oral Biol*, v.39, suppl.31S-32S, 1994.
11. BOYD, R. Long-term evaluation of a SnF₂ gel for control of gingivitis and decalcification in adolescent orthodontic patients. *Int Dent J*, v.44, p.119-130, 1994.

12. BRANNSTROM, M. A hydrodynamic mechanism in the transmission of pain producing stimuli through the dentine. In: D.J. ANDERSON. **Sensory mechanism in the dentine**. Oxford. Pergamon Press, 1962, p. 73-79.
13. BRANNSTROM, M. Sensitivity of dentine. *Oral Surg*, v.21, p. 517-526, 1966.
14. BRANNSTROM, M. Etiology of dentin hypersensitivity. *Proc Finn Dent Soc*, v. 8, suplem.1, p.7-13, 1992. (Abstract of paper).
15. BRANNSTROM, M., NORDENVALL, K. The effect of acid etching on enamel, dentin and the inner surface of the resin restoration: A scanning electron microscopic investigation. *J Dent Res*, v. 56, p.917-923, 1977.
16. BRUGNERA JR., A., CRUZ, F., ZANIN, F. **Dentinary hypersensibility treatment with low level laser therapy**. 6th International Congress Lasers in Dentistry. Hawaii. 1998.
17. BRUGNERA JR., A., CRUZ, F., ZANIN, F., PÉCORÁ, J. **Clinical results evaluation of dentinary hypersensibility patients treated with lasertherapy**. International Symposium on Biomedical Optics. San Jose. 1999. SPIE'S. BIO'S 99. Abstract 3593-12.
18. CECCHINI, R., PELINO, J., ZEZELL, D., de MELLO, J., CARDOSO, A., SALVADOR, V., EDUARDO, C.P. **Acid resistance of enamel treated with Nd:YAG laser associated with fluoride and exposed to a S. mutans culture media**. 6th International Congress on Lasers in Dentistry. Hawaii. 1998. p 53-57.
19. CECCHINI, S. **Estudo *in vitro* das aplicações do laser de hólmio:YLF em esmalte e dentina, visando a realização de cirurgia de acesso endodôntico e preparo cavitário**. São Paulo. 1995. Dissertação (Mestrado). IPEN.
20. CHAN, A. **Treatment of dentine hypersensitivity with Er:YAG laser - A preliminary studies**. 7th International Congress on Lasers in Dentistry. Brussels. 2000. Abstract ISLD.
21. CHAN, Y., CHIEN, R. **Bacterial action of Nd:YAG laser radiation in periodontal pockets**. 4th International Congress on Lasers in Dentistry. Singapore. 1994. Monduzzi Editore. Bologna. Pg. 185-190.
22. CHESS, J. T. Laser dentistry. *Calif Dent Assoc J*, v. 19, p. 19-23, 1991.

23. CHUL, S., WHI, C., BOK, J. A clinical study on the effect of fluoride topical application by using of F-ion for caries prevention and desensitization of tooth. *Taehan Chikk Uisa Hyo Chi*, v.27, p.61-71, 1989. Abstract of paper.
24. CLARKSON, B. The effect of metal ion pretreatment of enamel on fluoride uptake from acidulated phosphate fluoride. *J Int Ass Dent Child*, v.12, p.9-16, 1976.
25. CLARKSON, B. The effect of metal/fluoride complexes on fluoride uptake and caries-like lesion formation in enamel. *J Dent Res*, v. 57, p. 784-789, 1978.
26. CLARKSON, B., WEFEL, J. Titanium and fluoride concentrations in titanium tetrafluoride and APF treated enamel. *J Dent Res*, v. 58, p.600-603, 1979.
27. COBB, C., McCAWLEY, T., KILLOY, W. A preliminary study on the effects of the Nd:YAG laser on root surfaces and subgingival microflora in vivo. *J Periodontol*, v.63, p.701-707, 1992
28. COX, C. Characterizing the smear layer. *Ned Tijdschr Tnadheelkd*, v.97, p.107-108, 1990.
29. DAVIDSON, D., SUZUKI, M. The Gluma bonding system: a clinical evaluation of its various components for the treatment of hypersensitive root dentin. *J Can Dent Assoc*, v.63, p.38-41, 1997.
30. DAVIS, W.B., WINTER, P.J. The effect of abrasion on enamel and dentine after exposure to dietary acid. *Brit Dent J*, v. 148, p.253-256, 1980.
31. DEDERICH, D., ZAKARIASEN, K., TULIP, J. SEM analysis of dyed canal dentin following Nd:YAG laser irradiation. *J Dent Res*, v. 64, p.239, 1985
32. DERAND, T., LODDING, A., PETERSSON, L. Effect of topical F⁻ solutions on caries-like lesions in root surfaces. *Caries Res*, v.23, p. 135-140, 1989.
33. DOWELL, P., ADDY, M. Dentine hypersensitivity – A review. *J Clin Periodontol*, v. 10, p. 341-350, 1983
34. DOWELL, P., ADDY, M., DUMMER, P. Dentine hypersensitivity: aetiology, differential diagnosis and management. *Brit Dent J*, v.158, p.92-96, 1985.
35. EDUARDO, C.P., CECCHINI, R., GROTH, E. Aplicações clínicas do Nd:YAG laser: hipersensibilidade dentinária e curetagem sub-gengival. *Rev Paul Odont*, n.5, p.33-35, 1992.

36. EHRLICH, J., HOCHMAN, N., GEDALIA, I., TAL, M. Residual fluoride concentrations and scanning electron microscopic examination of root surfaces of human teeth after topical application of fluoride in vivo. *J Dent Res*, v.54, p.897-900, 1975
37. EINSTEIN, A. Verk Deutsch Phys Ges, v.18, p.318, 1916 apud MISERENDINO, L. The history and development of laser dentistry. In. MISERENDINO, L., PICK, R.(Eds.) **Lasers in Dentistry**. Carol Stream. Quintessence Publishing Co. 1995. Cap1, p.17-25.
38. ELLINGSEN, J. Scanning electron microscope and electron microprobe study of reactions of stannous fluoride and stannous chloride with dental enamel. *Scand J Dent Res*, v.94, p.299-305, 1986.
39. ELLINGSEN, J., ROLLA, G. Treatment of dentin with stannous fluoride - SEM and electron microprobe study. *Scand J Dent Res*, v. 95, p. 281-286, 1987.
40. EVERETT, F. G. Desensitisation of hypersensitive exposed root surfaces. *Dent Clin N Am*, v. 3, p.221, 1964.
41. FAYAD, M., CARTER, J., LIEBOW, C. Transient effects of low-energy CO₂ laser irradiation on dentinal impedance: implications for treatment of hypersensitive teeth. *J Endod*, v.22, 526-531, 1996.
42. FLINN, J., GALLOWAY, R., ORCHADSON, P. The incidence of hypersensitive teeth in the West Scotland. *J Dent*, v. 13, p.230-236, 1985.
43. FRANCHI, M., EPPINGER, F., FILIPPINI, G., MONTANARI, G. NaOCl and EDTA irrigating solutions for endodontics: SEM findings. *Bull Group Int Rech Sci Stomatol Odontol*, v.35, p.93-97, 1992.
44. FRANK, R. M. Etude au microscope electronique de L'odontoblast et du canalicule dentinaire humain. *Arch Oral Biol*, VII, p. 179-199, 1966.
45. FRANK, R. M. **Ultrastructural relationship between the odontoblast, its process and the nerve fibre**. In Symons, N. B. B. (ed): Dentine and pulp. Their structure and reactions, London, E&S. Livingstone, Ltd. 1968. p. 115-145.
46. GAARE, D. The effect of a zinc citrate dentifrice on calculus formation. *J Dent Res*, v.68 (special issue), p.1710-1711, 1989.

47. GANGAROSA, L. Iontophoretic application of fluoride by tray techniques for desensitization of multiple teeth. *J Am Dent Assoc*, v.102, p.50-52, 1981.
48. GANGAROSA, L., PARK, N. H. Practical considerations in iontophoresis of fluoride for desensitizing dentin. *J Prosthet Dent*, v. 39, p.175-178, 1978.
49. GEDALIA, I., BRAYER, L., KALTER, N., RICHTER, M., STABHOLZ, A. The effect of fluoride and strontium application on dentin: in vivo and in vitro studies. *J Periodontol*, v. 49, p. 269-272, 1978.
50. GEIER, K.O., PRENNA, F.S., MONTZEL, C.V.B. **Laser therapy in pain management.** 7th World Congress in Pain. Seattle. 1993. IASP Publications: Abstr.
51. GELSKEY, S.C., WHITE, J.M., PRUTHI, V.K. The effectiveness of the Nd:YAG laser in the treatment of dental sensitivity. *J Can Dent Assoc*, v.59, p.377-386, 1993
52. GERSCHMAN, J.A., RUBEN, J., GEBART-EAGLEMONT, J. Low level laser therapy for dentinal tooth hypersensitivity. *Aust Dent J*, v.39, p.353-357, 1994.
53. GOLDMAN, L., GRAY, J., GOLDMAN, J., GOLDMAN, B., MEYER, R. Effects of laser impacts on teeth. *J Am Dent Assoc*, v.70, p.601-606, 1965.
54. GOODIS, H., WHITE, J., YEE, K., FULLER, N. Effects of the Nd:YAG laser on dentin permeability. *J Dent Res*, v.71, p. 162, 1992. AADR Abstracts 452.
55. GRAF, H., GALASSE, R. Morbidity, prevalence and intraoral distribution of hypersensitivity teeth. *J Dent Res*, v.56, 1977(Resumo IADR n.479).
56. GROSSMAN, L. A systematic method for the treatment of hypersensitive dentin. *J Am Dent Assoc*, v.22, p.592-602, 1935.
57. GUTKNECHT, N., BOTTEMBERG, P. In vitro surface modification of fissure walls after Nd:YAG laser irradiation. *Caries Res*, v.30, p.280, 1996. (Abstract 40).
58. GUTKNECHT, N., ERMERT, M. **The efficiency of Nd:YAG laser irradiation on crown dentin.** 4th International Congress on Lasers in Dentistry. Singapore. 1994.
59. GUTKNECHT, N., MORITZ, A., DERCKS, H., LAMPERT, F. Treatment of hypersensitive teeth using Neodymium:Yttrium-Aluminum-Garnet lasers: A

- comparison of various settings in an *in vivo* study. *J Clin Laser Med Surg*, v.15, p.171-174, 1997.
60. GYSI, A. An attempt to explain the sensitiveness of dentin. *Br J Dent Res*, v.43, p. 865-868, 1990.
61. HALSE, A., WHITE, S., ESPELID, I., TVEIT, A. Visualization of stannous fluoride treatment of caries lesion by subtraction radiography. *Oral Surg Oral Med Oral Pathol*, v.69, p.378-381, 1990.
62. HARGREAVES, J., PISCO-DUBIENSKY, R. Changes in surface enamel using three different methods of laser application. *J Dent Res*, v. 63, p. 506, 1984.
63. HARRIS, R. CURTIN, J. Dentine Hypersensitivity. *Aust Dent J*, v.21, p. 165-169, 1976.
64. HAUGEN, E., JOHANSEN, J.R. Tooth hypersensitivity after periodontal treatment. *J Clin Periodontol*, v.15, p.399-401, 1988.
65. HESS, J. Scanning electron microscopic study of laser-induced morphologic changes of a coated enamel surface. *Lasers Surg Med*, v.10, p.458-462, 1990.
66. HEYNMANN, H.O., STURDEVANT, J.R., BAYNE, S., WILDER, A.D., SLUDER, T., BRUNSON, W. Examining tooth flexure effects on cervical restorations: a two-year clinical study. *J Am Dent Assoc*, v.122, p.41-47, 1991.
67. HIATT, W., JOHANSEN, E. Root preparation. I. Obturation of dentinal tubules in treatment of root hypersensitivity. *J Periodontol*, v. 43, p.373-380, 1972.
68. HOJI, T. Effects of soft laser irradiation on dentinal pain. Abstract of paper. *Gifu Shika Gakkai Zasshi*, v. 17, p. 534-546, 1990.
69. HOPPENBROUWERS, P., DRIESSENS, F., STADHOUDERS, A. Morphology, composition and wetting of dentinal cavity walls. *J Dent Res*, v.53, p.1255-1262, 1974.
70. HOYT, W.H., BIBBY, B. G. Use of sodium fluoride for desensitizing dentine. *J Am Dent Assoc*, v. 30, p.1372-1376, 1943.
71. HUANG, G., GUO, M. Changes of dentinal tubules following fluoride iontophoresis. *Proc Natl Sci Counc Repub China*, v.19, p.246-252, 1995. Abstract of paper.

72. ISHIKAWA, S. A clinic-histological study on the hypersensitivity of dentine. *J Jap Stomatol*, v.36, p.68-88, 1969.
73. IWASE, T., HORI, N., MORIOKA, T. Possible mechanisms of He-Ne laser effects on the cell membrane characteristics. *Laser Med Surg*, v.4, p.166-171, 1988.
74. IWASE, T., NARA, Y., MORIOKA, T. Relieving pain in patients with hypersensitive dentine by He-Ne laser. *Surg Med Lasers*, v.3, p.193-195, 1990.
75. JORDAN, T., WEI, S., BROMBERG, S., KING, J. $\text{Sn}_3\text{F}_3\text{PO}_4$: The product of the reaction between stannous fluoride and hydroxyapatite. *Archs Oral Biol*, v.16, p.241-246, 1971.
76. KERNS, D.G., SCHEIDT, M.J., PASHLEY, D.H., HORNER, A.J., STRONG, S.L., VAN DYKE, T.E. Dentinal tubule occlusion and root hypersensitivity. *J Periodontol*, v. 62, p. 421-428, 1991.
77. KERT, J. LLLT used preoperatively. *Laser News*, v.4, p.506, 1992.
78. KIM, S. Hypersensitive teeth: desensitization of pulpal sensory nerves. *J Endod*, v. 12, p.482-485, 1986
79. KINERSLY, T., JARABAK, J., PHATAK, N., DeMENT, J. Laser effects on tissue and materials related to dentistry. *J Am Dent Assoc*, v.70, p.593-600, 1965.
80. KINERSLY, T., JARABAK, J., PHATAK, N., DeMENT, J. Laser-induced microperforations in decalcified dentine. *Oral Surg*, v.21, p. 527-529, 1966.
81. KRAUSER, J. Hypersensitive teeth. Part II: Treatment. *J Prosthet Dent*, v.56, p.307-311, 1986.
82. LAN, W-H., CHEN, K-W., JENG, J-H., LIN, C-P., LIN, S-K. A comparison of the morphological changes after Nd:YAG and CO_2 laser irradiation of dentin surfaces. *J Endod*, v.26, p.450-453, 2000.
83. LAN, W.-H., LIU, H.-C. Treatment of dentin hypersensitivity by Nd:YAG laser. *J Clin Laser Med Surg*, v.14, p.89-92, 1996.
84. LAN, W.H., LIU, H.C., LIN, C.P. The combined occluding effect of sodium fluoride varnish and Nd:YAG laser irradiation on human dentinal tubules. *J Endod*, v.25, p.424-426, 1999.

85. LAUFER, B.F., MAYER, I., GEDALI, I. Fluoride uptake and fluoride residual of fluoride-treated human root dentin *in vitro*, determined by chemical, scanning electron microscopy and X-ray diffraction analyses. *Arch Oral Biol*, v.26, p.159-163, 1981.
86. LIU, H-C., LAN, W-H. The combined effectiveness of the semiconductor laser with Duraphat in the treatment of the dentin hypersensitivity. *J Clin Las Med Surg*, v.12, p.315-319, 1994.
87. LIU, H-C., LAN, W-H., HSIEH, C. Prevalence and distribution of cervical dentin hypersensitivity in a population in Taipei, Taiwan. *J Endod*, v.24, p.45-47, 1998.
- LIU, H., LIN, C., LAN, W. Sealing depth of Nd:YAG laser on human dentinal tubules. *J Endod*, v.23, p.691-693, 1997.
88. LIZARELLI, R., KURACHI, C., MISOGUTI, L., BAGNATO, V. Characterization of enamel and dentin response to Nd:YAG picosecond laser ablation. *J Clin Las Med Surg*, v.17, p.127-131, 1999.
89. LUKOMSKY, E.H. Fluorine therapy for exposed dentin and alveolar atrophy. *J Dent Res*, v. 20, p.649-658, 1941.
90. MAILLET, H (Ed.). **O laser. Princípios e técnicas de aplicação.** São Paulo. Editora Manole. 1987. Cap. 1, p. 13-104
91. MAIMAN, T.H. Stimulated optical radiation in ruby. *Nature*, v.187, p.493-494, 1960.
92. MARKOWITZ, K., BILOTTO, G., KIM, S. Decreasing intradental nerve activity in the cat with potassium and divalent cations. *Arch Oral Biol*, v. 36, p. 1-7, 1991.
93. MARKOWITZ, K., KIM, S. Hypersensitive teeth. Experimental studies of dentinal desensitizing agents. *Dent Clin North Am*, v. 34, p.491-501, 1990.
94. McCANN, H. The effect of fluoride complex formation on fluoride uptake and retention in human enamel. *Arch Oral Biol*, v.14, p.521-531, 1969.
95. Mc FALL, W.T. A review of the active agents available for treatment for dentinal hypersensitivity. *Endo Dent Traumatol*, vol. 1, p.141-149, 1986.

96. MILLER, S., TRUONG, T., HEU, R., STRANICK, M., BOUCHARD, D., GAFFAR, A. Recent advances in stannous fluoride technology: antibacterial efficacy and mechanism of action towards hypersensitivity. *Int Dent J*, v.44, p.83-98, 1994.
97. MINKOV, B., MARMARI, I., GEDALIA, I., GARFUNKEL, A. The effectiveness of sodium fluoride treatment with and without iontophoresis on the reduction of hypersensitive dentin. *J Periodontol*, v. 46, p.246-249, 1975.
98. MORDAN, N., BARBER, P., GILLAM, D. The dentine discs. A review of its applicability as a model for the in vitro study testing of dentine hypersensitivity. *J Oral Rehabil*, v.24, p.148-156, 1997.
99. MORIOKA, T., SUZUKI, K., TAGOMORI, S. Effect of beam absorptive mediators on an acid-resistance of surface enamel. By Nd:YAG laser irradiation. *J Dent Health*, v. 34, p.40-44, 1984.
100. MORIOKA, T., TAGOMORI, S. **Combined effect of Nd:YAG laser irradiation and fluoride application on the acid-resistance of dental enamel.** 3rd International Nd:YAG Laser Symposium. 1981. Reprinted. p.487-490.
101. MORIOKA, T., TAGOMORI, S., NARA, Y. **Application of Nd:YAG laser and fluoride in the prevention of dental caries.** International Congress of Laser in Dentistry. Toquio. 1988. Proceedings.
102. MORIOKA, T., TAGOMORI, S., TSUTSUNI, H. Increase in acid resistance of hamster enamel by using a normal pulse Nd:YAG laser. *Furuoka Acta Med*, v. 76, p. 49-53, 1985.
103. MORIOKA, T., TAGOMORI, S., TSUTSUNI, H. Effect of laser irradiation on fluoride uptake in enamel by EPM surface scanning. *J Jap Soc Laser Dent*, Abstract of paper, 1986
104. MORITZ, A., GUTKNECHT, N., SCHOOP, U., GOHARKAY, K., EBRAHIM, D., WERNISCH, J., SPERR, W. The advantage of CO₂-treated dental necks, in comparison with a standard method: results of an *in vivo* study. *J Clin Laser Med Surg*, v.14, p.27-32, 1996
105. MORITZ, A., GUTKNECHT, N., SCHOOP, U., WERNISCH, J., LAMPERT, F., SPERR, W. Effects of CO₂ laser irradiation on the treatment of hypersensitive

- dental neck: results of *in vivo* study. *J Clin Las Med Surg*, v.13, p.397-400, 1995
106. MORITZ, A., SCHOOP, U., GOHARKHAY, K., REICHENBACH, P., LOTHALLER, M., WERNISCH, J., SPERR, W. Long-term effects of CO₂ laser irradiation on the treatment of hypersensitive dental necks: results of an *in vivo* study. *J Clin Las Med Surg*, v. 16, p.211-215, 1998.
 107. MORITZ, A., GUTKNECHT, N., SCHOOP, U., NELL, A., WERNISCH, J., SPERR, W. Veraenderugen der Wurzelkanaloberfläche unter Bestrahlung mit dem CO₂-Laser-Ergebnisse einer in-vitro-Studie. *Z Stomatol*, v.92, p.343-348, 1995 apud MORITZ, A., GUTKNECHT, N., SCHOOP, U., GOHARKAY, K., EBRAHIM, D., WERNISCH, J., SPERR, W. The advantage of CO₂-treated dental necks, in comparison with a standard method: results of an *in vivo* study. *J Clin Laser Med Surg*, v.14, p.27-32, 1996
 108. MYAKI, S., WATANABE, I., EDUARDO, C.P. Nd:YAG laser effects on the occlusal surface of premolars. *Am J Dent*, v. 11, p. 103-105, 1998.
 109. MYERS, T.D. Effects of a pulsed Nd:YAG laser on enamel and dentin. In: **Laser Surgery: Advanced Characterization Therapeutics and Systems II**, 1, 1990, Los Angeles. Proceedings. Los Angeles: SPIE - The International Society for Optical Engineering, 1990, p.425-436.
 110. MYERS, T.D., HESS, J. **A study of the effects of a pulsed Nd:YAG laser on human enamel and dentin.** Actes du deuxieme congres mondial. Paris. 1990. p.90.
 111. MYERS, T.D., McDANIEL, J.D. The pulsed Nd:YAG dental laser: review of clinical applications. *J Calif Dent Assoc*, v.19, p.25-30, 1991.
 112. NAGAI, N., FUKUDA, M., ISHIKAWA, K., MINOURA, S., YAMADA, Y., NIIMI, T., NOGUCHI, T., IMADA, S., TAKO, J., NOGUCHI, T., TSUBOI, S., NAKAGAKI, H. **New method for prevention of dentin caries using Nd:YAG laser and fluoride combinations.** 6Th International Congress on Lasers in Dentistry. Hawaii, p. 70, 1998.

113. NAHRI, M., KONTTURI-NAHRI, V., HIRVONEN, T., NGASSAPA, D. Neurophysiological mechanisms of dentin hypersensitivity. *Proc Finn Dent Soc*, v. 88, suplem. 1, p.15-22, 1992. (Abstract of paper).
114. NEEV, J., WHITE, H., GOODIS, H., PHAM, K. Ablation characteristics of nanosecond pulsed Nd:YAG laser on dentin. *J Dent Res*, v.73, p., 1994. (IADR Abstracts).
115. OHO, T., MORIOKA, T. Compositional and structural changes of human lased enamel. *J Jap Soc Laser Dent*, v.9, p.205-209, 1988.
116. OLSEN, E.J. Laser action spectrum of reduced excitability in nerve cells. *Brain Res*, v.204, p.436-440, 1981.
117. ORCHADSON, P., COLLINS, W. Thresholds of hypersensitive teeth to 2 forms of controlled stimulation. *J Clin Periodontol*, v.14, p68-73, 1987.
118. ORCHADSON, P., COLLINS, W. Clinical features of hypersensitivity teeth. *Brit Dent J*, v.162, p.253-256, 1987.
119. OSBORN, J.W., TEN CATE, A. R. **A sensibilidade dentinária** In: Histologia dental avançada. Quintessence Editora Ltda: São Paulo, 1988. Cap. 14, p. 118-128.
120. OYAMA, T., MATSUMOTO, K. A clinical and morphological study of cervical hypersensitivity. *J Endod*, v. 17, p. 500-502, 1991.
121. PARKINS, F., MILLER, R. Nd:YAG laser analgesia of dentin. *J Dent Res*, v. 71, p.162, 1992. AADR Abstracts 450.
122. PASHLEY, D.H. Dentin permeability, dentin sensitivity, and treatment through tubule occlusion. *J Endod*, v.12, p.465-474, 1986.
123. PASHLEY, D.H. **The etiology of dentinal hypersensitivity.** Dental hypersensitivity: Current perspectives in diagnosis and treatment symposium. Irvington, New York, 1987.
124. PASHLEY, D.H. & GALLOWAY, S. The effects of oxalate treatment on the smear layer ground surfaces of human dentine. *Arch Oral Biol*, v.30, p.731-737, 1985.

125. PASHLEY, D.H., LIVINGSTON, M.J., REEDER, O.W. Effects of the degree of tubule occlusion on the permeability of human dentine in vitro. *Arch Oral Biol*, v. 23, p. 1127-1133, 1978.
126. PASHLEY, E., HORNER, H., LIU, M., KIM, S., PASHLEY, D. The effects of CO₂ laser energy on dentin permeability. *J Dent Res*, v. 71, p.162, 1992. AADR Abstracts 453.
127. PAWLOWSKA, J. Strontium chloride - Its importance in Dentistry and Prophylaxis. *Czasop Stomatol*, v.9, p.353-361, 1956 apud ROSS, M. Hypersensitive teeth: Effect of strontium chloride in a compatible dentifrice. *J Periodontol*, v.32, p.49, 1961.
128. PELINO, J.E. **Estudo *in vitro* do efeito do laser de Nd:YAG sobre o esmalte dental humano: Análise por microscopia óptica e microscopia eletrônica de varredura.** São José dos Campos.1998. Dissertação (Mestrado). FOUNESP.
129. PELINO, J.E., MELLO, J., EDUARDO, C., JORGE, A. In vitro study of Nd:YAG laser effect on human dental enamel: Optical and scanning electron microscope analysis. *J Clin Laser Med Surg*, v.17, p.171-177, 1999.
130. QUINTANA, E., MÁRQUEZ, F., ROCA, I., TORRES, V., SALGADO, J. Some morphologic changes induced by Nd:YAG laser on the noncoated enamel surface: A scanning electron microscopy study. *Laser Surg Med*, v.12, p. 131-136, 1992.
131. PENNEY, D., KARLSSON, U. Fast desensitization of tooth roots by topically applied SnF₂ and SrCl₂ in dogs. *Arch Oral Biol*, v.21, p.339-347, 1976.
132. RENTON-HARPER, P., MIDA, M. NdYAG laser treatment of dentinal hypersensitivity. *Br Dent J*, v.172, p.13-16, 1992.
133. RIMONDINI, L., BARONI, C., CARRASI, A. Ultrastructure of hypersensitive and non-sensitive dentine. A study on replica models. *J Clin Periodontol*, v.22, p.899-902, 1995.
134. ROHANIZADEH, R., LeGEROS, R., FAN, D., JEAN, A., DACULSI, G. Ultrastructural properties of laser-irradiated and heat-treated dentin. *J Dent Res*, v. 78, p. 1829-1835, 1999.

135. RÖLLA, G., ELLINGSEN, J. Clinical effects and possible mechanisms of action of stannous fluoride. *Int Dent J*, v.44, p.99-105, 1994.
136. ROSS, M. Hypersensitive teeth: Effect of strontium chloride in a compatible dentifrice. *J Periodontol*, v.32, p.49, 1961.
137. SALVATO, A., TROULLOS, E., CURRO, F., MEROLA, M., GINGOLD, J. **The effectiveness of ferric oxalate (FO) in relieving dentinal hypersensitivity.** 68th General Session IADR. Cincinnati. p.169, 1990.
138. SANGNES, G. Traumatization of teeth and gingiva related to habitual tooth cleaning procedures. *J Clin Periodontol*, v. 3, p.94-103, 1976.
139. SAXTON, C. Maintenance of gingival health by a dentifrice containing zinc citrate and triclosan. *J Dent Res*, v.69 (special issue), p.1724-1726, 1989
140. SAXTON, C., COWELL, C.R. Clinical investigation of the effects of dentifrices on dentin wear at the cement enamel junction. *J Am Dent Assoc*, v.102, p.38-43, 1981
141. SCHEININ, A., KANTOLA, S. Laser-induced effects on tooth structure. I. Crater formation with CO₂ laser. *Acta Odontol Scand*, v. 27, p.173-192, 1969.
142. SCHENKMEUSER, K., DUSCHNER, H. ESCA-analysis of tin compounds on the surface of hydroxyapatite. *Fresen J Analytic Chemistry*, v. 358, p.265-267, 1997.
143. SCHIFF, T., DOTSON, M., COHEN, S., De VIZIO, W., McCOOL, J., VOLPE, A. Efficacy of a dentifrice containing potassium nitrate, soluble pyrophosphate, PVM/MA copolymer, and sodium fluoride on dentinal hypersensitivity: a twelve-week clinical study. *J Clin Dent*, v. 5, spec n., p. 87-92, 1994.
144. SCHWARZ, F., ARWEILER, N., REICH, E. **Desensitizing effects of an Er:YAG laser and Dentin Protector on hypersensitive dentin.** 7th ISDL Congress. Brussels. 2000. Abstract.
145. SELTZER, S. Hypothetic mechanisms for dentine sensitivity. *Oral Surg. Philadelphia*, v. 31, n. 3, p. 387-399, 1971
146. SELTZER & BENDER, I. B. **A polpa dental.** 2ed. Rio de Janeiro: Editorial Labor do Brasil S. A., 1979. p.499.

147. SHANNON, I., DETAMORE, R., NABERS, C., HURT, W., Clinical application of stannous fluoride solutions in caries prevention and control of root sensitivity. *J S Calif Dent Assoc*, v.33, p.520-522, 1965.
148. SKARTVEIT, L., GJERDET, N., SELVIG, K. Release of fluoride and metal ions from root surfaces after topical application of TiF₄, SnF₂, and NaF *in vitro*. *Acta Odontol Scand*, v. 49, p.127-131, 1991.
149. SKJÖRLAND, K., GJERMO, P., ROLLA, G. Effect of some polyvalent cations on plaque formation in vivo. *J Dent Res*, v.86, p.103-107, 1978.
150. SOBRAL, M.A.P. **Hipersensibilidade dentinária cervical: incidência, diagnóstico, causas e mecanismo da dor dentária.** São Paulo. Dissertação (Mestrado). FOU SP. 1994.
151. SOGNAES, R. Microstructure and histochemical characteristics of the mineralized tissue. *Ann New York Acad Sc*, v.60, p.545-572, 1955 apud ROSS, M. Hypersensitive teeth: Effect of strontium chloride in a compatible dentifrice. *J Periodontol*, v.32, p.49, 1961.
152. STOUT, W.C. Sodium silicofluoride as a desensitizing agent. *J. Periodontol*, v. 26, P.205, 1955.
153. STABHOLZ al. Sealing of human dentinal tubules by XeCl 308 nm excimer laser. *J Endod*, v.19, p.267-271, 1993.
154. STERN, R., SOGNAES, R. Laser beam on dental hard tissues. *J Dent Res*, v.43, p.8 73, 1964
155. STERN, R., SOGNAES, R., GOODMAN, F. Laser effect on in vitro enamel permeability and solubility. *J Am Dent Assoc*, v. 73, p.838-843, 1966
156. STERN, R., VAHL, J., SOGNAES, R. Lased enamel: ultrastructural observation of pulsed carbon dioxide laser effects. *J Dent Res*, v. 51, p.455-60, 1972.
157. TAGOMORI, S., INAI, Y., NUMATA, Y., MORIOKA, T. **The effects of laser irradiation on remineralization of artificial enamel lesion.** World Congress on Preventive Dentistry, 3. Fukuoka. 1991. p.132-134. Proceedings.
158. TAGOMORI, S., MORIOKA, T. Ultrastructural change of enamel exposed to a normal pulsed Nd:YAG laser. *Caries Res*, v.29, p.513-520, 1995.

159. TAGOMORI, S., MORIOKA, T. Combined effects of laser and fluoride on acid resistance of human dental enamel. *Caries Res*, v.23, p.225-231, 1989.
160. TAKAHASHI, K., KIMURA, Y., MATSUMOTO, K. Morphological and atomic analytical changes after CO₂ laser irradiation emitted at 9.3 microns on human dental hard tissues. *J Clin Laser Med Surg*, v.16, p.167-173, 1998.
161. TANJI, E., MATSUMOTO, K. The comparative study of the morphological changes of dentin surface after Nd:YAG, CO₂ and argon lasers irradiation. *J Jpn Endod Assoc*, v.15, p.14-20, 1994.
162. TAYLOR, R., SHKLAR, G., ROEBER, F. The effects of laser radiation on teeth, dental pulp, and oral mucosa of animals. *Oral Surg Oral Med Oral Pathol*, v.19, p. 786, 1965.
163. TOUYZ, L.Z., STERN, J. Hypersensitive dentinal pain attenuation with potassium nitrate. *Gen Dent*, v. 47, p.42-45, 1999.
164. THRASH, W., DODDS, M., JONES, D. The effect of stannous fluoride on dentinal hypersensitivity. *Int Dent J*, v.44, p.107-118, 1994.
165. TROWBRIDGE, H.D., SILVER, D.R. A review of current approaches to in-office management of tooth hypersensitivity. *Dent Clin North Am*, v. 34, p.561-584, 1990.
166. TRYLOVICH, C., COBB, C., PIPPIN, D., SPENCER, P., KILLOY, W. The effects of the Nd:YAG laser on in vitro fibroblast attachment to endotoxin-treated root surfaces. *J Periodontol*, v.66, p.1032-1037, 1995
167. TUNER, J., HODE, L. (Eds.) **Low level laser therapy. Clinical practice and scientific background.** Grängesberg: Prima Books, 1999. Cap. 1, p. 21.
168. TVEIT, A., HALS, E., ISREEN, R., TÖTDAL, B. Highly acidic SnF₂ and TiF₄ solutions. *Caries Res*, v.17, p.412-418, 1983.
169. TVEIT, A., KLINGE, B., TOTDAL B., SELVIG, K. Long-term retention of TiF₄ and SnF₂ after topical application to dentin in dogs. *Scand J Dent Res*, v.96, p.536-540, 1988.

170. WAERHAUG, M., GJERMO, P., ROLLA, G., JOHANSEN, J. Comparison of the effect of chlorhexidine and CuSO₄ on plaque formation and development of gingivitis. *J Clin Periodontol*, v.11, p.176-180, 1984
171. WAKABAYASHI, H., HAMBABA, M., MATSUMOTO, K., NAKAYAMA, T. Electrophysiological study of irradiation of semiconductor laser on the activity of the trigeminal subnucleus caudal neurons. *J Jpn Soc Laser Dent*, v.3, p. 65-74, 1992.
172. WAKABAYASHI, H., HAMBABA, M., MATSUMOTO, TACHIBANA, H. Effect of irradiation by semiconductor laser on responses evoked in trigeminal caudal neurons by tooth pulp stimulation. *Laser Surg Med*, v.13, p. 605-610, 1993.
173. WALER, S., ROLLA, G. Plaque inhibiting effect of combinations of chlorhexidine and metal ions zinc and tin. A preliminary report. *Acta Odontol Scand*, v.38, p.213-217, 1980.
174. WALER, S., ROLLA, G. Comparison between plaque inhibiting effect of chlorhexidine and aqueous solutions of copper and silver ions. *Scand J Dent Res*, v.90, p.131-133, 1982.
175. WELHING, T., SCHALLER, H.-G., SELFERT, S., STRUB, J. Permeability of dentin after different Nd:YAG laser treatments. *J Dent Res*, v.72, IADR Abstracts, p.125, Abstract 171, 1993
176. WHITE, J., ADAMS, G. Microhardness and scanning electron microscopy analysis of Nd:YAG laser and acid treatment effects in dentin. *Scanning Microsc*, v. 10, p. 329-337, 1996.
177. WHITE, J., AKBARNEJAD, A., MARSHALL, S., GOODIS, H. Characterization of dentin modification by acid and laser using SRIFTS. *J Dent Res* (spec issue), v. 72, p. 395, 1993^a.
178. WHITE, J., GOODIS, H., COLOMA, A., MARSHALL, G. Removal of caries in dentin using a Nd:YAG laser. *J Dent Res*, v.70 (spec issue), p. 493, 1992. Abstract 1820.
179. WHITE, J., GOODIS, H., MARSHALL, G., MARSHALL, S. Identification of the physical modification threshold of dentin induced by neodymium and holmium

- YAG lasers using scanning electron microscopy. *Scanning Microsc*, v. 7, p. 239-245, 1993^b.
180. WHITTERS, C.J., HALL, A., CREANOR, S.L., et al. A clinical study of pulsed Nd:YAG laser-induced pulpal analgesia. *J Dent*, v.23, p.145-150, 1995.
 181. YAMADA, K. Caries prevention by laser irradiation to dental enamel. International Congress of Lasers in Dentistry. Jerusalem. 1996. *Proceedings*. Bologna. Monduzzi. 1996. p. 131-137.
 182. YAMAGUCHI, M., ITO, M., MIWATA, T., HORIBA, N., MATSUMOTO, T., NAKAMURA, H., FUKAYA, M. Clinical study on the treatment of hypersensitive dentin by GaAlAs laser diode using the double blind test. *Aichi Gak Daig Shiga Shi*, v. 28, p.703-707, 1990.
 183. YAMAMOTO, H., SATO, K. Prevention of dental caries by acousto-optically Q-switched Nd:YAG laser irradiation. *J Dent Res*, v. 59, p.137, 1980.
 184. YAMAMOTO, H., SATO, K. Prevention of dental caries by Nd:YAG laser irradiation. *J Dent Res*, v. 59, p.2171-2177, 1980.
 185. YAP, A.V., NEO, J.C. Non-carious cervical tooth loss: part I. *Dent Update*, v. 22, p.315-318, 1995.
 186. YOKOYAMA, K., MATSUMOTO, K., MURASE, J. Permeability of the root canal wall and occlusion of dentinal tubules by Ag(NH₃)F: A comparison of combined use with pulsed Nd:YAG laser or iontophoresis. *J Clin Laser Med Surg*, v, 18, p.9-14, 2000.
 187. YONAGA, K., KIMURA, Y., MATSUMOTO, K. Treatment of cervical dentin hypersensitivity by various methods using pulsed Nd:YAG laser. *J Clin Laser Med Surg*, v, 17, p.205-210, 1999.
 188. YOSHIYAMA, M., MASADA, J., UCHIDA, A., ISHIDA, H. Scanning electron microscopic characterization of sensitive vs. insensitive human radicular dentin. *J Den Res*, v. 68, p.1498-1502, 1989.
 189. YOSHIYAMA, M., OZAKI, K., EBISU, S. Morphological characterization of hypersensitive human radicular dentin and the effect of a light-curing resin liner on tubular occlusion. *Proc Finn Dent Soc*, v. 88 suppl. 1, p. 337-344, 1992.

190. YOSHIYAMA, M., SUGE, T., KAWASAKI, A., EBISU, S. Morphological characterization of tube-like structures in hypersensitive human radicular dentine. *J Dent*, v.24, p.57-63, 1996.
191. ZAKARIASEN, K., DEDERICH, D., TULIP, J. Nd:YAG laser fusion dentin plugs in root canal. *J Dent Res*, v. 64, p. 239, 1985.
192. ZHANG, C., KIMURA, Y., MATSUMOTO, K. The effects of pulsed Nd:YAG laser irradiation with fluoride on root surface. *Laser Surg Med*, v.14, p. 399-403, 1996.
193. ZHANG, C., LIN, Q., CAO, C. Experimental study on uptake of fluoride by dentin after pulsed Nd:YAG laser irradiation. *Zhong K Qiang Yi Xue Za Zhi*, v.31, p.140-142, 1996. Abstract of paper.
194. ZHANG, C., MATSUMOTO, K., KIMURA, Y., HARASHIMA, T., TAKEDA, F., ZHOU, H. Effects of CO₂ laser in treatment of cervical dentinal hypersensitivity. *J Endod*, v.24, p.595-597, 1998.

APÊNDICE 1

A FÍSICA DO LASER

Histórico

A palavra LASER é um acrônimo da expressão inglesa “*Light Amplification by Stimulated Emission of Radiation*”, que traduzindo para a língua portuguesa quer dizer “Amplificação da Luz por Emissão Estimulada de Radiação”. Baseado na teoria da emissão espontânea e estimulada da radiação formulada por Einstein em 1917, em seu tratado *Zur Quantum Theorie Der Strahlung* ou A Teoria Quântica da Radiação, onde discutiu-se a interação de átomos, íons e moléculas com a radiação eletromagnética em termos de absorção e emissão espontânea de energia. A primeira possibilidade de aplicação da emissão estimulada de radiação ocorreu com a amplificação de ondas curtas (*maser*) que recebeu a definição de Townes em 1951. A primeira publicação na literatura científica internacional ocorreu em 1958, em um artigo assinado pelo próprio Townes e também por Schawlow.

Mas o primeiro laser ou maser (*microwave amplification by stimulated emission of radiation*) como foi inicialmente chamado, foi desenvolvido por Maiman em 1960, o qual utilizou-se de um bastão de rubi e de uma lâmpada de *flash* fotográfico a fim de emitir a fonte de luz laser. O primeiro laser era de estado sólido e empregava um cristal de safira sintético dopado com cromo (rubi), Cr em Al_2O_3 , emitindo uma luz de comprimento de onda em 694,3 nm e 692,8 nm, sendo que a primeira linha é mais intensa. Constitui um sistema de três níveis de energia e com modo de operação pulsado.

O funcionamento do mecanismo laser

Uma fonte laser para entrar em funcionamento deve basicamente ser composta por três partes: uma fonte de energia, um meio laser com características amplificadoras e uma cavidade ressonante. Como a energia será fornecida ao meio laser dependerá da estrutura do meio laser. As fontes energéticas podem ser a corrente elétrica, radiação óptica de uma

lâmpada *flash* (como no caso do laser de rubi de Maiman), um outro laser, ondas de rádio ou micro-ondas e até resultante de uma reação química.

O meio laser deve ser capaz de armazenar a energia fornecida, criando uma inversão de população. A energia armazenada pode então ser emitida de uma maneira organizada, conhecida como emissão estimulada de radiação. Quando um fóton com uma certa quantidade de energia penetra em um meio que contém um átomo excitado, o átomo emite outro fóton, idêntico ao precursor. Assim, ambos os fótons podem desta maneira estimular outros átomos do meio laser a emitir sua energia armazenada. Está criada então uma avalanche de luz com todos os fótons tendo exatamente a mesma quantidade de energia.

O fenômeno descrito anteriormente faz com que um laser tenha sempre um certo comprimento de onda fixo, que é determinado pela estrutura do meio laser. Observando isso, é que podemos dizer que a luz laser opera em uma banda bastante estreita dentro do espectro eletromagnético, levando a uma característica fundamental da luz laser que é a monocromaticidade. O que a diferencia de outras radiações provenientes de outras fontes de luz que consistem de diferentes comprimentos de onda.

O meio laser é geralmente alongado podendo ser encontrado em forma de canal (lasers de gases) ou de um bastão estreito, entre outras. Suas extremidades abrigam espelhos bastante espaçados e altamente refletivos que originam a cavidade ressonante ou cavidade óptica de um oscilador laser. A luz produzida no meio laser é constantemente refletida dentro do próprio meio, por inúmeras vezes, levando ao estímulo de nova produção de luz. A cavidade ressonante tem dupla importância: ela aumenta a amplificação do meio laser e faz com que a luz se torne coerente, outra das principais propriedades da radiação laser. O alongamento e o arranjo dos espelhos também torna possível a luz emergir como um feixe paralelo, o que possibilita alcançar grandes distâncias focalizada em um pequeno ponto. Para extrair a luz de uma fonte laser, um dos espelhos deve apresentar uma transparência que pode variar de 1 a 20%.

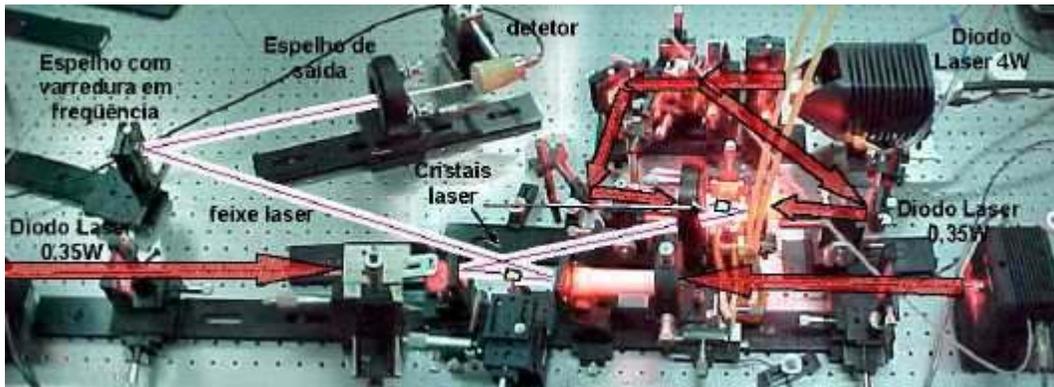


Fig. 18. O ressonador laser

Fonte: IPEN

PRINCÍPIOS BÁSICOS DA FÍSICA DO LASER

Estados discretos de energia

A mecânica quântica estabelece que os elétrons em órbita em torno de um núcleo atômico podem possuir apenas energias bem definidas, chamadas quantificadas ou quantizadas, ou seja, que assumem valores discretos. A cada uma dessas diferentes energias corresponde um estado do átomo isolado, denominado “estado estacionário”, caracterizado por um dos valores da seqüência dos níveis acessíveis de energia.

Os elétrons da nuvem eletrônica ordenam-se em “camadas de energia”. A cada energia corresponde uma configuração das camadas eletrônicas: a configuração de energia mínima é estável e denomina-se estado fundamental.

Cada estado quântico do “átomo com um elétron” é representado por um conjunto de números quânticos que caracteriza a distribuição da energia eletrônica total em seus diversos componentes representativos do movimento na órbita, do momento angular do elétron, da projeção desse momento em uma direção determinada, do spin do elétron, etc.

Nos átomos com vários elétrons, a energia de cada elétron é descrita por um conjunto de números quânticos. O Princípio de Exclusão de Pauli estipula que, em um átomo, dois elétrons não podem ter o mesmo conjunto de números quânticos. Isto permite classificar todos os átomos na Tabela Periódica dos Elementos. A organização dessa tabela, bem como as propriedades químicas individuais e coletivas dos átomos, são inteiramente explicadas pela mecânica quântica. Na maioria dos átomos em estado ‘fundamental, as camadas interiores estão completamente saturadas e apenas uma ou duas camadas periféricas estão parcialmente preenchidas. Via de regra, os elétrons das camadas interiores não participam dos processos químicos ou ópticos; quando um elétron de uma camada exterior muda de camada e adquire assim uma energia maior, o átomo é levado a um “estado excitado”; diz-se então que o elétron efetuou uma transição. Considerando apenas um elétron efetuando uma transição; a energia utilizada nos processos considerados será, no máximo, da ordem de alguns elétrons-volts.

Quando vários átomos formam uma ligação estável, eles constituem uma molécula na qual os elétrons podem ser descritos por uma configuração orbital análoga à dos átomos. Além de seus estados de energia eletrônica, as moléculas possuem estados de energia de vibração e de rotação. Estas energias têm sua origem nos movimentos relativos dos núcleos com relação ao centro de massa do sistema molecular. Um estado quântico da molécula é então representado por um conjunto de números quânticos que inclui números quânticos de vibração e números quânticos de rotação. Tais estados de energia vibracional e rotacional são a base de funcionamento de alguns lasers moleculares.

Quando se considera um meio como um gás, um líquido ou um sólido, os níveis de energia não são mais os níveis dos átomos ou das moléculas tomados individualmente. Átomos e moléculas interagem com seus vizinhos, e tal interação modifica os níveis energéticos individuais. Para um gás com densidade relativamente fraca, esta interação é desprezível, e os níveis de energia são aqueles dos átomos ou das moléculas isolados. Mas em um meio condensado, como um líquido ou um sólido, os átomos estão muito próximos uns dos outros, e as interações mútuas são então muito fortes: os estados

discretos de energia do átomo isolado alargam-se e tornam-se bandas de energia. É esta, por exemplo, a origem das bandas de valência e de condução encontradas nos isolantes, nos metais ou nos semicondutores. Entre os sólidos, uma importante exceção confere a alguns metais de transição (vanádio, cromo, etc.) e a algumas terras raras (neodímio, samário, etc.) um papel especial. Com efeito, tais elementos possuem uma camada eletrônica interna incompleta cercada por uma camada externa que forma blindagem com relação aos outros átomos; conseqüentemente, esses níveis internos de energia são pouco alargados, o que lhes permite desempenhar um papel decisivo no funcionamento dos lasers de isolante dopado.

Emissão espontânea

Nesse processo, um átomo efetua espontaneamente uma transição de um estado excitado E_2 para um estado de menor energia E_1 emitindo um quantum de energia $h\nu_{21}$. A emissão espontânea tem a propriedade de ser isotrópica, sendo aleatório o instante da emissão. Se numerosos átomos estão simultaneamente em um mesmo estado excitado, a emissão coletiva será escalonada no tempo: é o fenômeno de fluorescência. O tempo característico de desexcitação dos átomos é chamado “duração de vida média” do estado excitado, no sentido estatístico do termo. Quando esse tempo é longo na escala atômica, diz-se que o nível superior é metaestável. A energia adquirida pelo átomo excitado poderá ser perdida espontaneamente por transição para um nível inferior, e transformada, por exemplo, em energia cinética durante colisões, conduzindo assim a um aumento de temperatura. Essa perda de energia pode também dar lugar à emissão de uma radiação eletromagnética que obedece à mesma relação que no caso da absorção. Essa emissão espontânea não ocorre simultaneamente para todos os centros excitados e pode variar de alguns segundos a uma fração de nanossegundo.

A emissão espontânea é incoerente; como cada átomo emite independentemente dos outros, em qualquer momento e durante um período muito curto, não existe relação de fase, de direção ou de polarização entre todas essas emissões, e a radiação é multidirecional. Apenas a frequência é fixada pelo intervalo de níveis de energia entre os

quais se efetua a transição. Esse valor é, aliás, ligeiramente modificado pelo efeito Doppler, pelo movimento dos centros de emissão ligado à agitação térmica, e a raia espectral sofre um alargamento (largura Doppler) que depende das condições de temperatura e de pressão.

Absorção

Se o meio atômico for submetido a um campo eletromagnético e se estiverem presentes fótons de determinada frequência, o átomo pode absorver um deles e ver-se assim conduzido do estado E_1 para o estado de energia superior E_2 . Ocorre desaparecimento de um quantum do campo em benefício do sistema atômico.

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.

Denomine-se estado fundamental ao 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 $E = hf$, onde f é a frequência da radiação eletromagnética associada a esse fóton, e h é a constante de Planck ($h = 6,62 \times 10^{-34}$ joules x segundos).

A absorção de energia eletromagnética por um átomo (ou um íon, ou uma molécula) obedece, portanto, à relação $E_2 - E_1 = hf$, onde 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 estimulada

É o processo recíproco do precedente. O fenômeno de emissão estimulada, descoberto teoricamente por Einstein em 1917, corresponde, como a emissão espontânea, à liberação de um fóton por transição de um átomo excitado a um nível inferior de energia.

A frequência da radiação é sempre dada pela relação $E_2 - E_1 = hf$. Mas tal emissão já não é mais espontânea. Ela é provocada pela chegada de um fóton, de energia igual àquela passível de ser liberada pelo átomo que retorna ao nível inferior. Em outras palavras, o fóton “indutor” deve ter a mesma frequência que o fóton cuja emissão ele vai induzir.

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 o fóton induzido, e tudo ocorre como se houvesse uma verdadeira “Amplificação da luz por emissão estimulada de radiação”, ou “L.A.S.E.R.”.

Na emissão estimulada, a distribuição dos átomos no equilíbrio térmico obedece à lei de Boltzmann, isto é, $N_2/N_1 = \exp[-E_2 - E_1/KT]$, onde K é a constante de Boltzmann = $1,38 \times 10^{-23}$ Joules/grau, e T é a temperatura absoluta do meio considerado desde que E_2 seja maior que E_1 , sendo E_1 e E_2 dois diferentes níveis de energia. Convém salientar que um corpo em equilíbrio térmico à temperatura ambiente, todos os átomos estão no estado fundamental, não existindo praticamente átomos no estado excitado. Para que ocorra uma emissão estimulada fora do equilíbrio térmico é preciso que haja uma excitação exterior: o “bombeamento”. O bombeamento produz uma inversão de população entre o nível fundamental 0 e o nível 2. Em seguida, o nível 2 se despovoia em direção ao nível 1, por uma transição não radiativa (aquecimento). Depois a passagem do nível 1 ao nível 0 dará uma radiação por emissão espontânea ou estimulada.

Esse processo compete com outros mecanismos radiativos e de colisão, tendo como resultado, no equilíbrio, uma distribuição coletiva dos átomos em populações exponencialmente decrescentes entre os níveis de energia.

Funcionamento do laser

O laser é uma fonte de radiação na qual um fóton emitido por um átomo excitado é levado a extrair energia dos outros átomos excitados, criando com isso outros fótons e aumentando assim a amplitude do campo eletromagnético original. Portanto, é preciso dispor de um grande número de átomos excitados passíveis de serem estimulados. Como em qualquer oscilador, três elementos são simultaneamente necessários:

- um meio ativo,
- um bombeamento que produza a inversão de população,
- uma cavidade ressonante.

O meio ativo

É um meio que possui uma estrutura apropriada de níveis de energia discretos que se excitam facilmente e possuem a capacidade de armazenar a energia recebida do exterior. A emissão laser ocorre em um comprimento de onda determinada por dois estados de energia dessa estrutura, em uma transição onde o sistema apresenta uma emissão espontânea correspondente a uma duração de vida relativamente longa do nível superior, chamado estado metastável.

Nos espectros discretos de absorção ou de emissão, as raias nunca são estritamente monocromáticas. A raia utilizada em um laser possui uma certa largura espectral determinada por diferentes mecanismos atômicos de alargamento.

A fim de distinguir diferentes perfis de raia, os alargamentos são classificados em homogêneos e não-homogêneos. Em uma raia homogênea, todos os átomos possuem a mesma frequência central e o mesmo perfil de raia de ressonância. Em contrapartida, quando o meio contém classes de átomos com diferentes frequências de ressonância ou

diferentes perfis de raia para a mesma transição, o alargamento chama-se não-homogêneo. Nesse caso, o meio apresenta uma resposta espectral mais larga que a resposta de cada classe atômica considerada separadamente.

O bombeamento

Ao nível dos átomos individuais a emissão estimulada pode predominar sobre a emissão espontânea. Porém, ao nível dos átomos considerados coletivamente, no equilíbrio, a população do nível inferior da transição é 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 destruir o equilíbrio termodinâmico e fazer com que o nível superior da transição seja o mais povoado. Para realizar tal condição, será necessário fornecer energia ao meio ativo por intermédio de uma fonte exterior de energia chamada de bombeamento.

Métodos de bombeamento

Bombeamento óptico

- Incoerente: lâmpada flash, lâmpada de arco.
- Coerente: outro Laser.

Bombeamento eletrônico

- Descargas elétricas (contínuas, rádio-freqüência, etc.).
- Feixes de elétrons.

Bombeamento térmico

- Expansão hidrodinâmica.

Bombeamento químico

- Combustões químicas exotérmicas (chamas).
- Combustões rápidas (explosões).

Bombeamento por injeção de portadores

Bombeamento por partículas pesadas

- Feixes de íons.
- Produtos de fissão de um reator.

Bombeamento por radiação ionizante

- Explosão nuclear.
- Fonte de raios X

Bombeamento óptico

O método mais direto para criar uma inversão de população consiste em utilizar uma outra fonte de radiação como método de bombeamento. Nessa técnica, uma fonte auxiliar coerente ou incoerente, em determinada frequência, conforme o tipo de meio atômico considerado, emite um fluxo intenso que é absorvido por esses átomos, conduzindo-os assim a seus estados excitados.

Atualmente, os dispositivos mais comuns são lâmpadas do tipo dos flashes eletrônicos utilizados em fotografia. Um gás raro, como o xenônio, o criptônio ou o neônio, introduzido sob baixa pressão em um tubo de quartzo munido de dois eletrodos, é a sede de uma descarga elétrica pulsada com corrente de densidade muito alta (acima de 100 A/cm^2), de forma a criar uma fluorescência de grande brilhância. Na prática, quando uma corrente elétrica é descarregada no tubo, forma-se um gás ionizado ou plasma em alta temperatura, que emite uma radiação de banda larga (aproximadamente $3\ 000 \text{ cm}^{-1}$). Tal radiação possui um espectro complexo formado por raias isoladas e por um contínuo: geralmente é possível ajustar em limites razoáveis os parâmetros da descarga, isto é, a pressão, a tensão e a corrente, de forma a adaptar uma parte dessa banda de emissão a uma faixa útil de absorção do meio ativo do laser em questão.

Os lasers de isolante dopado (rubi, neodímio, fosfato), e os lasers de corantes, funcionam por bombeamento óptico.

Para que ocorra o bombeamento óptico deve existir uma cavidade de bombeamento, a qual transfere energia ao meio de ganho e procura concentrar no cristal a energia luminosa emitida pela lâmpada. Os tipos mais comuns de cavidades são do tipo

refletoras ou difusas. Entre as refletoras podemos citar as elipsoidais, elípticas, cilíndricas. Entre as difusas temos as cilíndricas e close coupled, entre outras.

O material usado como refletor nas cavidade lasers desempenham um papel fundamental já que este componente leva em consideração a absorção do sistema para os comprimentos de onda efetivamente absorvidos pelo elemento ativo. Assim o material escolhido deve ter refletividade máxima nas linha de absorção do íon ativo. O material mais adequado é a prata, com espectro de refletividade de 80% a 90% entre 350 nm e 500 nm e maior que 95% para comprimentos de onda maiores.

Ressonador

Se o meio amplificador estiver localizado em uma cavidade óptica ressonante sintonizada em uma determinada frequência, esse anel de reação óptica provocará a aparição de uma oscilação na mesma frequência, desde que o ganho óptico do meio amplificador exceda as perdas da cavidade.

Uma reação desse tipo é obtida construindo-se um ressonador óptico constituído por dois espelhos altamente refletores, paralelos entre si, colocados frente a frente. Tais refletores enviam a onda eletromagnética em múltiplas passagens de ida e volta no meio ativo, amplificando assim o campo eletromagnético na cavidade. O acoplamento óptico em direção ao exterior realiza-se tornando semitransparente um dos espelhos, ou então fazendo um orifício em um dos espelhos constituindo-se uma perda útil programável.

Quando um meio atômico submetido a um bombeamento exterior é introduzido nessa cavidade, diz-se que o ressonador torna-se ativo. Se o perfil da raia de transição atômica possuir uma determinada largura superior ao intervalo espectral livre, vários modos da cavidade poderão oscilar. A oscilação laser só pode efetuar-se em valores discretos da frequência. Conseqüentemente, o espectro de frequência do ressonador ativo, isto é, a relação entre a intensidade transmitida e a frequência de emissão, consiste de vários componentes discretos de frequência.

Os lasers distinguem-se das fontes luminosas convencionais por suas propriedades incomuns, especificamente exploradas em numerosas aplicações. De uma forma ou de outra, tais propriedades relacionam-se com a monocromaticidade da radiação laser, isto é, com sua precisão espectral.

Modos de operação dos lasers

I. Modos espaciais

Modos transversos

A cavidade óptica de um oscilador laser é uma estrutura aberta, constituída por dois espelhos bastante espaçados e intensamente refletores, situados frente a frente. Assim, do ponto de vista da óptica geométrica, é evidente que os modos dessa cavidade apresentam perdas muito grandes, especialmente para a propagação transversa, e que os modos com perdas baixas estão associados com a propagação da radiação ao longo do eixo da cavidade.

Em regime estacionário, denomina-se modo transverso uma distribuição espacial estável do campo da onda laser em um plano perpendicular ao eixo da cavidade. A palavra estável significa aqui que a amplitude e a fase da onda reproduzem-se idênticas a si próprias, e permanecem inalteradas em uma secção transversa da cavidade, após propagação livre entre os dois espelhos, excetuando-se um fator constante que descreve um deslocamento de fase no trajeto.

Matematicamente, estes modos transversos têm origem em considerações de ressonância na cavidade; são determinados pelas condições dos limites de reflexão na superfície dos espelhos. Nos lasers estáveis com espelhos esféricos, tais configurações espaciais do campo denominam-se modos transversos eletromagnéticos.

Modo TEM₀₀

O modo TEM₀₀ é axialmente simétrico. É denominado modo fundamental do ressonador aberto, e, neste caso, a distribuição do campo é gaussiana. Do ponto de vista da teoria da difração, isto significa que a amplitude do campo que se propaga na cavidade possui em todos os pontos uma distribuição gaussiana.

Geralmente, o feixe de saída de um laser pode resultar da superposição de vários modos transversos de ordem superior. A propriedade fundamental que torna tão importantes os feixes gaussianos é que eles mantêm sua distribuição gaussiana mesmo se forem focalizados ou transmitidos por sistemas ópticos.

II. Modos Temporais**Modo contínuo**

Na operação contínua, a emissão se dá na forma de um feixe de potência (e forma espacial) constante, que não varia com o tempo (a inversão de população é estacionária). Este modo de operação é portanto determinado pela maneira com a qual o elemento ativo é bombeado pela fonte de alimentação. No caso do bombeamento contínuo, a única variável controlada pelo operador é o nível de potência, que pode ir desde zero até a um máximo que é característico de cada particular equipamento.

Modo pulsado normal

Esse regime de funcionamento é dirigido pelo modo de bombeamento. A duração do pulso é controlada principalmente explorando-se os valores relativos das indutâncias e das capacitâncias das alimentações utilizadas para as lâmpadas flash, para a descarga ou ainda para a excitação RF, dependendo do modo de bombeamento escolhido. As propriedades de tais lasers dependem basicamente da duração média dos pulsos e de sua frequência ou taxa de repetição. Os impulsos típicos dos lasers citados têm duração que variam entre 100 μ s e 10 ms, exceto talvez no caso dos lasers CO₂-TEA, em que são comuns durações de 1 μ s. As taxas de repetição são condicionadas pela capacidade do

meio amplificador de retornar ao equilíbrio térmico entre dois pulsos. Portanto, trata-se de um problema de evacuação da energia recebida durante o bombeamento; e por este motivo é que as taxas de repetição geralmente variam em uma escala de 1 Hz a 100 Hz.

Modo chaveado (Q-switched)

O modo chaveado, também chamado Q-switch, é utilizado para produzir oscilações laser muito intensas e muito rápidas. Reduz-se o fator de qualidade do ressonador óptico, de uma forma qualquer, durante o bombeamento, de tal forma que o ganho, isto é, a inversão de população, possa aumentar até atingir um valor muito elevado, sem aparecimento de oscilação. Com efeito, a deterioração do coeficiente Q eleva a condição de limiar da inversão de população, até um valor muito superior àquele determinado pelo bombeamento. Quando a inversão chega ao máximo, o coeficiente de sobretenção volta subitamente ao seu valor nominal, da ordem de 10^7 a 10^8 . O ganho por trajeto em um valor bem mais alto que o limiar provoca o rápido estabelecimento da oscilação, bem como o simultâneo esgotamento da inversão pelas transições estimuladas. Este processo converte quase toda a energia armazenada nos átomos bombeados para o nível superior em fótons que agora circulam no ressonador.

Técnicas diversificadas são concebidas para a realização deste modo. As principais são o espelho e o prisma giratórios, o absorvente saturável, a célula eletroóptica e o chaveador acústico-óptico.

Modos acopladas (mode locking)

No ressonador, a largura de raia de um laser geralmente é muito superior ao intervalo espectral livre entre dois modos axiais adjacentes da cavidade. O resultado é que vários desses modos podem oscilar simultaneamente. Normalmente, as fases de tais modos são independentes entre si. Sob determinadas condições, essas fases relativas podem interagir e ser “travadas” entre si. Considerando um obturador intracavidade fechado durante a maior parte do tempo, o que vem implicar em perdas muito elevadas,

exceto para aberturas muito rápidas de duração, repetidas periodicamente com certo período. Nesse caso, um modo não pode oscilar devido às perdas, e o mesmo ocorre com um funcionamento multimodo, se as fases não forem correlatas. Há porém uma exceção a esta situação: se as fases forem mutuamente acopladas, a distribuição de energia segundo o comprimento do ressonador apresenta um extremo em um local determinado; isto corresponde a um pulso que se desloca no ressonador e se estende sobre uma largura se vários modos estiverem acoplados. Se tal pulso chegar ao obturador quando este estiver aberto e se sua duração for pequena comparativamente ao tempo de abertura, o pulso sincronizado não será “informado” da existência do obturador e, portanto, não será atenuado por este. Disto se conclui que a modulação das perdas introduz um mode-locking, isto é, um travamento dos modos, por intermédio de uma “seleção natural” em que sobrevive apenas o pulso melhor adaptado. As grandes larguras de raia habitualmente apresentadas pelos meios amplificadores sólidos provocam pulsos extremamente rápidos. Dessa forma podem ser gerados pulsos com várias centenas de milijoules em períodos de algumas dezenas de picossegundos, correspondentes a potências de pico superiores a 10 gigawatts.

Feixes Laser - A luz e suas propriedades

Coerência

Se expressa simultaneamente pela coerência temporal (dada pela cromaticidade) e pela coerência espacial (onda unifásica). Ocorre quando se tem ondas de mesmo comprimento em fase. E o que diferencia o laser de outras fontes luminosas.

Monocromaticidade

Todos os fótons são emitidos na mesma frequência, com comprimentos de onda muito próximos, e portanto com uma única cor e com alta precisão espectral.

Colimação e direcionalidade

Feixe não divergente com ondas paralelas, fótons que não são emitidos no eixo da cavidade não estimulam a produção de outros fótons. As ondas de luz tem um plano preferencial para vibração do campo elétrico.

Fator M2

Medida que classifica a qualidade do feixe laser. Os feixes reais são comparados com o feixe gaussiano que tem $M2=1$. Quanto melhor a qualidade do laser maior a gama de aplicações.

Sistema de entrega de feixes

- Braço articulado
- Endoscópio
- Fibra ótica

Fibras óticas

- Fiber bundle (maço de fibras)
- Fibra monomodo
- Fibra monomodo step- graded index
- Hollow fiber (fibra oca)

Características dos lasers para uso odontológico

- Apresentaram um alto padrão de segurança para não ocasionar danos ao paciente e ao operador
- Possuam preço acessível levando em conta o custo-benefício
- Terem ponta autoclaváveis para evitar contaminação cruzada
- Serem eficazes, permitindo a realização do tratamento em um tempo menor e com bons resultados
- Serem de fácil manuseio, permitindo o acesso a todas as regiões da cavidade
- Apresentar múltiplas funções em um mesmo aparelho

Lasers mais relevantes para o uso odontológico

Laser de CO₂ - Operando no regime contínuo e o laser de eleição para vaporização e corte em tecidos moles da cavidade oral. Grande poder de coagulação. Utilizado em tecidos duros dentais a fim de promover uma fusão da estrutura dental. Grande absorção pela água operando em 10,6 μm, 9,3 μm e 9,6 μm. Custo-benefício excelente no caso do cirurgião-dentista atuar na área cirúrgica.

Laser de Er:YAG - com comprimento de onda 2,79 μm e operando no regime pulsado, e o laser de eleição no caso de preparos cavitários em dentes por sua absorção tanto pela hidroxiapatita quanto pela água resultando no processo de ablação. Utilizado também como redutor bacteriano intracanal. Limitação quanto ao seu uso na remoção de materiais restauradores, em especial os metálicos.

Lasers de Nd:YAG - operando no regime pulsado e no IR próximo, este tipo de laser tem sido utilizado mais como descontaminante de canais radiculares, mas seu uso tem se estendido para o uso na remoção de cárie e diminuição da hipersensibilidade dentinária, já que ocasiona a fusão dos tecidos duros. Sua desvantagem decorre do fato de seu feixe ter uma maior profundidade de penetração, quando comparado ao Er:YAG, por exemplo.

Laser de Ho:YLF - operando em 2065 μm, este laser causa fusão e resolidificação do esmalte dental sendo utilizado normalmente como preventivo da cárie.

Laser de Argônio - operando tanto de modo contínuo como pulsado, nos comprimentos de onda 488,0 nm e 514,0 nm, este laser caracteriza-se por ser bem absorvido por pigmentos tais como melanina, hemoglobina podendo ser utilizado para corte e vaporização de tecidos moles com grande poder de coagulação.

Laser de Alexandrita - Trabalhando no UV, este laser tem sido utilizado em estudos para a remoção de cálculo dental de superfícies radiculares.

APÊNDICE 2

A RELAÇÃO DA DENTINA COM A RADIAÇÃO LASER

A dentina consiste de 70% de substância mineral inorgânica e 30% de substância orgânica e água. A especificidade do tecido é dada pelos túbulos dentinários que comunicam-se com a polpa, cemento e esmalte. Os odontoblastos estão ordenados em uma camada na superfície pulpar e seus citoplasmas estão localizados dentro dos túbulos dentinários. O processo de desidratação da dentina afetará não somente os tecidos duros mas também a primeira camada de odontoblastos. Este processo é pernicioso para a vitalidade de todo o tecido pulpar.

A termocondutividade da dentina é muito mais baixa ($k=5,69 \times 10^3$ W/cm °C) do que a do esmalte. A lenta difusão do calor através do tecido, aumenta as chances de sobreaquecimento e carbonização durante a exposição a potentes fontes de luz.

Seus dois maiores picos de absorção estão localizados em 1471 e 1942 nm e representam os mesmos picos de absorção do esmalte e também correspondem a picos de absorção da água. Outros picos menores de absorção da dentina localizam-se em 1184 nm, 1737 nm, 2164 nm e 2264 nm. Os picos de 1184 nm e 1737 nm podem se tornar importantes para futuras investigações de novos comprimentos de onda laser na região do infravermelho próximo. Altos níveis de absorção da dentina estão localizados em duas regiões diferentes do espectro eletromagnético: na região do ultravioleta entre 250 e 300 nm e na região do infravermelho entre 1942 e 2500 nm.

Para a região do infravermelho localizada entre 3000 nm e 10000 nm, o espectro de transmissão (T) da dentina mostra três vales específicos em 3000 nm (66% T), 5880 nm (53%T) e 9090 nm (35%T). O mais baixo nível de transmissão para o tecido dentinário está localizado em 9090 nm e corresponde a região de comprimento de onda do laser de CO₂. Portanto, é esperado que neste comprimento de onda, a dentina tenha boas

propriedades de absorção com mínimo dano térmico. No entanto, os efeitos térmicos induzidos pelo feixe do laser de CO₂ interagindo com a dentina são bastante conhecidos.

Como consequência do stress térmico, a dentina desenvolve múltiplas microfraturas. Também, as células pulpares em contato com o tecido dentinário podem ser afetadas pelo calor produzido durante o processo de interação.

O LASER DE Nd:YAG

O meio ativo do laser de Nd:YAG é um cristal hospedeiro de ítrio-alumínio-granada dopado com uma pequena quantidade do elemento neodímio (Nd). O íon dopante, no caso o neodímio, transmite o comprimento de onda característico de cada laser de estado sólido. Quando a emissão laser ocorre, ela está localizada em 1064 nm no espectro eletromagnético.

O comprimento de onda de 1064 nm se encontra na região do infravermelho, a qual não tem características ionizantes, portanto não mutagênica. Neste comprimento de onda, o feixe é invisível ao olho humano e para podermos utilizar o aparelho com segurança, ou um feixe laser auxiliar é usado como guia (normalmente um laser de He:Ne) ou utiliza-se uma luz branca, e estes elementos são partes integrantes do sistema.

Quando interagem com os tecidos biológicos, os lasers atuam através de efeitos foto-térmicos. A energia laser é absorvida pelos tecidos e é esta absorção que permite a excisão cirúrgica e coagulação dos tecidos. Outras interações possíveis entre laser e tecido são transmissão e reflexão. Frequentemente, a energia decorrente do feixe do laser de Nd:YAG diminui rapidamente quando transmitida ou refletida nos tecidos orais e evidências clínicas indicam que este comprimento de onda não causa efeitos foto-térmicos profundos, apesar de ser transmitido através dos fluidos biológicos.

Quando a energia da luz é absorvida, a temperatura do tecido aumenta. Se energia suficiente é aplicada, o componente aquoso dos tecidos vaporiza, ocasionando o fenômeno de ablação. O laser de Nd:YAG tem particular afinidade por pigmentos escuros, portanto seu feixe é melhor absorvido por substâncias tais como a melanina e hemoglobina. Esta é a razão pela qual ocorre o processo de coagulação ou hemostasia.

As variáveis de um feixe laser incluem comprimento de onda, duração de pulso e sistema de entrega. Entre os lasers de Nd:YAG temos os modos de emissão contínua e pulsada. Quando não há variação da quantidade de energia, diz-se que o laser é de emissão contínua. A potência de pico, a potência média e a potência total tem a mesma magnitude. Nos lasers pulsados, a potência pico é mais alta que a potência média. A largura de pulso, isto é, a quantidade de tempo de cada pulso, varia entre 90 e 800 μ s em diferentes lasers de Nd:YAG e são componentes importantes do aparelho. O número de pulsos por segundo é uma das mais importantes variáveis dos lasers. Com uma alta taxa de repetição, podemos alcançar um corte fino e preciso, mesmo com baixas potências.

Normalmente os lasers utilizados em Odontologia tem dois tipos de sistema de entrega: em contato por fibra ótica ou por não-contato por braço articulado ou guia de onda. A entrega por contato caracteriza-se pela colocação da ponta da fibra em contato direto com o tecido a ser removido, reduzindo a reflexão. Os lasers de Nd:YAG utilizados em Odontologia geralmente utilizam-se de fibras óticas. As fibras podem ser de diferentes dimensões e fazem parte de um sistema de entrega a quartzo, podendo variar entre 100 e 600 μ m de diâmetro. Fibras de menor diâmetro entregam maiores densidades de energia, cortam rapidamente e liberam mais calor. As fibras podem ser polidas em várias formas para controlar as densidades de potência. As fibras esculpidas, dependendo de sua configuração, são escolhidas para cortar, coagular ou vaporizar o tecido. Os benefícios derivados da tecnologia do uso de fibras de contato na entrega do feixe, abrangem a menor perda de sangue, a utilização de menores densidades de energia, menor produção de fumaça, menor dano ao tecido adjacente e menor espalhamento do feixe.