UNIVERSIDADE DE SÃO PAULO
ESCOLA DE ENGENHARIA DE SÃO CARLOS
INSTITUTO DE FÍSICA DE SÃO CARLOS
INSTITUTO DE QUÍMICA DE SÃO CARLOS
DEPARTAMENTO DE FÍSICA E CIÊNCIAS DE MATERIAIS

LASERS DE Nd:YAG NOS REGIMES DE NANO E DE PICOSSEGUNDOS EM ESMALTE E EM DENTINA – ANÁLISES MORFOLÓGICA E QUÍMICA

Rosane de Fátima Zanirato Lizarelli

Dissertação apresentada ao Instituto de Física de São Carlos, da Universidade de São Paulo, para obtenção do título de Mestre em Ciências: Ciência e Engenharia de Materiais.

Orientador: Prof. Dr. Vanderlei Salvador Bagnato

USP/IFSC/SBI
8-2-001353

São Carlos
2000

IFSC-USP SERVIÇO DE BIBLIOTECA INFORMAÇÃO

617.634 Lizarelli, Rosane de Fátima Zanirato, 1967.
L7891 Lasers de Nd:YAG nos regimes de nano e de picossegundos em esmalte e em dentina – análises morfológica e química./ Rosane de Fátima Zanirato Lizarelli – São Carlos, 2000.

175p. il. 28cm.

Dissertação (Mestrado) – Instituto de Física de São Carlos da USP, 2000.

Orientador: Prof. Dr. Vanderlei Salvador Bagnato

1. Laser 2. Nd:YAG 3. Nanossegundos 4. Picossegundos 5. Esmalte 6. Dentina 7. Morfologia 8. Análise Química

UNIVERSIDADE DE SÃO PAULO
Ciência e Engenharia de Materiais
Caixa Postal, 369 - CEP 13560-970 - São Carlos - SP - Brasil
Tel.: (0xx16) 273-9589 - Fax: (0xx16) 273 9777 E-mail: erica@if.sc.usp.br

MEMBROS DA COMISSÃO JULGADORA DA DISSERTAÇÃO DE MESTRADO DE *ROSANE DE FÁTIMA ZANIRATO LIZARELLI*, APRESENTADA AO PROGRAMA DE PÓS-GRADUAÇÃO INTERUNIDADES, ÁREA EM CIÊNCIA E ENGENHARIA DE MATERIAIS, DA UNIVERSIDADE DE SÃO PAULO, EM *31/08/2000*.

COMISSÃO JULGADORA:

Prof. Dr. ***Vanderlei Salvador Bagnato*** - IFSC/USP (Orientador)

Prof. Dr. ***Sizenando de Toledo Porto Neto*** - UNESP/Araraquara

---

Prof. Dr. ***Marcelo Oliveira Mazzetto*** - FORP/USP

UNIVERSIDADE DE SÃO PAULO
Ciência e Engenharia de Materiais

DEFESA DE MESTRADO

CANDIDATO (A): ***Rosane de Fatima Zanirato Lizarelli***

DISSERTAÇÃO: "Lasers de Nd: YAG nos Regimes de Nano e de Picossegundos em Esmalte e em Dentina - Análises Morfológica e Química"

DATA E HORÁRIO: 31/08/2000 às 15h

LOCAL: no Anfiteatro Verde, do Instituto de Física de São Carlos/USP

COMISSÃO JULGADORA:
Prof. Dr. Vanderlei Salvador Bagnato (orientador)
Prof. Dr. Sizenando de Toledo Porto Neto – UNESP/Araraquara
Prof. Dr. Marcelo Oliveira Mazzetto – FORP / USP

Foto (da esquerda para a direita): Prof. Dr. Sizenando Toledo Porto Neto; CD Rosane Lizarelli, MS; Prof. Dr. Vanderlei S. Bagnato e Prof. Dr. Marcelo de Oliveira Mazzetto.

A banca emitiu seu parecer, considerando a candidata aprovada.

Não nos transformamos em Mestres porque sabemos repetir o quê os mestres fazem, mas porque aprendemos a pensar por nós mesmos. Descubra sua própria luz, ou passará o resto da vida sendo um pálido reflexo da luz alheia.

Paulo Coelho

Dedicatória

Ao Estimado Prof. Dr. **Aymoré Santos**, Professor Associado da Disciplina de Dentística Restauradora da FORP-USP, meu eterno Mestre e Orientador, que me fez descobrir e honrar minha profissão: a Odontologia.

AGRADECIMENTOS

Um guerreiro da Luz tem respeito pela gratidão. Durante a luta foi ajudado pelos anjos; as forças celestiais colocaram cada coisa em seu lugar e permitiram que o guerreiro pudesse dar o melhor de si. Ele jamais esquece os amigos...Um guerreiro não precisa que seu benfeitor lhe lembre o quanto o ajudou, ele se lembra sozinho.

Paulo Coelho

- À Deus, que me honrou com a inteligência, vontade de estudar e coragem para lutar.
- Aos meus Amados pais, José Luiz e Marina, pelo apoio de todas as horas e pelo amor infinito.
- À minha Adorada irmã e colega de trabalho Renata, por tornar sempre minha vida mais alegre; e ao meu Querido irmãozinho, Rogério, por seu amor incondicional.
- Ao Meu Amor e parceiro Prof. Paulo César Gomes Silva, C. D., M. S., por ser exemplo de caráter e determinação, e por ser minha fonte de inspiração eterna.
- Ao Estimado Prof. Dr. Carlos de Paula Eduardo, Prof. Titular do Departamento de Dentística da FO-USP, por ter primeiramente me permitido estudar o Laser como uma nova modalidade dentro da Odontologia.
- Ao meu Querido Amigo Prof. Dr. Walter Gomes Miranda Jr., Docente do Departamento de Materiais Dentários da FO-USP, e ao estimado colega Prof. Dr. Marcelo de Oliveira Mazzetto, Docente do Departamento de Odontologia Restauradora da FORP-USP, por colaborarem informalmente e prontamente com meus trabalhos.
- Ao Prof. Dr. Sizenando Toledo Porto Neto, Docente do Departamento de Dentística Restauradora da FOA-Unesp, e à Profa. Dra. Silmara Milori Corona, Docente do Departamento de Odontologia Restauradora da FORP-USP, pela pronta disposição em auxiliar e pelo interesse em implementar as pesquisas utilizando o Laser na Dentística.
- À querida colega e companheira de trabalho Cristina Kurachi, C. D. e M. S., pelo companheirismo e cumplicidade a cada novo caso, a cada nova pesquisa.
- À Querida amiga física Regiane Ragi, pelo apoio em todos os momentos difíceis.

- À toda a minha família do Grupo de Óptica, por ter me acolhido e proporcionado um mundo novo de descobertas, em especial ao Prof. Dr. Sérgio Carlos Zílio, ao querido Lino ("Lainus"), ao "Master" Joatan, ao amigo Daniel e à "Kilvinha", ao Cléber, ao Léo e ao Newton; ao Prof. Dr. Marcassa e ao André; aos colegas Junior, Yuri e Lucas; às Plenérrimas Mônica, Cida, Cláudia, Aparecida e Lilian; e aos colegas CDs Walter Bagnato, Cris Castilho, Juçaíra, Liz, Cris Magnani e Igor, que sempre estiveram por perto me auxiliando.
- Aos funcionários do IFSC-USP pelo carinho e respeito, em especial à Glaucia e à Isabel do Grupo de Óptica; à Neusa da Biblioteca; à Denise do xerox; e também à querida Rô da cantina.
- Aos meus vizinhos de "kit", Lucinéia e Mauro (Quím.-UFSCar), pela amizade e apoio.
- Às queridas amigas e companheiras de equipe do NILO: Profa. Janete (FORP-USP), Profa. Palucci (FO-UNAERP), Marcela Tambellini (Batatais), Profa. Girlene (FO-UNAERP), Jú (FO-Univ.Fortaleza), Juliana (FORP-USP), Tatiana e Cris (FO-UNAERP), Profa. Karen (3i Implants Innovations), Profa. Gardênia (FO-Univ. Est. Feira de Santana), Dra. Laura (OFC) e Patrícia; mulheres fortes e guerreiras como sempre procurei ser.
- Aos estimados colegas estudiosos da área da Laserterapia: Edgar (FO-USP), José Eduardo (UCSF-USA), Sheila (FO-USP), Eduardo Groth (FO-USP), Lana (FO-UNIP), José Luis (FO-USP), Luciana (UCCB) que continuem acreditando no trabalho árduo.
- À todos os meus queridos pacientes, pela confiança e respeito, e acima de tudo por entenderem minhas ausências e limitações.
- E às minhas Grandes e Verdadeiras Amigas Lú (Dra. Luciane F. C. Rocha), "Darling" (Dra. Rosana Takako Ide) e Marcela Cheffer Bianchinni, pelo apoio sempre que solicitado e pelo amor verdadeiro.

A maioria dos professores perde tempo fazendo perguntas que visam a descobrir o quê o aluno não sabe, quando a verdadeira arte consiste em descobrir o quê o aluno sabe ou é capaz de saber.

Albert Einstein

AGRADECIMENTOS ESPECIAIS

Ao meu Querido Orientador e Amigo, Prof. Dr. **Vanderlei Salvador Bagnato**, Prof. Titular do Departamento de Física e Ciência dos Materiais do IFSC-USP, pelo respeito, por acreditar nos meus sonhos e na minha capacidade, e pela oportunidade em começar a aprender a ser uma verdadeira pesquisadora em Ciências.

SUMÁRIO

página

LISTA DE FIGURAS ix

LISTA DE TABELAS xv

LISTA DE ABREVIATURAS E SÍMBOLOS xvi

RESUMO xviii

ABSTRACT xx

1. INTRODUÇÃO 23

1.1 INTRODUÇÃO TEMÁTICA E RESUMO HISTÓRICO 23

1.2 PROPOSTA DESTE TRABALHO 26

2. OS LASERS DE NANO E DE PICOSSEGUNDOS E SUAS CARACTERÍSTICAS 29

2.1 INTRODUÇÃO À FÍSICA DOS LASERS 31

2.2 MODE-LOCKING OU ACOPLAMENTO DE MODOS 35

2.3 Q-SWITCHED OU CHAVE Q 39

3. ANÁLISE MORFOLÓGICA SOB MICROSCOPIA ELETRÔNICA DE VARREDURA 44

3.1 ASPECTOS MORFOLÓGICOS E TAXA DE ABLAÇÃO PARA LASER DE PICOSSEGUNDOS EM TECIDOS DENTAIS DUROS 44

3.2 COMPARAÇÃO DA ABLAÇÃO PARA PULSOS DE LASER NOS REGIMES DE PICO E NANOSSEGUNDOS 61

3.3 COMPARAÇÃO ENTRE MICROCAVIDADES COM LASER DE PICOSSEGUNDOS EM REGIME DE POTÊNCIAS MAIS ALTAS 76

4. ANÁLISE QUÍMICA POR ENERGIA DISPERSIVA DE RAIOS-X 86

4.1 COMPARANDO VARIAÇÕES QUÍMICAS EM DENTES EXPOSTOS A PULSOS DE LASERS NOS REGIMES DE NANO E DE PICOSSEGUNDOS 87

4.2 COMPARANDO MICROCAVIDADES NO REGIME DE PICOSSEGUNDOS SOB DIFERENTES ENERGIAS 89

4.3 CONCLUSÕES 91

5. OUTRAS APLICAÇÕES INVESTIGADAS 92

5.1 APICECTOMIAS 93

5.2 MICROPREPAROS CAVITÁRIOS 105

6. CONSIDERAÇÕES FINAIS 126

6.1 CONCLUSÕES FINAIS 126

6.2 SUGESTÕES PARA TRABALHOS FUTUROS 128

7. ANEXOS 130

ANEXO A: ANATOMIA DO ÓRGÃO DENTAL, HISTOLOGIA E BIOQUÍMICA DE ESMALTE E DENTINA 130

ANEXO B: EVOLUÇÃO DOS PREPAROS CAVITÁRIOS 135

ANEXO C: PREPARO CAVITÁRIO CLASSE V 139

8. REFERÊNCIAS BIBLIOGRÁFICAS 142

9. APÊNDICES (Trabalhos paralelos realizados durante o período do curso de Mestrado) 150

9.1 ESTUDOS LABORATORIAIS 150

APÊNDICE A: Análise termo-diferencial de esmalte e dentina humanos.

APÊNDICE B: Análise estrutural de esmalte e dentina irradiados com Nd:YAG laser com e sem ataque com ácido fosfórico a 35%.

APÊNDICE C: Caracterização da resposta de esmalte e dentina à ablação com laser de picossegundo de Nd:YAG.

APÊNDICE D: Estudo comparativo da ablação de lasers em nano e em picossegundos em esmalte: aspectos morfológicos.

APÊNDICE E: Estudo comparativo *in vitro* da microinfiltração em preparos cavitários Classe V com e sem laser de Er:YAG.

APÊNDICE F: Diagnóstico comparativo na detecção de cáries envolvendo métodos convencionais, laser e radiografia.

APÊNDICE G: Avaliação comparativa da superfície radicular após instrumentação manual com e sem laser de Er:YAG como terapia coadjuvante.

APÊNDICE H: Avaliação da microdureza superficial de resina composta curada por LED 468 nm.

APÊNDICE I: Estudo morfológico e químico de superfícies de esmalte e de dentina sob irradiação com laser de Er:YAG, variando a largura de pulso e a potência média.

APÊNDICE J: Estudo comparativo de superfícies de esmalte e de dentina irradiadas pelos lasers de Nd:YAG e Er:YAG: avaliação morfológica e química.

APÊNDICE K: Estudo comparativo sob micro e nanoinfiltração através de restaurações Classe V em resina composta condensavel, utilizando laser de Er:YAG com e sem ataque com ácido fosfórico 35%.

APÊNDICE L: Estudo do re-umidecimento de esmalte e dentina irradiados com laser de Er:YAG sob a técnica da microinfiltração.

APÊNDICE M: Análise morfológica e química comparativa entre preparos cavitários confeccionados com laser de Er:YAG e broca carbide.

9.2 ESTUDOS CLÍNICOS 165

APÊNDICE N: Laser de baixa intensidade 660 nm para o tratamento da hipersensibilidade dentinária – estudo comparativo utilizando diferentes dosimetrias.

APÊNDICE O: Bioestimulação óssea utilizando laser de baixa densidade de potência diodo semicondutor 830 nm em caso de micro mini implante.

APÊNDICE P: Vaporização de tecido cariado utilizando o laser de alta densidade de energia de Nd:YAG 1064 nm.

APÊNDICE Q: Tratamento de cárie inicial com laser de alta densidade de energia de Er:YAG.

APÊNDICE R: Irradiação laser de baixa densidade de potência para tratamento de Herpes Simples Labial.

APÊNDICE S: Laserterapia de baixa intensidade para hipersensibilidade dentinária.

APÊNDICE T: Tratamento de úlceras indolentes em pernas com laser de baixa intensidade 660 nm.

APÊNDICE U: Preparo cavitário Classe I utilizando o laser de alta intensidade de Er:YAG.

APÊNDICE V: Laser de Er:YAG para preparos conservadores estéticos – apresentação de um caso clínico.

APÊNDICE W: Vaporização de tecido cariado da superfície radicular – uso do laser pulsado de Nd:YAG.

APÊNDICE X: Frenectomia lingual associando sistemas lasers.

APÊNDICE Y: Estudo comparativo da redução da sensibilidade dentinária cervical, utilizando-se laser de baixa densidade de potência e verniz fluoretado.

LISTA DE FIGURAS

Figura 1 – Esquema básico dos componentes de um sistema laser. 32

Figura 2 – Desenho esquemático do Antares 76-s (Nd:YAG em picossegundos) (Antares Service Manual, Coherent, USA). 37

Figura 3 – Laser de picossegundos de Nd:YAG (Antares 76-s, Coherent, USA) externamente (a) e internamente (b) – cavidade ressonante em "U". 38

Figura 4 – Gráfico da potência pelo tempo (ANTARES – 1996). 38

Figura 5 – Curvas para um laser de rubi pulsado Q-Swiched (Young – 1998). Sempre que ultrapassar-se o limiar, há emissão de um pulso. 40

Figura 6 – Nd:YAG sob regime de nanossegundos (Surelite, Continuum, USA). 41

Figura 7 – Ablação com lasers de pulsos ultra-curtos X pulsos longos (MARION; KIM – 1999). 43

Figura 8 – Remoção da porção radicular com disco de carborundum. 47

Figura 9 – Coroa dividida longitudinalmente em duas metades. 48

Figura 10 – Metades coronárias posicionadas internamente ao anel de PVC. 48

Figura 11 – Preparo e polimento das amostras com as lixas d'água. 48

Figura 12 – Eixo de Translação x-y-z (Modelo A LH, Starret). 49

Figura 13 – Desenho esquemático apresentando o aspecto e a média das microcavidades em esmalte e em dentina. 51

Figura 14 - Microcavidades em esmalte: a com aumento de 20X e b com aumento de 100X. 52

Figura 15 – Desenho esquemático apontando como foram classificadas as zonas morfológicas relacionadas às microcavidades. 53

Figura 16 - Morfologia superficial do esmalte, sob SEM, exposto ao laser de Nd:YAG (6750 pulsos, 1,3 mJ de energia por pulso) – sob aumento de 500X. 53

Figura 17 - Morfologia superficial do esmalte, sob SEM, exposto ao laser de Nd:YAG (6750 pulsos, 2,2 mJ de energia por pulso) – sob aumento de 500X. 54

Figura 18 - Morfologia superficial do esmalte, sob SEM, exposto ao laser de Nd:YAG (6750 pulsos, 4,4 mJ de energia por pulso) – sob aumento de 500X. 55

Figura 19 - Morfologia superficial da dentina, sob SEM, mostrando trincas típicas – sob aumento de 100X. 56

Figura 20 - Curva de ablação de esmalte (■) e dentina (•) para laser pulsado em 70 ps com o spot size de 50 mm. 57

Figura 21 - Microcavidade em esmalte com laser de 100 ps e potência média de 200 mW (a – 200X; b – 500X; e c – 3000X). 65

Figura 22 – Microcavidade em esmalte com laser de 100 ps e potência média de 200 mW (aumento de 5000X). 66

Figura 23 - Microcavidades com laser de picossegundos (100 ps) variando a potência média em 200 mW (a); 150 mW (b); e 100 mW (c) sob aumento de 200X. 67

Figura 24 - Microcavidade em esmalte com laser de 6 ns e potência média de 200 mW (a – 200X; b – 500X; e c – 3000X). 69

Figura 25 - Microcavidades com laser de nanossegundos (6 ns) variando a potência média em 200 mW (a); 150 mW (b); e 100 mW (c) sob aumento de 200X. 70

IFSC-USP SERVIÇO DE BIBLIOTECA INFORMAÇÃO

Figura 26 – Corpo-de-prova posicionado no eixo e sobre a bancada, pronto para a irradiação com o laser de picossegundos. 77

Figura 27 - Microcavidades em esmalte com 1300 mW de potência média e tempos de exposição diferentes e decrescentes (a - 30, b - 15 e c - 5 segundos) (500X). 80

Figura 28 – Microcavidade em esmalte com 1300 mW de potência média e 5 segundos de tempo de exposição em três diferentes aumentos (a – 500X, b – 1000X e c – 3000X). 80

Figura 29 – Microcavidades em dentina com 600 mW de potência média e tempos de exposição diferentes e decrescentes (a - 30, b - 15 e c - 5 segundos) (500X). 82

Figura 30 – Microcavidade em dentina com 600mW de potência média e 5 segundos de tempo de exposição em três diferentes aumentos (a – 500X, b – 1000X e c – 3000X). 82

Figura 31 – Microcavidades em dentina com 700 mW de potência média e tempos de exposição diferentes e decrescentes (a - 30, b - 15 e c - 5 segundos) (500X). 83

Figura 32 - Microcavidades em dentina com 800 mW de potência média e tempos de exposição diferentes e decrescentes (a - 30, b - 15 e c - 5 segundos) (500X). 83

Figura 33 – Fotomicrografia da primeira amostra dental (primeiro molar superior) sob aumento de 10X, cujos diferentes tratamentos estão descritos para cada porção radicular. 96

Figura 34 – Fotomicrografias da raiz palatina apicectomizada: a – aumento de 500X e b – aumento de 2000X. 97

Figura 35 – Fotomicrografias da raiz vestíbulo-distal apicectomizada: a – aumento de 500X e b – aumento de 2000X. 98

Figura 36 – Fotomicrografias da raiz vestíbulo-mesial apicectomizada: a – aumento de 500X e b – aumento de 2000X. 98

Figura 37 - Fotomicrografia da segunda amostra dental (primeiro molar superior) sob aumento de 10X, cujos diferentes tratamentos estão descritos para cada porção radicular. 102

Figura 38 – Fotomicrografias no aumento de 2000X de cada raiz apicectomizada (a – vestíbulo-mesial; b - palatina; e c – vestíbulo-distal). 102

Figura 39 – Relação de grandezas entre o paquímetro em centímetros e a haste do eixo x-y-z em polegadas. 105

Figura 40 – Fotomicrografias do preparo cavitário, a nível de dentina, sob potência média de 600 mW e três diferentes aumentos (a – 100X; b – 1000X; c – 5000X). 108

Figura 41 – Fotomicrografias do micropreparo cavitário, a nível de dentina, sob potência média de 650 mW e três diferentes aumentos (a – 100X; b – 1000X; c – 5000X). 109

Figura 42 – Fotomicrografias do micropreparo cavitário, a nível de dentina, sob potência média de 650 mW e três diferentes aumentos (a – 100X; b – 1000X; borda c – 5000X; interior d – 5000X). 110

Figura 43 – Superfícies de dentina irradiada com laser de picossegundos sob aumento de 5000X (a) e de esmalte atacada com ácido fosfórico a 35% sob aumento de 2000X (b) que foi adaptada de Marzouk et al. – 1987. 110

Figura 44 – Fotomicrografias do micropreparo cavitário, a nível de dentina, sob potência média de 800 mW e três diferentes aumentos (a – 100X; b – 1000X; c – 5000X). 111

Figura 45 – Fotomicrografias do micropreparo cavitário, a nível de esmalte, sob potência média de 1300 mW e três diferentes aumentos (a – 100X; b – 1000X; c – 5000X). 113

Figura 46 – O elemento dental (uma das metades irradiadas) sob aumento de 15X mostrando micropreparos cavitários a nível de dentina (duas colunas à esquerda) e a nível de esmalte (coluna à direita). 115

Figura 47 – Micropreparo cavitário em esmalte com potência média de 600mW e aumentos de 100X (a) e 1000X (b). 116

Figura 48 - Micropreparo cavitário em esmalte com potência média de 800mW e aumentos de 100X (a) e 1000X (b). 116

Figura 49 - Micropreparo cavitário em esmalte com potência média de 1300mW e aumentos de 100X (a) e 1000X (b). 117

Figura 50 - Micropreparo cavitário em dentina com potência média de 600mW e aumentos de 100X (a) e 3000X (b). 117

Figura 51 - Micropreparo cavitário em dentina com potência média de 700mW e aumentos de 100X (a) e 3000X (b). 118

Figura 52 - Micropreparo cavitário em dentina com potência média de 800mW e aumentos de 100X (a) e 3000X (b). 118

Figura 53 – Estrutura de um órgão dental (E: esmalte; D: dentina; P: polpa; C: cemento; L: ligamento periodontal; G: gengiva; OA: osso alveolar) (Della Serra; Ferreira - 1981). 131

Figura 54 – Desenho esquemático de um elemento dental primeiro molar superior direito: CO – porção coronária; R – porção radicular; A e v – face vestibular; B e m –

face mesial; C e o – face lingual; X – face oclusal; VM – raiz vestíbulo-mesial; VD – raiz vestíbulo-distal; P – raiz palatina (modificado de Sicher; Tandler – 1981). 132

Figura 55 – Prismas do esmalte: 2a Corte transversal: "cabeças" e substância interprismática. 2b Corte longitudinal: "caudas" e substância interprismática (Bhaskar – 1978). 133

Figura 56 – Fotomicrografia da dentina com 5000X de aumento e após ataque com ácido fosfórico 35%. 134

Figura 57 – Preparo cavitário com extensão para a prevenção. 138

Figura 58 – Preparo cavitário conservador: remoção sem extensão preventiva com posterior selamento para prevenção com material restaurador compósito. 138

Figura 59 – Ablação e/ou modificação do tecido cariado: redução bacteriana local. 139

Figura 60 – Desenho esquemático de um preparo cavitário Classe V em dente anterior (Sturdevant et al. – 1987). 141

LISTA DE TABELAS

Tabela I – Diferentes parâmetros de energia total utilizados para a confecção das microcavidades em esmalte e em dentina com laser de Nd:YAG sob regime de picossegundos. 78

Tabela II – Diâmetros (μm) dos furos em esmalte e em dentina com laser de Nd:YAG sob regime de picossegundos. 84

Tabela III – Valores da porcentagem relativa do número de átomos de cálcio e de fósforo em uma área de 2025 μm^2. 88

Tabela IV – Resultados em porcentagem atômica relativa de átomos de cálcio em relação ao átomos de fósforo. 90

Tabela V – Valores da porcentagem relativa do número de átomos de cálcio e de fósforo em uma área de 202500 μm^2 (sob aumento de 200X). 99

Tabela VI – Valores da porcentagem relativa do número de átomos de cálcio e de fósforo em uma área de 202500 μm^2 (aumento de 200X). 103

Tabela VII – Proporção Ca/P (em porcentagem de número relativo de átomos) sob mesma intensidade do laser de picossegundo e variando o substrato (elemento dental). 121

Tabela VIII – Proporção Ca/P (em porcentagem de número relativo de átomos) variando intensidade do laser de picossegundo e variando o substrato (elemento dental). 122

Tabela IX – Proporção Ca/P (em porcentagem de número relativo de átomos) variando a intensidade do laser de picossegundo e variando o substrato (elemento dental). 123

LISTA DE ABREVIATURAS E SÍMBOLOS

nm – nanômetros

Nd:YAG – neodímio-ítrio-alumínio-granada

ps – picossegundos

ns – nanossegundos

mW – milliwatts

mm – milímetros

μm – micrômetros

Al_2O_3 – óxido de alumínio (alumina)

CO_2 – dióxido de carbono

J - joules

cm^2 – centímetros quadrados

W - watts

Hz – hertz (pulsos por segundo)

SEM – scanning electron microscopy

MEV – microscopia eletrônica de varredura

FDA – Food and Drug Administration

EDX – energia dispersiva de raios-X

Nd:YLF – neodímio – ítrio – lítio - flúor

AR – ablation rate (taxa de ablação)

CW – continuous wave

Z1 – zona do material removido

Z2 – zona intermediária

Z3 – zona ao redor da perfuração

^{0}C – graus centígrados

μ - microns

% - porcentagem

s – segundos

mJ – milijoule

Er:YAG – érbio – ítrio – alumínio – granada

GaAlAs – gálio – alumínio - arsênio

→ - para

p. ex. – por exemplo

λ - comprimento de onda

L – distância entre os dois espelhos da cavidade ressonante

c – velocidade da luz no vácuo

ν - freqüência

Δω - largura de banda

N – número inteiro

Tp – largura do pulso

RESUMO

Vários experimentos têm demonstrado que pulsos ultra curtos no domínio de subpicossegundos promovem uma combinação de efeitos termomecânicos que superam algumas das objeções ao uso de um laser como instrumento removedor. Usando os parâmetros apropriados de operação, lasers com pulsos ultra curtos podem se comportar melhor do que instrumentos convencionais, incluindo alguns dos lasers pulsados comercialmente já disponíveis na Odontologia. A exploração e otimização nos parâmetros dos lasers disponíveis podem promover a remoção de certas objeções ao amplo uso dos lasers. O uso de lasers de pulsos ultra-curtos para ablação de dentes previne o superaquecimento e é uma alternativa para a remoção mecânica de material; além de minimizar o volume desse material removido.

Através de estudos morfológicos e químicos, são apresentadas as características de interação laser pulsado – tecido duro dental, com relação a sua largura de pulso – nano ou picossegundos. O objetivo principal é dar início a um novo sistema

para ablação de esmalte e dentina humanos: o laser de Nd:YAG no regime de picossegundos.

A eficiência da ablação com laser através de um regime de picossegundos minimiza a destruição do material adjacente devido à formação de plasma e ataque. Isso previne a geração excessiva de ondas de choque e promove uma considerável diminuição nos efeitos mecânicos. A diminuição das ondas de choque provavelmente também poderá reduzir a vibração e consequentemente a sensação de dor, se aplicado clinicamente.

Apesar da baixa taxa de ablação, os resultados mostram a real possibilidade para usar um sistema laser comercial relativamente simples para pulsos em picossegundos que poderia promover a Dentística Operatória Puntual e Seletiva, em outras palavras, seria possível tratar apenas o tecido alterado com seletividade e sem remover tecido sadio ou mesmo promover danos aos tecidos ao redor. Na maioria dos experimentos aqui apresentados, o laser de pulso ultra-curtos apresentou aumento na proporção Ca/P, melhorando a resistência química da superfície irradiada. Além disso, os cortes precisos resultam em superfícies mais lisas, que é importante para prevenir a colonização do biofilme. Outros estudos *in vitro* são necessários, mudando os parâmetros de energia e simulando situações clínicas para propor o uso efetivo desse sistema *in vivo*, mas, de fato, o sistema laser em picossegundos pode melhorar a qualidade da Dentística Operatória num futuro breve.

ABSTRACT

In several already demonstrated experiments, ultrashort laser pulses on the subpicosecond range have been shown to produce a strong thermo-mechanical effect, in several different situations. Even been out side dentistry, the general aspects of subpicosecond pulses interaction with matter are of broad applications on can be used as general references. This strong thermo-mechanical effect has create objections toward the use of such lasers as a material removal tool. On the other hand, using the appropriated parameters of operation, ultrashort laser pulses of subnanosecond duration could present better performance than conventional lasers operating at nanosecond regime in several aspects.

Through chemical and morphological studies, they are presented the main features from interation between pulsed laser and dental hard tissue, considering pulse width – nano or picosecond pulse. The main objective is starting to use a new system to ablate human enamel and dentin: Nd:YAG picosecond laser system.

Efficient laser ablation in the picosecond regime minimizes destruction of adjacent material due to a plasma formation and etching. This avoids an excessive generation of shock waves and promotes a considerable decrease in mechanical effects. The decreasing of shock waves also reduces vibration and consequently the sensation of pain, if clinically used.

Despite the small ablation rate, our results shows the real possibility to use a relative simple commercial laser system for picosecond pulses to be use effectively in Dentistry. The real clinical use of a picosecond laser system could promote the Punctual and Selective Operative Dentistry, in other words, we could treat just the decayed tissue with selectivity without remove sound tissue or even promote damage to tissues around. Besides, the precise cuts maybe give us a smoother surface, which is important to prevent biofilm colonization. We need to evaluate more *in vitro* studies, changing parameters and simulating clinical situations to propose the effective use of this system *in vivo*, but in fact, we believe that the picosecond laser system can improve the quality of Operative Dentistry in a brief future.

Nunca veja o seu estudo como um dever, mas como a invejável oportunidade de aprender a conhecer a influência libertadora do espírito para seu próprio prazer e para o aproveitamento da comunidade à qual seu último trabalho pertence.

Albert Einstein

1. INTRODUÇÃO

1.1 INTRODUÇÃO TEMÁTICA E RESUMO HISTÓRICO

A utilização de diferentes lasers nas estruturas duras dos dentes tem sido investigada há várias décadas. As primeiras descrições da aplicação do laser em Odontologia foram publicadas em 1964 por Stern e Sognnaes, os quais reportaram que o esmalte dental poderia ser vaporizado pelo laser de Rubi (Al_2O_3). No entanto, consideráveis danos foram observados no tecido dental: formação de cavidades, onde o esmalte apresentava-se fundido e vitrificado e a dentina com sinais de carbonização. Outros estudos foram então realizados com os lasers Nd:YAG e CO_2, porém danos semelhantes foram encontrados, mesmo que em diferentes níveis, dependendo dos parâmetros utilizados em cada tipo de laser.

Vários sistemas lasers tem estado sob intensa investigação para a remoção e preparo dos tecidos duros dentais. O uso dessa energia luminosa como substituta dos instrumentos mecânicos em muitas aplicações em tecidos duros é ainda fortemente debatido. Uma das objeções mais fortes se constitui na lenta taxa de remoção de material, e em vários casos, no inaceitável dano colateral usualmente causado pelo

superaquecimento. Apesar disto, a grande seletividade e possibilidade em preservar o tecido sadio durante seu uso, torna o laser um instrumento altamente pesquisado hoje.

As características do feixe laser que são de grande interesse e importância, do ponto-de-vista biomédico, são: a habilidade em se direcionar e focar uma intensa densidade de energia, e a possibilidade de se ter alguma seletividade (Goldman et al. – 1963). A alta densidade de energia advém das características eletromagnéticas intrínsecas dos lasers associadas à instrumentação óptica, enquanto que a seletividade é facilitada pelo estudo da interação laser-tecido alvo. O desafio colocado é desenvolver condições de interação com o tecido alvo aproveitando todas essas qualidades do sistema laser com o menor grau de dano colateral ao sistema biológico.

Goldman et al. (1964) utilizaram um laser de rubí pulsado sobre tecido cariado, e puderam observar que o aquecimento do elemento dental era localizado, restrito à uma área de 2 mm^2 ao redor do ponto de interação. Observaram que o aumento da frequência aumentava a taxa de ablação, e mesmo com o laser desfocado havia ablação, devendo-se ao fato desse laser transmitir altas quantidades de calor.

Alguns anos mais tarde, Stern et al. (1972) fizeram um estudo em esmalte aplicando o laser contínuo de CO_2, que se mostrou mais eficiente, em termos de quantidade de material removido, comparado com o laser de rubí. Contudo, também promovia um aquecimento do tecido e consequentemente destruia a estrutura prismática original.

O conhecimento dos mecanismos de interação laser-tecido alvo constitui-se na base para a ótima aplicação dos lasers de alta intensidade nos tecidos duros dentais. Para tanto, segundo Love (1995), Gonzales et al. (1996) e Featherstone; Nelson (1987)

não se trata de uma prática tão simples, principalmente devido aos efeitos térmicos colaterais que todos esses lasers podem acarretar aos tecidos pulpar e periodontal.

Um grande avanço então, ocorreu em 1988 com Hibst et al.. Surgiu um sistema laser que foi e continua sendo recomendado como um novo instrumento para remoção de esmalte e dentina. O laser de Er:YAG trata-se de um dos sistemas mais indicados para a Dentística Restauradora. Seu comprimento de onda de 2940 nm coincide com o pico máximo de absorção da água, permitindo que, após a absorção da energia do laser por ela, ocorra vaporização e expansão da mesma com o aumento da pressão interna do meio. Este aumento gera microexplosões resultando em ejeção do substrato em forma de partículas microscópicas, removendo tecido cariado e deixando os canalículos dentinários abertos. Neste processo, conhecido como efeito fotomecânico, a maior parte da energia incidente é consumida, sendo que, apenas uma pequena fração resulta em aquecimento do tecido remanescente, contrastando com o mecanismo fototérmico presente em outros sistemas, tais como, Nd:YAG e CO_2.

Mais recentemente, vários experimentos têm demonstrado que pulsos ultra-curtos no domínio de subpicossegundos promovem uma combinação de efeitos termomecânicos que superam algumas das objeções ao uso de um laser como instrumento removedor. Usando os parâmetros apropriados de operação, lasers com pulsos ultra-curtos podem se comportar melhor do que instrumentos convencionais, incluindo alguns dos lasers pulsados comercialmente já disponíveis na Odontologia. A exploração e otimização nos parâmetros dos lasers disponíveis podem promover a remoção de certas objeções ao amplo uso dos lasers. O uso de lasers de pulsos ultra-curtos para ablação de dentes previne o superaquecimento e é uma alternativa para a

remoção mecânica de material; além de minimizar o volume desse material removido, resultando em um processo ablativo altamente seletivo.

De acordo com Wigdor et al. (1995) é essencial saber se um laser pode promover um tratamento semelhante ou melhor do que o convencional. Até o presente momento, os lasers clinicamente em uso apresentam largura de pulso da ordem de microssegundos (10^{-6} segundos), tornando viável a seletividade macroscópica (a olho nú), porém não há precisão de corte e a possibilidade de preparos cavitários com margens bem definidas não existe.

A eficiência da atuação com lasers cuja largura de pulso tende à ordem de pico (10^{-12} segundos) ou femtossegundos (10^{-15} segundos), ou seja, os denominados lasers de pulsos ultra-curtos, minimiza a destruição desnecessária do material adjacente ao tecido alvo. Isto advém principalmente do mecanismo de formação de plasma que auxilia na remoção desse tecido. Além disso, os pulsos ultra-curtos eliminam os efeitos térmicos por não permitirem a difusão de energia durante sua aplicação.

Tudo isto mostra a necessidade de mais estudos dentro desta área.

A Laserterapia brinda a Odontologia com várias possibilidades terapêuticas, modificando as técnicas operatórias simples, tornando-as refinadas, mais conservadoras e muito mais eficientes.

1.2 – PROPOSTA DESTE TRABALHO

Em vista do atual estágio de desenvolvimento dos lasers de pulsos ultra-curtos, e da procura para superar algumas limitações dos atuais sistemas lasers usados

em Odontologia, é proposto neste trabalho investigar um novo universo de parâmetros que permita entender melhor a interação dos pulsos ultra-curtos com os tecidos dentais duros.

Esta Dissertação é composta das seguintes partes:

- No capítulo 2 são descritos, de forma breve, os aspectos técnicos envolvidos com as fontes lasers utilizadas neste trabalho;

- No capítulo 3, são abordados os aspectos morfológicos do esmalte e da dentina sob microscopia eletrônica de varredura (MEV). Após a irradiação com os lasers de Nd:YAG de nano (10^{-9} segundos) e de picossegundos são realizados estudos com relação à taxa de ablação, morfologia comparativa e sobre a influência da variação da energia total;

- No quarto capítulo, é abordada a análise química por energia dispersiva de raios-X (EDX). As mesmas amostras analisadas morfologicamente são estudadas aqui, demonstrando a proporção relativa de átomos de cálcio e de fósforo, os dois elementos químicos de maior relevância para as estruturas duras do órgão dental;

- Já no capítulo 5, são apresentados experimentos onde situações clínicas foram simuladas pela primeira vez. Dos quatro experimentos, os dois primeiros se constituem em apicectomias em dentes molares superiores, e os outros dois, em micropreparos cavitários tipo Classe V, tanto a nível de esmalte quanto a nível de dentina. Para complementar essas simulações, também todas as amostras foram analisadas quimicamente pelo EDX.

Esta Dissertação se constitui num dos frutos dos esforços empreendidos para a implementação da cultura Laser dentro da Odontologia, embasada nos princípios

físicos científicos do IFSC/USP. Dessa forma, como os prováveis leitores desse trabalho não compartilham da mesma formação acadêmica, foram incluídas informações básicas odontológicas que são imprescindíveis para o entendimento da essência dos experimentos. Os Anexos A, B e C estão assim compostos:

- Anexo A: trata basicamente da descrição da anatomia, histologia e composição química do órgão dental, com destaque para os tecidos esmalte e dentina;
- Anexo B: relata um breve histórico sobre a evolução dos tratamentos para a cárie dental, ou melhor, a evolução dos preparos cavitários, desde a Antiguidade até os dias de hoje. Define também a Dentística Restauradora como uma das Especialidades da Odontologia;
- Anexo C: descreve o preparo cavitário tipo Classe V, com destaque para a nomenclatura de seus ângulos e paredes.

Para concluir esta Dissertação, como Apêndices, são listados os trabalhos laboratoriais e clínicos realizados também durante o período do Curso de Mestrado. Não necessariamente todos os trabalhos têm relação direta com os experimentos apresentados nos capítulos anteriormente descritos; contudo, constituem estudos aplicativos de diferentes lasers dentro da Especialidade de Dentística Restauradora e áreas afins.

Através de estudos morfológicos e químicos, serão apresentadas as características de interação laser pulsado – tecido duro dental, com relação a sua largura de pulso – nano ou picossegundos. O objetivo principal é dar início a um novo sistema para ablação de esmalte e dentina humanos: o laser de Nd:YAG no regime de picossegundos.

2. OS LASERS DE NANO E DE PICOSSEGUNDOS E SUAS CARACTERÍSTICAS

Apesar dos primeiros lasers empregados em saúde terem sido os de regime contínuo (CW), atualmente os lasers empregados na área da saúde constituem, na sua grande maioria, em lasers pulsados. Esta escolha advém das características adequadas encontradas nesses lasers pulsados. Todos os lasers de alta intensidade entregam uma grande quantidade de energia, ou seja, se for permitido que ele interaja um tempo longo com o tecido alvo, ele acabará por conferir um grande efeito térmico a esse tecido. Dessa forma, um laser contínuo que tem um tempo muito longo de interação com o tecido, a menos que seja desligado, resultará em maior energia entregue ao sistema com maior efeito térmico.

Esse fato, para um elemento dental, torna muito difícil a aplicação de um laser contínuo para preparos cavitários, devido ao excessivo calor e das dificuldades em dissipar o mesmo por parte do órgão dental. Um laser contínuo, muito provavelmente resultará em grandes trincas ao longo do elemento dental e poderá levar à necrose pulpar.

Muito mais interessante para as aplicações biomédicas são os lasers pulsados. Nesses lasers, a emissão somente ocorre após haver um acúmulo de energia luminosa suficiente dentro da cavidade, e então, em um pulso é liberado o feixe contendo uma

potência de pico altíssima. Esses lasers pulsados, além de entregarem uma energia muito maior, o tempo que interagem com o tecido alvo é muitíssimo menor, permitindo que na maior parte do tempo o tecido dissipe o calor, resfriando-se. Dessa forma, não há acúmulo de calor nem aumento da temperatura. Esses lasers conferem uma ação mais eficiente e menos danosa.

O tempo que o laser fica interagindo com o tecido é denominado de largura do pulso. Atualmente os lasers de uso odontológico apresentam largura de pulso da ordem de microssegundos. Clinicamente, apresentam a grande vantagem em relação à agressão mecânica para preparos cavitários. Um laser de microssegundos gera uma menor agressão mecânica do que uma broca carbide ou uma ponta diamantada em alta rotação. No entanto, ainda esses sistemas, não são capazes de apresentarem, microscopicamente, características interessantes, tais como a completa ausência de trincas e fusão superficial do tecido, e definição nas bordas do corte. A fusão, ou seja, o aquecimento do tecido irradiado, ocorre mesmo com um laser de Er:YAG, que resulta em efeito fotomecânico. O laser de Er:YAG, atualmente o mais indicado para finalidade de preparos cavitários, ablaciona através do aquecimento da água presente, mas não é capaz de impedir o colabamento do conteúdo orgânico do tecido remanescente, e isso acaba por conferir, mesmo que em uma escala muito menor, um efeito colateral térmico e modificação da estrutura original do elemento dental.

A idéia passa a interessar o cirurgião-dentista, quando um laser torna-se capaz de remover tecido duro sem carbonizar, sem trincar e produzindo preparos cavitários com bordas bem definidas, mantendo as características morfológicas originais do tecido. Isto tudo sempre buscando a remoção seletiva, tanto de conteúdos orgânicos quanto de

conteúdos inorgânicos. Esse fenômeno está presente quando são empregados lasers com pulsos ultra-curtos.

Clinicamente, os lasers de pulsos ultra-curtos começaram a ser respostas para uso em 1996 (Neev – 1996). De uma forma geral, esses lasers poderiam então serem investigados com quatro diferentes objetivos em mente:

- Remoção mínima de tecido, ocorrendo uma ablação precisa. Ex: escultura da córnea.
- Remoção modesta de tecido, promovendo uma ablação precisa. Ex: remoção de cáries, cirurgias neurológicas.
- Ablação sem precisão. Ex: cirurgias ortopédicas, ressecção de tumores.
- Terapias sem ablação. Ex: terapia fotodinâmica.

Os principais lasers que geram pulsos ultra-curtos podem ter o meio ativo como um corante (532 nm) ou um cristal de Nd:YAG (1064 nm), como exemplos.

A tecnologia de utilização clínicas dos lasers de pulsos ultra-curtos encontra-se ainda em desenvolvimento. Algumas barreiras como preço do equipamento, tamanho do equipamento, manipulação do feixe e taxa de ablação, necessitam ainda serem adaptados ou melhorados para garantir vantagens com relação ao custo-benefício. Contudo, já são evidentes as vantagens que lasers no regime de picossegundos podem promover aos tecidos biológicos, principalmente aos tecidos duros tão frágeis aos choques térmicos e mecânicos.

2.1 INTRODUÇÃO À FÍSICA DOS LASERS

Um sistema laser é composto basicamente por 3 componentes: meio ativo, a cavidade ressonante e o bombeamento externo de energia (Fig. 1).

A cavidade ressonante contém o meio ativo. O meio ativo pode ser de estado sólido (cristal ou diodo semicondutor), líquido ou gasoso. Nas extremidades da cavidade

existem espelhos, sendo um totalmente refletor e o outro parcialmente refletor. Uma fonte externa de energia funciona como o bombeamento necessário para estimular o meio ativo.

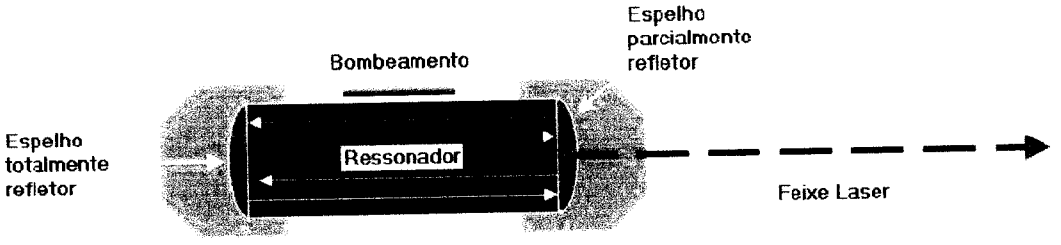


Figura 1 – Esquema básico dos componentes de um sistema laser.

A cavidade ressonante do laser apresenta uma condição de ressonância tal onde $n\lambda/2 = L$, sendo L a distância entre os dois espelhos, n um número inteiro e λ o comprimento de onda de ressonância. Observamos que a cavidade laser pode ressonar em um número muito grande de comprimentos de onda. Na verdade, esse número é fortemente limitado pela largura de raia natural da fluorescência, e mesmo assim obteremos uma radiação muito monocromática (Mallet – 1987).

Porém, o campo elétrico em uma cavidade laser forma um padrão de onda estável numa forma análoga às ondas vibracionais geradas em um barbante extremamente esticado em ambos os lados. Somente certas freqüências, determinadas pela geometria da cavidade, podem ressonar e extrair energia do meio amplificador (Eastham – 1989).

O bombeamento realizado por uma fonte externa de energia promove, no meio ativo, o fenômeno conhecido como inversão da população: os elétrons da camada de valência do meio absorvem a energia bombeada e saltam para um nível atômico mais

externo. Como esse segundo nível está mais distante da influência do núcleo, a energia dele é maior. Quando o primeiro elétron, de um dos átomos do meio, decai, retornando ao primeiro nível com menor energia, liberando um fóton e esse fóton acaba por excitar o decaimento nos demais átomos que já estavam no estado excitado. Isso gera um processo em cascata e em crescimento geométrico, resultando na emissão estimulada de radiação.

Em outras palavras, a onda eletromagnética incidente induz uma polarização do meio que passa a oscilar numa freqüência óptica. Quando a fase da oscilação e a da polarização atrasam atrás da fase da onda eletromagnética incidente, a energia perdida dessa onda é absorbida pela polarização e a onda sofre uma perda; do contrário, se a fase da polarização é avançada com relação a onda eletromagnética incidente, então ocorre um ganho e a onda é amplificada. O ganho mostra que a densidade de fótons que popula o nível mais superior deve ser maior do que do nível mais baixo, sendo então positivo. Essa condição é chamada inversão da população (Iga – 1994).

Como a cavidade do laser é composta por espelhos nas extremidades, essa radiação é amplificada, passando a viajar pela cavidade, quando todos os fótons assumem uma mesma direção (fluorescência).

Quando essa amplificação atinge um limiar de energia dentro da cavidade, na dependência do meio ativo, ocorre um vazamento de fótons pelo espelho parcialmente refletor, e então tem-se um pulso de feixe laser emitido.

Para lasers que operam de forma contínua, ou seja, lasers continuos (CW), considera-se apenas dois níveis de energia, o mais externo e energético, e o mais interno e de menor energia. Contudo, para a produção dos lasers pulsados, com pulsos longos ou curtos, ocorrem outros fenômenos mais complexos dentro da cavidade laser.

Segundo Brito Cruz (2000) alguns fenômenos físicos são recorrentes na área de geração e aplicação de pulsos ultra-curtos de laser, constituindo a base da maioria dos sistemas em uso. São eles:

- Acoplamento de modos (Mode Locking);
- Dispersão da velocidade de grupo;
- Automodulação da fase; e,
- Ganho saturável.

O fundamento da geração de pulsos ultra-curtos com lasers está no controle dos modos de oscilação de uma cavidade ressonante. Num laser com cavidade ressonante de comprimento L, é possível a oscilação de modos longitudinais do campo eletromagnético, cujas freqüências são dadas por $\nu = \eta\ c/2L$, onde c é a velocidade da luz e η é um número inteiro. Quantos e quais desses modos longitudinais realmente oscilam quando o laser está em operação depende do particular tipo da cavidade, dos eventuais elementos de limitação de modos existentes e da largura de faixa do ganho do meio laser utilizado. O campo de saída do laser é dado pela soma dos campos existentes em cada uma das freqüências permitidas pelo ressonador:

$$E(t) = \sum_{-\infty}^{\infty} En(t)e[i(2\pi \quad \sqrt{n} \quad + \Phi(t))]$$

Sendo que a soma se estende sobre as freqüências ν_n permitidas pela banda passante da cavidade. Quando não há nenhum tipo de controle sobre os modos permitidos, usualmente o laser apresenta uma saída instável devido a interferência entre os modos

oscilantes e a mecanismos de salto de modos, já que tanto E_n (t) como ϕ (t) podem variar livremente em função de perturbações externas.

Para geração de pulsos ultracurtos é necessário o estabelecimento de uma situação de acoplamento de modos (mode-locking) onde as fases relativas e as amplitudes dos vários modos oscilantes são mantidas constantes no tempo.

2.2 MODE-LOCKING OU ACOPLAMENTO DE MODOS

O intuito de acoplar ou travar os modos longitudinais que estão em fase dentro da cavidade ressonante do laser, objetiva evitar as interferências destrutivas dos modos longitudinais, o quê comprometeria a estabilidade do feixe emitido quanto à largura espectral e duração de pulso.

Portanto, acoplar os modos longitudinais, fase e amplitudes dos modos oscilantes tornando-os constantes no tempo, permitindo gerar pulsos curtos da ordem de picossegundos (1 ps = 10^{-12}s).

O acoplamento ou travamento de modos é dependente do ganho do material (meio ativo). A largura de ganho ou banda, que é dada por $\Delta\omega_1 = 2\pi\ \Delta\nu_1$, é inversamente proporcional à largura de pulso.

Portanto, segundo a Transformada de Forrier, quanto maior o número de freqüências (largura da banda) menor será a largura do pulso: Tp X $\Delta\omega_1 = 1$. Dessa forma, para se obter pulsos curtos ($\downarrow$Tp) deve-se escolher meios ativos com maior largura de banda ($\uparrow\Delta\omega_1$). Ex: laser de corante rodamina.

O acoplamento de modos pode ser ativo ou passivo. O primeiro ocorre quando o modulador está localizado dentro da cavidade, mas é acionado externamente. O segundo, passivo, trata-se da utilização de um elemento óptico não-linear acionado pela própria luz do laser.

A idéia final do Mode-Locking é modular as perdas do laser numa mesma freqüência: $\omega = \pi c/L$, onde L é a distância entre os dois espelhos da cavidade ressonante.

Se houvesse uma chave dentro da cavidade e ela estivesse fechada por muito tempo, ficando aberta por um curto período de tempo a cada $T = 2\pi/\omega$, as perdas seriam altas e muitos modos seriam "filtrados". Porém, quando um pulso chega na chave e a encontra aberta, ele poderá ser amplificado e então emitido.

Desta forma, o acoplamento de N modos longitudinais leva à formação de um trem de pulso com duração individual de 1/N da separação entre os pulsos. A separação entre os pulsos é dada pelo tempo de circulação do pulso na cavidade, $T_c = 1/\nu_c = 2L/c$. O aumento de modos acoplados leva então a uma redução na duração do pulso obtido.

Para o laser de Nd:YAG em picossegundos Q-switched e mode-locked (Antares 76-s, Coherent, Palo Alto, CA) (Figs. 2 e 3) a largura do trem de pulso é de 250 ns, e a freqüência pode ser de 5 a 2000 Hz, a chave permanece fechada por 13 ns e aberta por 200 ps (Fig. 4) e a perda ocorre em torno de 10%. Então, na verdade, no caso do laser aqui utilizado em picossegundos, a distância entre pulsos é de 13 ns, enquanto a largura de cada pulso é de 70 ps. Pela figura 2, um desenho esquemático da parte interna desse laser de picossegundos, pode-se observar a complexidade do sistema; a começar pelo formato em

"U" da cavidade ressonante. Quanto maior a distância entre os espelhos (↑L), maior a energia acumulada dentro da cavidade a cada volta do feixe (↑população invertida).

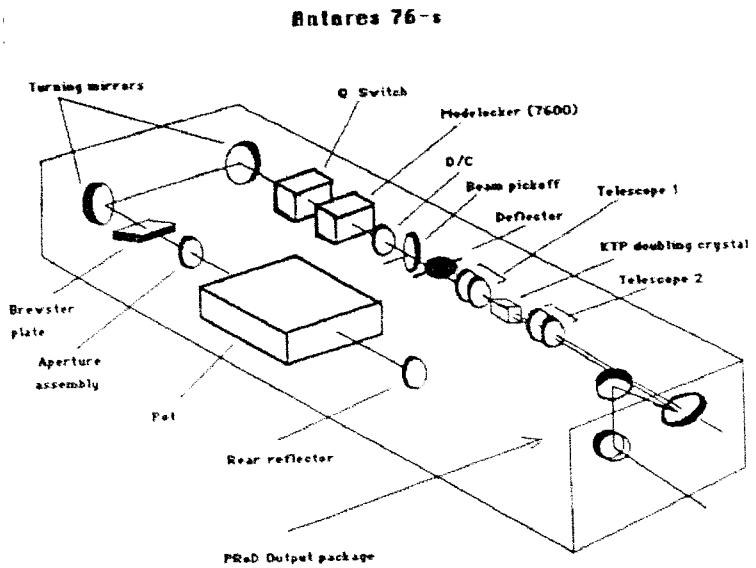
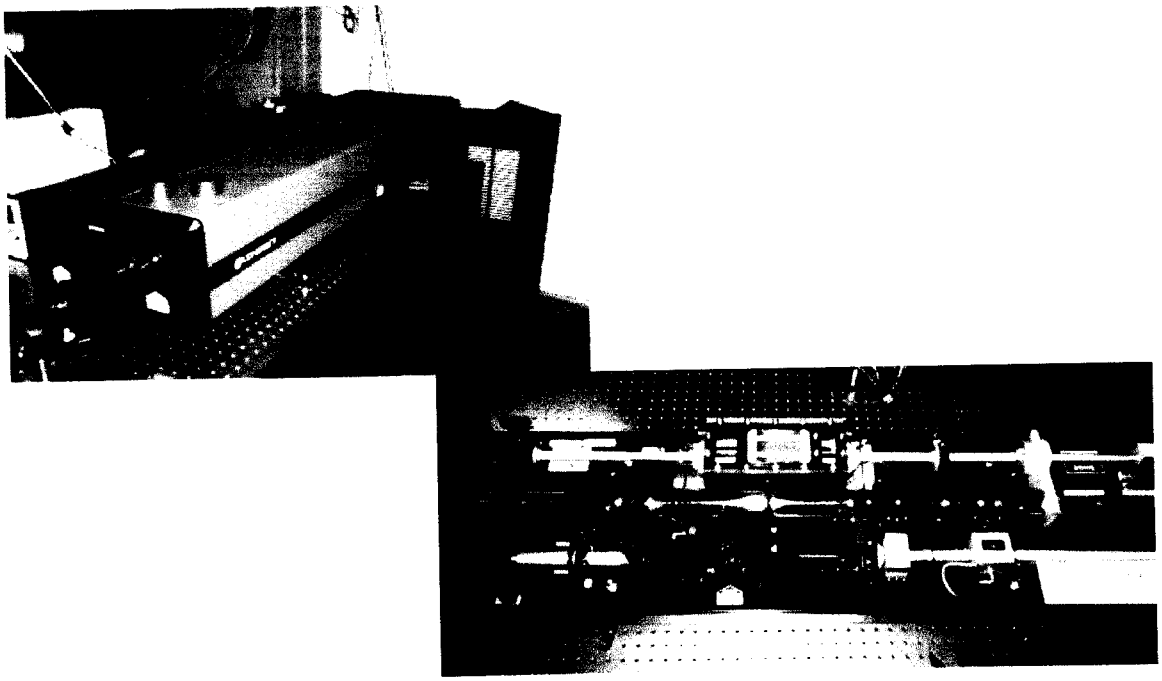


Figura 2 – Desenho esquemático do Antares 76-s (Nd:YAG em picossegundos) (Antares Service Manual, Coherent, USA).

a



b

Figura 3 – Laser de picossegundos de Nd:YAG (Antares 76-s, Coherent, USA) externamente (a) e internamente (b) – cavidade ressonante em "U".

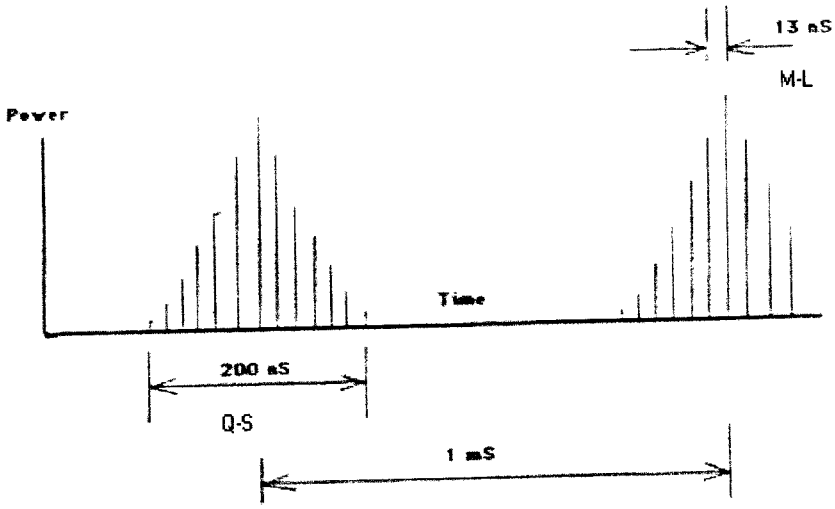


Figura 4 – Gráfico da potência pelo tempo (Antares – 1996).

Pela Fig. 4 (gráfico) podemos observar que o trem de pulso está diretamente relacionado à chave Q (Q-Switching), enquanto que cada pulso dentro desse trem de pulsos, com duração de 70 ps e separados por 13 ns, está relacionado com o travamento dos modos (Mode-Locking).

2.3 Q-SWITCHED OU CHAVE Q

A chave Q de "quality", trata-se de um aparato para melhorar a qualidade da emissão estimulada dentro da cavidade ressonante do laser.

O princípio de funcionamento consiste em deixar o bombeamento efetuar-se para além do limiar de funcionamento, e permitir a emissão laser apenas quando tal bombeamento tiver prosseguido até um nível suficiente. Produz-se assim um pulso de energia muito maior que no caso do funcionamento CW; e logo em seguida encerra-se a emissão. Resultam pulsos de curta duração (da ordem do nanossegundo a algumas dezenas de nanossegundos), com consideráveis potências de pico (Fig. 5). Então, pela figura 5, fica claro que o meio é bombeado e quando o nível superior é populado com um N acima do limiar, um pulso intenso é emitido (observar o alinhamento desses dois eventos na figura). A proibição ou permissão de emissão é produzida por variação brutal do coeficiente de supertensão da cavidade. Todos os processos de desencadeamento ou destravamento utilizados consistem em introduzir um dispositivo que atenua ou obtura a passagem da radiação na cavidade (Maillet – 1987).

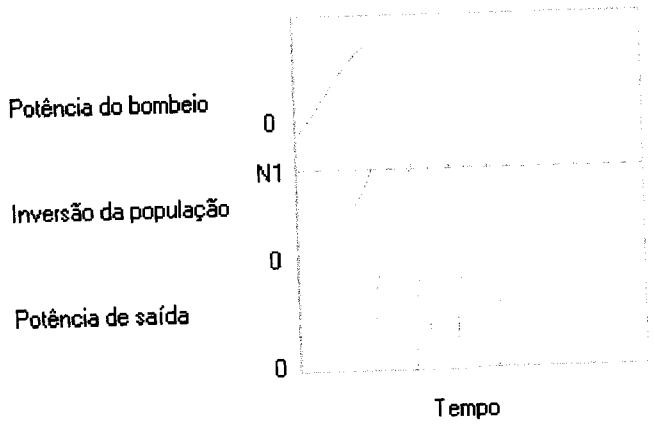


Figura 5 – Curvas para um laser de rubi pulsado Q-Swiched (Young – 1998). Sempre que ultrapassar-se o limiar, há emissão de um pulso.

O chaveamento do laser impede que o fóton iniciante, que poderia excitar o decaimento, chegue até o espelho, amplificando e estimulando toda a população armazenada, decaindo-a. Isso significa que o chaveamento ou Q-Switched permite um acúmulo maior de átomos no estado excitado, com o objetivo de decair uma população muito maior e de uma única vez, gerando uma energia maior. Esse processo converte quase toda a energia armazenada nos átomos bombeados para o nível superior em fótons que agora circulam no ressonador.

Em vista do exposto acima, a largura do pulso dada pelo Q-Switched depende do tempo decorrido durante a abertura da chave e o tempo que toda a população demora para decair.

O laser de Nd:YAG sob regime de nanossegundos para a duração de pulsos (Surelite, Continuum, USA) (Fig. 6) é uma exemplo de laser Q-switched e bombeado por

lâmpada flash que emite pulsos de 6 ns de duração no comprimento de onda de 1064 nm e frequência de 15 Hz.

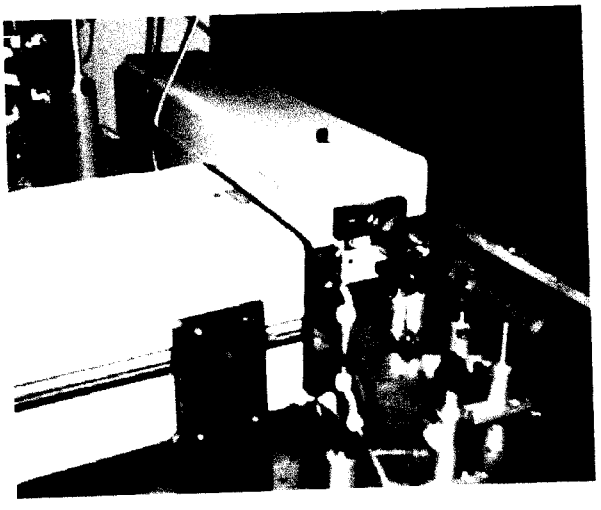


Figura 6 – Nd:YAG sob regime de nanossegundos (Surelite, Continuum, USA).

Os lasers com pulsos ultra-curtos, tendo um pulso com duração nominal da ordem de 10^{-12} ou menos, foram originalmente desenvolvidos como propostas de realizar medidas espectroscópicas e de condutividade elétrica em plasma denso (Strickland; Mourou – 1985; Ng et al. – 1986; Price et al. – 1995). À medida que esses lasers foram se tornando mais acessíveis, características únicas de ablação passaram a ser notadas (Oraevsky et al. – 1996). De forma geral, abaixo de 1 ps, o mecanismo físico para remoção do material deixa de ser dominado por processos térmicos, tipo vaporização, e entra em uma região conhecida como ablação mediada por plasma. O ponto-chave então é entender que o material é ablacionado sem apreciável dano térmico e mecânico às regiões vizinhas (Neev et al. – 1996).

Sendo assim, poderíamos considerar um laser no regime de nanossegundos como uma referência para longos pulsos, onde a ablação é dominada pela absorção de calor

no material: o material é aquecido até o ponto-de-ebulição para ser vaporizado, e uma vez vaporizado, é explosivamente ejetado da superfície, deixando uma cratera irregular. Em muitos materiais, a alta temperatura nos tecidos vizinhos conduz à formação de trincas devido ao choque térmico e à mudança das características morfológicas originais dessas áreas ao redor; adicionalmente aos efeitos térmicos, maiores mudanças podem ocorrer devido ao choque mecânico em conseqüência da ejeção muito intensa do material (Marion; Kim – 1999).

Em contraste com esses lasers em nanossegundos, os lasers de picossegundos formam um plasma na superfície constituindo íons e elétrons acelerados. A remoção átomo-por-átomo não envolve disrrupção mecânica dos tecidos vizinhos, além disso, como o calor que é liberado através da condução de fonons necessita de um tempo maior ou pelo menos igual ao tempo da duração do pulso para ocorrer, os efeitos térmicos são mínimos e o aquecimento ocorre somente em áreas extremamente localizadas (Marion; Kim – 1999). As partículas aceleradas que constituem o plasma promovem um tipo de "plasma etching" (ataque plásmico), eficiente na remoção das camadas mais superficiais.

Um esquema comparativo de interação de lasers de pulsos longos (nanossegundos) e ultra-curtos (picossegundos) pode ser visualizado na figura 6.

Nessa breve explicação do funcionamento básico de lasers que possam estar produzindo pulsos com larguras da ordem de nano e de picossegundos, fica claro que pode ser melhor, ao invés de se ter uma baixa energia durante um tempo longo interagindo com o tecido para remover porções dele, ter energias muito mais altas durante um tempo muito mais curto. A eficiência para a ablação do tecido será aumentada, e não haverá tempo suficiente para os efeitos colaterais, térmicos e mecânicos ocorrem no tecido remanescente.

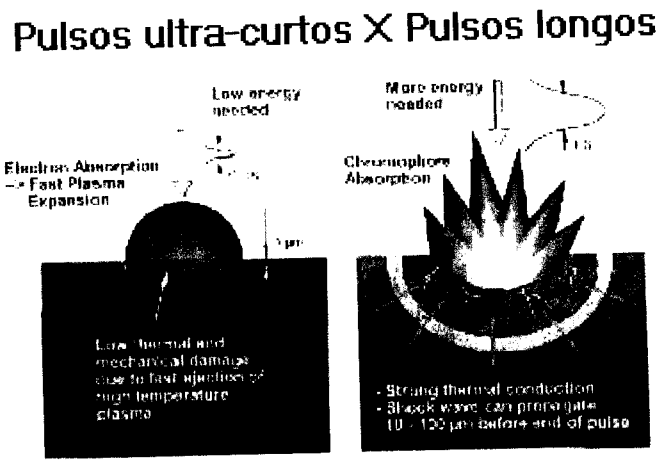


Figura 7 – Ablação com lasers de pulsos ultra-curtos X pulsos longos (adaptado de Marion; Kim – 1999).

É interessante, dessa forma, investigar, através de experimentos laboratoriais *in vitro* e *in vivo*, as características morfológicas, químicas, físicas e mecânicas resultantes da interação peculiar desses lasers com os tecidos-alvo.

3. ANÁLISE MORFOLÓGICA SOB MICROSCOPIA ELETRÔNICA DE VARREDURA

No primeiro passo para se entender o mecanismo de interação de um novo sistema laser com os tecidos biológicos específicos, reside a importância da análise morfológica. Seguindo este princípio, nesse capítulo serão descritos 3 experimentos, descrevendo e comparando os aspectos morfológicos e a taxa de ablação em esmalte e em dentina. Lasers de Nd:YAG nos regimes de nano e de picossegundo foram aqui empregados, e os parâmetros de energia variados.

3.1 ASPECTOS MORFOLÓGICOS E MECANISMOS ABLATIVOS PARA LASER DE PICOSSEGUNDOS EM TECIDOS DENTAIS DUROS

Nesta parte do trabalho, foram investigadas as principais características do tecido dental humano sob ablação do laser de Nd:YAG no regime de picossegundo. O uso de laser de pulsos ultra curtos para ablação de dentes previne o superaquecimento e

é uma alternativa para a remoção mecânica de material. Uma característica importante é a seletividade de interação minimizando o volume de material danificado. Um laser de Nd:YAG com pulsos em picossegundos e freqüência de 15 Hz emitidos de um sistema Q-switched e mode-locked foi focado em molares sadios humanos por 30 segundos. A variação da intensidade de luz no trem de pulso permitiu obter perfurações com diferentes características. Superfícies de esmalte e de dentina foram examinadas utilizando microscópios ópticos e eletrônico de varredura. As amostras consistiram em quatro molares humanos sadios. A taxa de ablação foi determinado após se obter a média de todas as amostras. Imagens à partir do MEV mostraram um interessante contraste entre a morfologia de regiões ablacionadas em esmalte e em dentina. Em esmalte, a região ablacionada pareceu ser mais superficial do que em dentina. A fragilidade dentinária demonstrou um comportamento de saturação com o aumento da intensidade do laser. Além disso, a taxa de ablação em dentina foi em torno de oito vezes maior do que em esmalte para a mesma fluência do laser. Os resultados mostraram uma importante correlação entre a morfologia superficial e a fluência de pulsos do laser, que é compatível com os mecanismos de ablação apresentados quando laser com pulsos ultra curtos são utilizados.

Foi investigada o efeito da fluência do laser na taxa de ablação e as características superficiais para um laser com área de "spot" fixo sobre esmalte e dentina. As características geométricas da região ablacionada tanto quanto a qualidade da superfície foram observados usando o microscópio eletrônico de varredura (MEV). Foi avaliado o padrão relativo de ablação que permitiu definir um alcance apropriado para o uso do laser com pulsos em picossegundos.

Os experimentos de ablação da substância dental realizados com laser com pulsos em picossegundos foram primeiramente reportados por Niemz em 1995. Neste estudo foi mostrado que lasers de Nd:YLF são alternativas viáveis para remoção de cáries. A diferença na taxa de ablação para esmalte cariado e sadio conduz a uma remoção seletiva de cárie. Nesse caso, o uso de pulsos em picossegundos claramente minimiza os efeitos colaterais normalmente observados quando laser com pulsos longos são usados.

Num estudo de Neev et al. (1996) vários fatos importantes relacionados ao uso de pulsos em subpicossegundos na ablação de tecido duro foram relatados. Eles demonstraram que a eficiente interação entre pulsos curtos e tecido duro minimiza danos colaterais, permitindo eficiente ablação e características superficiais boas. Seu trabalho também demonstrou a perfuração de esmalte e dentina no regime de subpicossegundo.

Sistemas lasers em subpicossegundos ainda não são amplamente investigados, mas sistemas lasers em picossegundos já estão bem desenvolvidos e são comercialmente disponíveis. Por essa razão, um estudo do seu uso na ablação de tecido duro torna-se importante.

3.1.1 MATERIAIS E MÉTODOS

Nesse estudo foi utilizado um laser de Nd:YAG em picossegundo Q-switched e mode-locked (Antares 76-s, Coherent, Palo Alto, CA) (Figs. 2 e 3). Esse laser emite trens de pulsos de 70 ps em 1064 nm. Cada sinal de 70 ps é agrupado em torno de 15 pulsos intensos com intervalo de 13 ns na freqüência controlada de repetição Q-switch (3-1200Hz). Esse laser de Nd:YAG é a fonte mais simples e a mais comum para

IFSC-USP SERVIÇO DE BIBLIOTECA INFORMAÇÃO

pulsos em picossegundos, principalmente por não necessitar de um amplificador especial de pulsos.

Quatro dentes molares humanos sadios foram usados nesse estudo. Os dentes foram obtidos em uma clínica odontológica usando o protocolo aprovado pela instituição. Os molares foram mantidos em meio úmido (soro fisiológico) para evitar ressecamento. A porção radicular de cada molar foi removida com o auxílio de um disco de carborundum em baixa rotação (Fig. 8). Cada coroa foi seccionada no seu eixo longitudinal para produzir duas amostras cada (Fig. 9) com superfícies cortadas em esmalte e em dentina, resultando num total de oito amostras. Seis das amostras foram embutidas em resina epóxica Cristal (Fiberglass, Riberião Preto, SP) formatada em um anel de PVC com 3,5 cm de diâmetro (Fig. 10). O resultado foi um "medalhão" com seis metades de dentes fixadas em resina polimérica. Foi usada uma seqüência crescente de lixas d' água números 80, 120, 200, 400 e 600 (Waterprof, Norton) de forma manual (Fig. 11), para preparar e polir as superfícies de esmalte e de dentina. As outras duas metades foram preparadas da mesma forma, mas separadamente.

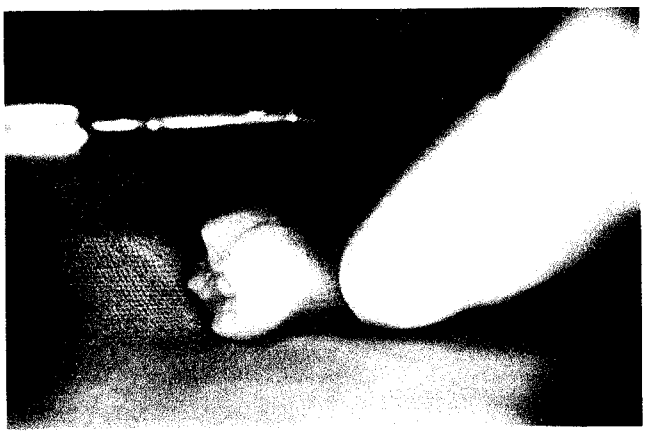


Figura 8 – Remoção da porção radicular com disco de carborundum.

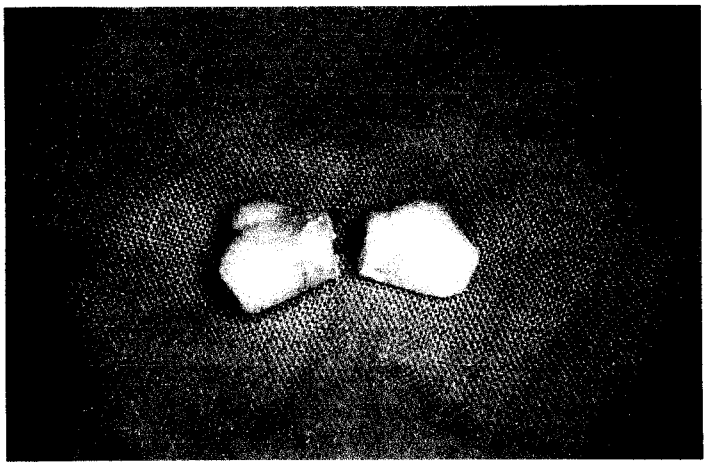


Figura 9 – Coroa dividida longitudinalmente em duas metades.

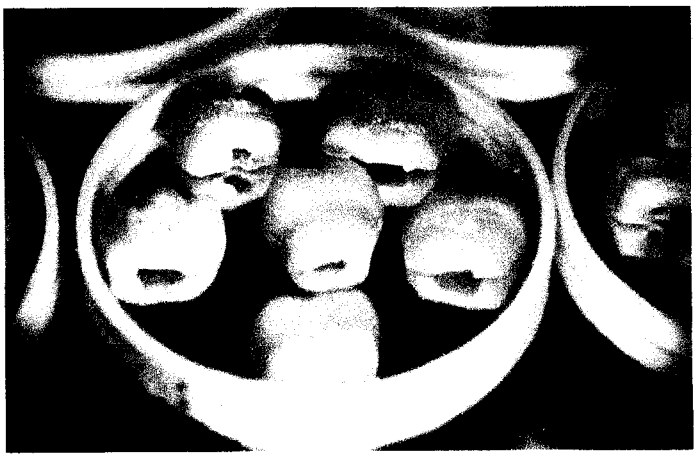


Figura 10 – Metades coronárias posicionadas internamente ao anel de PVC.

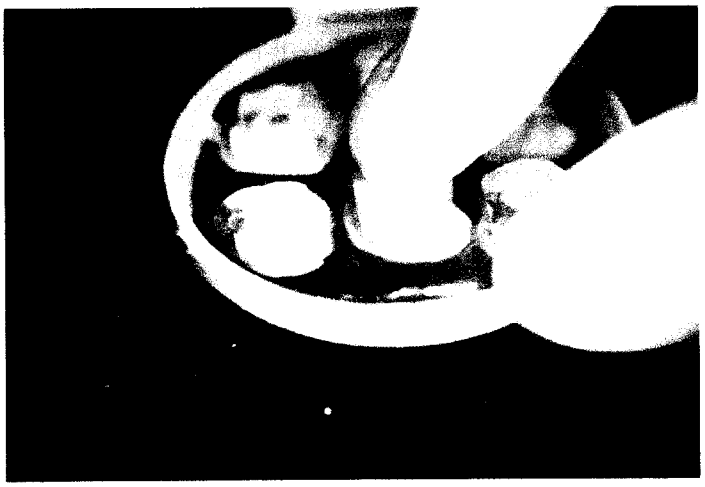


Figura 11 – Preparo e polimento das amostras com as lixas d'água.

Após o embutimento e preparo dos dentes como descrito, as amostras foram tratadas usando solução gel de ácido fosfórico a 35% para promover adequado ataque, revelando as estruturas superficiais dentárias e melhorando as condições para acoplamento do laser com o tecido-alvo. Esses procedimentos foram usados para avaliar as mudanças causadas pela ablação de pulso curto na estrutura superficial do material.

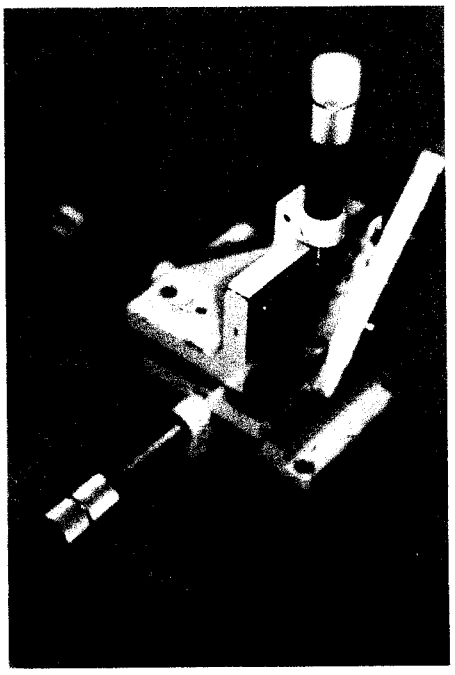


Figura 12 – Eixo de Translação x-y-z (Modelo A LH, Starret).

O feixe laser foi focado por uma lente biconvexa (f = 8 cm) que produz um "spot size" com uma cintura próxima a 50 mm. A freqüência de pulso do laser foi fixada em 15 Hz e as potências médias utilizadas foram de 300 mW a 1000 mW ou 1,33 mJ a 4,44 mJ por pulso , respectivamente. Um total de 6750 pulsos para os 30 segundos de exposição resultou numa fluência variando de 0,23 X 10^6 J/cm^2 a 0,76 X 10^6 J/cm^2. As amostras foram fixadas em um eixo de translação x-y-z (Fig. 12) que permitia um

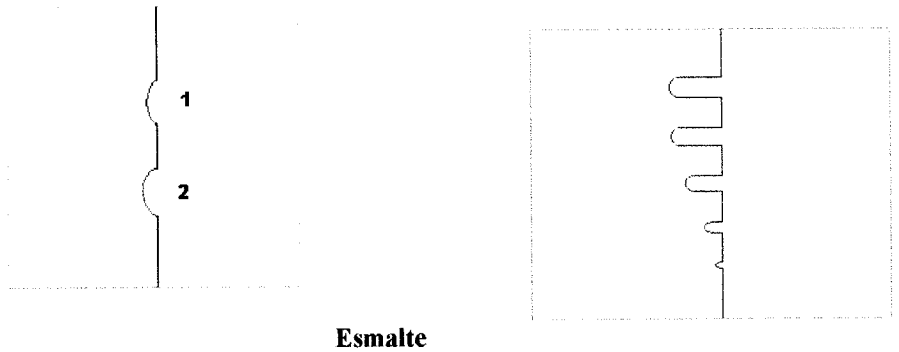
posicionamento conveniente dos dentes tanto quanto a mudança da região exposta ao laser após os 30 segundos por microcavidade.

A exposição do laser foi feita sem nenhum mecanismo adicional de resfriamento (água ou ar) ou mesmo de sucção do material removido. Após a exposição, seis das oito amostras foram tratadas seguindo a seqüência crescente em concentração de soluções alcoólicas (água destilada e álcool etílico a 70%, 80%, 90% e 100%) e colocadas em estufa a 50° C para conseguir a desidratação do material, previamente à observação sob MEV. Além disso, essas amostras foram cobertas por uma camada de ouro de 200 nm de espessura (Evaporadora Balzers SDC 050) para observar mudanças superficiais morfológicas ao redor do ponto ablacionado num Microscópio Eletrônico de Varredura (DSM 960-Zeiss, West-Germany).

Atenção especial foi dada à ocorrência de mudança estrutural, recristalização e a presença de trincas na região próxima ao ponto ablacionado. As figuras realizadas mostram algumas das microcavidades mais representativas encontradas.

Após a análise sob microscopia eletrônica de varredura, as outras duas, das oito amostras, foram cortadas seguindo o eixo de simetria das perfurações. Re-embutidas com resina epóxica no sentido longitudinal e lixadas com a mesma seqüência de lixas d'água e concomitantemente observadas sobre microscópio de reflectância óptica (lupa estereoscópica – Laboratório de Óptica do IFSC/USP). Sob a lupa, enquanto os microcavidades em esmalte, mais rasos, foram preenchidos pela resina durante o embutimento, os em dentina, muito mais profundos, foram preenchidos com pó de dentina, portanto era possível a observação dos contornos desses microcavidades. As observações geométricas das perfurações foram anotadas de forma esquemática (Fig. 13)

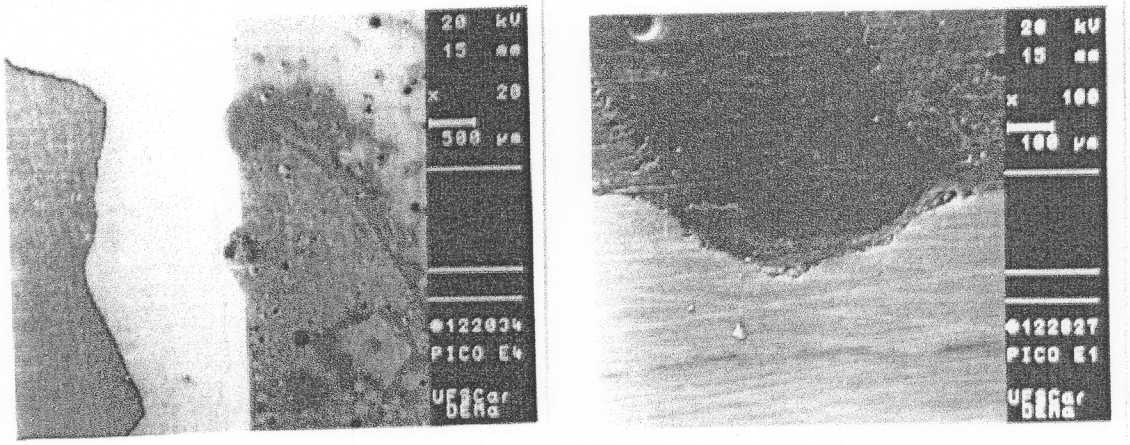
e as amostras foram também levadas ao MEV para observação em maior aumento (Fig. 14), porém, somente ficaram claras as perfurações realizadas em esmalte, provavelmente por serem menos profundas e terem permitido o preenchimento com a resina epóxica. Sendo assim, com o auxílio da lupa estereoscópica, foi possível realizar o cálculo do volume de material removido e, subseqüentemente, a determinação da taxa de ablação.



Esmalte Dentina

1 – Esmalte: 1000mW de potência média; 752 μm de diâmetro; 160 μm de profundidade;
2 – Esmalte: 700mW de potência média; 832 μm de diâmetro; 208 μm de profundidade;
1 – Dentina: 1000mW de potência média; 201,8 μm de diâmetro; 560 μm de profundidade;
2 – Dentina: 1000mW de potência média; 201,8 μm de diâmetro; 560 μm de profundidade;
3 – Dentina: 700mW de potência média; 200,3 μm de diâmetro; 480 μm de profundidade;
4 – Dentina: 500mW de potência média; 185,8 μm de diâmetro; 320 μm de profundidade;
5 – Dentina: 300mW de potência média; 133,1 μm de diâmetro; 160 μm de profundidade;

Figura 13 – Desenho esquemático apresentando o aspecto e a média dos diâmetros das microcavidades em esmalte e em dentina.



a b

Figura 14 - Microcavidades em esmalte: a com aumento de 20X e b com aumento de 100X.

3.1.2 RESULTADOS

A seqüência de imagens das superfícies de esmalte, observadas através do MEV, são apresentadas nas figuras 16 (300 mW), 17 (500 mW) e 18 (1 W) indicando aumento da potência média no feixe laser. Com relação à superfície de esmalte, os aspectos morfológicos globais da região exposta ao laser, e a área em torno dessa região, indicam a existência de três diferentes zonas, como apontadas na figura 15. A primeira zona corresponde à área de fato removida pela ablação laser. A segunda zona corresponde à região intermediária entre a parte removida (primeira zona) e o material não-afetado. Finalmente a terceira zona corresponde ao material original. A extensão das zonas e seus aspectos gerais estão intrinsicamente relacionados à potência do feixe laser (ou fluência). Para uma energia de pulso de 1,33 mJ, simplesmente não é observada a

segunda zona (Fig. 16). De fato, a estrutura prismática do esmalte pode ser visualizada mesmo na borda adjacente à região ablacionada.

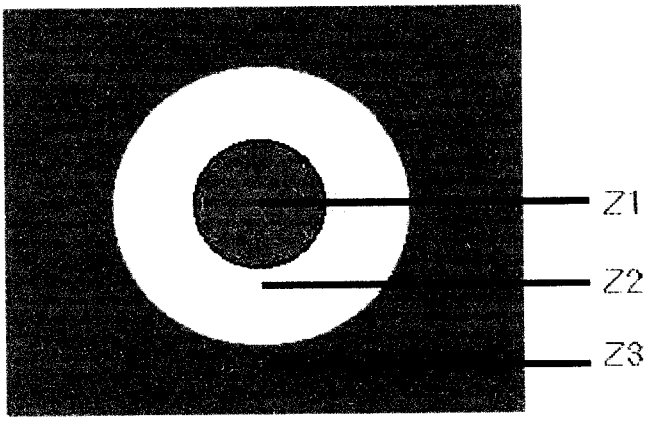


Figura 15 – Desenho esquemático apontando como foram classificadas as zonas morfológicas relacionadas às microcavidades.

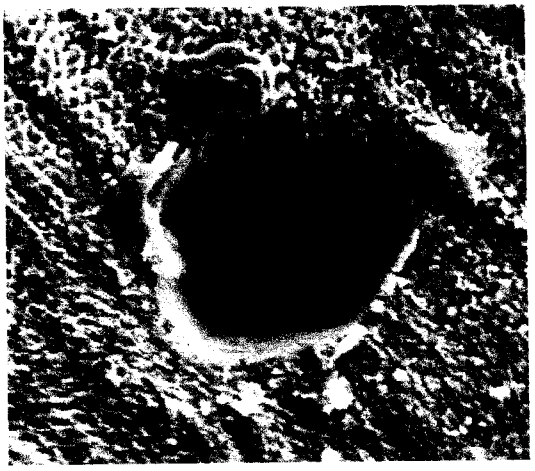


Figura 16 - Morfologia superficial do esmalte, sob SEM, exposto ao laser de Nd:YAG (6750 pulsos, 1,3 mJ de energia por pulso) – sob aumento de 500X.

Com o aumento da energia por pulso para 2,22 mJ (Fig. 17) a aparência global da região interagida é consideravelmente modificada. É possível observar uma uma dramática modificação na superfície localizada na primeira zona, que mostra uma textura diferente. A estrutura prismática original, revelada pelo ataque ácido, não é mais observada. A segunda zona está agora presente e é caracterizada por um contraste diferente no MEV tanto quanto por uma estrutura um tanto indefinida. A superfície tem uma aparência de material "fundido e recristalizado".

Com energias de pulso mais altas, em torno de 4 mJ (Fig. 18) observa-se um crescimento perceptível da segunda zona. Evidência de recristalização dentro da primeira zona está definitivamente presente pela observação de porções sobressalentes do material. Para as superfícies dentinárias, as características morfológicas são muito similares, mas a segunda zona é mais evidente.

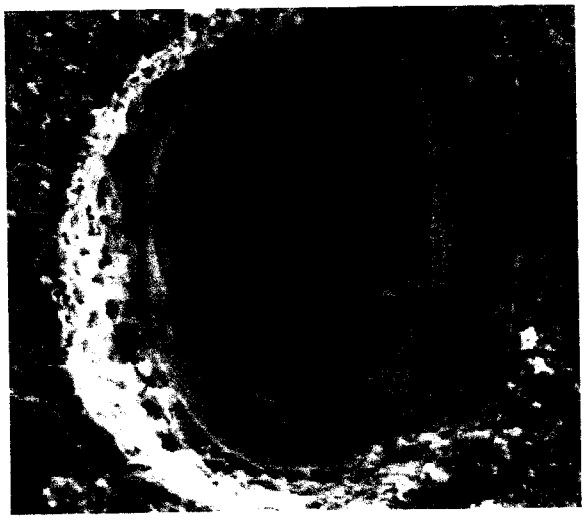


Figura 17 - Morfologia superficial do esmalte, sob SEM, exposto ao laser de Nd:YAG (6750 pulsos, 2,2 mJ de energia por pulso) – sob aumento de 500X.

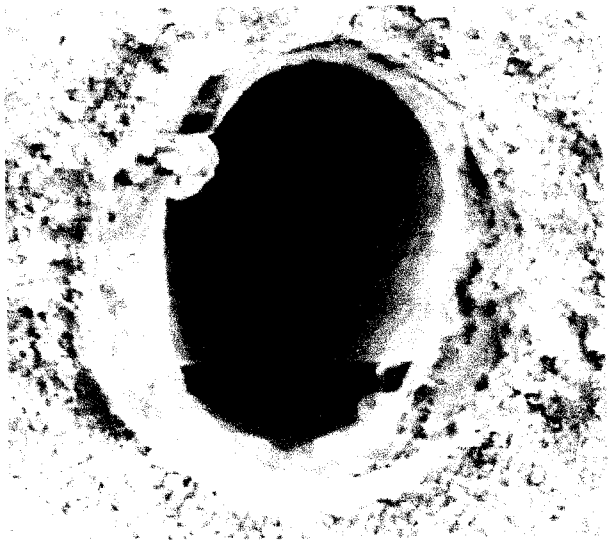


Figura 18 - Morfologia superficial do esmalte, sob SEM, exposto ao laser de Nd:YAG (6750 pulsos, 4,4 mJ de energia por pulso) – sob aumento de 500X.

Na figura 19, observa-se uma trinca típica observada. A região ablacionada (primeira zona) age como um centro de nucleação de trincas. Esse fato se deve à natureza estrutural do tecido dentinário, ou seja, se constitui num material que apresenta duas fases distintas (Askeland – 1999), uma é a matriz dura e homogeneamente constituída de fibras elásticas e colágenas calcificadas, e a outra são os túbulos dentinários, que se comportam como uma "carga mole", porque apesar de terem paredes ricamente mineralizadas (dentina peritubular) são ocos e com um conteúdo fluido e celular (fluido e prolongamento do citoplasma do odontoblasto). Dessa forma, o trauma resultante das microcavidades gerando forças aplicadas nesse tecido dentinário de características anisotrópicas, pode gerar trincas devido à insuficiência da matriz pouco dúctil em dissipar essas forças.

IFSC-USP SERVIÇO DE BIBLIOTECA INFORMAÇÃO

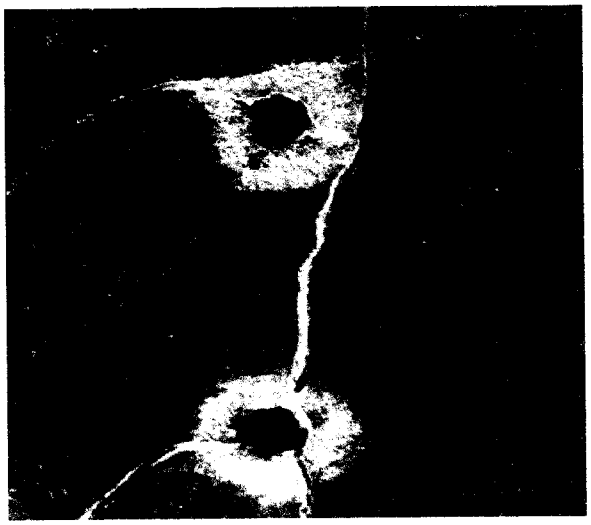


Figura 19 - Morfologia superficial da dentina, sob SEM, mostrando trincas típicas – sob aumento de 100X.

Para o esmalte, a aparência do material removido é próximo da forma de uma hemi-esfera, ou seja, o raio e a profundidade são semelhantes. Nesse caso, a quantidade de material ablacionado é proporcional ao cubo do diâmetro da primeira zona. Por esta razão, nós medimos o diâmetro e a profundidade média para cada potência média empregada, e calculamos a taxa de ablação, "AR" (aqui considerado como volume removido por unidade de tempo). Para a dentina, o aspecto do material removido é diferente. Sendo comumente mais profundo do que largo, variando de uma taxa de 1 (para a potência mais baixa) a em torno de 5 (para potências mais altas).

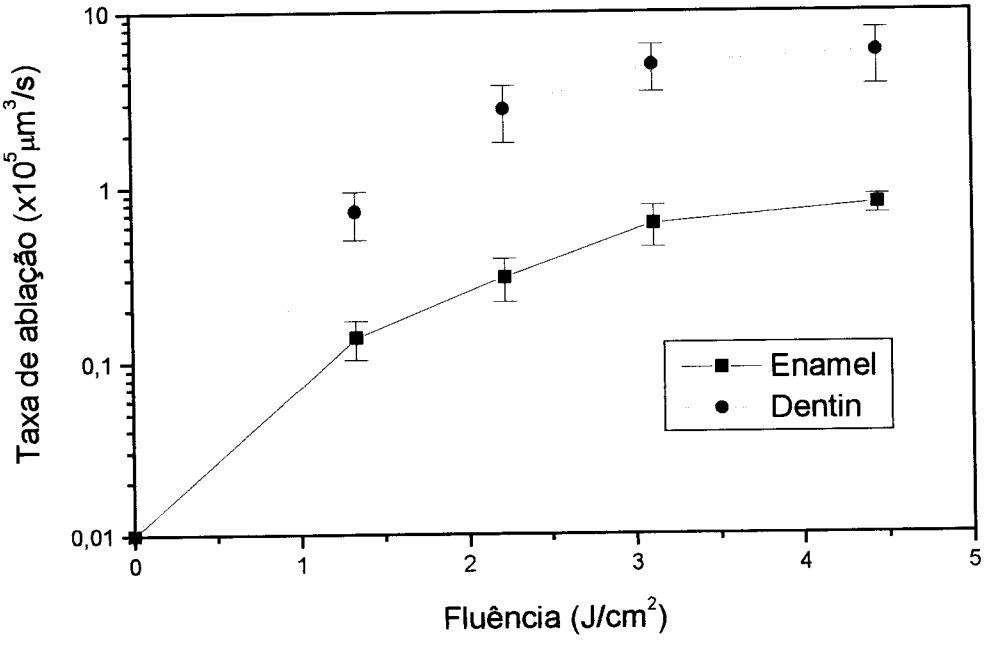


Figura 20 - Curva de ablação de esmalte (■) e dentina (•) para laser pulsado em 70 ps com o spot size de 50 mm.

O gráfico (Fig. 20) apresentado mostra a medida da taxa de ablação em função da fluência (energia por área) do laser. Dividindo a taxa de ablação pela fluência, nós temos um coeficiente relacionado à eficiência de ablação do laser. Devido ao efeito de saturação observado no padrão de ablação existe uma menor eficiência quando a fluência cresce. O comportamento do AR é semelhante ao obtido por Neev et al. usando laser com pulsos em subpicossegundos. No nosso caso, a proporção entre o AR da dentina e o AR do esmalte está em torno de um fator de 8, enquanto que para Neev et al. a proporção observada foi em torno de um fator de 4.

3.1.3 DISCUSSÃO

Um fato interessante observado à partir dos resultados é que mesmo com a fluência mais alta, o diâmetro da região ablacionada para esmalte não é consideravelmente mais largo do que a área do feixe do laser. Para a dentina, essa proporção é mais alta, porém ainda não é drástica.

A proporção de ablação observada mostra um efeito de saturação típico. Primeiro, como a potência média aumenta, observamos um rápido aumento na velocidade para a remoção de material. Após um intervalo de crescimento o AR começa a deixar de crescer, indo a um ponto de saturação onde torna-se estacionário. É evidente, à partir da figura 20, que a dentina alcança o ponto de saturação com uma fluência discretamente mais baixa quando comparado ao esmalte. Esse resultado, tanto quanto as mudanças morfológicas globais observadas no material, está intrinsicamente relacionado aos mecanismos envolvidos quando pulsos ultra-curtos são usados para ablacionar tecido duros dentais.

A interação de pulsos de luz com tecido duro é controlada pela absorção de energia à partir da luz. No caso de pulsos longos (nanosegundos), a radiação laser é absorvida na camada próxima à superfície, aquecendo-a e fundindo o material, trata-se do efeito fototérmico. Mais do que isso, a remoção do material é um resultado da vaporização tanto quanto da fusão. O segundo mecanismo que contribui para a remoção do material advém do recuo mecânico, o efeito fotomecânico, criado pela vaporização, que força uma ejeção secundária de líquido. Nesse caso, uma segunda zona consideravelmente mais larga é criada e inclui re-solidificação do líquido ejetado.

Pulsos curtos e ultra-curtos têm um tipo de interação com o tecido atravéz do efeito fotoelétrico. A excitação de pulsos curtos resulta em menor volume aquecido que também induz à diminuição da energia limiar necessária para ablação. Essa é a principal razão de porque obtém-se uma razoável taxa de ablação para picossegundos utilizando fluências menores do que aquelas convencionais nos sistemas pulsados em nanosegundos. Um problema comum na ablação por pulsos é a formação de plasma que se localiza próxima à superfície. O plasma é formado na maioria das vezes através do processo de ionização multifotônica e acaba por bloquear a subsequente energia luminosa. O plasma formado pelos pulsos curtos é altamente energético. Esse plasma de alta energia formado pelos pulsos curtos age como um agente de ataque, removendo material pelo bombardeamento iônico à superfície. Esse mecanismo está de acordo com o fato de que a estrutura prismática do esmalte é preservada mesmo dentro da região ablacionada para o caso dos pulsos em picossegundo, ou mesmo uma boa revelação dos túbulos, no caso da dentina.

O comportamento de saturação para a taxa de ablação (AR) ocorre devido ao fato de que com a tentativa de aumentar o AR pelo aumento da fluência de pulso, a remoção do material é evitada. Como a energia de pulso é aumentada, a densidade do plasma aumenta e o efeito de bloqueamento ocorre. O plasma intenso espalha a luz antes que a energia seja transferida para a superfície. Consequentemente o AR perde eficiência e torna-se constante sem crescimento adicional. Sob alta fluência de pulso, o plasma denso tem também um efeito de bloqueio para a ejeção do material ablacionado. Isso causa a recristalização (ou re-solidificação) na região das paredes internas ablacionadas.

A grande presença de material orgânico (colágeno) na dentina comparativamente ao esmalte causa um AR maior. O AR médio para a dentina é maior por um fator de aproximadamente 8. Esse fator é maior do que o fator de 4 normalmente encontrado quando pulsos em nanosegundos são utilizados (Neev et al. – 1996).

A constituição orgânica da dentina pode também ser responsável por sua relativa susceptibilidade ao efeito termomecânico. A resistência mais baixa da dentina aos pulsos curtos promove aquecimento suficientemente profundo, atingindo energia térmica para penetrar, induzindo estresses termomecânicos e gerando trincas no material. As trincas mostradas na figura 19 são boas ilustrações do estresse termomecânico. A diferença na geometria para remoção de material na dentina comparada ao esmalte é também um resultado da sua constituição, permitindo uma maior penetração longitudinal na dentina. É possível que o material orgânico seja mais facilmente fotoionizado do que o mineral, favorecendo maior remoção nos tecidos de maior consistência orgânica.

3.1.4 CONCLUSÕES

Em conclusão, foram investigadas aqui as características morfológicas resultantes à partir da interação de um sistema laser comercial de Nd:YAG Q-switched e mode-locked em picossegundos com os tecidos duros dentais. Os resultados mostraram que:

1- Existe uma forte correlação entre a morfologia superficial e a fluência do pulso;

2- A taxa de ablação mostrou um efeito de saturação, que poderia ser explicado pela formação de plasma e ataque durante a interação dos pulsos curtos com o material.

3- O laser de picossegundos produz microcavidades com bordas definidas (precisão);

4- Através do mecanismo do picossegundos ocorre diminuição dos efeitos mecânicos indesejáveis nos tecidos vizinhos.

Esses resultados demonstraram que ao invés de usar pulsos simples, o trem de pulso pode ser usado sem causar excessivo dano térmico e ter vantagens na taxa de ablação. A eficiência da ablação com laser através de um regime de picossegundos minimiza a destruição do material adjacente devido à formação de plasma e ataque. Isso previne a geração excessiva de ondas de choque e promove uma considerável diminuição nos efeitos mecânicos. A diminuição das ondas de choque provavelmente também poderá reduzir a vibração e consequentemente a sensação de dor, se aplicado clinicamente.

3.2 COMPARAÇÃO DA ABLAÇÃO PARA PULSOS DE LASER NOS REGIMES DE PICO E NANOSSEGUNDOS

Em vista dos resultados morfológicos observados produzidos pelo laser de picossegundos, tornou-se uma motivação realizar um estudo comparativo desse laser com pulsos ultra-curtos com um laser com pulsos longos, o laser de nanossegundos.

Nesse estudo foram usados um laser de picossegundos e um laser de nanossegundos, para confeccionar microcavidades em esmalte e foi realizado um estudo comparativo. Foi investigado o efeito da fluência do laser nas características superficiais produzidas por um feixe laser fixo. As características geométricas da região ablacionada tanto quanto a qualidade superficial foram observadas usando um microscópio eletrônico de varredura (MEV). Mantendo a taxa de pulso e a potência média para ambos os lasers em valores semelhantes, foi possível avaliar o efeito compressivo da energia por pulso na morfologia da região ablacionada.

Esse estudo promoveu diferentes aspectos para fortalecer o uso de lasers com pulsos em picossegundos na Dentística Operatória.

3.2.1 MATERIAIS E MÉTODOS

Foram utilizados quatro terceiros molares humanos sadios extraídos por indicação. Os elementos dentais foram obtidos de uma clínica dental após um procedimento cirúrgico aprovado eticamente. Os molares foram mantidos em meio apropriado (soro fisiológico) para evitar o ressecamento.

Os sistemas laser empregados foram os seguintes listados abaixo:

- Antares 76-YAG (Coherent) (Figs. 2 e 3) – laser de Nd:YAG CW-pumped Q-switched e mode-locked com pulsos de duração de 70 ps emitindo no comprimento de onda de 1064 nm e frequência de 15 Hz (15 pulsos por segundo). Cada trem de pulso contendo aproximadamente 20 pulsos separados por 13,2 ns cada.

- Surelite (Continuum) (Fig. 6) – laser de Nd:YAG Q-switched e bombeado por lâmpada flash que emite pulsos de 6 ns de duração no comprimento de onda de 1064 nm e frequência de 15 Hz.

Os elementos dentais foram fixados com auxílio de fita adesiva de dupla face em um sistema de eixos x-y-z (Fig. 12), sobre a mesma bancada onde os lasers permanecem estabilizados. A superfície de esmalte foi exposta aos lasers focados e 6 perfurações foram produzidas nas superfícies vestibulares de cada elemento dental sem utilizar um sistema externo e extra para resfriamento. A área do laser focado sobre o tecido alvo foi fixada em 0,075 mm^2, controlada por um sistema de lentes usado para focar o feixe laser (posicionado em torno de 8,0 cm a frente do tecido alvo). O sistema laser de picossegundos foi preparado para operar com 15 Hz e com duração de pulsos em 70 ps. Enquanto que o sistema laser de nanosegundos foi regulado para operar também com a mesma frequência de 15 Hz e tamanho de pulso de 6 ns. Para ser possível uma análise comparativa, a potência média dos dois sistemas foi mantida nos mesmos valores. Foram empregados três diferentes níveis de potência: 200 mW, 150 mW e 100 mW. O tempo de exposição também foi mantido o mesmo para cada microcavidade em 30 segundos de irradiação.

Após a exposição aos lasers, os elementos dentais foram mantidos em água destilada por uma semana, à temperatura do laboratório (18° C). A amostra foi atacada com ácido fosfórico a 35% durante 15 segundos (para revelar a estrutura prismática), seguido pela lavagem, secagem e desidratação controlada para investigação sob microscopia eletrônica de varredura (MEV).

3.2.2 RESULTADOS

A olho nú, foi possível observar claramente apenas as microcavidades realizadas com o laser de nanosegundos com as potências médias de 150 e 200 mW, através de pontos esbranquiçados nas superfícies, provavelmente devido à desidratação por efeito térmico e devido à zona intermediária (segunda zona). As demais microcavidades puderam ser observados somente com auxílio de instrumentos ópticos, demonstrando nível menor de dano.

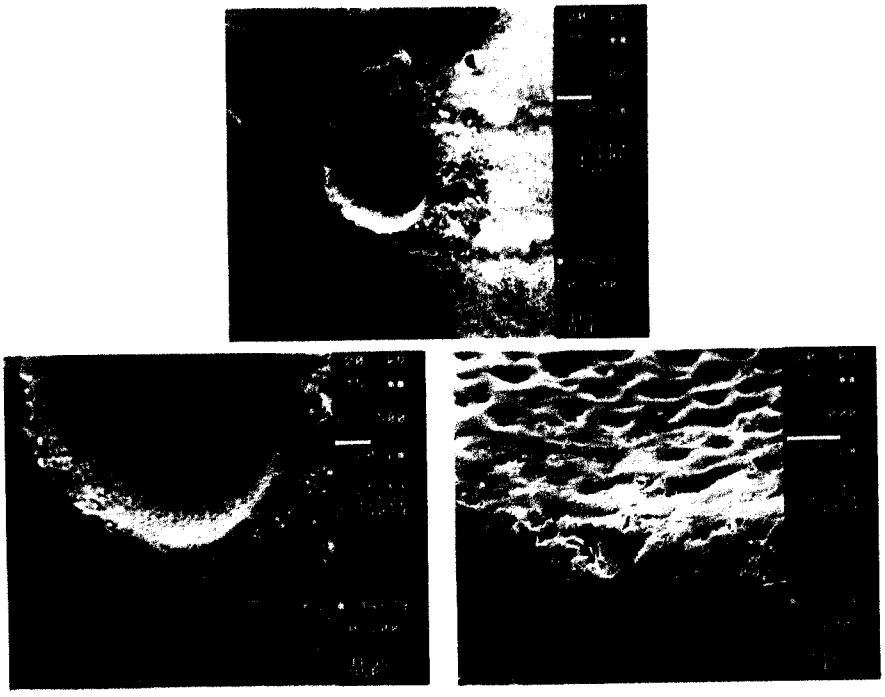
As figuras 21 e 22 mostram os típicos microcavidades produzidos pelo trem de pulso de 70 ps com potência média de 200 mW. A medida do diâmetro é de 139,4 μm. Foi possível observar que a estrutura original do esmalte ao redor da microcavidade foi preservada. Isso indica que a interação do laser ocorreu com a região iluminada ao redor do ponto focal, removendo o material sem resultar em efeitos colaterais térmicos severos. Existem algumas pequenas microfraturas ao redor da microcavidade que podem ter sido produzidas durante o preparo para o MEV (soluções alcoólicas seguida de desidratação em estufa a 50^0C), uma vez que a pequena dimensão da microcavidade sendo uma estrutura frágil, pode reagir como um ponto inicial para fraturas durante o processo de desidratação da amostra.

Como anteriormente classificadas as zonas de cada microcavidade em Z1 (material removido), Z2 (região intermediária) e Z3 (estrutura ao redor da microcavidade) (Fig. 15), novamente cada microcavidade desse experimento foi cuidadosamente avaliada seguindo essas referências.

Ainda com relação às figuras 21 e 22, Z2 não foi observada. Essa zona normalmente está associada com os processos de fusão focal e de re-solidifição que

podem mesmo advir de líquido ejetado. Na figura 22b (com 500X de aumento) são claramente observáveis as margens bem definidas entre Z1 e Z3, sem alteração da estrutura natural do esmate. Isso mostra a capacidade precisa do mecanismo do trem de pulso do laser de picossegundos. Numa observação mais precisa (figura 21c com 3000X de aumento), foi possível observar uma tênue região de fusão nas bordas da microcavidade. Além disso, a interação foi localizada e profunda, e foi possível identificar a margem bem definida mesmo no aumento de 3000X. A figura 22 (5000X) mostra que em algumas partes desse microcavidade é possível ver a estrutura prismática original.

a



b c

Figura 21 - Microcavidade em esmalte com laser de 70 ps e potência média de 200 mW (a – 200X; b – 500X; e c – 3000X).

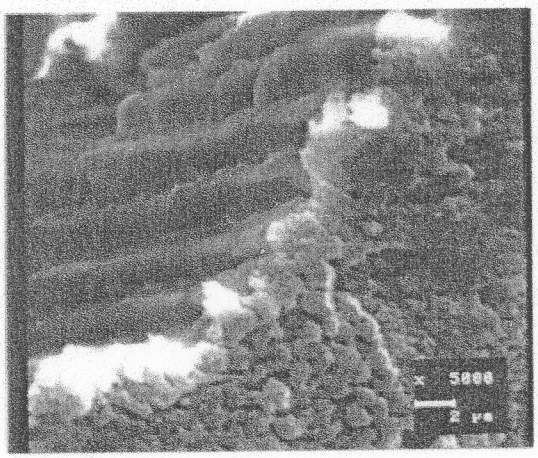
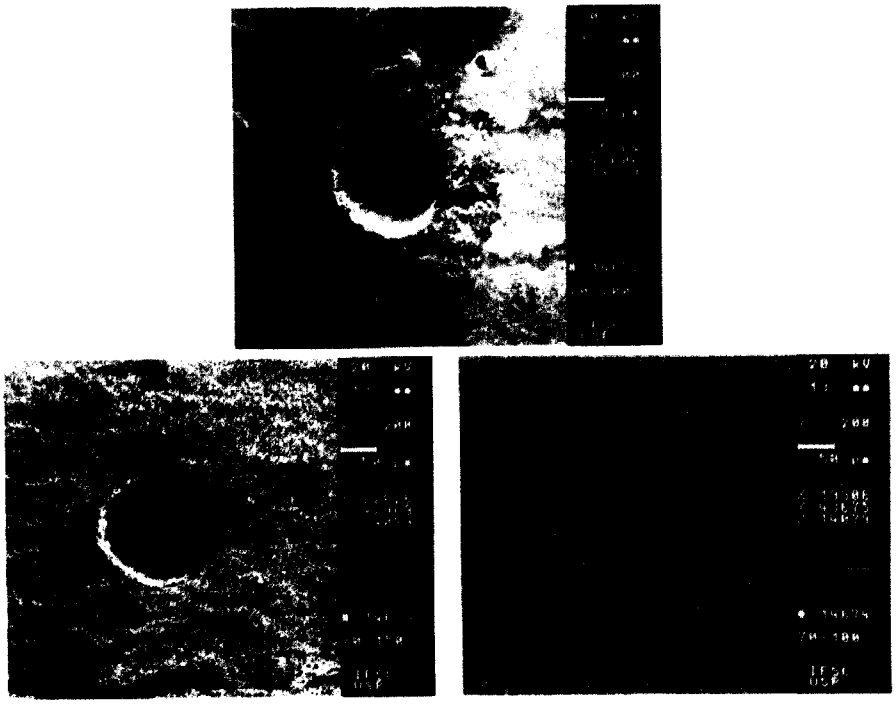


Figura 22 – Microcavidade em esmalte com laser de 70 ps e potência média de 200 mW (aumento de 5000X)

Na figura 23, o efeito da variação da potência média é observado nos aspectos gerais das microcavidades quando o trem de pulso em picossegundos foi usado. Quando a figura 23a (70ps, 200 mW e diâmetro de 139,4 µm) é comparada com as outras microcavidades, no mesmo aumento de 200X, produzidos com picossegundo nas figuras 23b (70ps, 150 mW, 155,2 µm de diâmetro) e 23c (70 ps, 100 mW e 158,8 µm de diâmetro) não foram observadas mudanças significativas no tamanho das microcavidades. Mesmo no caso da potência mais alta (fig. 21), a estrutura natural das paredes da microcavidade ainda foi preservada. Também a zona intermediária Z2 não foi observada em nenhum dos casos e as margens pareceram sempre bem definidas. Nenhuma mudança dramática foi observada em decorrência da diminuição da potência média, porém a menor potência parece produzir margens ablacionadas menos definidas. Talvez isso ocorra devido ao perfil gaussiano do feixe laser e portanto nas margens a

intensidade sendo menor tenha menor eficiência de ablação comprometendo a remoção do material.

a



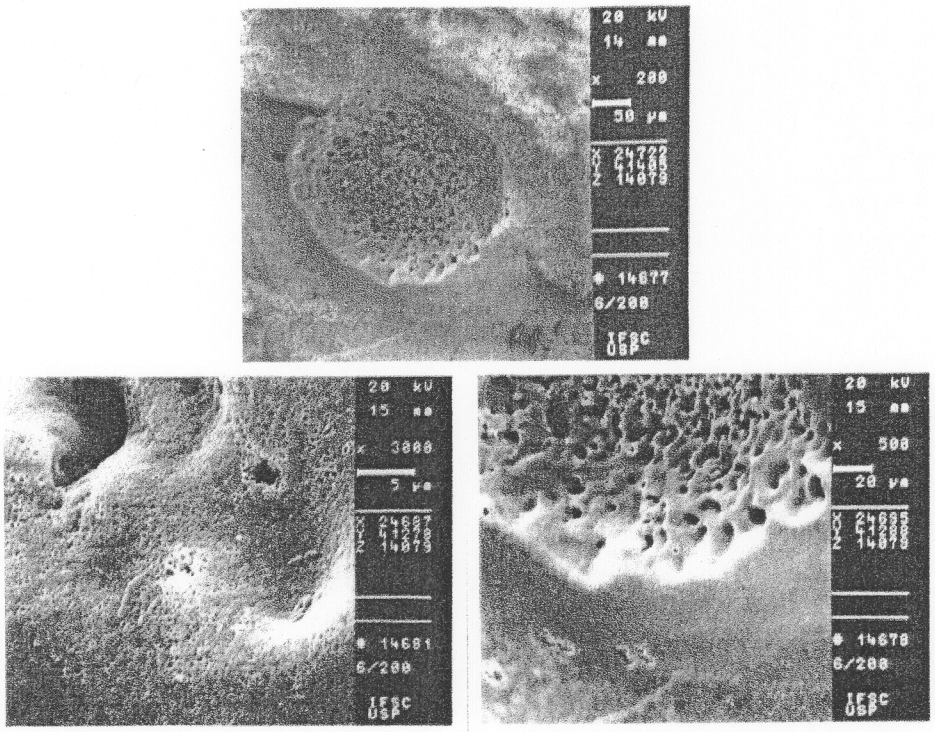
b c

Figura 23 - Microcavidades com laser de picossegundos (70 ps) variando a potência média em 200 mW (a); 150 mW (b); e 100 mW (c) sob aumento de 200X.

Para potências mais baixas do laser, as microcavidades parecem ter uma tendência a serem mais rasas e mais largas com diminuição do volume total de material removido. Isso se observa principalmente devido ao fato de que para intensidade mais baixa do que a intensidade de saturação, a eficiência de ablação cai a medida que potências mais baixas são usadas.

No caso do laser com pulsos em nanossegundos, os efeitos de ablação via efeitos térmicos são mais evidentes. Como mostrado na figura 24 (24a, 24b e 24c) que se constitui no registro do furo com 215,2 μm de diâmetro e um nível de potência média de 200 mW. Existe um evidente contraste com a figura 21. A microcavidade é mais rasa, larga e irregular. É possível observar uma clara região onde o esmalte foi fundido e re-solidificado dentro da cratera. Esse material é completamente diferente da estrutura natural do esmalte. Além disso, existe de forma mais característica a região Z2 ao redor da microcavidade com morfologia superficial modificada do esmalte original, mostrando uma evidente difusão da energia para as regiões adjacentes. No aumento de 3000X (fig. 24c), é possível identificar uma margem indefinida, bem como a morfologia completamente diferente da parede superficial interna comparativamente a região Z3. Esse regime de pulso longo não foi eficiente para remover tecido duro, promovendo fusão e removendo material através da vaporização do mesmo. A taxa de ablação relativamente mais baixo produziu uma profundidade muito menos expressiva quando comparada com o diâmetro. A região removida é mais espalhada e superficial.

a

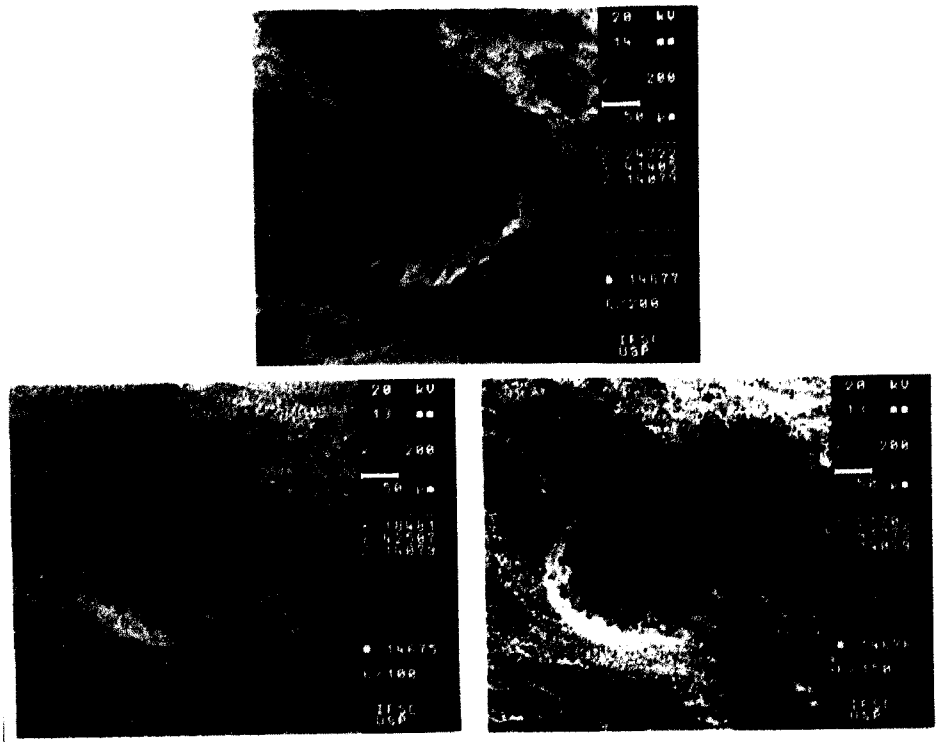


c b

Figura 24 - Microcavidade em esmalte com laser de 6 ns e potência média de 200 mW (a – 200X; b – 500X; e c – 3000X).

Mantendo a largura de pulso em nanossegundos (largura de pulso de 6 ns) e alterando a potência média, os resultados comparativos são mostrados sob aumento de 200X na figura 25 (25a – 200 mW e 215,2 µm de diâmetro; 25b – 150 mW e 243,5 µm de diâmetro; e 25c – 100 mW e 275,2 µm de diâmetro). É possível observar que a diminuição da potência média do laser aumenta o diâmetro e torna as microcavidades mais rasas. As bordas tornam-se menos definidas e o padrão de ablação diminui tanto quanto a região Z2. Uma menor modificação lateral é observada.

a



c b

Figura 25 - Microcavidades com laser de nanossegundos (6 ns) variando a potência média em 200 mW (a); 150 mW (b); e 100 mW (c) sob aumento de 200X.

Comparando as figuras 21c e 24c, no aumento de 3000X, é possível observar que a microcavidade realizada com o laser em picossegundos apresenta margens definidas, situação que não é observada na ablação com laser em nanossegundos. No caso do nanossegundos, as margens estão pobremente definidas, mostrando evidências da turbulenta ablação do laser quando pulsos longos são empregados.

3.2.3 DISCUSSÃO

Todos os quatro dentes selecionados para esse estudo, com origem de diferentes pacientes, mostraram aspectos morfológicos semelhantes, como descritos acima.

As observações sob MEV justificam a existência de dois mecanismos distintos de ablação, dependendo da extensão temporal do pulso. Para entender os resultados da ablação na amostra de esmalte, precisa-se considerar os mecanismos básicos que permitam a ablação de tecidos duros. Basicamente considera-se dois mecanismos, sendo um mediado pela absorção linear e outro pelo processo de colapso multifônico e formação de plasma. No caso real para a maioria dos materiais, como o esmalte, esses dois processos ocorrem conjuntamente com frações diferentes de contribuição, dependendo da extensão do pulso.

Ambos sistemas lasers de 6ns e de 70 ps, carregam a mesma potência média, no entanto os pulsos com 70 ps têm uma potência de pico muito mais alta. Potência-pico mais alta e tempo de interação mais curto causam mecanismos distintos de ablação para os dois casos. Para os pulsos mais longos normalmente o mecanismo de ablação é dominado pela absorção da luz e vaporização do material. Por causa do longo tempo de interação, existe tempo suficiente para o pulso interagir com um volume maior de material. Dependendo da intensidade do pulso, o material é primeiro fundido seguido da vaporização parcial que cria uma força de recuo, fazendo com que o líquido remanescente seja ejetado, resolidificando nas margens e algumas vezes na zona Z2. Como a intensidade do pulso aumenta, a formação de plasma substitui esse mecanismo próximo à superfície. Nesse caso, o padrão de ablação cai devido ao efeito de blindagem

do plasma. O pulso longo permite criar um estresse termo-mecânico que pode gerar micro-trincas no material como pôde ser observado. Nesse caso, dano colateral é freqüentemente alto. Diminuindo a duração do pulso o resultado é um menor volume de calor e consequentemente a energia para ablacionar, bem como o dano colateral térmico diminuem.

Existe um outro importante mecanismo assistido pela ablação, através da formação de plasma, que normalmente ocorre em materiais transparentes dielétricos, a ruptura dielétrica. Sendo o esmalte e a dentina materiais não totalmente absorvedores de luz, tem-se os dois mecanismos de ablação: o térmico e a ruptura dielétrica. Os elétrons da camada de valência tem um potencial de ionização ou uma "bandgap" maior do que a energia fotônica do laser. Os elétrons de valência não absorvem a luz laser em baixas intensidades. Contudo, na realidade, nos materiais sempre existem alguns elétrons livres ou condutores presentes, e eles são os elétrons iniciadores da ionização em avalanche. Quando um elétron livre simplesmente vibra na oscilação do campo do laser, a energia de absorção é mínima. Apesar disso, quando o elétron defasa seu movimento por meio de colisões com os elétrons de valência a absorção é significante. Nesse caso, os elétrons iniciadores podem ser suficientemente acelerados para aumentar a sua energia cinética acima do potencial de ionização dos elétrons de valência. A próxima colisão com um elétron de valência resultará em um evento de ionização secundário. Esse processo repetirá por sí, conduzindo a uma avalanche na qual a densidade de elétrons livres cresce exponencialmente. Quando suficientes elétrons de valência são ionizados pelo processo de avalanche, um plasma com densidade crítica é criado, e o material transparente é rompido tornando-se absorvedor. A ruptura induzida pelo laser é acompanhada pela

emissão de ondas acústicas e uma radiação plásmica óptica (uma centelha) à partir do foco (Mourou; Liu – 1997).

Uma vez que o plasma de elétrons livres que é gerado pela ionização em avalanche alcance uma densidade suficientemente alta, começa a ruptura irreversível e a ablação do material. Os elétrons absorvedores da energia laser pela colisão com íons são aquecidos até altas temperaturas, ao mesmo tempo em que os elétrons transferem a energia aos íons e retículos, e o material é aquecido. Além disso, no material absorvedor a absorção linear ajuda a aumentar a temperatura. A quantidade de energia transferida e a taxa de aquecimento durante o pulso laser depende da duração e do coeficiente da energia de ligação. Porque os pulsos curtos têm potência-pico mais alta, uma amplitude de radiação suficientemente alta pode estar presente mesmo no corpo do material, tornando o mecanismo acima discutido muito provável de acontecer.

Como já citado, contudo novamente importante relatar para sedimentar o conceito, com relação aos mecanismos de formação de plasma quando compara-se os pulsos curtos com os longos, para os curtos a intensidade limiar para a formação do plasma e ablação é mais alta do que para pulsos longos. Onde há aquecimento, parte do pulso pode ser refletido. Assim, deposita-se muito mais energia em um material usando pulsos mais curtos do que pulsos mais longos. Ao mesmo tempo, muito mais intensidade pode ser alcançada na interação do pulso curto, permitindo que o processo de ruptura aconteça mais facilmente nesse caso.

Para os pulsos longos como 6 ns, usados para ablação do esmalte, se a transferência de energia durante a interação do laser com a matéria é forte, a difusão de calor pode envolver um volume muito maior do que a área do feixe. O material

BIBLIOTECA INFORMAÇÃO

removido é acompanhado por uma fusão, ejeção direcionada pela pressão do vapor e recuo da pressão luminosa. Esse processo é muito instável devido a dinâmica complicada da fase fluida e do vapor direcionado. Desde que existe a formação parcial de plasma nesse mecanismo de ablação, é possível explicar a ineficiência, a morfologia mais rasa e mais larga da cratera observada nesse regime de pulso laser, pelo bloqueio parcial do pulso.

Por outro lado, pulso de 70 ps é suficientemente curto para evitar o espalhamento do calor em volume, nesse tempo curto, e consequentemente um pequeno volume deveria ser fundido ou rompido durante a interação do laser. Nesse mesmo tempo, por causa do menor bloqueio do plasma, no pulso curto, produzindo-se crateras mais profundas com raios similares para o tamanho da cintura do feixe.

Para este trabalho, foi possível padronizar o tempo de exposição em 30 segundos. Porém, também foram investigados tempos variando de 5 a 30 segundos e, de uma forma geral, o comportamento que se descreveu foi a de que com baixa potência e tempos curtos de exposição, ocorre muito pouco efeito no tecido. Para o laser de nanossegundos (6ns), a exposição de 10 segundos foi o tempo mínimo necessário para resultar em uma ablação observável. Para o laser de picossegundos, outro experimento será adiante descrito (ítem 5.2), variando o tempo de exposição e descrevendo a morfologia superficial e a proporção Ca/P. Contudo, as características comparativas entre esses dois tipos de regimes de pulsos se mantiveram sempre presentes.

3.2.4 CONCLUSÕES

Nesse experimento, foi comparado o uso do pulso extendido para ablacionar precisamente o esmalte:

1 - O laser pulsado em picossegundos foi curto o suficiente para produzir microcavidades bem definidas com pequenos efeitos colaterais, mesmo quando se usa um trem de pulso;

2 - Por outro lado, pulsos em nanossegundos demonstrou menor eficiência e danos colaterais como estresse mecânico e fratura;

3 - A geometria da região ablacionada foi muito mais determinada pelos pulsos curtos e muito mais indeterminada pelos longos pulsos.

As micrografias (MEV) mostraram claramente a diferença entre as microcavidades produzidas por pulsos laser em 70 ps e em 6 ns para mesmo nível de potência média. Pulsos curtos preservaram bem a estrutura prismática original. É possível entender que o trem de pulsos em picossegundos permite um controle mais previsível do processo de ablação. Apesar da baixa taxa de ablação, os resultados mostraram a real possibilidade para usar um sistema laser comercial relativamente simples para pulsos em picossegundos que poderia promover a Dentística Operatória Puntual e Seletiva, em outras palavras, seria possível tratar apenas o tecido alterado com seletividade e sem remover tecido sadio ou mesmo promover danos aos tecidos ao redor. Além disso, os cortes precisos talvez resultem em superfícies mais lisas, que é importante para prevenir a colonização do biofilme. Outros estudos *in vitro* são necessários, mudando os parâmetros de energia e simulando situações clínicas, para se

propor o uso efetivo desse sistema *in vivo*, mas, de fato, o sistema laser em picossegundos pode melhorar a qualidade da Dentística Operatória num futuro breve.

3.3 COMPARANDO MICROCAVIDADES EM PICOSSEGUNDOS EM REGIME DE POTÊNCIAS MAIS ALTAS

Nesta seção, foram realizados outras microcavidades para análise comparativa entre eles, contudo diferentemente dos dois experimentos anteriores, potências médias mais altas foram selecionadas no laser de picossegundos.

Foram utilizados 3 molares humanos recém-extraídos que estavam armazenados em soro fisiológico, à temperatura ambiente (25°C) e foram esterilizados em autoclave (DeWald – 1997; Amaechi A et al. – 1998) imersos em água destilada em recipiente de vidro transparente vedado com papel tipo kraft e fita adesiva para autoclave (3M) para serem preparados. As amostras foram preparadas seguindo o mesmo protocolo citado no experimento 3.1 e 3.2 dessa Dissertação: a porção radicular dos elementos foi removida com o auxílio de um disco de carborundum montado em peça-de-mão (Ruca, Brasil) (Fig. 8). Após, cada coroa foi seccionada no sentido ocluso-cervical, separando-se as porções V e L (Fig. 9). Sendo assim, os três molares resultaram em 6 metades. Essas metades foram então embutidas em um anel de PVC e resina epóxica Cristal, de forma que as faces V e L ficassem voltadas para cima e expostas (Fig. 10).

De posse desse corpo-de-prova ("medalhão"), o próximo passo foi tornar as superfícies V e L planas, ao mesmo tempo que fosse possível a exposição de tecido de

esmalte e de dentina de cada metade. Para isso, foram utilizadas lixas d'água números 80, 120, 200, 400 e 600 (Norton), nessa ordem, apoiando em bancada e usadas de forma manual (Fig. 11).

Esse "medalhão" permaneceu armazenada em água destilada a 37° C até o momento do experimento (1 semana). Para remoção do biofilme superficial, a amostra foi tratada em solução de tripsina 10 mg e água destilada esterilizada 10 ml durante 10 minutos, segundo orientação da Profa. Izabel Ito (1998). Utilizando o sistema de translação x-y-z (Fig. 12), a amostra foi fixada no eixo com o auxílio de uma fita adesiva dupla face (3M). O eixo, por sua vez, foi fixado sobre a bancada onde o sistema laser estava estabilizado, através de um trilho e parafusos. Esse eixo permite a translação da amostra em 3 direções, tornando possível e fácil trabalhar com o feixe laser focado. As amostras estavam então prontas para serem irradiadas (Fig. 26).

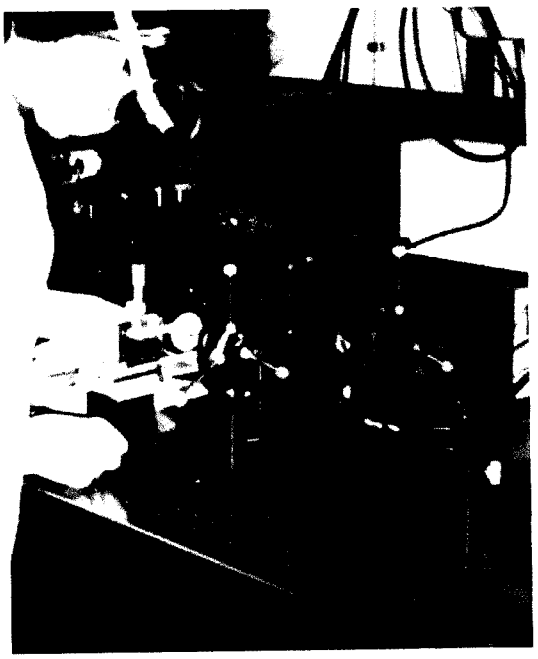


Figura 26 – Corpo-de-prova posicionado no eixo e sobre a bancada, pronto para a irradiação com o laser de picossegundos.

Foram realizados 15 microcavidades em esmalte e 9 em dentina, sendo que os parâmetros para irradiar o esmalte seguiram uma freqüência fixa de 100 Hz e potência médias de 1,3 W; enquanto que para a dentina, a freqüência foi fixa em 15 Hz enquanto que a potência média variou em 800, 700 e 600 mW. Os tempos de irradiação foram escolhidos em: 30, 15 e 5 segundos. Resultando, portanto, nas seguintes energias totais resumidas na tabela I.

Tabela I – Diferentes parâmetros de energia total utilizados para a confecção das microcavidades em esmalte e em dentina com laser de Nd:YAG sob regime de picossegundos

Tempo\Tecido Potência Média	Esmalte 100Hz 1300 mW	Dentina 15Hz 800 mW	Dentina 15Hz 700 mW	Dentina 15Hz 600 mW
30s	**39 J**	**24 J**	**21 J**	**18 J**
15s	**19,5 J**	**12 J**	**10,5 J**	**9 J**
5s	**6,5 J**	**4 J**	**3,5 J**	**3 J**

3.3.1 RESULTADOS E DISCUSSÃO

Seguindo o protocolo para observação de cada microcavidade realizada com relação às regiões morfológicas, a classificação seria em Z1 – zona ablacionada (material removido); Z2 – zona intermediária; e, Z3 – zona de estrutura original, não-

irradiada (Fig. 15), é apresentado o terceiro experimento com microcavidades utilizando o laser de picossegundos, porém variando a energia total e empregando potências mais altas.

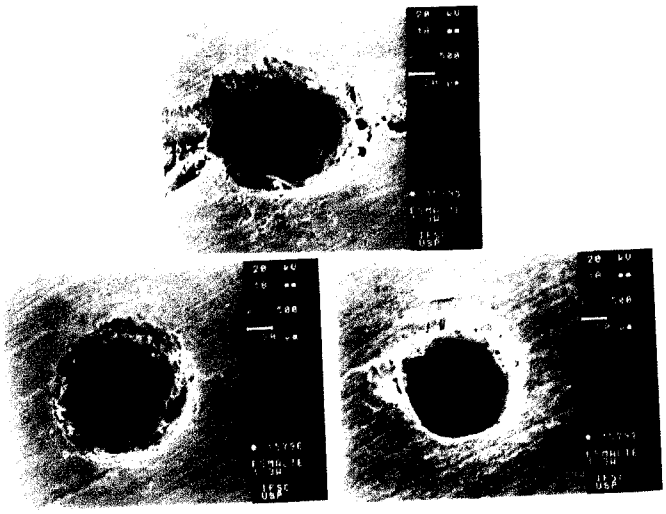
Quando consideramos a análise comparativa da energia total entregue, dentro de cada grupo de potência média, fica claro que a medida que a energia total diminui, as bordas do furo tornam-se mais bem definida.

Com relação à variação da potência média, também quanto menor o valor, melhor a definição das bordas da microcavidade, ou seja, menor a região Z2, chegando a não ser possível, em alguns casos, sua visualização (Figs. 27c, 29b, 29c e 31c). Interessante é notar que, como neste experimento potências mais altas foram escolhidas, com relação aos experimentos 3.1 e 3.2, uma nova característica pode ser observada nas figuras 30 e 31 (a e b). Z2 parece resultar da esfoliação num tempo posterior ao da irradiação. Ou seja, após realizadas as microcavidades com 700 e com 800 mW, a região das bordas tornou-se tão frágil a ponto de se destacar, esfoliando do tecido. Esse fenômeno pode ser conseqüência das fortes ondas de choques provocadas por essas potências mais altas.

Considerando o tecido alvo, esmalte ou dentina, esse fato parece não influenciar as características morfológicas das microcavidades aqui analisados.

Com relação ao esmalte e sem alterar a potência média, foi possível observar que a medida que a energia total foi diminuindo, a região Z2 também tendeu a desaparecer, ou seja, enquanto nas figuras 27a e 27b a região intermediária está presente, descrevendo a falta de definição das bordas da microcavidade, fato diferente ocorreu na figura 27 c, onde a energia total entregue diminuiu.

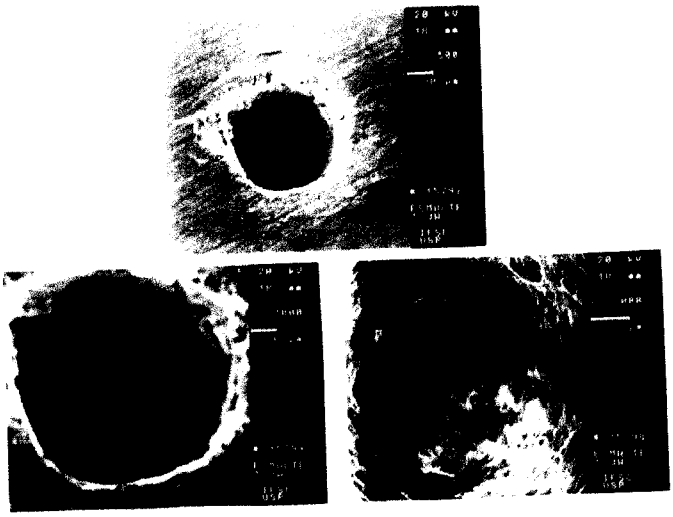
a



b c

Figura 27 - Microcavidades em esmalte com 1300 mW de potência média e tempos de exposição diferentes e decrescentes (a - 30, b - 15 e c - 5 segundos) (500X)

a



b c

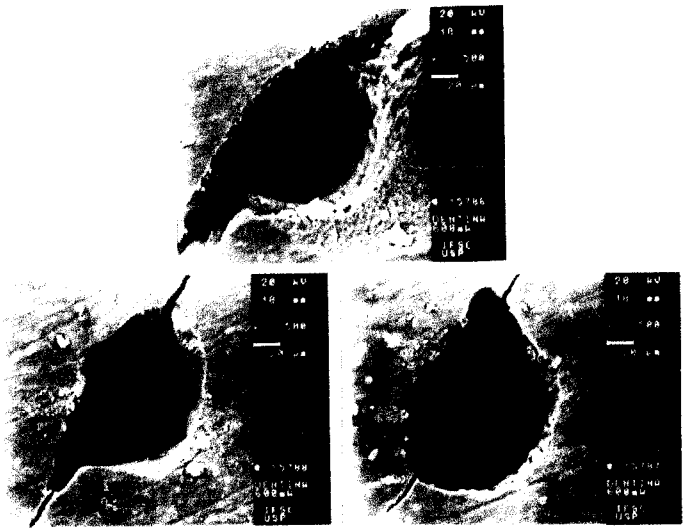
Figura 28 – Microcavidade em esmalte com 1300mW de potência média e 5 segundos de tempo de exposição em três diferentes aumentos (a – 500X, b – 1000X e c – 3000X).

Além disso, com a maior energia (Fig. 27a) foi possível observar uma grande trinca gerada tendo como centro de origem o furo produzido. Denotando que a capacidade em dissipar as ondas de choque geradas durante a irradiação pode estar associada a energia total entregue, e não à potência média empregada. Isso significa que existe um limite também com relação à energia total empregada.

Quando são mostrados maiores aumentos dessa microcavidade com bordas mais definidas, fica novamente evidente que, de forma localizada, o laser de picossegundos promove uma fusão e recristalização, contudo e superfície resultante parece ser muito mais homogênea do que aquelas observadas como resultado da aplicação de laser de CO_2 ou de Nd:YAG em regime pulsado em microssegundos. Essa característica torna-se interessante no tocante à dificuldade que proporciona a reinstalação de biofilme nas superfícies irradiadas resultantes.

Com relação ao tecido dentinário, aqui novamente torna-se notável que a menor energia total entregue foi capaz de produzir microcavidades com bordas mais definidas (Fig. 29c). Contudo, como para a dentina a potência média, nesse experimento, foi variada em três valores, foi fácil perceber que a sua diminuição também acaba por influenciar a eficiência de ablação a nível de definição de corte do laser de picossegundos. Porém, como a figura 31c apresenta um microcavidade sem Z2 da mesma forma como a figura 29c, onde a potência média foi menor, novamente, parece estar lícito que a maior influência para a definição de bordas das microcavidades e ausência de zona intermediária está relacionada à energia total entregue.

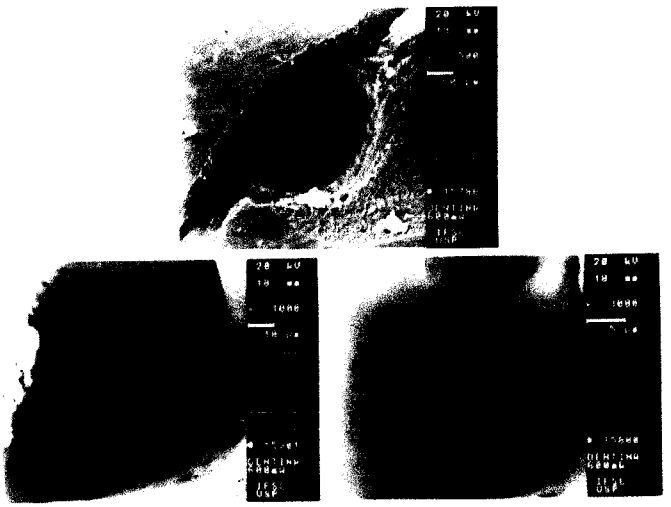
a



b c

Figura 29 – Microcavidades em dentina com 600 mW de potência média e tempos de exposição diferentes e decrescentes (a - 30, b - 15 e c - 5 segundos) (500X).

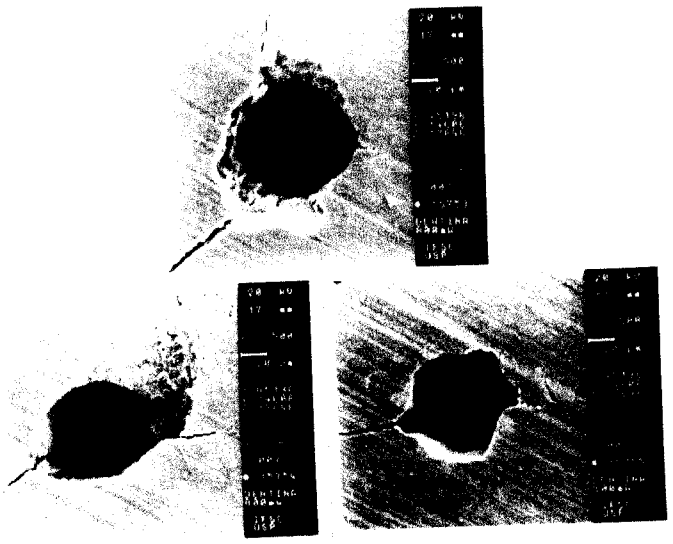
a



b c

Figura 30 – Microcavidade em dentina com 600mW de potência média e 5 segundos de tempo de exposição em três diferentes aumentos (a – 500X, b – 1000X e c – 3000X).

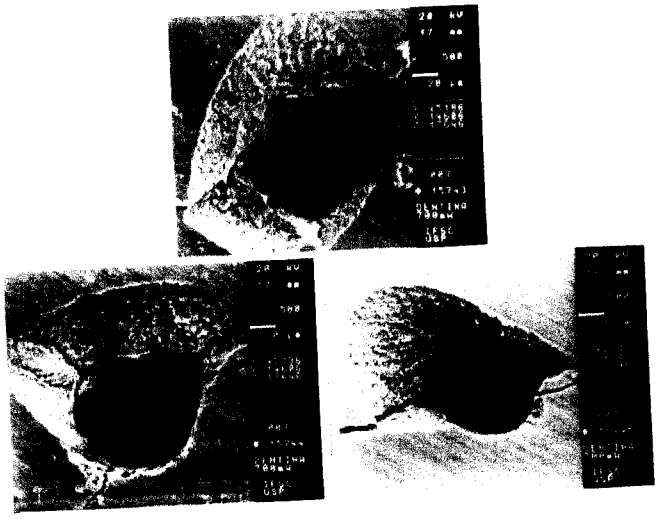
a



b c

Figura 31 - Microcavidades em dentina com 800 mW de potência média e tempos de exposição diferentes e decrescentes (a - 30, b - 15 e c - 5 segundos) (500X).

a



b c

Figura 32 – Microcavidades em dentina com 700 mW de potência média e tempos de exposição diferentes e decrescentes (a - 30, b - 15 e c - 5 segundos) (500X)

Ainda com relação à dentina, novamente foi possível visualizar uma grande trinca gerada pelas microcavidades, porém sendo em tecido dentinário, esse fato não está somente relacionado ao mecanismo de interação do laser com o tecido, mas principalmente devido às características estruturais desse tecido dentinário.

Mesmo sob a potência mais baixa aqui empregada (600 mW), na figura 30 nota-se a características térmica localizada desse laser, colabando as fibras colágenas e elásticas da dentina intertubular e deixando alguns túbulos dentinários abertos. Parece ter ocorrido remoção total do smear layer (Cotton – 1984)

Tabela II – Diâmetros (μm) dos microcavidades em esmalte e em dentina com laser de Nd:YAG sob regime de picossegundos

Tempo\Tecido Potência Média	Esmalte 100Hz 1300 mW	Dentina 15Hz 800 mW	Dentina 15Hz 700 mW	Dentina 15Hz 600 mW
30s	103,0	91,7	105,8	103
	109,4			
15s	100,2	81,8	90,3	103
	100,9			
5s	94,5	72,7	89,6	88,2
	85,4			

Durante a análise morfológica sob o MEV, os diâmetros de todas as microcavidades foram medidos em micrômetros (μm). É possível observar que a medida

que decresce a energia total entregue, também decresce o diâmetro do furo. Contudo, situação inversa ocorreu quando a potência média aumentou, ou seja, nesse caso, o diâmetro diminuiu. Parece então que é importante que a energia esteja bem concentrada no ponto focal de ablação.

3.3.2 CONCLUSÕES

Nesse experimento, foi possível observar a influência da energia total entregue nos tecidos esmalte e dentina, quando potências médias mais altas foram escolhidas:.

1 - O esmalte demonstrou ser mais capaz de dissipar as ondas de choque do que a dentina, uma vez que as trincas originadas nas microcavidades foram mais freqüentes em tecido dentinário, diferentemente do esmalte;

2 - Com relação à presença de Z2, quando aumentou-se a potência média e também a energia total, Z2 apareceu após a irradiação devido a esfoliação das bordas fragilizadas pelas ondas de choque geradas. Esse fato se deu pela incapacidade do tecido para dissipar as ondas de choque.

Em conclusão, parece que para manter os aspectos de definição de bordas encontrados nos experimentos 3.1 e 3.2, é importante escolher tempos de irradiação mais curtos, quando as potências médias forem mantidas mais altas, ou seja, energia total entregue mais baixa e bem localizada.

4. ANÁLISE QUÍMICA POR ENERGIA DISPERSIVA DE RAIOS-X

Apesar dos dentes apresentarem variações químicas em sua composição, fato que advém da dependência da dieta durante a sua formação, posição na arcada dental, idade e história clínica do indivíduo; existem compostos inorgânicos e orgânicos que estão sempre presentes e têm um papel altamente importante para a fisiologia dental e manutenção da saúde do órgão dental como objetivo final.

Apesar dos dentes decíduos terem maior quantidade de água do que os permanentes, as quantidades de elementos cálcio e fósforo se mantém semelhantes em todos os tipos de dentes, ou seja, esses dois elementos são os principais constituintes inorgânicos dos tecidos dentais duros.

Microanálises do esmalte dental humano sadio mostram que a concentração de Ca e de P aumenta ligeiramente à partir da junção amelo-dentinária (esmalte-dentina) para a superfície do esmalte. A proporção Ca/P de esmalte e dentina é intermediada pelo fosfato octacálcico, $Ca_8H_2(PO_4)_6 + H_2O$ e pela hidroxiapatita, $Ca_{10}(PO_4)_6(OH)_2$. Ocasionalmente encontram-se compostos como oxalato de Ca, oxalatos hidratados de Ca e calcita (carbonato de Ca) (Lazzari – 1978).

Estudos demonstram que a proporção Ca/P em esmalte sadio fica em torno de 1,97, para adultos jovens, e 2,07 para adolescentes; enquanto que para a dentina essa proporção estará próxima de 2,04 (Lazzari – 1978).

Vários trabalhos de relevância científica (Cecchini – 1995; Cecchini – 1997; Pelino – 1998; Tanji – 1998; Ramos – 1998; Tokonabe et al. – 1999) que apresentam interação laser-tecido dental duro demonstraram além das características morfológicas, também a análise química por energia dispersiva de raios-X avaliando a proporção atômica relativa de Ca e P. Cabe então aqui, demonstrar também a influência das irradiações com lasers de Nd:YAG nos regimes de nano e de picossegundos, sobre essa proporção Ca/P, que está diretamente ligada a capacidade de resistência química do tecido frente a novos ataques com ácidos orgânicos, causadores da doença cárie.

À partir desse ponto, essa Dissertação apresentará vários experimentos analisando quimicamente o substrato e associando à morfologia superficial.

4.1 COMPARANDO VARIAÇÕES QUÍMICAS EM DENTES EXPOSTOS A PULSOS LASER NOS REGIMES DE NANO E DE PICOSSEGUNDOS

Do experimento 3.2, foi também realizada a análise química comparativa nas várias condições.

Utilizando Análise por Energia Dispersiva de Raios-X (EDX), com um aumento de 2000X e uma área de 45 X 45 μm^2, foi realizada a análise química da, em superfícies de esmalte, quantidade em porcentagem de número de átomos do elemento

químico cálcio em relação à porcentagem atômica do elemento fósforo. Comparando as regiões ablacionadas realizadas com diferentes potências médias, com os lasers de Nd:YAG, nos regimes de nano e de picossegundos e um grupo controle, num mesmo elemento dental, sendo assim, a composição química original não variou e a comparação entre os substratos tratados foi possível em relação ao controle (superfície sem irradiação com laser).

Tabela III – Valores da porcentagem relativa do número de átomos de cálcio e de fósforo em uma área de 2025 μm^2.

E. Quim\ Trat	Controle	Pico 200 mW	Nano 200 mW	Pico 150 mW	Nano 150 mW	Pico 100 mW	Nano 100 mW
Cálcio	**50,506**	**50,776**	**52,588**	**50,396**	**51,621**	**50,248**	**52,009**
Fósforo	**49,494**	**49,224**	**47,412**	**49,604**	**48,379**	**49,752**	**47,991**
Ca/P	**1,02**	**1,03**	**1,11**	**1,02**	**1,07**	**1,01**	**1,08**

A proporção de Ca/P, em relação ao controle, sempre aumentou sob todas as diferentes potências médias com o laser de nanossegundos, de 4% (150 mW) a 8% (200 mW), diferentemente do laser de picossegundos, que manteve a proporção e apresentando um resultado inclusive de diminuição da proporção em 1% (100 mW).

Isso se deve ao fato de que, como para o laser de nanossegundo o mecanismo de ablação que predomina é o térmico, foi capaz de remover, por vaporização, maiores quantidades de grupos fosfato que estão mais fortemente ligados às moléculas de água (calor gera vaporização). E esse resultado é mais evidente quando

a potência média é a mais alta (200 mW) e a energia térmica gerado no material consequentemente é mais intensa.

Para o laser de picossegundo, que promove a ablação sem gerar aquecimento ou com mínimo e localizado aquecimento do material, ocorreu remoção de cálcio e de grupos fosfato na mesma proporção, ou seja, promoveu ablação do material sem comprometer a composição química original do elemento dental.

Aparentemente, o regime de nano pode parecer favorável por proporcionar um aumento da proporção Ca/P, tornando a superfície mais ácido-resistênte. No entanto, a vitrificação causada pelo laser, neste caso, certamente diminui propriedades mecânicas como resistência ao impacto e à adesão. Desta forma, apesar do leve desbalanço Ca/P causado pelo regime de nanossegundo, a falta de precisão e outros danos não permitem colocá-lo como vantagem comparada ao pico que nem sequer alterou a composição química neste experimento.

4.2 COMPARANDO MICROCAVIDADES NO REGIME DE PICOSSEGUNDO SOB DIFERENTES ENERGIAS

Foi realizada a análise química por energia dispersiva de raios-X (EDX) nas superfícies internas das microcavidades do experimento 3.3, ou seja, na zona de ablação (Z1). Sendo assim, mesmo em se tratando de um laser de picossegundos, nessas área ocorreu um aquecimento, porém bem localizado.

Tabela IV – Resultados em porcentagem atômica relativa de átomos de cálcio em relação ao átomos de fósforo.

Tempo de Irradiação	Tratamento\ E. Químico	Cálcio	Fósforo	Ca/P
30 s	**Dentina 800 mW**	**56,261**	**43,739**	**1,29**
15 s		**52,945**	**47,055**	**1,13**
5 s		**58,213**	**41,787**	**1,39**
30 s	**Dentina 700 mW**	**53,586**	**46,414**	**1,15**
15 s		**52,376**	**47,624**	**1,10**
5 s		**53,873**	**46,127**	**1,17**
	Controle	**50,407**	**49,593**	**1,02**

Neste experimento, utilizando potências mais altas, o laser de picossegundos, independente da intensidade, em tecido dentinário, sempre promoveu um aumento na proporção Ca/P, que se apresentou na faixa de 7% a 36%. Sendo assim, em se tratando dessas intensidades aqui utilizadas, ocorreu um aquecimento do tecido irradiado, mesmo que bem localizado.

Quanto maior foi a energia total entregue, maior também foi o crescimento da proporção Ca/P.

Houve remoção de maiores quantidades relativas de átomos de fósforo, crescendo a concentração localizada de átomos de cálcio o quê provavelmente confere a esse tecido tratado uma maior resistência aos ácidos orgânicos que poderiam instanlar um processo carioso.

4.3 CONCLUSÕES

Desses dois experimentos aqui relacionados, pode-se observar que no regime compatível com nanossegundo, houve maior variação da proporção Ca/P.

1 – Sob potência baixa (experimento 3.2), enquanto o laser de picossegundos não umentou a proporção Ca/P, o laser de nanossegundos aumentou essa proporção em até 8%;

2 – No experimento 3.3, quando altas potências (700 e 800 mW) e altas energias totais (de 10 a 24 J) foram empregadas, independentemente do regime para largura dos pulsos, ocorreu um aumento na proporção de átomos de cálcio para átomos de fósforo.

A variação deve ser consequência das diferenças de fotoionização, levando à contribuições diferentes dos elementos químicos Ca e P. Provavelmente, a remoção das porções orgânicas e inorgânicas ocorrem diferentemente. Essa seletividade parece ser influenciada pelo processo de fotoionização.

5. OUTRAS APLICAÇÕES INVESTIGADAS

Com o objetivo de dar início a possíveis aplicações clínicas para o laser de picossegundos e uma vez entendido o mecanismo e as diferenças de ablação dos lasers de nano e de picossegundos nos tecido dentais duros esmalte e dentina, foi possível realizar outras aplicações, buscando simular situações clínicas comuns.

Primeiramente, foram realizadas apicectomias, em dentes primeiros molares extraídos por indicação periodontal (destruição infecciosa do ligamento periodontal – Anexo A), por se tratar de um procedimento bastante simples. E os dois sistemas lasers foram empregados, o laser de nanossegundos (Fig. 6) e o laser de picossegundos (Figs. 2 e 3).

Após analisar os aspectos morfológicos e químicos interessantes do laser de picossegundos, foram então realizados preparos cavitários tipo Classe V (Anexo C), um procedimento operatório mais complexos do que as apicectomias. Em particular, o laser de picossegundos foi o sistema empregado, diretamente em esmalte e diretamente em dentina, por ser capaz de produzir regiões ablacionadas com bordas bem definidas. Alterando os parâmetros de energia, cada preparo cavitário foi avaliado morfologicamente e quimicamente sob microscopia eletrônica de varredura (MEV) e EDX, respectivamente.

5.1 APICECTOMIAS

A permanência de bactérias e suas toxinas ou mesmo os produtos da decomposição pulpar poderão levar à formação de lesões periapicais, tanto de caráter exsudativo como os abscessos, ou de caráter proliferativo, como os granulomas ou cistos (Leonardo; Leal – 1991).

Tendo-se esgotados todos os recursos do tratamento endodôntico conservador (remoção do tecido pulpar e do tecido dentinário das paredes internas dos condutos radiculares e obturação do espaço pulpar com um material borrachóide e cimento resinoso) e nào solucionada a reação periapical, a cirurgia paraendodôntica (através do espaço periodontal) se torna a única alternativa possível para debelar o processo inflamatório ou infeccioso, promovendo assim, o restabelecimento da normalidade dos tecidos periapicais e consequênte manutenção do elemento dental (Cavalcanti et al. – 2000).

A apicectomia é uma técnica cirúrgica já bem estabelecida e aceita para preservação dos dentes com patologia apical ou após falha da terapia endodôntica (Cheung; Lam – 1993). Esse procedimento cirúrgico visa a ressecção do ápice radicular e curetagem da região periapical, com o intuito da remoção de toda a lesão patológica. Dessa forma. Dar-se condições ao organismo de promover a reparação da região periapical (Graziani – 1986).

De acordo com Miserendino (1988) e com Moritz et al. (1997), a radiação laser de CO_2 pode ser utilizada para a realização de apicectomias, promovendo uma volatilização com posterior fusão dos tecidos dentários, fechamento dos túbulos

dentinários, redução bacteriana na área irradiada e auxílio na reparação periapical, através dos seus efeitos bioestimulantes.

Do sucesso ou fracasso da intervenção cirúrgica dependerá a perda ou a permanência do órgão dental na arcada. Assim sendo, a escolha de um instrumento cirúrgico mais adequado que possa promover maior probabilidade de resultados positivos deve ser prioridade.

5.1.1 Experimento 1

Nós utilizamos um terceiro molar humano com comprometimento periodontal extraído por indicação e apresentando uma contaminação muito intensa com biofilme na porção radicular. O elemento dental foi obtido de uma clínica dental após um procedimento cirúrgico aprovado eticamente. O molar foi mantido em meio apropriado (solução salina) para evitar o ressecamento, previamente à irradiação.

A porção coronária foi separada da porção radicular por meio de um disco de carborundum montado em peça-de-mão (Ruca, Brasil) e mandril. Nenhum procedimento para esterilizar a amostra foi realizado, justamente para verificar sob MEV a influência desse tipo de radiação sobre as colônias bacterianas. Apenas a porção radicular, com três raízes (vestíbulo-mesial, vestíbulo-distal e palatina) foi irradiada nesse experimento.

A porção radicular foi colada com cola plástica em um "stub" próprio para posterior análise sob microscopia eletrônica de varredura. Esse dispositivo foi fixado no mesmo eixo de translação x-y-z já citado de forma que os ápices ficassem voltados para cima e o feixe laser focado pudesse realizar satisfatoriamente as apicectomias, movendo-se o eixo no sentido horizontal apenas, durante cada apicectomia.

Os sistemas laser empregados foram os seguintes listados abaixo:

- Antares 76-YAG (Coherent) (Figs. 2 e 3) – laser de Nd:YAG CW-pumped Q-switched e mode-locked com pulsos de duração de 70 ps emitindo no comprimento de onda de 1064 nm e frequência de 15 Hz (15 pulsos por segundo). Cada trem de pulso contendo aproximadamente 20 pulsos separados por 13,2 ns cada.
- Surelite (Continuum) (Fig. 6) – laser de Nd:YAG Q-switched e bombeado por lâmpada flash que emite pulsos de 6 ns de duração no comprimento de onda de 1064 nm e frequência de 15 Hz.

Cada raiz foi seccionada sob um parâmetro diferente de energia (Fig. 33):

- raiz palatina: 70 ps, 1000 Hz, 2000 mW, durante 20 segundos;
- raiz vestíbulo-distal: 70 ps, 100 Hz, 600 mW, durante 13 minutos;
- raiz vestíbulo-mesial: 6 ns, 10 Hz, 400 mW, durante 30 minutos.

5.1.1.1 RESULTADOS E DISCUSSÃO

Análise Morfológica

Macroscopicamente pudemos observar grande carbonização da apicectomia da raiz palatina, denotando que a potência média escolhida de 2W mostrou-se altamente elevada para o tecido dentinário e cementário.

Levada sob microscopia eletrônica de varredura, a amostra apresentou características morfológicas peculiares e diferentes daquelas esperadas à partir dos microcavidades analisados nos 2 primeiros experimentos aqui citados.

Nesse estudo das apicectomias, nessa amostra, foi possível observar não somente do laser de nanossegundos, mas também do picossegundos, uma interação

fototérmica, ou seja, ocorreu uma fusão e recristalização das superfícies irradiadas (Figs. 34, 35 e 36), da área do corte.

Provavelmente esse fenômeno tenho ocorrido devido ao posicionamento dos feixes lasers em relação ao tecido alvo, as superfícies resultantes irradiadas permaneceram o tempo todo paralelas ao feixe, e sendo irradiadas por um tempo mais longo. Isso permitiu que a energia térmica fosse difundida pelo tecido, promovendo aquecimento, vaporização e fusão superficial.

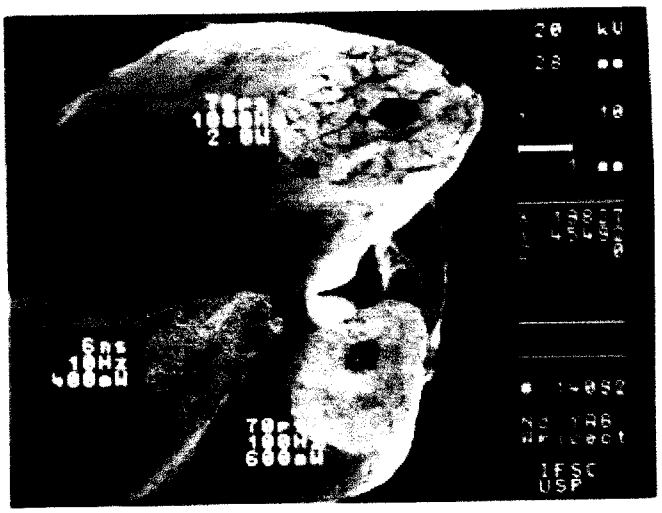
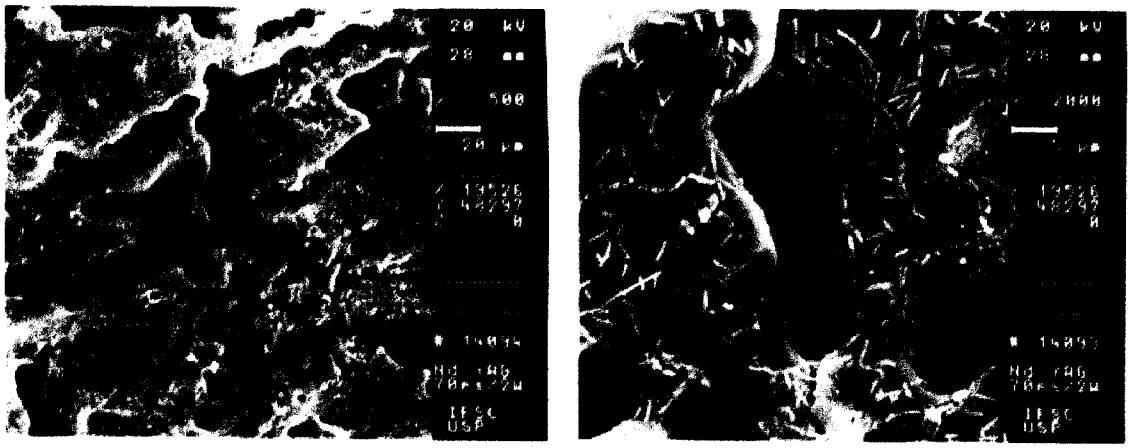


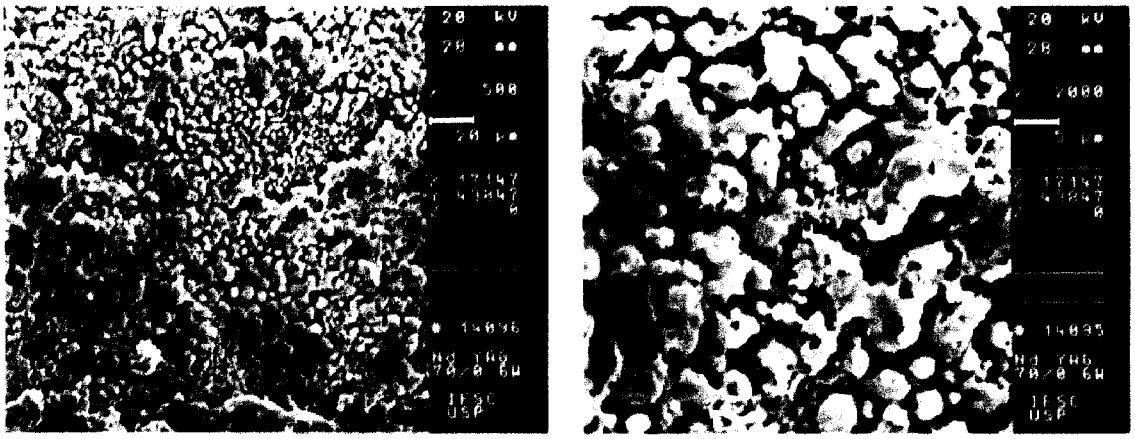
Figura 33 – Fotomicrografia da primeira amostra dental (primeiro molar superior) sob aumento de 10X, cujos diferentes tratamentos estão descritos sobre cada porção radicular.



a b

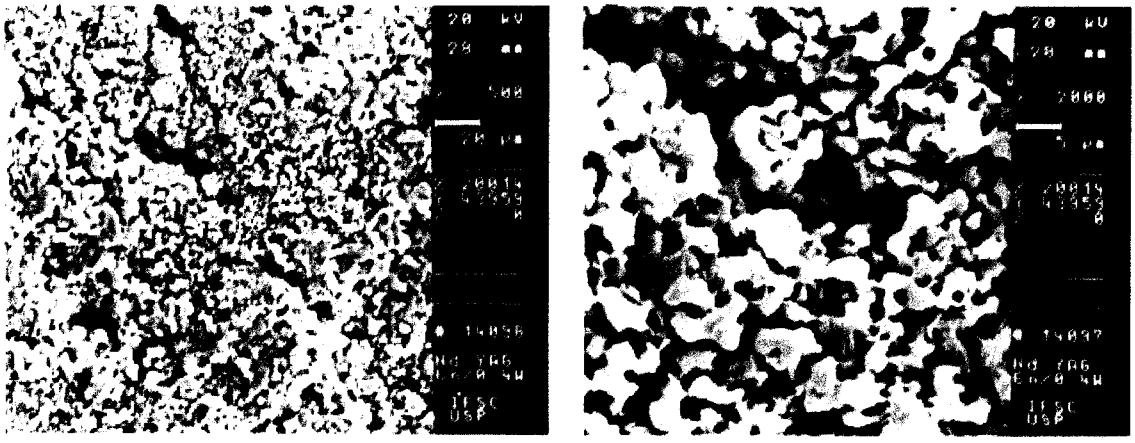
Figura 34 – Fotomicrografias da raiz palatina apicectomizada: a – aumento de 500X e b – aumento de 2000X.

Dessa forma, tanto o laser de nano, com potência média de 400 mW, quanto o laser de picossegundos, variando a potência média em 600 mW e 2 W, foram capazes de gerarem calor no tecido alvo e promoverem fusão e recristalização das superfícies dentinárias, com conseqüente vedamento dos túbulos dentinários.



a b

Figura 35 – Fotomicrografias da raiz vestíbulo-distal apicectomizada: a – aumento de 500X e b – aumento de 2000X.



a b

Figura 36 – Fotomicrografias da raiz vestíbulo-mesial apicectomizada: a – aumento de 500X e b – aumento de 2000X.

Contudo, diferentemente do que foi observado no ítem anterior, no fundo dos microcavidades realizados com o laser de picossegundos, aqui, tanto o pulso ultra-curto quanto o pulso longo apresentaram superfícies resultantes com uma recristalização que parece ser, a nível microscópico, pouco lisa, principalmente para as raízes vestibulares. Apesar disso, resultou no vedamento dos túbulos dentinários, e portanto demonstrando eficiência para os objetivos clínicos atuais.

Na figura 34b, é possível visualizar prováveis bastonetes, o laser de picossegundos, mesmo sob alta potência média, interage de forma tão eficiente e rápida que não decorre tempo suficiente para destruição estrutural da parede celulósica (Natal –

197-) das bactérias, ou seja, a "carapaça celulósica" do bacilo é preservada. Disso necessitaria se saber se a simples permanência desse biofilme neutralizado não funcionaria como irritante local e elemento facilitador de novas colonizações bacterianas.

Análise Química

Com relação à proporção relativa de Ca e P, é possível observar um resultado interessante aqui. Após a irradiação com o laser de nanossegundo, ocorreu um aumento na proporção em 3,7%, em relação a superfície controle, denotando o efeito térmico já esperado desse laser. Porém, o laser de picossegundos variou o seu efeito na dependência da potência média empregada.

Tabela V – Valores da porcentagem relativa do número de átomos de cálcio e de fósforo em uma área de 202500 μm^2 (sob aumento de 200X)

E. Químico\ Tratamento	Controle	Pico 2000 mW	Pico 600 mW	Nano 400 mW
Cálcio	**51,676**	**52,411**	**50,671**	**52,589**
Fósforo	**48,324**	**47,589**	**49,329**	**47,411**
Proporção Ca/P	**1,07**	**1,10**	**1,03**	**1,11**

IFSC-USP SERVIÇO DE BIBLIOTECA INFORMAÇÃO

Quando a potência média foi muito alta (2W), e consideramos inclusive intensamente alta por carbonizar o tecido alvo, a proporção aumentou em 2,8% em relação a superfície controle, e isso é óbvio por ter tido um efeito claramente térmico na dentina e cemento. Diferente disso, quando a potência média foi baixa (600 mW), a proporção de átomos de Ca para átomos de P diminuiu em 3,8% em relação ao controle, ou seja, o laser parece ter sido seletivo não para água, mas para o conteúdo mineral, afetando diretamente a concentração de cálcio.

Parece interessante estabelecer aqui uma relação entre a potência média e a seleção do tecido a ser removido. Potências médias mais altas, permitindo a probabilidade de gerar calor no tecido alvo, parecem ser seletivas para o conteúdo orgânico dos elementos dentais; potências mais baixas, parecem ser seletivas para o conteúdo inorgânico dental.

5.1.2 Experimento 2

Nós utilizamos um terceiro molar humano com comprometimento periodontal extraído por indicação. O elemento dental foi obtido de uma clínica dental após um procedimento cirúrgico aprovado eticamente. O molar foi mantido em meio apropriado (solução salina) para evitar o ressecamento, previamente à irradiação.

O molar foi preparado da mesma forma que no experimento 1 e os sistemas lasers empregados foram os mesmos também. Sendo que, novamente, nenhum procedimento para esterilizar a amostra foi realizado, justamente para verificar sob MEV a influência desse tipo de radiação sobre as colônias bacterianas.

Variamos os parâmetros de energia em (Fig. 37):

- raiz palatina: 70 ps, 100 Hz, 200 mW, 20 minutos;
- raiz vestíbulo-mesial: 70 ps, 100 Hz, 1000 mW, 4 minutos;
- raiz vestíbulo-distal: 6 ns, 10 Hz, 200 mW, 70 minutos.

5.1.2.1 RESULTADOS E DISCUSSÃO

Análise Morfológica

Macroscopicamente pudemos observar grande carbonização da apicectomia da raiz palatina. Como o tempo de exposição foi 5 vezes maior do que na raiz vestíbulo-mesial, onde também o picossegundo foi utilizado, provavelmente depois de um tempo ocorreu uma modificação na forma de absorção por parte do tecido dentinário para o laser de Nd:YAG em picossegundos, principalmente porque após o primeiro ponto de carbonização acontecer, a absorção cresce espantosamente, devido ao material escuro altamente absorvedor.

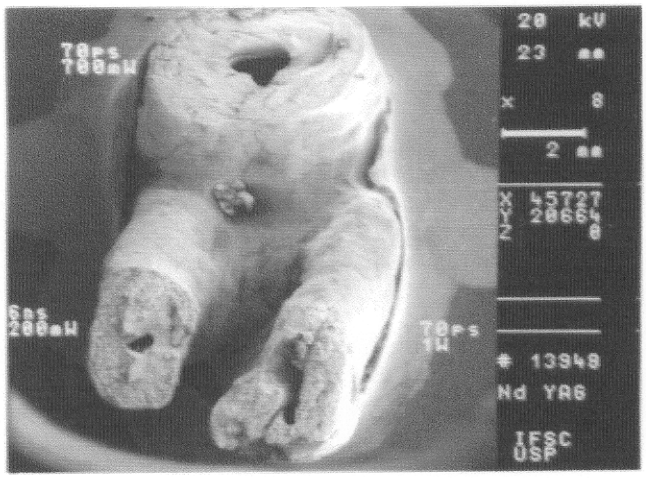
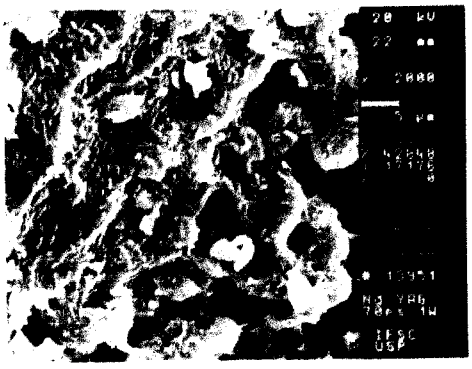
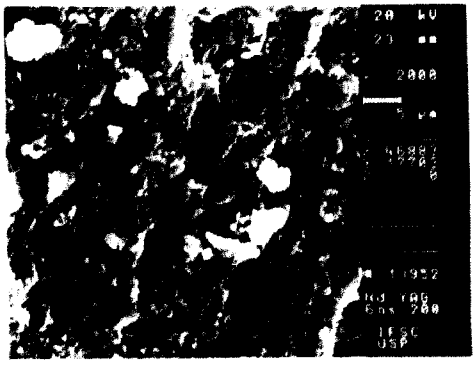


Figura 37 - Fotomicrografia da segunda amostra dental (primeiro molar superior) sob aumento de 10X, cujos diferentes tratamentos estão descritos sobre cada porção radicular.

a





b c

Figura 38 – Fotomicrografias no aumento de 2000X de cada raiz apicectomizada (a – vestíbulo-mesial; b - palatina; e c – vestíbulo-distal)

O fato dos túbulos dentinários estarem ou não vedados vai depender da orientação dos mesmos, ou seja, dependerá da direção dos túbulos dentinários no ápice da raiz cortada, geralmente terminam obliquamente à superfície externa do ápice radicular, e essa regra geral facilitaria, então, a capacidade dos lasers em vedá-los.

Porém, quando a raiz apresenta uma curva muito acentuada, por exemplo, pode acontecer de não ser possível o vedamento, como no caso da raiz palatina (Fig. 38b). Outra hipóstese para não ter sido possível o vedamento, no caso dessa raiz palatina, é o mecanismo de interação do laser de picossegundo, sem aquecimento e portanto, não vedando os túbulos, permitindo um corte rápido e suave, sem modificar a estrutura original dos túbulos, permitindo sua visualização através de um corte longitudinal (Fig. 38b).

Análise Química

Nesse segundo experimento, os resultados se monstraram semelhantes entre sí. Tanto o laser de nanossegundos quanto o de picossegundos, sob as duas potências médias, resultaram em aumento da proporção relativa de Ca/P. Enquanto com largura de pulso de 6 ns e potência média de 200 mW, ocorreu um aumento em 8,4%, com relação a superfície controle (não-irradiada), o laser de picossegundos aumentou essa proporção em 10,3%, sob potência média de 700 mW, e 11,2%, sob 1W.

Aqui parece ter ocorrido uma seletividade para os componentes orgânicos e o efeito térmico tornou-se evidente também para o laser de picossegundos, principalmente quando a potência média foi aumentada.

Tabela VI – Valores da porcentagem relativa do número de átomos de cálcio e de fósforo em uma área de 202500 μm^2 (aumento de 200X).

E. Químico\ Tratamento	Controle	Pico 1000 mW	Pico 700 mW	Nano 200 mW
Cálcio	**51,634**	**54,399**	**54,194**	**53,727**
Fósforo	**48,366**	**45,601**	**45,806**	**46,273**
Proporção Ca/P	**1,07**	**1,19**	**1,18**	**1,16**

5.1.3 CONCLUSÕES

A utilização de lasers de alta intensidade pulsados já é uma realidade viável para o procedimento cirúrgico de apicectomias. A possibilidade em se empregar pulsos mais curtos, seja no regime de nano ou de picossegundo, parece permitir uma maior margem de segurança com relação a não-probabilidade em aquecer o osso alveolar periapical. Não somente pelos mecanismos de interação do laser de picossegundo, sob baixa potências médias, mas pelo fato de que ambos, nano e pico, altamente seletivos, promovem, em última instância, um aquecimento muito localizado.

1 – Tanto sob regime de nano quanto de picossegundos, o laser de Nd:YAG parece ser capaz de realizar apicectomias satisfatoriamente;

2 – A possibilidade em se utillizar lasers com pulsos mais curtos pode permitir uma maior margem de segurança quanto ao não-aquecimento do osso alveolar;

3 – Os dois regimes de pulsos proporcionaram um aumento na proporção Ca/P.

Em conclusão, para as apicectomias, ambos os lasers aqui estudados, sob regime de nano ou de picossegundo, são interessantes e devem ser mais profundamente estudados sob outros testes, tais como os microbiológicos.

5.2 MICROPREPAROS CAVITÁRIOS

5.2.1 Experimento 1

As amostras foram preparadas segundo o protocolo descrito no experimento 3.3, e também adaptadas ao eixo x-y-z e a bancada do laser da mesma forma (Fig. 26).

Esse eixo também possui uma escala graduada em polegadas e com a ajuda de uma paquímetro calculada em centímetros (Fig. 39) foi possível determinar previamente as dimensões dos preparos cavitários em micrômetros (700 X 250 μm^2).

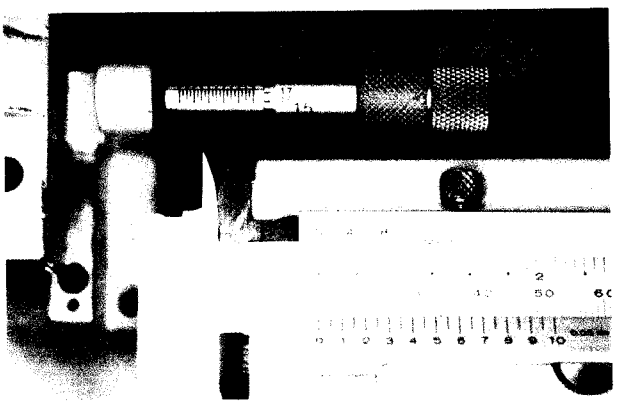


Figura 39 – Relação de grandezas entre o paquímetro em centímetros e uma das hastes do eixo x-y-z em polegadas.

O sistema laser utilizado foi o Antares 76-YAG (Coherent) (Figs. 2 e 3) laser de Nd:YAG CW-pumped Q-switched e mode-locked com pulsos de duração de 70 ps emitindo no comprimento de onda de 1064 nm e freqüência de 15 Hz (15 pulsos por segundo). Cada trem de pulso contendo aproximadamente 20 pulsos separados por 13,2 ns cada. Esse laser tem um sistema de entrega através de lentes e espelhos planos, cuidadosamente posicionados sobre a bancada, para levar o feixe até o tecido alvo sem deformá-lo.

A potência média foi verificada a cada preparo cavitário, através de um Power Meter (Coherent, USA). A distância focal de 8,0 cm, da mesma forma, foi verificada a cada preparo com o auxílio de uma régua milimetrada transparente e flexível (ref. 1001, Bandeirantes).

Nenhum aparato para refrigeração externa e/ou sucção de alta potência, ou ainda alguma substância química sobre o tecido alvo foram utilizados durante a confecção dos preparos cavitários, que poderiam estar modificando a condição original de interação desse laser com os tecidos alvo esmalte e dentina.

A metade dental central na amostra foi utilizada para ajustar os parâmetros de irradiação, tanto para esmalte quanto para dentina, buscando preparo cavitários sem carbonização. Os melhores parâmetros de energia, com a finalidade de preparos cavitários tipo Classe V (Anexo C) foram: 1300 mW e 100 Hz para esmalte, e 800, 750, 650 e 600 mW com 15 Hz para a dentina.

Foram realizados 12 micropreparos cavitários em esmalte e 30 em superfície dentinária. O tempo médio para confeccionar cada preparo foi de 15 minutos, porque o

feixe era "scaneado" 3 vezes no sentido horizontal do preparo, para atingir uma profundidade considerável estimada em 100 μm.

5.2.1.1 RESULTADOS E DISCUSSÃO

Análise Morfológica (MEV)

Foram escolhidas as fotografias mais significativas que pudessem representar as amostras como um todo.

Ao analisar comparativamente as superfícies de dentina preparadas, foi possível observar que variando a intensidade do laser, diferentes características morfológicas externas puderam ser observadas:

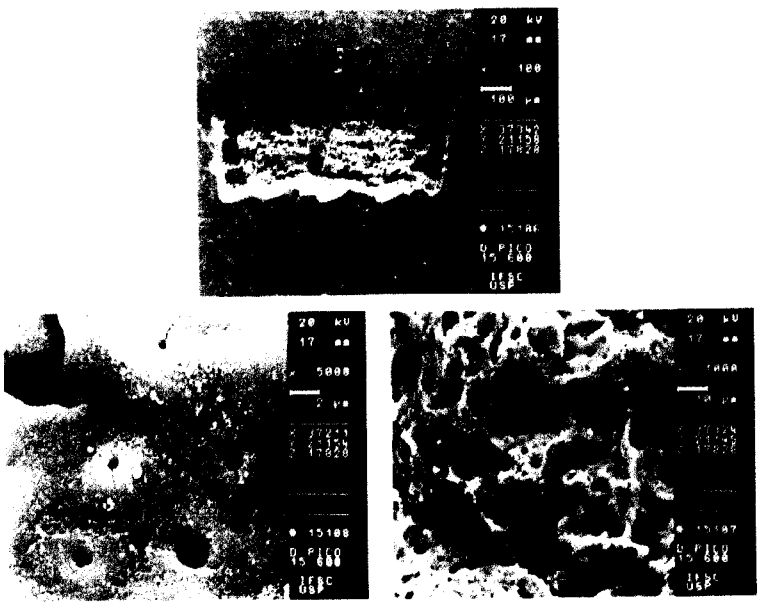
1. Em dentina:

Micropreparos com 600 e 650 mW (Figs. 40 e 41) – Os túbulos dentinários estão parcialmente abertos demonstrando que o smear layer (camada de lama dentinária) foi parcialmente removido, ou seja, a camada de debris resultante da manipulação de tecido dentinário (Cotton - 1984) foi vaporizada em parte e o restante parece ter sofrido certa fusão e recristalização, dando um aspecto de "terra batida" à dentina intertubular. Esses dois níveis de potência média parecem aumentar ainda mais o colabamento das fibras colágenas do tecido dentinário.

Micropreparos com 750 mW (Figs. 42 e 43a) – podemos observar que os túbulos dentinários permaneceram abertos, contudo essa forma de abertura demonstram uma superfície muito semelhante ao esmalte atacado quimicamente com ácido fosfórico 35% (Fig. 43b), cujo diâmetro da abertura está na ordem de 1μm demonstra um aumento no diâmetro dessas aberturas dos túbulos da ordem de até 6 vezes (em torno de 6 μm de

diâmetro). A superfície correspondente à dentina intertubular se funde com a peritubular e ganha uma morfologia peculiar, sugerindo que o laser foi tão intenso que "sugou" o fluido do interior dos túbulos dentinários para fora (ejeção) e imediatamente ocorreu uma solidificação desse material, resultando no alargamento das entradas desses túbulos. Da mesma forma que com os níveis de potência média anteriormente citados, ocorreu fusão e recristalização do tecido dentinário circundante às entradas dos túbulos, porém sob um maior aumento (Fig. 42d) observamos que esse tratamento foi muito superficial e delicado, pois foi capaz de manter as características estruturais originais do tecido dentinário irradiado.

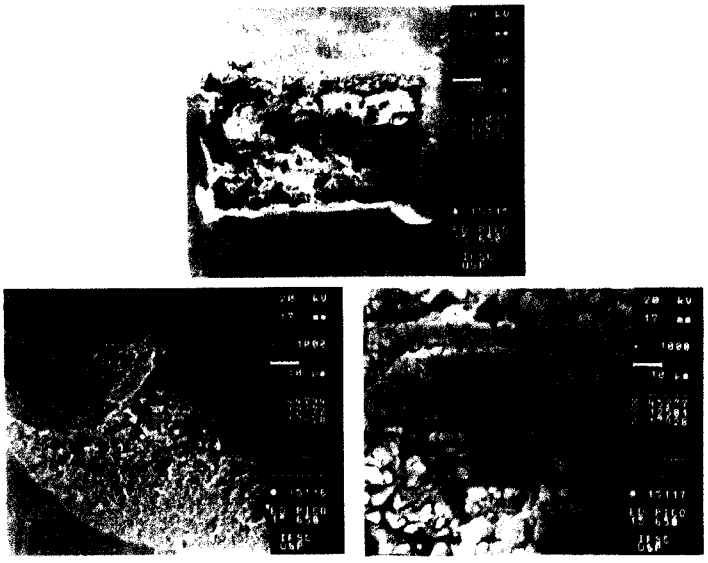
a



b c

Figura 40 – Fotomicrografias do micropreparo cavitário, a nível de dentina, sob potência média de 600 mW e três diferentes aumentos (a – 100X; b – 1000X; c – 5000X).

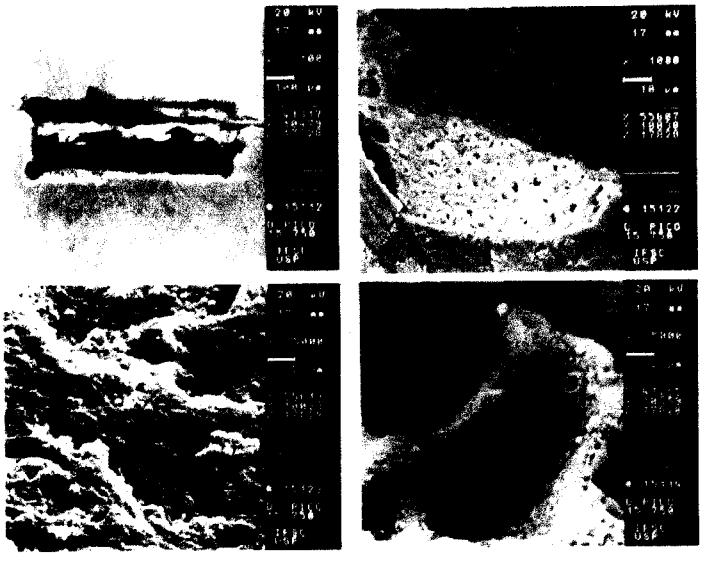
a



b c

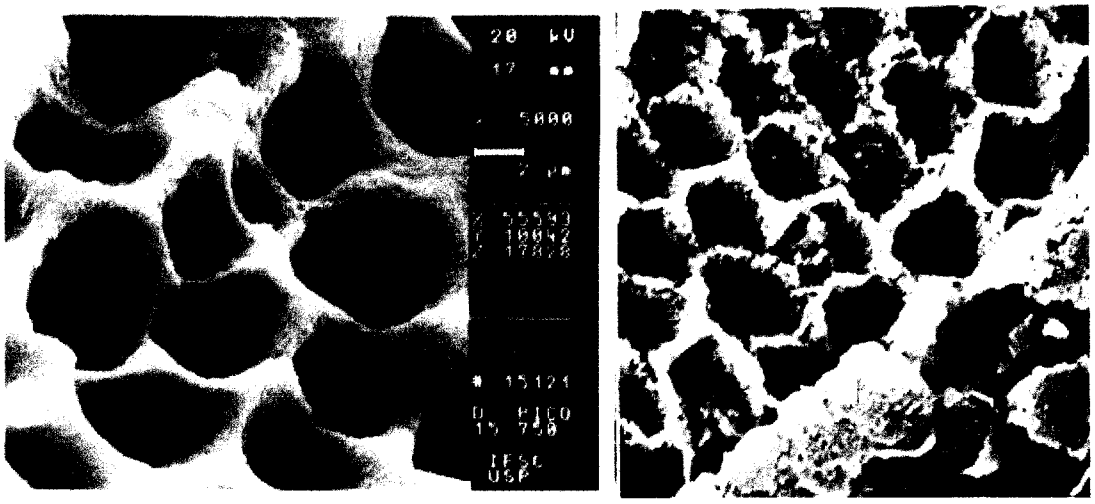
Figura 41 – Fotomicrografias do micropreparo cavitário, a nível de dentina, sob potência média de 650 mW e três diferentes aumentos (a – 100X; b – 1000X; c – 5000X).

a b



c d

Figura 42 – Fotomicrografias do micropreparo cavitário, a nível de dentina, sob potência média de 750 mW e três diferentes aumentos (a – 100X; b – 1000X; borda c – 5000X; interior d – 5000X).



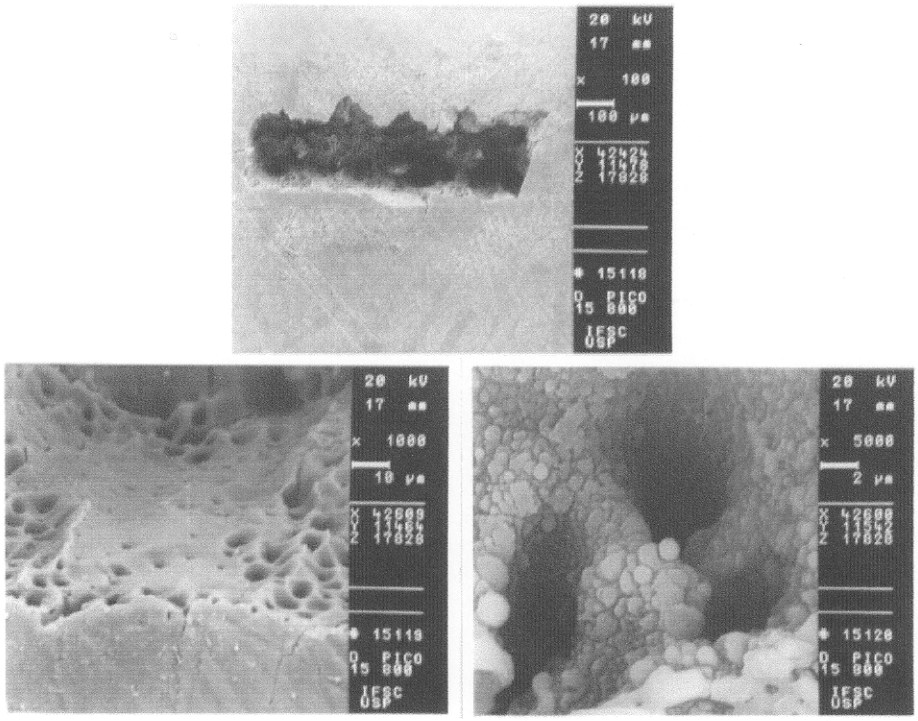
a b

Figura 43 – Superfícies de dentina irradiada com laser de picossegundo sob aumento de 5000X (a) e de esmalte atacada com ácido fosfórico a 35% sob aumento de 2000X (b) que foi adaptada de MARZOUK et al. – 1987.

Micropreparos com 800 mW (Fig. 44) – também sob essa potência média os túbulos foram alargados, contudo na ordem aproximada de 2 vezes; isso, provavelmente ocorreu devido à formação da núvem de plasma entre o feixe laser e o tecido alvo, e, como não foi utilizado nenhum aparato para remover (sugar) esse plasma com alta potência para fora do campo operatório, essa nuvem se comportou como um bloqueio para saída rápida de todo o tecido removido (ablacionado). Esse fato fez com que o

tecido removido se solidificasse (plasma → sólido) e fosse re-depositado sobre a superfície alvo naquele momento. Portanto é possível observarmos pequenas esferas cristalizadas cobrindo toda a superfície da entrada dos túbulos dentinários (Fig. 43c).

a



b c

Figura 44 – Fotomicrografias do micropreparo cavitário, a nível de dentina, sob potência média de 800 mW e três diferentes aumentos (a – 100X; b – 1000X; c – 5000X).

Em termos de eficiência para preparo cavitário, o aumento da potência média do laser de picossegundo, dentro da faixa de 600 a 800 mW, para o tecido

dentinário, parece não resultar em diferentes morfologias até o aumento de 1000X (Figs. 42a, 42b, 43a, 43b, 44a e 44b), contudo, num maior aumento (5000X) observamos diferentes influências sobre os túbulos dentinários. Sob a potência média de 750 mW, dois tipos de tratamento superficial do tecido dentinário com relação aos túbulos dentinários estão presentes: na porção mais próxima da borda do preparo um aspecto semelhante ao observado com uma potência média mais baixa (p. ex. 600 mW), onde ocorreu apenas a remoção dos debris (Cotton - 1984) deixando os túbulos dentinário abertos, sem alteração da estrutura original. Na porção mais interna do preparo, podemos observar o fenômeno de abertura dos túbulos através da extrusão forçada dos flúidos intratubulares (Nakabayashi; Pashley - 1999) pela alta intensidade do laser. Esse aspecto morfológico duplo pode estar relacionado à distância focal, ou seja, na porção mais próxima da margem do preparo, o feixe do laser não estava focado, porém sua potência média era inferior a 750 mW, diferentemente da outra porção onde o feixe irradiou de forma focada o tecido (Anexo C).

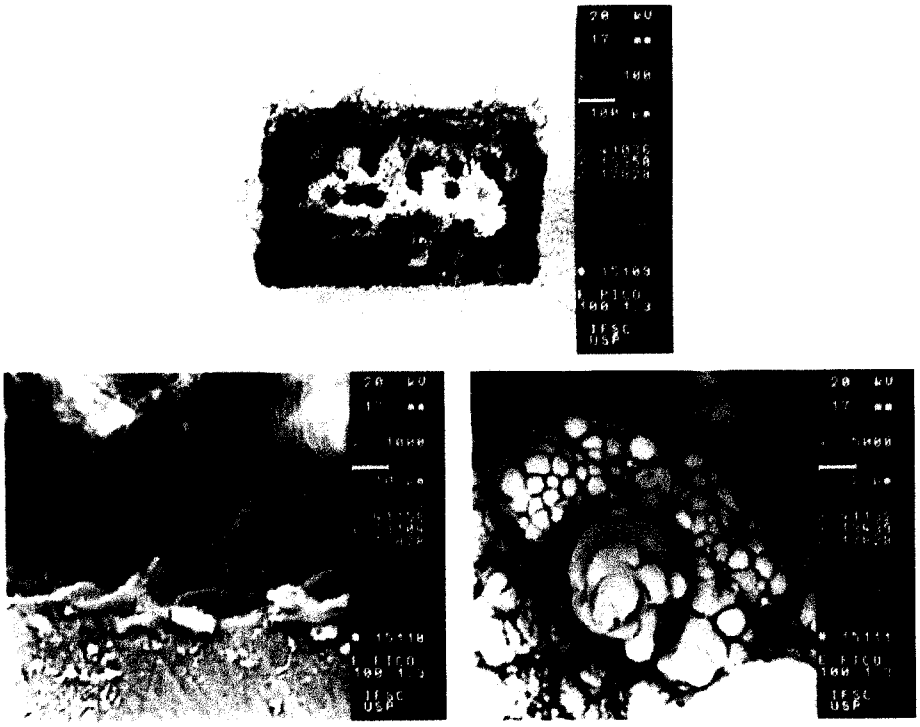
Num menor aumento (100X) podemos observar que as bordas dos micropreparos cavitários apresentaram-se muito bem definidas, independente da potência média escolhida.

2. Em esmalte:

Em relação ao esmalte, sob a potência média de 1300 mW (Fig. 45), apesar de estar evidente a característica de fusão e recristalização superficial do tecido irradiado, também não pairam dúvidas quanto, a eficiência desse laser em definir bem as bordas do preparo cavitário, onde não se visualiza a zona intermediária e o tecido

adjacente ao preparo permanece inalterado estruturalmente, apesar de leve desidratação caracterizada por micro trincas presentes. Diferentemente dos microcavidades apresentados no experimento 3.2 (pico X nano), a estrutura prismática original e característica do esmalte não se preserva, e isso provavelmente ocorre pelo fato de que para os preparos cavitários, o feixe laser tenha sido escaneado 4 vezes sobre o mesmo tecido alvo.

a



b c

Figura 45 – Fotomicrografias do micropreparo cavitário, a nível de esmalte, sob potência média de 1300 mW e três diferentes aumentos (a – 100X; b – 1000X; c – 5000X).

É interessante observar uma peculiaridade comparativa na dependência do tratamento utilizado, se químico ou fotônico, e do tecido irradiado, se em esmalte ou em dentina, ou seja, a morfologia de esmalte atacado com ácido fosfórico a 35% (Fig. 43b), se mostra muito similar às característica morfológicas observadas quando a dentina é irradiada com o laser de picossegundo (Fig. 43a), parece mesmo que o laser torna a dentina muito semelhante ao esmalte resultando em uma estrutura toda porosa, cujas aberturas apresentam-se com a mesma ordem de magnitude (em torno de 4 μm de diâmetro).

5.2.2 Experimento 2

O corpo-de-prova foi preparado da mesma forma que no experimento anterior.

O que diferiu, além do substrato (elementos dentais utilizados) foram os parâmetros de energia aqui empregados. Para esmalte a frequência foi fixa em 100 Hz e a potência média variou em 1300 mW, 800 mW e 600 mW; para o tecido dentinário, a freqüência foi fixa em 15 Hz e três níveis de potência média foram utilizados: 600, 700 e 800 mW.

As dimensões e o tempo total estimados para cada preparo cavitário foram os mesmos do experimento anterior.

Forma realizados 5 micropreparos cavitários sob cada parâmetro de energia, exceto para esmalte com 1300 mW, quando 10 preparos foram confeccionados, sendo 5 em cada metade dental diferente.

5.2.2.1 RESULTADOS E DISCUSSÃO

Análise Morfológica (MEV)

Observando a figura 46, sob um aumento menor (15X), onde é possível visualizar micropreparos cavitários a nível de dentina e de esmalte, novamente a natureza de matriz com pouca ductibilidade da dentina permitiu o aparecimento de uma grande trinca que se propagou através da sucessão dos micropreparos cavitários.

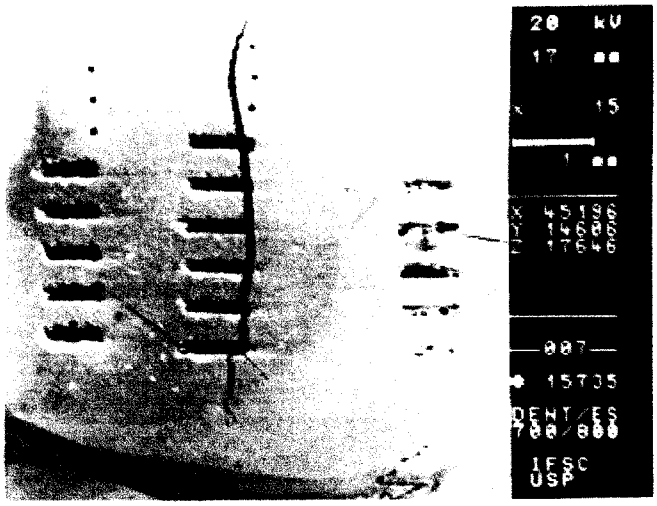
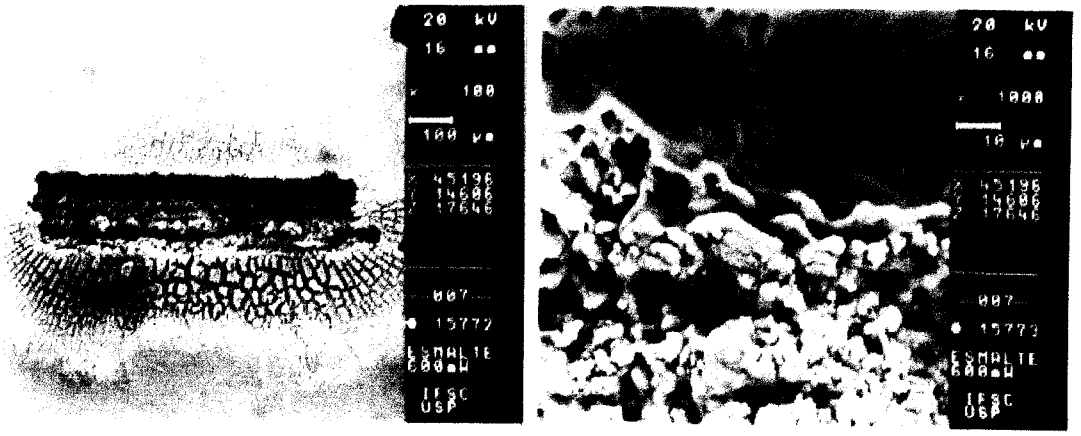
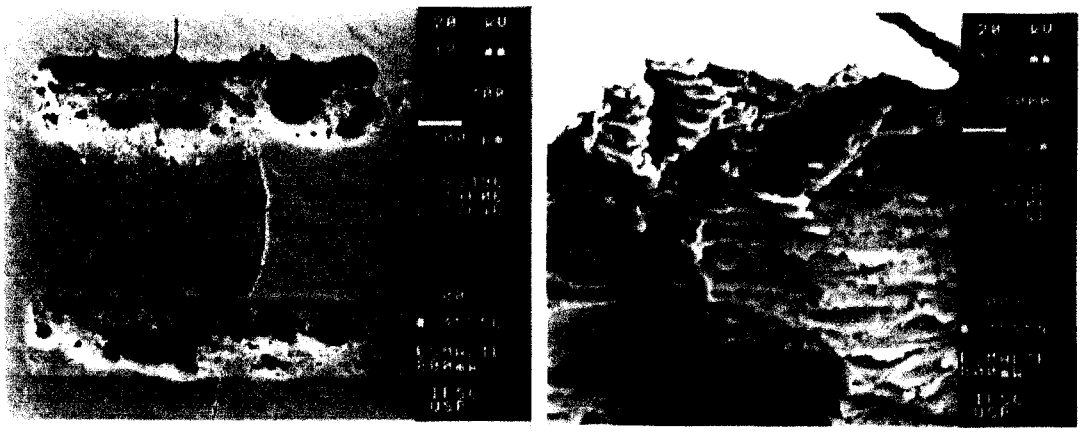


Figura 46 – O elemento dental (uma das metades irradiadas) sob aumento de 15X mostrando micropreparos cavitários a nível de dentina (duas colunas à esquerda) e a nível de esmalte (coluna à direita)



a b

Figura 47 – Micropreparo cavitário em esmalte com potência média de 600mW e aumentos de 100X (a) e 1000X (b).

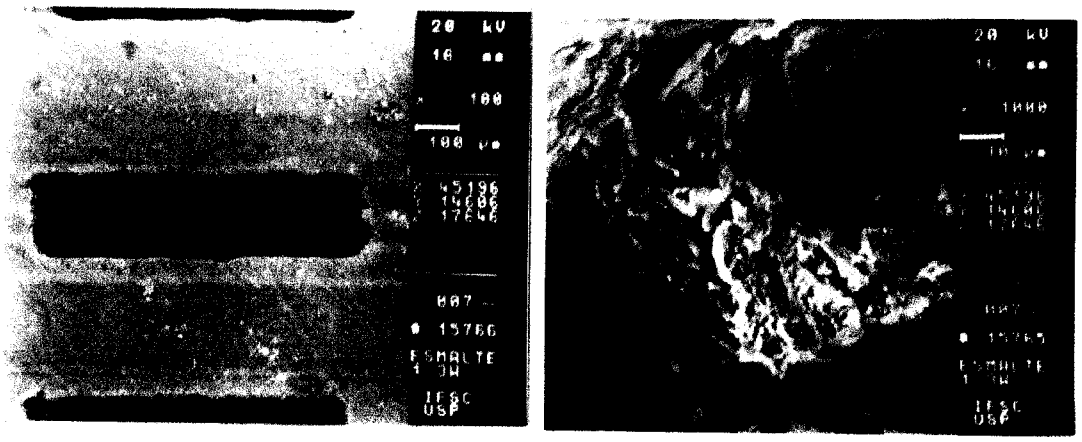


a b

Figura 48 - Micropreparo cavitário em esmalte com potência média de 800mW e aumentos de 100X (a) e 1000X (b).

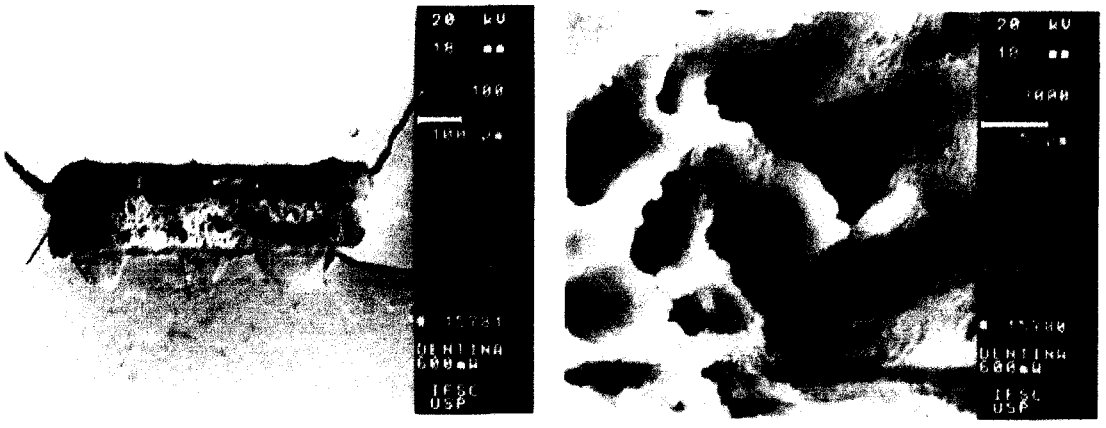
Na figura 48b, micropreparo cavitário em esmalte com potência média de 800 mW, observa-se um aspecto muito semelhante ao também deixado por um laser de Er:YAG em esmalte, cujo efeito fotomecânico permite um corte nos pontos de menor

resistência, ou seja, nos contornos dos prismas, e onde também, provavelmente, existe uma maior quantidade de água.



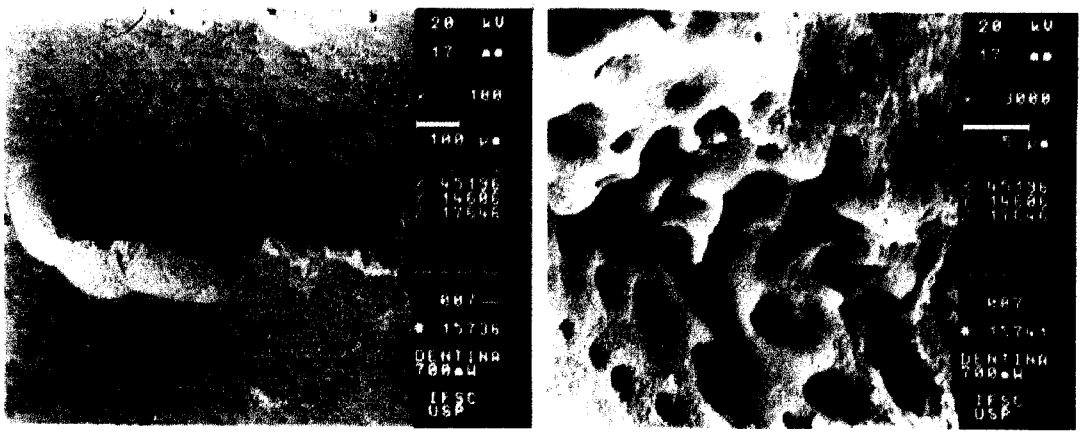
a b

Figura 49 - Micropreparo cavitário em esmalte com potência média de 1300mW e aumentos de 100X (a) e 1000X (b).



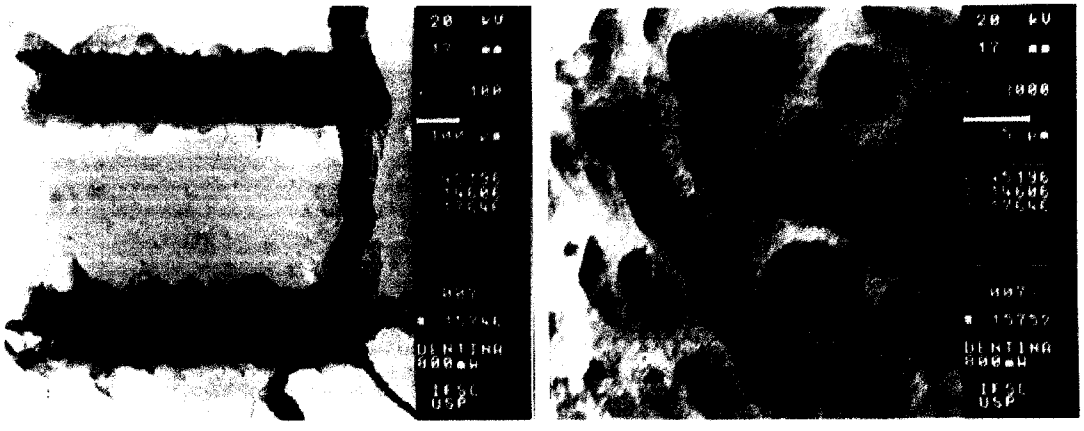
a b

Figura 50 - Micropreparo cavitário em dentina com potência média de 600mW e aumentos de 100X (a) e 3000X (b).



a b

Figura 51 - Micropreparo cavitário em dentina com potência média de 700mW e aumentos de 100X (a) e 3000X (b).



a b

Figura 52 - Micropreparo cavitário em dentina com potência média de 800mW e aumentos de 100X (a) e 3000X (b).

Para o tecido dentinário, independente da potência média escolhida, nesse experimento os túbulos dentinários sempre se apresentaram abertos após a irradiação. Com relação ao diâmetro da entrada dos túbulos, ocorreu uma variação, tendendo para o aumento da entrada original dos túbulos.

5.2.3 CONCLUSÕES

Esses dois experimentos, onde foram realizados preparos cavitários tipo Classe V, tanto em esmalte quanto em dentina, permitiram concluir alguns ítens interessantes.

Com o objetivo de preservar a estrutura original do tecido, para evitar a provável fragilização superficial, existem os melhores parâmetros de energia. Para dentina, potências médias em torno de 700 e 750 mW parecem conferir os melhores resultados. Para esmalte, potências médias mais elevadas (800 e 1300 mW), conferiram os melhores resultados. Porém, diferentemente do experimento 3.3, nesta seção não foi variada a energia total, portanto há necessidade de complementar este estudo.

Características peculiares e interessantes foram vistas com relação à potência média de 800 mW para esmalte, e de 750 mW para a dentina. Em ambos os casos, a estrutura original foi preservada, mas melhor do que isso, a ablação respeitou os contornos dos prismas do esmalte, e a morfologia dos túbulos dentinários.

Em conclusão:

1 – Em relação à morfologia dos micropreparos cavitários, o laser de Nd:YAG de picossegundos foi capaz de confeccionar esses micropreparos tanto a nível de esmalte quanto a nível de dentina;

2 – Para a confecção dos micropreparos, parâmetros mais adequados foram encontrados em relação à potência média: 800 mW para esmalte, e 750 mW para a dentina.

Para complementar este estudo, também ensaios de resistência química e mecânica são necessários, com o objetivo de analisar a manutenção do efeito morfológico superficial do tecido resultante.

5.2.4 ANÁLISE QUÍMICA (EDX) DO EXPERIMENTO 5.2.2

1. Esmalte

Mantendo-se a potência média, pode-se observar pela tabela VII, que a proporção de Ca/P foi alterada para mais, numa faixa de 9,5 a 20,5%.

Variando o substrato (elemento dental) e amplamente a potência média (sempre altas potências), observa-se pela tabela VIII, que o laser de picossegundos promoveu um aumento da proporção relativa de Ca e de P de 9,5 a 29,8%.

Sabe-se que os grupos fosfato presentes na hidroxiapatita estão mais fortemente ligados às moléculas de água. Como, na verdade, o laser removeu maior quantidade de fosfato do que de cálcio, portanto seu mecanismo de ablação se deu às custas da remoção aumentada de água.

Dessa forma, esses achados aqui relatados estão de acordo com os achados dos experimentos 4.2 e 5.1, onde também sob altas potências médias, o laser de picossegundos removeu preferencialmente os grupos fosfato, aumentando a proporção Ca/P. Esse resultado provavelmente conferirá maior resistência química à estrutura dental resultante.

Tabela VII – Proporção Ca/P (em porcentagem de número relativo de átomos) sob mesma intensidade do laser de picossegundo e variando o substrato (elemento dental)

E. Químico\ Substrato	Dente 1 Laser	Dente 1 Controle	Dente 2 Laser	Dente 2 Controle
	51,135		57,498	
Cálcio	56,487	51,213	58,090	51,807
	52,400		53,262	
Média Aritmética	53,000		56,000	
Desvio Padrão	2,6458		2,6458	
Erro	1,5275		1,5275	
	48,865		42,502	
Fósforo	43,513	48,787	41,910	48,193
	47,600		46,738	
Média Aritmética	46,000		43,000	
Desvio Padrão	2,6458		2,6475	
Erro	1,5275		1,5275	
Proporção Ca/P	1,15	1,05	1,30	1,07

Tabela VIII – Proporção Ca/P (em porcentagem de número relativo de átomos) variando intensidade do laser de picossegundo e variando o substrato (elemento dental).

E. Químico\ Substrato	Dente 1 Laser 1300mW / 100Hz	Dente 1 Controle	Dente 2 Laser 1300mW / 100Hz	Dente 2 Controle	Dente 3 Laser 600 mW / 15 Hz	Dente 3 Controle	Dente 4 Laser 800 mW / 100 Hz	Dente 4 Controle
	51,135		57,498		57,199		55,372	
Cálcio	56,487	51,213	58,090	51,807	54,947	51,316	55,333	51,252
	52,400		53,262		57,221		57,505	
Média Aritmética	53,000		56,000		56,000		55,667	
Desvio Padrão	2,6458		2,6458		1,7321		1,1548	
Erro	1,5275		1,5275		1,0000		0,6667	
	48,865		42,502		42,801		44,628	
Fósforo	43,513	48,787	41,910	48,193	45,053	48,684	44,667	48,748
	47,600		46,738		42,779		42,495	
Média Aritmética	46,000		43,717		43,544		43,930	
Desvio Padrão	2,6458		2,6458		1,7321		0,5773	
Erro	1,5275		1,5275		1,0000		0,3333	
Ca/P	1,15	1,05	1,30	1,07	1,30	1,05	1,27	1,05

IFSC-USP SERVIÇO DE BIBLIOTECA INFORMAÇÃO

2. Dentina

Sob potência média de 600 mW, ocorreu um aumento em cerca de 14,9% na proporção Ca/P; enquanto que para a potência média de 800 mW, esse aumento se deu a nível de 30,4%. Com o aumento da potência média, mantendo-se o tempo total de irradiação (tempo de preparo cavitário de dimensões pré-estabelecidas), ocorreu um aumento do efeito térmico no tecido, e portanto, consequentemente, houve uma remoção maior de componentes orgânicos (água) e os grupos fosfato também.

Tabela IX – Proporção Ca/P (em porcentagem de número relativo de átomos) variando a intensidade do laser de picossegundos e variando o substrato (elemento dental)

E. Químico\ Substrato	Dente 1 Laser 600 mW / 15 Hz	Dente 1 Controle	Dente 2 Laser 800 mW / 15 Hz	Dente 2 Controle
	52,286		56,023	
Cálcio	50,779	50,368	56,945	50,407
	58,014		58,480	
Média Aritmética	53,333		56,667	
Desvio Padrão	4,1634		1,1548	
Erro	2,4037		0,6667	
	47,714		43,977	
Fósforo	49,221	49,632	43,055	49,593
	41,986		41,520	
Média Aritmética	45,667		42,333	
Desvio Padrão	4,1633		1,1547	
Erro	2,4037		0,6666	
Proporção Ca/P	1,17	1,01	1,34	1,02

5.2.4.1 DISCUSSÃO

Analisando os resultados desta seção, parece que o laser de picossegundos é muito bem indicado para superfícies de esmalte e de dentina que poderão ficar expostas aos ataques químicos no meio bucal. Isso porque esse laser demonstrou aqui dar condições para melhorar a resistência química desses tecidos irradiados.

Aumentar essa proporção significa aumentar a resistência à instalação da doença cárie (Shafer et al. – 1985).

Em esmalte, os resultados demonstraram que a potência média mais alta (1300 mW) aumentou a proporção Ca/P em 9,5%, enquanto que a potência média mais baixa (600 mW) atingiu um aumento em até 29,8%.

Em dentina, o oposto ocorreu, enquanto a potência média mais alta (800 mW) aumentou em até 30,4% a proporção, a potência média mais baixa (600 mW) aumentou Ca/P no máximo em 14,9%.

Essa diferença comparativa dependente do tecido-alvo irradiado parece poder ser explicada porque as potências médias mais altas aquecem menos o esmalte do que a dentina, em conseqüência disso, a proporção Ca/P é mais aumentada na dentina (maior vaporização da água e dos grupos fosfato). Por outro lado, as potência médias mais baixas aquecem menos a dentina, então resultam num aumento maior da proporção em esmalte (o esmalte mais resistente ao laser necessita mais tempo para ser ablacionado e esse tempo aquece o material e vaporiza maiores quantidades de água e grupos fosfato).

Exemplos clínicos comumente tratados em consultório e que poderiam ser alvo dos resultados desta seção seriam os sulcos e fissuras oclusais. O laser de picossegundos seriam um excelenete instrumento para limpeza seletiva e para o aumento da resistência química desses sulcos. Talvez, esse procedimento também descartasse a necessidade da colocação posterior de um material selante ou da aplicação tópica de flúor.

5.2.4.2 CONCLUSÕES

Em conclusão, com o objetivo de aumentar a proporção Ca/P, parâmetros mais adequados para cada tipo de tecido-alvo:

1 – Potências médias mais altas para esmalte;

2 – Potências médias mais baixas para dentina.

6 CONSIDERAÇÕES FINAIS

Finalmente, para ser possível uma correlação entre todos os experimentos aqui descritos, apresenta-se nesta seção as conclusões finais e as sugestões para trabalhos futuros visando a complementação do trabalho iniciado por essa Dissertação.

6.1 CONCLUSÕES FINAIS

Com relação às características morfológicas, o laser de pulsos ultra-curtos, o laser de picossegundos, demonstrou superioridade ao laser de pulso longo, o laser de nanossegundo. O laser de picossegundos ablaciona sem conferir danos térmicos colaterais ao tecido ao redor do alvo, diferentemente do laser de nanossegundos, que sempre interage com o tecido através do efeito fototérmico. O pico preserva as características originais do tecido irradiado, ablacionando o tecido nas regiões de menor resistência, nos contornos dos prismas, para a ablação do esmalte, e sugando o conteúdo dos túbulos dentinários, no caso da dentina. Por outro lado, o laser de nanossegundos não é capaz de manter as características morfológicas originais dos tecido após a irradiação, além de desestruturar e desorganizar através da vitrificação a zona ablacionada de fato (Z1), estende seus danos térmicos aos tecido vizinhos, deixando de ser seletivo o suficiente como o picossegundos.

Com relação às características químicas, através da análise da proporção Ca/P, a remoção seletiva de Ca ou de P está diretamente ligada à capacidade de aquecimento, portanto sob diferentes parâmetros de potências médias e energias totais, o laser de picossegundos pode aumentar, manter ou diminuir essa proporção. Diferentemente, o laser de nanossegundos sempre aumenta, uma vez que o laser de pulso mais longo age por aquecimento, estudos complementares são necessários para saber da resistência dessas estruturas vitrificadas fragilizadas mecanicamente, como já se sabe.

Finalmente, pensando-se na viabilidade clínica, o laser de picossegundos apresentou resultados bem satisfatórios e interessantes. Apesar da baixa taxa de ablação, foi capaz de realizar com efetividade as apicectomias. Contudo, a excelência do laser de pulsos ultra-curtos pode ser observada nos resultados dos micropreparos cavitários tipo Classe V. Muito diferente dos laser atualmente em uso clínico, o laser de picossegundos permitiu a confecção de micro preparos cavitários, com bordas muito bem definidas, e com alta seletividade. Dentro da Dentística Restauradora, até o presente momento, a insatisfação dos cirurgiões-dentistas reside no fato de que o laser mais bem indicado para preparar cavidades, o laser de Er:YAG, não é capaz de realizar preparos bem definidos e ser muito seletivo de ser muito bem absorvido pelo esmalte dental e também pela dentina. A possibilidade em empregar laser de picossegundos para confeccionar preparos cavitários muda essa realidade. O emprego desse laser torna viável a realização de micropreparos cavitários bem definidos e com a preservação da estrutura original prismática do esmalte e tubular da dentina.

Apesar da baixa taxa de ablação, os resultados mostram a real possibilidade para usar um sistema laser comercial relativamente simples para pulsos em picossegundos que poderia promover a Dentística Operatória Puntual e Seletiva, em outras palavras, seria possível tratar apenas o tecido alterado com seletividade sme remover tecido sadio ou mesmo promover danos aos tecidos ao redor. Além disso, os cortes precisos talvez resulte em superfícies mais lisas, que é importante para prevenir a colonização do biofilme. Mais estudos *in vitro* são necessários, mudando os parâmetros de energia e simulando situações clínicas para propor o uso efetivo desse sistema *in vivo*, mas, de fato, o sistema laser em picossegundos pode melhorar a qualidade da Dentística Operatória num futuro breve.

6.2 SUGESTÕES PARA TRABALHOS FUTUROS

Dando continuidade aos experimentos aqui apresentados, alguns trabalhos são necessários para complementar a idéia proposta e para realmente permitir a implementação de lasers de pulsos ultra-curtos na clínica odontológica:

1- repetir o estudo desta Dissertação, tendo como substrato dentes decíduos;

2- realizar um mapeamento térmico durante a irradiação com o laser de picossegundos, em dentes permanentes e decíduos;

3- expor superfícies de esmalte e de dentina, após a irradiação com o laser de pico, ao ataque químico com ácido fosfórico e ácido poliacrílico;

4- simular restaurações adesivas após preparar cavidades com o laser de pico, e testá-las sob análises de microtração e de nanoinfiltração;

5- testes microbiológicos para avaliar a viabilidade clíncia do laser de pulso ultra-curto em apicectomias.

Muito ainda há que ser estudado e experimentado. Sabe-se que a cada leitura dessa Dissertação surgirão novas idéias e necessidades para alterá-la, acrescentando outras informações. Portanto, nenhuma pesquisa é em sí definitiva, mas deve sempre estimular naquele que a lê e estuda, o desejo de buscar conhecer muito mais sobre o assunto.

O objetivo essencial de uma trabalho sério de pesquisa se constitui em promover avanços progressivos na ciência, culminando no sucesso da prática clínica, no entanto, maior do que isso, é abrir uma porta para novas idéias, através de propostas arrojadas e inéditas.

7. ANEXOS

ANEXO A: ANATOMIA DO ÓRGÃO DENTAL, HISTOLOGIA E BIOQUÍMICA DE ESMALTE E DENTINA

Na concepção atual, o dente é considerado como parte de um órgão muito importante e complexo: o órgão dental, constituído pelo elemento dental e pelo periodonto. Enquanto o periodonto, ou estruturas de sustentação, é composto por: cemento, membrana periodontal, tecido gengival e processo ósseo alveolar; o dente, propriamente dito, é constituído por um tecido conjuntivo frouxo – a polpa – protegida e contida por dois tecidos mineralizados, a dentina e o esmalte (Fig. 53) (Della Serra; Ferreira – 1981).

A maioria dos procedimentos operatórios odontológicos tem como os alvos principais esmalte e dentina. Essas duas estruturas ao mesmo tempo tão unidas e tão diferentemente constituídas compartilham uma função comum de participar ativamente como a "terceira articulação" dentro do sistema estomatognático.

Dessa forma, o cirurgião-dentista, como prioridade em todos os tratamentos operatórios, deve proteger esmalte e dentina de agressões desnecessárias, sejam elas fisiológicas ou não.

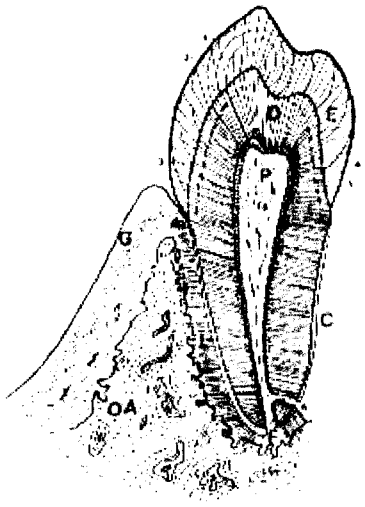


Figura 53 – Estrutura de um órgão dental (E: esmalte; D: dentina; P: polpa; C: cemento; L: ligamento periodontal; G: gengiva; OA: osso alveolar) (Della Serra; Ferreira - 1981).

Para facilitar a descrição dos procedimentos realizados diretamente no órgão dental, existe uma nomenclatura especializada utilizada comumente pelos cirurgiões-dentistas. Essa nomenclatura visa classificar as porções do órgão dental, diferenciadamente para cada tipo de elemento dental.

Como para quase a totalidade dos experimentos aqui descritos foram utilizados dentes molares humanos, o desenho esquemático apresentado será de um primeiro molar humano superior (Fig. 54), unidade utilizada nos experimentos de apicectomias; apesar de terem sido empregados terceiros molares nos demais experimento, esse exemplo será capaz de representar muito bem os demais elementos.

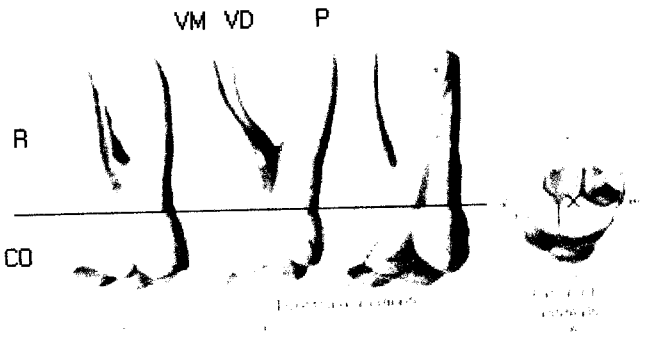


Figura 54 – Desenho esquemático de um elemento dental primeiro molar superior direito: CO – porção coronária; R – porção radicular; A e v – face vestibular; B e m – face mesial; C e o – face lingual; X – face oclusal; VM – raiz vestíbulo-mesial; VD – raiz vestíbulo-distal; P – raiz palatina (modificado de Sicher; Tandler – 1981).

Enquanto esmalte apresenta 96% de sua composição em material inorgânico e 4% em água e material orgânico, a dentina, menos mineralizada, apresenta cerca de 70% de compostos inorgânicos e água e 30% de material orgânico. Apesar de serem constituídos de minerais semelhantes, o esmalte é semipermeável e com espessura máxima entre 2,0 a 2,5 mm. É o tecido calcificado mais duro do organismo tornando-se altamente quebradiço quando perde sua base de dentina sadia (Bhaskar – 1978). Dessa forma, a dentina funciona como um elemento amortecedor dissipando os esforços mastigatórios exercidos sobre o esmalte. Sendo assim, quando atuamos em uma ou em outra estrutura, sempre ambas estarão recebendo esse estímulo em conjunto.

O esmalte é formado por bastões ou prismas, bainha dos prismas e em algumas regiões, uma substância interprismática cimentante. Um modelo mais comum é

um prisma em forma de fechadura ou de uma pá (Fig. 55a), onde é possível visualizar os "corpos" ou "cabeças" envolvidas pela substância interprismática. Num corte longitudinal (Fig. 55b) podemos visualizar esses prismas por outra dimensão, quando então as "caudas" ficam alinhadas de forma adjacente umas das outras, e entre elas também a substância interprismática cimentante.

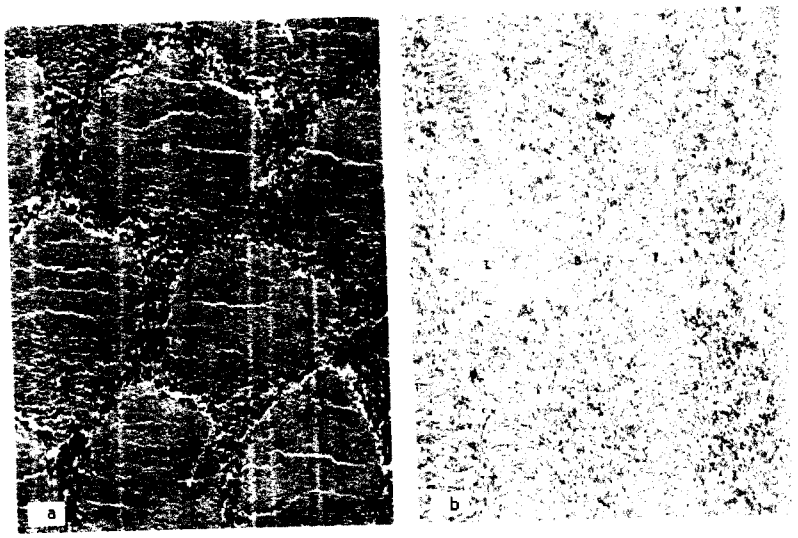


Figura 55 – Prismas do esmalte: a - Corte transversal: "cabeças" e substância interprismática; b - Corte longitudinal: "caudas" e substância interprismática (Bhaskar – 1978).

A dentina se constitui numa matriz de fibras colágenas dispostas numa rede irregular que se calcifica sendo mascaradas pelos cristais de hidroxiapatita. Portanto a dentina amadurecida apresenta-se repleta de túbulos, que contém os prolongamentos citoplasmáticos das células chamadas odontolblastos que depositam dentina, envolvidos pela matriz intertubular e reforçados pela dentina peritubular, mais mineralizada que a

anterior (Fig. 56). Enquanto os corpos celulares dos odontoblastos permanecem dentro da polpa dental, de forma enfileirada em toda a periferia, os seus prolongamentos citoplasmáticos, com característica muscular, ocupam o interior dos túbulos dentinários (uma célula por túbulo) envolvidos por um fluido que mantém a homeostase sinestésica do meio (Nakabayashi; Pashley – 1999).

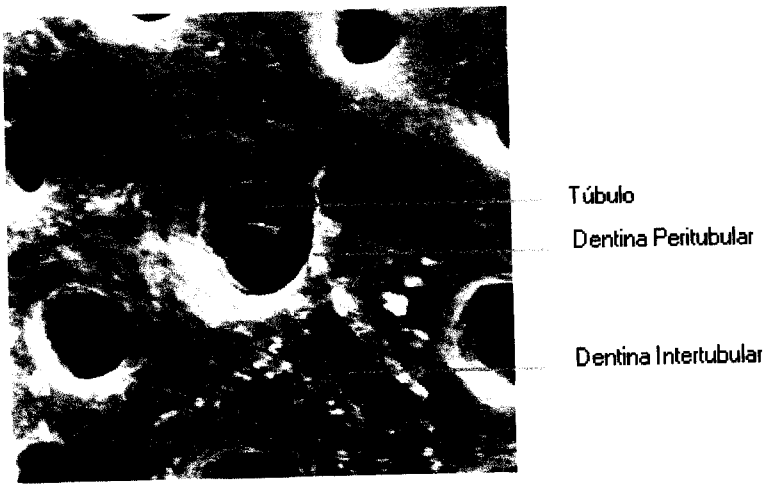


Figura 56 – Fotomicrografia da dentina com 5000X de aumento e após ataque com ácido fosfórico 35%.

Os principais constituntes minerais dos tecidos duros dentais, esmalte e dentina, são água, cálcio e fósforo. A proporção Ca/P de elementos sadios é de aproximadamente da ordem de 2. Microanálises do esmalte dental humano sadio mostram que a concentração de Ca e de P aumenta ligeiramente à partir da junção amelo-dentinária para a superfície do esmalte. A proporção Ca/P de esmalte e dentina é intermediada pelo fosfato octacálcico, $Ca_8H_2(PO_4)_6 + H_2O$ e pela hidroxiapatita, $Ca_{10}(PO_4)_6(OH)_2$. Ocasionalmente encontram-se compostos como oxalato de Ca,

oxalatos hidratados de Ca e calcita (carbonato de Ca). Com relação aos compostos orgânicos, esses tecidos duros são principalmente constituídos de proteínas e colágeno (Lazzari – 1978).

ANEXO B: EVOLUÇÃO DOS PREPAROS CAVITÁRIOS

O uso de materiais na cavidade oral data de 700 anos a C, quando os etruscos recolocavam dentes perdidos por doença ou por trauma, utilizando dentes humanos ou de origem animal presos por fios ou bandas de ouro, por razões estéticas e cada elemento equivalia, em custos, ao terço de uma mina de prata. Por volta dos anos 100, Celsus escreveu sobre o preenchimento de dentes com chumbo para prevenir a quebra desses durante a extração; em 150, Galen removia as porções doentes do dente e foi o primeiro a descrever a inervação dos elementos dentais; também os cientistas e médicos persas enfatizavam a importância da higiene dental. Esses preceitos, desenvolvidos no primeiro milênio promoveram a base do tratamento dental medieval e do desenvolvimento da filosofia de conservação dos dentes doentes através de restaurações e de re-implantações. Em 1480, Arculanus, Professor de Medicina na Bologna, descreveu a restauração de dentes através do preenchimento com folhas de ouro. No início do século 16, Paracelsus estudou a formação dos cálculos dentais (tártaro) e os efeitos dos metais no corpo, iniciando a preocupação com a biocompatibilidade (Smith; Williams - 1982).

Restaurar partes perdidas da cavidade oral tem sido um desafio ao cirurgião-dentista, desde o início da prática odontológica. O grande "pai" da Dentística Restauradora foi G. V. Black, que primeiramente vinculou a prática odontológica clínica com as bases científicas por volta do ano de 1867. Ele protocolou passo-a-passo os

preparos cavitários, cuidadosamente desenhados para cada tipo de lesão cariosa e para cada tipo de elemento dental. Ele instituiu a "extensão para a prevenção", filosofia que sofreu uma mudança radical somente em 1955 quando Buonocore mostrou à comunidade odontológica a possibilidade de promover uma colagem, ou seja, um "bioattachment" entre o material restaurador e a superfície dental preparada, através do ataque com ácido fosfórico do esmalte. Surgia então a nova filosofia de "selamento para prevenção".

Dentística Restauradora se define como a arte e a ciência do diagnóstico, tratamento e prognóstico de todos aqueles defeitos dos dentes que não requerem recobrimento total para sua correção; da restauração da forma, função e estética; da manutenção da integridade fisiológica dos dentes em relação harmoniosa com os tecidos duros e moles adjacentes; contribuindo para a saúde geral e o bem-estar do paciente (Sturdevant et al. – 1987).

A Dentística atual envolve o tratamento das seqüelas de cáries dentais em seu sentido mais amplo, incluindo desde a prevenção da lesão de cárie ou remineralização de lesões incipientes, até a restaurações mais complexas unitárias. Em função disso, é importante que o clínico compreenda todas as fases da cárie dentária, para que possa manter e preservar a ótima saúde dental do paciente (Horsted-Bindslev; Mjor – 1990).

Atualmente, a Odontologia se preocupa em prevenir, corrigir e restaurar através da utilização de diversos tipos de materiais, sempre procurando preservar ao máximo o tecido dental sadio. A Dentística Restauradora, como uma das especialidades odontológicas, ocupa de 50 a 70% da prática clínica e dentro desse contexto, o desenvolvimento de materiais plásticos sintéticos capazes de promoverem uma união

IFSC-USP SERVIÇO DE BIBLIOTECA INFORMAÇÃO

duradoura com o tecido duro dental, têm ocupado a atenção da maioria dos pesquisadores. O interesse dos trabalhos de pesquisas clínicas e laboratoriais busca o contato mais íntimo entre biomaterial e tecido duro dental, através de sistemas diversos de bioattachment (colagem), considerando testes quanto às propriedades físico-químicas intrínsecas do material e do tecido dental, bem como do meio que mantém unidos os dois primeiros; como resultado dessa interação, os estudos têm sido direcionados também à biocompatibilidade.

A maioria dos procedimentos operatórios odontológicos tem como principais tecidos-alvo esmalte, dentina e cemento, sendo preocupação constante a preservação da integridade biológica desses tecidos. Por gerações, os autores preconizavam, para tecidos duros alterados, um tratamento com base na "extensão para prevenção" (Fig. 57), ou seja, removia-se o tecido cariado, geralmente em sulcos e fissuras principais, e incluia-se no preparo cavitário também os sulcos, geralmente os secundários, que não estavam cariados; acreditava-se que se não os incluisse, em pouco tempo, eles se comportariam como nichos para cáries reincidentes; e realmente isso era verdadeiro pois o material utilizado para a restauração reconstruia exatamente o tecido removido. Com o advento das técnicas adesivas, deixamos de estender os preparos e passamos a praticar a filosofia de selar para prevenir (Fig. 58), isso significa que removia-se o tecido cariado e preservava-se os sulcos não-cariados sem corte, quando da colocação do material restaurador, agora nesse caso uma resina composta ou um ionômero de vidro, ambos com capacidade de promover um bioattachment com a superfície dental, também recobriria os sulcos sadios, sendo então "selados" com o adesivo do sistema de colagem,

dessa forma, prevenindo a recontaminação e o comportamento desses sulcos como futuros nichos para restos alimentares.

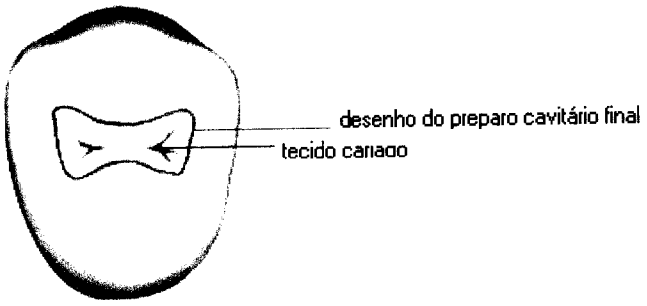


Figura 57 – Preparo cavitário com extensão para a prevenção.

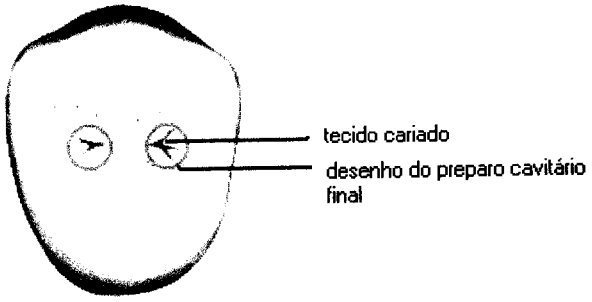


Figura 58 – Preparo cavitário conservador: remoção sem extensão com posterior selamento para prevenção com material restaurador compósito.

Agora, com a real possibilidade do uso do feixe laser, estamos mais próximos de evitar a verdadeira destruição desnecessária de tecido sadio (Lizarelli et al. – 1998), devido a uma característica interessante da interação laser-tecido vivo: a seletividade. Dentro da Dentística Restauradora, o uso dos lasers de alta intensidade (Lizarelli et al. – 1998; Lizarelli et al. – 1999; Lizarelli et al. – 2000) tem permitido o desenvolvimento de

técnicas de preparos "puntuais", ou seja, remoção apenas do tecido alterado (Fig. 59). E essa remoção promove simultaneamente a redução bacteriana local. As pesquisas têm demonstrado que a superfície irradiada torna-se ácido-resistente, devido a capacidade do laser em aumentar a proporção relativa de átomos de cálcio em relação aos átomos de fósforo, e isso significa que dificilmente ocorrerá desenvolvimento de novas lesões cariosas ao redor da restauração confeccionada, que nesses casos, também será com material restaurador compósito (resina ou ionômero de vidro).

Em muitos casos, quando a lesão é superficial (em esmalte somente, p. ex.) e o laser age superficialmente, basta realizar uma ameloplastia ("plástica do esmalte") sem a necessidade da colocação posterior de um material restaurador; o quê torna o laser um instrumento não somente eficiente para corte, mas interessante para a prevenção do corte dos tecido duros dentais.

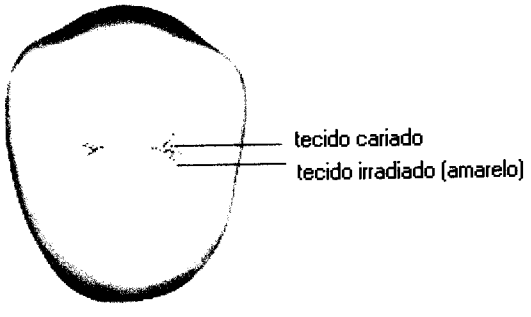


Figura 59 – Ablação e/ou modificação do tecido cariado: redução bacteriana local.

ANEXO C: PREPARO CAVITÁRIO CLASSE V

A meta final da Dentística Moderna é tornar supérflua a necessidade de preparos cavitários. Se a prevenção da cárie fracassa, o preparo da cavidade torna-se

necessário. A remoção de tecido, então, deveria ser tão limitada quanto possível, porque nenhum material restaurador pode substituir a qualidade do esmalte, da dentina e do cemento acelular quando os tecidos estiverem presentes em seu relacionamento normal (Horsted-Bindslev; Mjor – 1990).

O preparo cavitário de um elemento dental se fundamenta na remoção da porção comprometida, geralmente pelo processo carioso, e conformação do tecido sadio remanescente para receber o material restaurador mais adequado. Para tanto, é preciso seguir um protocolo que visa principalmente a remoção completa do tecido infectado, conservação dos tecidos sadios e retentividade para ancoragem do material restaurador. De forma a tornar esse protocolo universal, existe uma classificação para os desenhos de preparos cavitários, que está embasada nas faces do elemento dental que estão envolvidas no processo carioso.

Um preparo cavitário Classe V (Fig. 60) se define primeiramente como simples, por envolver apenas 1 única face (ou a face vestibular ou a lingual). Se localiza no terço cervical do elemento, muitas vezes subgengivalmente. Esse tipo de preparo contém cinco paredes, sendo a axial ou pulpar (a), cervical ou gengival (g), oclusal ou incisal (i), mesial (m) e a distal (d); e também quatro ângulos triedros e oito diedros, determinados pelo encontro das paredes.

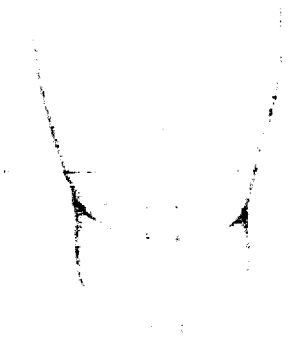


Figura 60 – Desenho esquemático de um preparo cavitário Classe V em dente anterior (Sturdevant et al. – 1987).

Esse tipo de preparo pode ser único numa face ou múltiplo nessa mesma face, fato que é determinado pelas lesões presentes. E seu desenho próximo do formato retangular.

8. REFERÊNCIAS BIBLIOGRÁFICAS

1- SERVIÇO de Biblioteca e Informação. Normas para elaboração de dissertações e teses no IFSC-USP. São Carlos: Instituto de Física de São Carlos da Universidade de São Paulo, 1995. 54p.

2- STERN, R. H.; SOGNNAES, R. F. Laser beam effect on dental hard tissue. Journal of Dental Research, v. 43, n. 5, p. 873, 1964.

3- GOLDMAN, L.; BLANEY, D. J.; KINDEL, D. J.; RICHFIELD, D.; FRANKS, E. K. Pathology of the effect of the laser beam on the skin. Nature, v. 197, p. 912-914, março, 1963.

4- GOLDMAN, L.; HORNBY, P.; MEYER, R.; GOLDMAN, B. Impact of the laser on dental caries. Nature, v. 203, n. 25, p. 417, julho, 1964.

5- STERN, R. H.; VAHL, J.; SOGNNAES, R. F. Lased enamel: ultrastructure observation of pulsed carbon dioxide laser effects. Journal of Dental Research, v. 51, n. 2, p. 455-460, março-abril, 1972.

6- LOVE, R. M. The effects of laser irradiation of the dental tissues – a review. New Zealand Dental Journal, v. 91, n. 406, p. 134-137, dezembro, 1995.

7- GONZALEZ, C. D.; ZAKARIASEN, K. L.; DEDERICH, D. N.; PRUHS, R. J. Potential preventive and therapeutic hard-tissue application of CO_2, Nd:YAG and argon lasers in dentistry: a review. Journal of Dentistry for Children, v. 63, n. 3, p. 196-207, maio-junho, 1996.

8- FEATHERSTONE, J. D. B.; NELSON, D. G. A. Laser effects on dental hard tissues. Adv. Dent. Research, v. 1, n. 1, p. 21-26, outubro, 1987.

9- HIBST, R.; KELLER, U.; STEINER, R. Die wirkung gepulster Er:YAG – laserstrahlung aufzahngewebe. Laser in Medicine and Surgery, v. 4, p. 163-165, 1988.

10- WIGDOR, H. A.; WALSH, J. T.; FEATHERSTONE, J. D. B.; VISURI, S. R.; FRIED, D.; WALDVOGEL, J. L. Lasers in dentistry. Lasers in Surgery and Medicine, v. 16, p. 103-133, 1995.

11- LIU, X.; MOUROU, G. Ultrafast laser pulse tackle precision machining. Laser Focus World, p. 101-118, agosto, 1997.

12- ASKENASI, D.; ROSENFELD, A.; VAREL, H.; CAMPBELL, E. E. B. Laser-induced microstructuring of dieletric using ultrashort laser pulses. Proceedings of Conference on Lasers and Electro-Optics, p. 161, maio, 1997. [resumo]

13- NIEWZ, M. H. Investigation and spectral analysis of the plasma-induced ablation mechanism of dental hydroxyapatite. Applied Physics B, v. 58, p. 273-281, 1994.

14- PRONKO, P. P. ; DUTTA, S. K.; SQUIER, J.; RUDD, J. V.; DU, D.; MOUROU, G. Machining of sub-micron holes using a femtosecond laser at 800 nm. Optics Communications, v. 114, p. 106-110, 1995.

15- SHAPIRO, S. L. Topics in applied physics – ultrashort light pulses – picosecond techniques and applications. New York: Springs-Verlog, 1989.

16- STERN, D.; SCHOENLEIN, R. W.; PULIAFITO, C. A.; DOBI, E. T.; BIRGRUBER, R.; FUJIMOTO, J. G. Corneal ablation by nanosecond, picosecond and femtosecond lasers at 532 and 625 nm. Arch Ophtalmol, v. 107, p. 587-592, 1989.

17- NIEMZ, M. H. Cavity preparation with Nd:YLF picosecond laser. The Journal of Dental Research, v. 74, p. 1194-1199, 1995.

18- NEEV, J.; DA SILVA, L. B.; FEIT, M. D.; PERRY, M. D.; RUBENCHIK, A. M.; STUART, B. C. Ultrashort pulse lasers for hard tissue. IEEE Journal of Selected Topics in Quantum Electronics, v.2, p. 790-799, 1996.

19- ASKELAND, D. R. Dispersion strengthening by solidification. In: The science and engineering of materials. 3 ed. Boston, PWS, 1994. 812p. il. Cap 10, p. 264-297.

20- MAILLET, H. O laser – princípios e técnicas de aplicação. [Le laser – principes et techniques d'application.] Tradução de Maria Ermantina Galvão Gomes Pereira e Rosemary Costhey Abílio. São Paulo: Manole, 1987.

21- YOUNG, M. Óptica e lasers. 4 ed. [Optics and lasers] Tradução de Yara Tavares Fornaris. São Paulo: Edusp, 1998. 448p. il.

22- EASTHAM, D. A. Atomic phisics of lasers. London: Taylor & Francis, 1989.

23- IGA, K. Fundamentals of laser optics. New York: Plenum, 1994. 285p. il.

24- BRITO CRUZ, C. H. Fenômenos ultrarápidos. VII Escola Jorge André Swieca – Óptica Quântica e Óptica Não-Linear, Recife, 2000.

25- ANTARES service manual. Coherent, Palo Alto, CA, USA, 1996.

26- STRICKLAND, D.; MOUROU, G. Opt. Commun, v. 56, p. 219, 1985.

27- NG, A. et al. Phys. Rev. Letter, v. 57, p. 1595, 1986.

28- PRICE, D. F. et al. Phys. Rev. Letter, v. 75, p. 252, 1995.

29- ORAEVSKY, A. A. et al. IEEE Selected Topics in Quantum Eletronics, v. 2, p. 801, 1996.

30- NEEV, J. et al. IEEE Selected Topics in Quantum Eletronics, v. 2, p. 790, 1996.

31- MARION, J. E.; KIM, B. M. Medical applications of ultra-sort pulse lasers. in Commercial and Biomedical Applications of Ultrafast Lasers, Murray K. Reev, Joseph Neev, Chairs/Editors, Proceedingsof SPIE Vol. 3910, p. 42-50, 1999.

32- LAZZARI, E. P. Bioquímica dental. 2 ed. [Dental biochemistry] 2 ed. Traduzido por Irina Coll. México D. F.: Interamericana, 1978. 335p. il.

33- CECCHINI, S. C. M. 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. Dissertação de Mestrado. São Paulo: Faculdade de Odontologia da Universidade de São Paulo, 1995. 143p.

34- CECCHINI, R. C. M. Estudo *in vitro* do efeito do laser de Nd:YAG em esmalte dental: análise de fluorescência de raios-X e microscopia eletrônica de varredura. Dissertação de Mestrado. São Paulo: Faculdade de Odontologia da Universidade de São Paulo, 1997. 108p.

35- PELINO, J. E. P. Estudo *in vitro* do efeito do laser de Nd:YAG sobre o esmalte dental humano: análise por microscopia óptica e microscopia eletrônica de varredura. Dissertação de Mestrado. São José dos Campos: Faculdade de

Odontologia da Universidade Estadual Paulista "Júlio de Mesquita Filho", 1998. 161p.

36- TANJI, E. Y. Alterações morfológicas do esmalte e dentina de cavidades I preparadas com o laser de érbio:YAG – estudo *in vitro*. Dissertação de Mestrado. São Paulo: Faculdade de Odontologia da Universidade de São Paulo, 1998. 83p.

37- RAMOS, A. C. B. Microinfiltração marginal em cavidades de classe V preparadas com alta rotação e com laser de érbio:YAG – estudo *in vitro*. Dissertação de Mestrado. São Paulo: Faculdade de Odontologia da Universidade de São Paulo, 1998. 151p.

38- TOKONABE, H.; KOUJI, R.; WATANABE, H.; NAKAMURA, Y.; MATSUMOTO, K. Morphological changes of human teeth with Er:YAG laser irradiation. Journal of Clinical Laser Medicine and Surgery, Portland, v. 17, n. 1, p. 7-12, 1999.

39- LEONARDO, M. R.; LEAL, J. M. Endodontia: tratamento dos canais radiculares. 2 ed. São Paulo: Panamericana, 1991.

40- CAVALCANTI, P. H. A. H.; PINHEIRO, A. L. B.; BRUGNERA Jr., A.; MARTORELLI, S. B. F. Estudo comparativo do índice de infiltração de dentes anteriores submetidos a apicectomia pelo laser de CO_2 ou apicectomia e retro-obturação por amálgama de prata *in vitro*. {On line} (http://www.forp.usp.br/restauradora/laser/pinho01.html) Capturado em 29-03-00.

41- CHEUNG, L. K.; LAM, J. Apicectomy of posterior teeth – a clinical study. Australian Dental Journal, v. 38, n. 1, p. 17-21, 1993.

42- GRAZIANI, M. Cirurgia buco-maxilo-facial. 7 ed. Rio de Janeiro: Guanabara Koogan, 1986.

43- MISERENDINO, L. J. The laser apicoectomy: endodontic application of the CO_2 laser for periapical surgery. Oral Surg Oral Med Oral Pathol, v. 66, n. 5, p. 615-619, 1988.

44- MORITZ, A.; GUTKNECHT, N.; GOHARKHAY, K.; SCHOOP, U.; WERNISCH, J.; POHN, C.; SPERR, W. The carbon dioxide laser as an aid in apicoectomy: an *in vitro* study. Journal of Clinical Laser Medicine and Surgery, Portland, v. 15, n. 4, p. 185-188, 1997.

45- NATAL, M. Enciclopedia ginasial ilustrada – volume de ciências. São Paulo: Formar, 197-. 256p. il.

46- COTTON, W. R. Introduction. Operative Dentistry, Seattle, Supplement 5, p. 1-2, march, 1984.

47- MARZOUK, M. A.; SIMONTON, A. L.; GROSS, R. D. Dentística operatória – teoria e prática moderna. [Operative dentistry – moder theory and practice] Traduação de Terezinha Oppido. São Paulo: Santos, 1987. Vol I

48- DeWALD, J. P. The use of extracted teeth for *in vitro* bonding studies: a review of infection control considerations. Dental Materials, Charleston, v. 13, p. 74-81, march, 1997.

49- AMAECHI, B. T; HIGHAM, S. M.; EDGAR, W. M. Efficacy of sterilization methods and their effect on enamel demineralisation. Caries Research, v. 32, p. 441-446, 1998.

50- ITO, I. – Profa. Dra. Da Disciplina de Microbiologia da Faculdade de Farmácia de Ribeirão Preto – USP – Comunicação pessoal, 1998.

51- DELLA SERRA, O.; FERREIRA, F. V. Anatomia dental. 3 ed. São Paulo: Artes Médicas, 1981.

52- SICHER, H.; TANDLER, J. Anatomia para dentistas. [Anatomie fur zahnarzte] Traduzido por Prof. Milton Picosse. São Paulo: Atheneu, 1981. 416p. il.

53- BHASKAR, S. N. Histologia e embriologia oral de Orban. 8 ed. [Orban's oral histology] 8 ed. Traduzido por Eleonora Diefenbach Muller. São Paulo: Artes Médicas, 1978.

54- NAKABAYASHI, N.; PASHLEY, D. H. Hybridization of dental hard tissues. Tokyo: Quintessence, 1999. 129p. il.

55- SHAFER, W. G.; HINE, M. K.; LEVY, B. M.; TOMICH, C. E. Tratado de patologia bucal. 2 ed. [A textbook of oral pathology] 4 ed. Traduzido por Dr. Sylvio Bevilacqua. Rio de Janeiro: Interamericana, 1985. 837p. il.

56- SMITH, D. C.; WILLIAMS, D. F. Biocompatibility of dental materials. Boca Ratton: CRC, 1982. Vol. I

57- BUONOCORE, M. G. A simple method of increasing the adhesion of acrylic filling materials to enamel surface. The Journal of Dental Research, St. Louis, v. 34, p. 849-853, 1955.

58- STURDEVANT, C. M.; BARTON, R. E.; SOCKWELL, C. L.; STRICKLAND, W. D. Arte y ciencia de la operatoria dental. 2 ed. [The art and science of operative dentistry] Buenos Aires: Panamericana, 1987. 765p. il.

59- HORSTED-BINDSLEV, P.; MJOR, I. A. Dentística operatória moderna. São Paulo: Santos, 1990. 312p. il.

60- LIZARELLI, R. F. Z.; SILVA, P. C. G.; PALUCCI, M. A., SILVA, R. A. R. Vaporização de tecido cariado utilizando o laser de alta densidade de energia de Nd:YAG 1064 nm. Jornal Brasileiro de Odontologia Clínica, v. 2, n. 11, p. 41-46, setembro-outubro, 1998.

61- LIZARELLI, R. F. Z.; BARRETO, J.; LIZARELLI, R. Z.; BAGNATO, V. S. Preparo cavitário Classe I utilizando o laser de alta intensidade de Er:YAG. (on line) (http://www.laser.nu/lllt/lllt_editorial.htm#June) Capturado em 14-10-1999.

62- LIZARELLI, R. F. Z.; LIZARELLI, R. Z.; ZUMAÊTA, G. M. O.; SILVA, P. C. G.; BAGNATO, V. S. Laser de erbium:YAG para preparos conservadores estéticos – relato de um caso clínico. Dental Gaúcho – seu guia de compras, São Paulo, v. 7, n. 1, p. 45-48, 2000.

9. APÊNDICES (Trabalhos paralelos realizados durante o período do curso de Mestrado)

O laser como um novo instrumento para os cirurgiões-dentistas tem uma aplicabilidade multidisciplinar. Dessa forma, a laserterapia como uma filosofia de atendimento ao paciente permite a realização de trabalhos interdisciplinares. Durante o período do curso de Mestrado, outros trabalhos, laboratoriais e clínicos, foram realizados e alguns já publicados, tanto utilizando os lasers de baixa quanto de alta intensidade. Esses trabalhos são aqui listados e apresentados de forma resumida:

9.1 ESTUDOS LABORATORIAIS

APÊNDICE A: Análise termo-diferencial de esmalte e dentina humanos.

LIZARELLI, R. F. Z.; BAGNATO, V. S.

De cinco dentes anteriores unirradiculares, extraídos por doença periodontal, e armazenados em um Banco de Dentes (solução de cloreto de sódio 0,9%), isolamos esmalte e dentina através de uma técnica manual. Como esses dois tecidos duros biológicos têm diferenças em composição e estrutura entre sí, poderíamos esperar

comportamentos distintos sob mudança de temperatura. Levamos separadamente amostras de esmalte e de dentina, secos em papel absorvente, num gral e pistilo Almofarix para trituração, transformando os referidos materiais em pó, buscando aumentar a superfície de exposição ao calor. Com o cadinho aberto, permitindo a interação do material com a atmosfera, cada amostra foi levada ao forno separadamente, porém sempre comparando-as com pó de alumina. Tanto para o esmalte quanto para a dentina, foram realizadas duas corridas com a mesma amostra, ou seja, dois ciclos de aquecimento até 1600oC, com o propósito de identificar com maior segurança os parâmetros de tempo e de temperatura onde ocorre fusão do material. A amostra de esmalte foi de 60,0 mg e a de dentina de 43,7 mg. A velocidade do aquecimento foi de elevação de 10oC por minuto. Ao final do aquecimento, o computador nos mostrou um gráfico de Diferença de Temperatura (^{0}C/mg), que compara o comportamento da amostra com o comportamento da alumina e varia de –0,40 a +0,40, por Temperatura (^{0}C), variando de 0 a 1600 graus Celsius. A amostra de dentina apresentou temperatura de fusão mais alta, provavelmente devido a presença de grande quantidade de fibras colágenas aos quais se constitutem com cadeias longas de polímeros em forma helicoidal, dificultando a sua decomposição/quebra.

APÊNDICE B: Análise estrutural de esmalte e dentina irradiados com Nd:YAG laser com e sem ataque com ácido fosfórico a 35%

LIZARELLI, R. F. Z.; BAGNATO, V. S. Análise estrutural de esmalte e dentina irradiados com Nd:YAG laser com e sem ataque com ácido fosfórico a 35%. Jornal Brasileiro de Clínica e Estética em Odontologia, Curitiba, v. 3, n. 17, p. 33-39, 1999.

Desde o início do uso do laser de alta intensidade para processamento de tecidos duros, uma das principais conseqüências se deve ao superaquecimento local desses tecidos como resultados da absorção de energia. Este aquecimento pode causar variações estruturais revelados durante o ataque químico. Nosso objetivo foi analisar a mudança estrutural ocorrida nos tecidos irradiados, esmalte e dentina, em termos de resistência química, após o tratamento fototérmico promovido pelo laser de Nd:YAG (1064 nm), com e sem ataque com ácido fosfórico 35%, utilizamos técnicas de microscopia eletrônica de varredura e espectroscopia por energia dispersiva de raios-X e os resultados mostram que quando esmalte e dentina são irradiados sofrem mudanças de fase através da fusão e recristalização, perdem água e tornam-se fisicamente friáveis. Após o ataque químico com o ácido, nesse tecido recristalizado, pelos resultados aqui apresentados, ocorre uma menor resistência desse tecido irradiado ao ácido fosfórico, sendo possível a sua completa remoção. Em conclusão, esse trabalho sugere que: o laser de Nd:YAG, sob esses parâmetros, promove maior eficiência do ataque químico com ácido fosfórico a 35%, tanto do esmalte quanto da dentina; quanto maior a potência de irradiação, menor a resistência ao ataque químico da superfície de tecido duro irradiado; a dentina mostrou ser menos resistente ao laser do que o esmalte; e, as irradiações com laser de Nd:YAG mostraram ser seletivas para as porções orgânicas tanto de esmalte quanto de dentina.

APÊNDICE C: Caracterização da resposta de esmalte e dentina à ablação com laser de picossegundos de Nd:YAG

LIZARELLI, R. F. Z.; KURACHI, C.; MISOGUTI, L.; BAGNATO, V. S. Characterization of enamel and dentin response to Nd:YAG picosecond laser ablation. Journal of Clinical Laser Medicine and Surgery, Portland, v. 17, n. 3, p. 127-131, June, 1999.

Nós investigamos as principais características do tecido dental humano sob ablação do laser de Nd:YAG picossegundos. O uso de laser de pulsos ultra curtos para ablação de dentes previne o superaquecimento e é uma alternativa para a remoção mecânica de material; além de minimizar o volume de material danificado. Laser de Nd:YAG com pulsos em picossegundos com a freqüência de 15 Hz emitidos de um sistema Q-switched e mode-locked foram focados em molares sadios humanos por 30 segundos. A variação da intensidade de luz no trem de pulso nos permitiu obter perfurações com diferentes características. Superfícies de esmalte e de dentina foram examinadas pelos microscópios ópticos e eletrônico de varredura. As amostras consistiram em três molares humanos sadios. O padrão de ablação foi determinado após se obter a média de todas as amostras. Imagens à partir do SEM mostraram um interessante contraste entre a morfologia de regiões ablacionadas em esmalte e em dentina. Em esmalte, a região ablacionada pareceu ser mais superficial do que em dentina. A fragilidade dentinária demonstrou um comportamento de saturação com o aumento da intensidade do laser. Além disso, o padrão de ablação em dentina é em torno de oito vezes maior do que em esmalte para a mesma fluência do laser. Nossos resultados mostraram uma importante correlação entre a morfologia superficial e a fluência de pulsos do laser, que é compatível com os mecanismos de ablação apresentados quando laser com pulsos ultra curtos são utilizados.

APÊNDICE D: Estudo comparativo da ablação de lasers em nano e em picossegundos em esmalte: aspectos morfológicos.

LIZARELLI, R. F. Z.; KURACHI, C.; MISOGUTI, L.; BAGNATO, V. S A comparative study of nano and picosecond laser ablation in enamel: morphological aspects. Journal of Clinical Laser Medicine and Surgery, Portland, v. 18, n. 3, p. 151-157, June, 2000.

Nós investigamos e comparamos as principais características morfológicas do tecido esmalte humano sob ablação com os lasers de nano e de picossegundos. O uso de lasers com pulsos ultra-curtos na ablação de dentes é uma alternativa para prevenir sobre-aquecimento e apresenta vantagens para minimizar o volume de material danificado durante a ablação com laser. Comparação da morfologia obtida na ablação laser utilizando pulsos de laser em nano e em picossegundos é uma forma de investigar as vantagens dos lasers com pulsos ultra-curtos para ablação. Trens de pulsos com duração de picossegundos de um laser Q-Switched e Mode-Locking de Nd:YAG e pulsos em nanossegundos de um laser Q-Switched também de Nd:YAG, ambos operando em 15 Hz e a mesmas potências médias, foram focados em um molar humano sadio durante 30 segundos. Microcavidades com diferentes características morfológicas foram observados para vários regimes de intensidade laser. Superfícies de esmalte foram observadas em um microscópio eletrônico de varredura (MEV) e suas características morfológicas comparadas. Um contraste interessante entre a morfologia do esmalte quando tratada com diferentes níveis de potência laser e duração de pulso foram observadas. Pulsos em picossegundos promovem uma remoção de material mais bem definida com mínima região intermediária enquanto pulsos em nanossegundos com o mesmo nível de potência

média equivalente causa uma larga região intermediária modificada entre o tecido ablacionado e o tecido normal, tanto quanto uma completa modificação superficial da estrutura original existente. Nossos resultados mostram uma importante correlação entre a morfologia superficial e a largura de pulso dos lasers, dando indicações das vantagens devido o uso dos lasers com pulsos ultra-curtos na Odontologia.

APÊNDICE E: Estudo comparativo *in vitro* da microinfiltração em preparos cavitários Classe V com e sem laser de Er:YAG

LIZARELLI, R. F. Z.; KURACHI, C.; NETO, S. P.; BAGNATO, V. S. 3910-37 Comparative study in vitro of microleakage in class V cavity preparation with and without Er:YAG laser. in Lasers in Dentistry V, John D. B. Featherstone, Peter Rechmann, D.D.S., Daniel Fried, Editors, Proceedingsof SPIE Vol. 3910, p. 254-260, 2000.

A avaliação da microinfiltração é um método convencionalmente utilizado para observar o comportamento de restaurações em resina composta em cavidades preparadas com laser ou com broca quanto à capacidade de selamento marginal. As amostras foram cinco dentes molares humanos sadios extraídos com preparos cavitários Classe V em cada face (vestibular, lingual, mesial e distal) com exceção da face oclusal, divididos em: GI – preparo cavitários com laser de Er:YAG, agente adesivo Single Bond (3M), resina composta Z100 (3M) cor A2; GII – preparo com laser, ataque com ácido fosfórico 35%, adesivo, composito; GIII – preparo cavitário com uma broca, adesivo, composito; GIV - preparo cavitário com uma broca, ataque com ácido fosfórico 35%, adesivo, composito. As amostras foram seladas com uma camada de resina epóxica e duas de

esmalte de unha, com exceção da área da restauração, e imersas em solução aquosa de nitrato de prata 50% por 24 horas e no escuro. As amostras foram lavadas e imersas em solução fotorreveladora e expostas em luz fluorescente por 6 horas. Após isso, elas foram embutidas em resina epóxica e seccionadas longitudinalmente usando um disco de diamante e água corrente. Os espécimes foram observados sob lupa esterioscópica e os resultados foram analisados osb teste estatístico de Kruskal Wallis, resultando em diferença estatisticamente significante entre GI X GIV a nível de 5%, e sob Mann-Whitney, resultando em ausência de diferença estatisticamente significante entre as paredes observadas oclusal e cervical.

APÊNDICE F: Diagnóstico comparativo na detecção de cáries envolvendo métodos convencionais, laser e radiografia

LIZARELLI, R. F. Z.; BREGAGNOLO, J. C.; LIZARELLI, R. Z.; PALHARES, J. M. C.; VILLA, G. E. P.; BAGNATO, V. S. 3910-32 Diagnosis comparison for detection of decays among conventional methods and laser and digital x-ray. in Lasers in Dentistry V, John D. B. Featherstone, Peter Rechmann, D.D.S., Daniel Fried, Editors, Proceedingsof SPIE Vol. 3910, p. 219-226, 2000.

As cáries de superfícies oclusais são muito difíceis de serem diagnosticadas nos estágios precoces, especialmente quando as lesões são bilaterais em paredes de fóssulas e fissuras. Medidas preventivas tem sido uma constante preocupação para reduzir a tempo a instalação e progressão das cáries oclusais incipientes. A detecção de lesões precoces através de métodos convencionais de diagnóstico são questionáveis por apresentarem

um risco de resultados falso-positivos ou falso-negativos. Utilizando 22 dentes *in vitro*, pré-molares e molares, que sugeriam lesões de cárie, os exames foram feitos por 3 examinadores calibrados através de escores pré-determinados. Os métodos utilizados foram: GI – inspeção visual; GII – inspeção táctil (sonda exploradora); GIII – exame radiográfico convencional periapical; GIV – exame radiográfico digital periapical (Digora for Windows 1.51 e 1.51N, Soredex-Orion Co.); GV – laser de baixa intensidade para diagnóstico (DIAGNOdent, KaVo, Alemanha) e GVI – exame de cortes histológicos (padrão-ouro). Os examinadores não se comunicaram durante os exames. Houve diferença estatisticamente significante entre os grupos. Sob o teste de Friedman, GI, GIII e GIV foram diferentes de GV a nível de 0,1%; quando comparamos GII e GV, nós observamos diferença a nível de 1%. Em conclusão, GV foi altamente diferente estatisticamente dos outros grupos, isso significa que o laser de baixa intensidade para diagnóstico é o mais sensível método para identificar tecidos duros dentais alterados.

APÊNDICE G: Avaliação comparativa da superfície radicular após instrumentação manual com e sem laser de Er:YAG como terapia coadjuvante.

LIZARELLI, R. F. Z.; FERREIRA, Z. A.; TORQUATO, T. M.; SAMPAIO, J. E. C.; BAGNATO, V. S. 3910-09 Comparative evaluation of radicular surface after manual instrumentation with and without Er:YAG laser as a coadjuvant therapy. In vitro study. in Lasers in Dentistry V, John D. B. Featherstone, Peter Rechmann, D.D.S., Daniel Fried, Editors, Proceedingsof SPIE Vol. 3910, p. 59-67, 2000.

IFSC-USP SERVIÇO DE BIBLIOTECA INFORMAÇÃO

Uma das mais importantes dificuldades do tratamento da doença periodontal reside na impossibilidade da descontaminação das raízes já afetadas pela doença periodontal através de instrumentos mecânicos. Raspagem dental manual resulta num material amorfo sem solução de continuidade devido ao corte dental, denominado smear layer. A principal proposta do presente estudo foi avaliar a estrutura da superfície radicular usando dois métodos para o tratamento periodontal: manual e mecânico associado à irrigação com água e com EDTA (ácido etileno diamino tetraciclina), seguidos ou não da aplicação do laser de Er:YAG. Trinta dentes foram selecionados com envolvimento periodontal. As superfícies radiculares foram limpas e aplainadas vigorosamente com ultra-som e instrumentação manual. Os dentes foram divididos aleatoriamente em vários grupos: GI – controle, nenhum tratamento subsequente; GII – irrigação com EDTA; GIII – EDTA e laser de Er:YAG; GIV – laser; GV – laser e EDTA. O teste estatístico de Kruskal Wallis foi aplicado e mostrou que não houve diferença estatisticamente significante a nível de 5% entre todos os grupos. Contudo, quando comparados aos pares, GII X GIV e GII X GV mostraram diferença a nível de 5%, e GI X GII, a nível de 1%.

APÊNDICE H: Avaliação da microdureza superficial de resina composta curada por LED 468 nm.

KURACHI, C.; LIZARELLI, R. F. Z.; BAGNATO, V. S. Avaliação da microdureza superficial de resina composta curada por LED 468 nm. Anais da Sociedade Brasileira de Pesquisa Odontológica, Divisão IADR, Águas de São Pedro, p. 181, setembro, 1999.

A resina composta dental é um material restaurador de grande aplicação clínica. Um dos métodos de avaliação do grau de polimerização da resina composta é o teste de microdureza. Os autores compararam a microdureza do material curado por um diodo emissor de luz (tipo LED), com um pico de emissão em 468 nm (azul-violeta), e por um aparelho de fotopolimerização odontológico (K&M – São Carlos). Os parâmetros de utilização do LED foram: 3,5 V, 40 mA, resultando em 4,3 mW. Foram confeccionadas 5 amostras (Z100 cor A3 – 3M do Brasil) de cada grupo experimental, sendo: I controle (lâmpada covencional – 40s), II LED 40s, III LED 60s, IV LED 120s, V LED 180s e VI LED 240s. O teste de microdureza foi realizado no aparelho mhp Microhardness Tester, aplicando uma carga de 160g durante 30s. Em cada amostra foram feitas 3 identações, após a leitura obteve-se a média das diagonais e aplicou-se a fórmula: MHV = 1854,4 X P/d^2. A avaliação da microdureza como função do tempo de exposição demonstra que o LED obtém MHV dentro da faixa de valores obtidos pela lâmpada, à partir de 125s. A microdureza média dos materiais curados pelas duas fontes de luz se equivalem no tempo de 180s do LED. Esse resultado deve-se, provavelmente, à diferença entre as potências das duas fontes de luz, a lâmpada com 475 mW/cm^2 e o LED com cerca de 11 mW/cm^2. Concluímos que é possível a polimerização da resina composta com o LED (468nm). O tempo de cura pode ser diminuído se certos parâmetros de operação forem alterados. O uso de LEDs na cura de resinas pode vir a representar grandes simplificações em custo e instrumental neste tipo de processamento, podendo levar à outras aplicações para as resinas fotocuradas.

APÊNDICE I: Estudo morfológico e químico de superfícies de esmalte e de dentina sob irradiação com laser de Er:YAG, variando a largura de pulso e a potência média.

LIZARELLI, R. F. Z.; BAGNATO, V. S.

Introdução: Além do comprimento de onda ter grande influência no tipo de interação entre laser e tecido-alvo, as parâmetros de irradiação têm mostrado modificações interessantes quanto à morfologia e composição química. Materiais e Método: Seis terceiros molares humanos recém-extraídos foram utilizados nesse estudo. No experimento 1 foram analisados comparativamente a influência da largura e da taxa de pulso, sobre esmalte e sobre dentina, utilizando um sistema laser de Er:YAG 2940 nm (Fidelis – Fotona Medical Lasers, Slovenia). A área irradiada e o tempo de exposição (6 segundos) foram fixados para todas as amostras. Para as 6 amostras, onde variamos a largura de pulso, os parâmetros de energia foram de 250 mJ e 20 Hz (exceto para GIV – 15 Hz), enquanto qe as larguras de pulso foram: GI – 100 μs; GII – 300 μs; GIII – 750 μs; e GIV - 1000μs. Para o experimento 2, as 6 amostras foram irradiadas com o mesmo laser, variando a taxa de pulso (potência média), os parâmetros foram: GI – 120 mJ, 50 Hz, 6 W; GII – 500 mJ, 20 Hz, 10 W; GIII – 250 mJ, 20 Hz, 5 W; GIV – 60 mJ, 50 Hz, 3 W; e GV – controle (sem irradiação). Resultados: Com relação à proporção Ca/P, no experimento 1 não houve diferença entre os grupos, todos aumentaram 9,17% em esmalte e 2,78% em dentina; no experimento 2, sob todos os parâmetros, ocorreu um aumento na proporção, porém foi maior no GIII (17,4% em esmalte e 28,7% em dentina). Em relação à morofologia, os aspectos gerais foram mantidos, contudo diferentes à nível das extremidades dos prismas cortados e consistência da dentina intertubular ficaram evidentes, na dependência principalmente da largura e da taxa de

pulso. Conclusões: Apesar de se tratar de um sistema laser que interage com os tecidos biológicos através do efeito fotomecânico, ficou evidente a influência térmica no resultado morfológico e químico dependente e proporcional à maior largura de pulso, porém à potência média intermediária.

APÊNDICE J: Estudo comparativo de superfícies de esmalte e de dentina irradiadas pelos lasers de Nd:YAG e Er:YAG: avaliação morfológica e química.

LIZARELLI, R. F. Z.; BAGNATO, V. S. A comparative study of enamel and dentin surfaces irradiated by Nd:YAG and Er:YAG laser: morphological and chemical evaluation. Lasers in Surgery and Medicine, Nashville.

Introdução: Lasers de alta intensidade têm indicações precisas na Dentística. Os sistemas mais utilizados são lasers de Nd:YAG e Er:YAG e apresentam diferentes formas de interação com os tecidos dentais duros. Ë interessante verificar essas diferenças a nível de morfologia e também as alterações químicas pertinentes. Materiais e Método: Cinco dentes terceiros molares humanos recém-extraídos, foram submetidos à irradiação com lasers de Nd:YAG 1064 nm (Pulse Mater 600 LE – ADT, USA) e com o laser de Er:YAG 2940 nm (Fidelis – Fotona Medical Lasers, Slovenia) e as morfologias superficiais de esmalte e de dentina foram avaliadas sob microscopia eletrônica de varredura e sob análise química por energia dispersiva de raios-X. A área de irradiação foi a mesma para ambos os laser, bem como os parâmetros de energia em : 200 mJ, 30 Hz, 6 W, e também a largura de pulso em 100 μs. Resultados: Foi possível constatar as diferenças morfológicas entre esses dois diferentes lasers que estão relacionados diretamente com os distintos modos de interação de cada um: o primeiro é fototérmico, e

o segundo, fotomecânico. Também a análise química comprovou esse fato através do estudo da proporção em porcentagem atômica de cálcio e fósforo: o laser de Er:YAG, em relação ao laser de Nd:YAG, aumentou essa proporção em 11,75% em esmalte e 2,26% em dentina. Conclusões: os efeitos fototérmico e fotomecânico claramente modificam as superfícies de esmalte e de dentina de formas completamente diferentes, enquanto o primeiro funde e promove uma vitrificação superficial, o segundo é capaz de cortar o tecido às custas das regiões de menor resistência, preservando as características originais do tecido; o laser de Er:YAG aumentou mais a proporção Ca/P do que o laser de Nd:YAG.

APÊNDICE K: Estudo comparativo sob micro e nanoinfiltração através de restaurações Classe V em resina composta condensavel, utilizando laser de Er:YAG com e sem ataque com ácido fosfórico 35%.

LIZARELLI, R. F. Z.; SILVA, P. C. G.; BAGNATO, V. S.

Dez terceiros molares humanos hígidos recém-extraídos foram utilizados nesse estudo de avaliação comparativa sob micro e nanoinfiltração. Os grupos comparados diferiram em relação ao instrumento utilizados para confecção dos preparos cavitários Classe V e foram: GI – ponta diamantada; GII – ponta diamantada + ácido fosfórico 35%; GIII – laser de Er:YAG; GIV – laser de Er:YAG + ácido fosfórico. O equipamento laser empregado foi o laser de Er:YAG 2940 nm (Fidelis – Fotona Medical Lasers, Slovenia). Após os preparos, foi utilizado um material adesivo hidrofílico (Single Bond – 3M do Brasil) e uma resina composta condensável (P60 – 3M do Brasil). Porém, também os

parâmetros de energia foram variados, ou seja, cinco amostras foram irradiadas com 250 mJ e 20 Hz e as outras cinco com 500 mJ e 20 Hz. (trabalho em andamento)

APÊNDICE L: Estudo do re-umidecimento de esmalte e dentina irradiados com laser de Er:YAG sob a técnica da microinfiltração

ZUMAÊTA, G. O. M.; LIZARELLI, R. F. Z.; BAGNATO, V. S.

Quarenta e cinco terceiros molares humanos recém-extraídos foram utilizados nesse estudo. O objetivo foi avaliar a microinfiltração em preparos cavitários Classe V realizados com laser de Er:YAG nas superfícies vestibulares e linguais dos elementos, contudo, a proposta foi modificar comparativamente as superfícies irradiadas previamente à aplicação do sistema adesivo, ou seja, promover o re-umidecimento de esmalte e de dentina e restaurar com resina composta híbrida. Os dentes foram divididos aleatoriamente em nove grupos de tratamento, sendo três com preparos cavitários utilizando broca carbide e os outros seis, o laser de Er:YAG (Twin Light, Fotona Medical Lasers, Slovenia). Os tratamentos foram os seguintes: GI – preparo com broca 245 em alta rotação, ácido fosfórico 35%, adesivo (Single Bond, 3M do Brasil), resina composta (Filtek Z250, 3M do Brasil), polimento com discos abrasivos (Sof Lex Pop On, 3M do Brasil); GII – broca, ácido, re-umidecimento com HEMA (Primer do Scotchbond Multi Purpose Plus, 3M do Brasil), adesivo, resina e polimento; GIII – broca, re-umidecimento com água destilada, adesivo, resina e polimento; GIV – preparo cavitário com laser de Er:YAG sob parâmetros de 300 mJ, 10 Hz e 3W, ácido, adesivo, resina e polimento; GV – laser, ácido, HEMA, adesivo, resina e polimento; GVI – laser, ácido, água, adesivo, resina e polimento; GVII – laser, adesivo, resina e polimento;

GVIII – laser, primer, adesivo, resina e polimento; GIX – laser, água, adesivo, resina e polimento. As amostras sofreram o teste de microinfiltração com nitrato de prata. A análise estatística foi realizada sob os testes de Mann Whitnney e de Kruskall Wallis. Houve diferença altamente significante a nível de 0,1% entre os grupos GII e GVII, GVIII e GIX, para a parede cervical (dentina); cosiderando-se apenas os grupos laser, e nível de 0,1%, GVI foi melhor do que GVII e do que GIX. Em conclusão, o laser não dispensa o ataque com ácido fosfórico antes da aplicação do sistema adesivo, com ou sem re-umidecimento.

APÊNDICE M: Análise morfológica e química comparativa entre preparos cavitários confeccionados com laser de Er:YAG e broca carbide

ZUMAÊTA, G. O. M.; LIZARELLI, R. F. Z.; BAGNATO, V. S.

Foi realizada a análise química por energia dispersiva de raios-X (EDX) comparativamente entre preparos cavitários executados com uma broca carbide em alta rotação ou com laser de Er:YAG, tanto a nível de esmalte quanto a nível de dentina. O sistema laser empregado nesse estudo foi um laser de Er:YAG 2940 nm (Twin Light, Fotona Medical Lasers, Slovenia) sob os parâmetros de 300 mJ, 10 Hz, 3 W. Os resultados analisados resultaram em valores em porcentagem relativa da proporção de átomos de cálcio em relação aos átomos fósforo. Para esmalte, o laser aumentou a proporção em 19,5%, enquanto que a nível dentinário nenhum alteração ocorreu.

9.2 ESTUDOS CLÍNICOS

APÊNDICE N: Laser de baixa intensidade 660 nm para o tratamento da hipersensibilidade dentinária – estudo comparativo utilizando diferentes dosimetrias.

LIZARELLI, R. F. Z.; MAZZETTO, M. O.; BAGNATO, V. S. Low intensity laser therapy to treat dentin hypersensitivity – comparative clinical study using different light doses. SPIE Moscow, Moscow. (enviado para publicação em 01/06/00)

Hipersensibilidade dentinária é a mais comum das reclamações de pacientes relacionadas à dor. De fato, esse é um desafio para ser tratado, especialmente se técnicas convencionais forem utilizadas. A possibilidade para tratar dor através do laser de baixa intensidade nos dá a oportunidade de solucionar esse importante problema clínico sem promover um desconforto para o paciente. O ponto principal não é se esse tipo de tratamento é antinflamatório para a polpa ou bioestimulador para produzir dentina secundária reacional irregular. O ponto mais importante aqui é entender quanto de energia é necessária para atingirmos condições onde o dente se torne insensível aos estímulos externos. Nosso estudo duplo-cego comparou um grupo sem laser (Placebo) com cinco outros grupos onde diferentes doses do laser de baixa intensidade 660 nm foram empregadas. A conclusão final é que para a laserterapia com 660 nm, as doses de 0.13 a 2.0 J/cm^2 foram mais efetivas do que as outras. A proservação desse estudo foi de 45 dias.

APÊNDICE O: Bioestimulação óssea utilizando laser de baixa densidade de potência diodo semicondutor 830 nm em caso de micro mini implante.

CICONELLI, K. P. C.; DEL LAMA, C. M.; BRAGA, C. A.; BERRO, R. J.; LIZARELLI, R. F. Z.; CEDRONI, A. C. C. Bioestimulação óssea utilizando laser de baixa densidade de potência diodo semicondutor 830 nm em caso de micro mini implante. Jornal Brasileiro de Odontologia Clínica, v. 2, n. 11, p. 39-40, setembro-outubro, 1998.

Este artigo trata da abordagem de duas terapêuticas, sendo uma invasiva ou cirúrgica com implante dental, e a outra não-invasiva e coadjuvante com um aparelho laser semicondutor de baixa potência indicado para uso em odontoestomatologia. Essa associação ermite que pós-operatórios cirúrgicos não sejam necessariamente acompanhados de drogas sistêmicas analgésicas e antinflamatórias, devido aos efeitos característicos desse tipo de radiação, representadas também por sua capacidade de estimuação tecidual, nos levando a buscar também acelerar o resultado clínico almejado. O caso clínico registra o pós-operatório de uma cirurgia com implante osseointegrado do tipo micro-mini, onde os resultados da laserterapia de baixa potência no controle da dor e edema foram surpreendentes clinicamente; além disso, na proservação radiográfica levantamos a hipótese da ocorrência na aceleração do fenômeno biológico e genuíno da osseointegração.

APÊNDICE P: Vaporização de tecido cariado utilizando o laser de alta densidade de energia de Nd:YAG 1064 nm

LIZARELLI, R. F. Z.; SILVA, P. C. G.; PALUCCI, M. A., SILVA, R. A. R. Vaporização de tecido cariado utilizando o laser de alta densidade de energia de

Nd:YAG 1064 nm. Jornal Brasileiro de Odontologia Clínica, Curitiba, v. 2, n. 11, p. 41-46, setembro-outubro, 1998.

Os autores apresentam um caso clínico de remoção do tecido cariado num sulco retentivo do primeiro molar superior direito utilizando o laser pulsado de alta densidade de potência de Nd:YAG 1064 nm, cujo sistema de entrega é feito através de fibra óptica, tornando possível um contato íntimo com o tecido alvo, efetivando o procedimento cirúrgico.

APÊNDICE Q: Tratamento de cárie inicial com laser de alta densidade de energia de Er:YAG.

LIZARELLI, R. F. Z.; TANJI, E. Y.; CICONELLI, K. P. C.; PALUCCI, M. A. Tratamento de cárie inicial com laser de alta densidade de energia de Er:YAG. Jornal Brasileiro de Odontopediatria & Odontologia do Bebê, Curitiba, v. 1, n. 4, p. 73-76, outubro-dezembro, 1998.

Apresentação de um caso clínico onde uma lesão cariosa incipiente sulcular removida através de um sistema laser de alta densidade de energia, o laser de Er:YAG pulsado, resultando em eficiência, rapidez e conforto no trans e pós-operatório.

APÊNDICE R: Irradiação laser de baixa densidade de potência para tratamento de Herpes Simples Labial.

LIZARELLI, R. F. Z. Irradiação laser de baixa densidade de potência para tratamento de Herpes Simples Labial. {On line}

(http://www.universodonto.com.br/especialidades/laser/caso2.html) Capturado em 04/01/99.

O conceito de bioestimulação laser para a cicatrização tem persistido como uma controvérsia. A resposta fotobiológica obtida pelo uso da radiação laser de baixa intensidade é o resultado das mudanças fotoquímicas e/ou fotofísicas produzidas pela absorção da radiação eletromagnética ionizada. A aplicação do feixe laser diodo semicondutor GaAlAs aparelho Compact Laser da J. Morita Corporation, foi então realizada durante 3 minutos e 33 segundos, com potência de 30 mW, contactando a lesão de herpes simples labial, varrendo a região da mesma. Os efeitos analgésicos e antinflamatórios foram observados logo após a aplicação da luz; e o efeito bioestimulante pôde ser constatado pelo exame clínico nas sessões posteriores.

APÊNDICE S: Laserterapia de baixa intensidade para hipersensibilidade dentinária.

LIZARELLI, R. F. Z.; LIZARELLI, R. Z.; KURACHI, C.; BAGNATO, V. S. Laserterapia de baixa intensidade para hipersensibilidade dentinária. {On line} (http://www.universodonto.com.br/especialidades/laser/caso4.html) Capturado em 16/09/1999.

Os autores apresentam um caso clínico de exposição de colo cervical da face vestibular do elemento 23, cuja hipersensibilidade dentinária promovia desconforto ao paciente. Foram realizadas duas sessões de aplicação de um laser de baixa intensidade (BDP660 – MMÓptics, São Carlos) com a finalidade de desinflamar o tecido pulpar e estimular a formação da dentina reacionária na região envolvida. Testes periódicos de vitalidade e

de sensibilidade foram feitos até completar 45 dias após a primeira aplicação, quando o paciente acusava ausência de sensibilidade.

APÊNDICE T: Tratamento de úlceras indolentes em pernas com laser de baixa intensidade 660 nm.

KURACHI, C.; LIZARELLI, R. F. Z.; BAGNATO, V. S.

Sob encaminhamento e acompanhamento médico, foram tratados 16 pacientes no Posto de Saúde da Redenção, São Carlos – SP, de ambos os sexos, que apresentavam úlceras de diferentes magnitudes e advindas de diferentes etiologias. O protocolo para utilização da laserterapia de baixa intensidade foi institutído, com o objetivo de diminuir a sintomatologia dolorosa e acelerar a cicatrização, inciando as aplicações com alta frequência (diariamente) que a cada 15 dias diminuia pela metade, até o paciente receber uma aplicação semanal. A dose foi mantida por sessão, sendo que para as bordas de cada ferida era aplicado 4.0 J/cm^2 por ponto, e internamente a ferida era "gradeada" com 2.0 J/cm^2 por ponto. Todos os tratamentos foram registrados através de fotografias e slides, e foram medidas com o auxílio de uma régua transparente e flexível, estimando-se a área de cada lesão. Seis pacientes receberam alta, com sucesso, quatro desistiram, quatro foram reencaminhados para tratamento de distúrbios sistêmicos e dois continuam em tratamento.

APÊNDICE U: Preparo cavitário Classe I utilizando o laser de alta intensidade de Er:YAG

LIZARELLI, R. F. Z.; BARRETO, J.; LIZARELLI, R. Z.; BAGNATO, V. S. Preparo cavitário Classe I utilizando o laser de alta intensidade de Er:YAG. {On line} (http://www.universodonto.com.br/especialidades/laser/casos/caso5.html) Capturado em 14/10/1999.

O laser de érbio é um sistema bastante promissor para uso odontológico, isso se deve ao seu comprimento de onda de 2,94 μm que coincide com o pico máximo de absorção da água, resultando em boa absorção pelos tecidos biológicos, incluindo os tecido duros dentais. Devido às suas características de absorção, o laser de Er:YAG é visto como um meio alternativo para a ablação de tecidos cariados, sem causar injúrias térmicas aos tecidos duros adjacentes e ao órgão pulpar. Nesse trabalho, fazemos a apresentação de um caso clínico onde, seguindo todas as regras de segurança propostas pela ALD (USA) e pela FDA (USA), o preparo cavitário foi realizado, com o aparelho laser de Er:YAG (KaVo KEY Laser 2 – Germany), pulsado, classe IV, comprimento de onda de 2,94 μm, frequência de pulsos de 1 a 15 Hz, potência ajustável de 60 a 500 mJ, na fóssula vestibular do elemento 46. Nenhum anestésico foi administrado e o paciente não relatou qualquer sensação dolorosa durante o ato operatório. A restauração foi confeccionada utilizando-se o sistema de bioattachment Single Bond (3M) e a resina composta Z100 na cor A 3,5, seguindo-se de acabamento e polimento com pontas diamantadas douradas e prateadas na mesma sessão. Detalhes do procedimento são aqui apresentados.

APÊNDICE V: Laser de Er:YAG para preparos conservadores estéticos – apresentação de um caso clínico.

LIZARELLI, R. F. Z.; LIZARELLI, R. Z.; ZUMAÊTA, G. O. M.; SILVA, P. C. G.; BAGNATO, V. S. Laser de Er:YAG para preparos conservadores estéticos. Dental Gaúcho – seu guia de compras, São Paulo, v. 7, n. 1, p. 45-48, 2000.

O Laser de Érbio é um sistema consagrado para uso odontológico, isso se deve ao seu comprimento de onda em 2,94μm que coincide com o pico máximo de absorção da água, resultando em boa absorção pêlos tecidos biológicos, incluindo os tecidos dentais duros. Devido às suas características de absorção, o laser de Er:YAG é visto como um meio alternativo para a ablação de tecidos cariados, sem causar injúrias térmicas aos tecidos duros adjacentes e ao órgão pulpar. Nesse trabalho fazemos a apresentação de um caso clínico onde, seguindo todas as regras de segurança propostas pela ALD (USA) e pela FDA (USA), preparos cavitários conservadores estéticos foram realizados, com o aparelho laser de Er:YAG (KaVo KEY Laser 2 - Alemanha), pulsado, classe IV, comprimento de onda 2,94μm, freqüência de pulsos de 1 a 15 Hz, potência ajustável de 60 a 500 mJ, nos elementos 12, 11 e 21. Nenhum anestésico foi administrado. A restauração foi confeccionada utilizando-se o sistema de bioattachment Single Bond (3M) e as resinas compostas Z100 (3M) e Durafill VS (Kulzer), seguida do acabamento e polimento com pontas diamantadas prateadas e douradas, e com discos Sof-Lex, na mesma sessão. Detalhes do procedimento são aqui apresentados.

APÊNDICE W: Vaporização de tecido cariado da superfície radicular – uso do laser pulsado de Nd:YAG

LIZARELLI, R. F. Z.; SOUSA, J. B. R.; LIZARELLI, R. Z.; TAMBELLINI, M. M. Uso do laser na dentística – vaporização de tecido cariado da superfície radicular.

Revista Gaúcha de Odontologia, Porto Alegre, v. 48, n. 1, p. 51-54, jan./fev.mar., 2000.

As autoras apresentam um caso clínico de remoçã de tecido cariado a nível de superfície radicular utilizando apenas o laser pulsado de Nd:YAG, que emite comprimento de onda de 1064 nm, prosseguindo na condecção de uma restauração com ionômero de vidro.

Com o advento das técnicas adesivas, deixamos de estender os preparos e passamos para a filosofia de selar para prevenir. Agora, com a real possibilidade do uso do feixe laser, que quando bem indicado é seletivo para o tecido cariado, estamos mais próximos de evitar a verdadeira destruição desnecessária de tecido sadio. A remoção do tecido cariado através da ablação do mesmo utilizando um laser de alta densidade de energia se constitui num avanço tecnológico dentro da Odontologia atual, por nos permitir rapidez e eficácia selecionando apenas a porção doente do elemento dental o qual deve ser substituído pelo material restaurador. Além disso, o Nd:YAG laser trata a superfície remanescente tornando-a impermeável aos agentes agressores externos, ou seja, evitando cáries reincidentes no elemento dental.

APÊNDICE X: Frenectomia lingual associando sistemas lasers.

LIZARELLI, R. F. Z.; BARRETO, J.; CICONELLI, K. P. C.; BREGAGNOLO, J. C.; BAGNATO, V. S. Odonto 2000, Araraquara. (enviado para publicação em 28/10/99 e aceito em 03/00).

A anquiloglossia parcial, ou "língua presa", é uma condição resultante de um freio lingual curto ou com sua inserção próxima da língua. O laser de alta densidade de energia de Nd:YAG, 1064 nm foi eleito para o corte do freio, e para coagulação das

bordas da ferida cirúrgica. Para finalizar, o laser de baixa intensidade diodo semicondutor de GaAlAs 790 nm foi aplicado para controle da sintomatologia dolorosa e da formação edematosa pós-operatória. A proservação foi realizada por 12 meses, confirmando o sucesso do procedimento realizado.

APÊNDICE Y: Estudo comparativo da redução da sensibilidade dentinária cervical, utilizando-se laser de baixa densidade de potência e verniz fluoretado.

CORONA, S. A. M., NASCIMENTO, T. N., DINELLI, W., LIZARELLI, R. F. Z., GARCIA, P. P. N. S., CATIRSE, A. B. E. A comparative study between low power laser and fluoride varnish to treat cervical dentine sensitivity. Journal of Clinical Laser Medicine & Surgery. (enviado para publicação em .../06/00)

Propôs-se realizar um estudo comparativo da redução da sensibilidade dentinária cervical, utilizando-se as metodologias de aplicação do Laser BDP 660 e do verniz fluoretado (Duraphat), em quatro etapas: 1ª avaliação: avaliar o grau de sensibilidade dentinária cervical presente; 2ª avaliação: após a primeira aplicação; 3ª avaliação: decorridos 15 dias da primeira aplicação e 4ª avaliação: decorridos 30 dias da primeira aplicação. O aparelho de laser utilizado para o tratamento foi o Laser BDP 660, de baixa densidade de potência, do tipo semicondutor, comprimento de onda emitido pela radiação de 660 nm e potência máxima de 30 mW. Os parâmetros de energia escolhidos foram: potência de 15 mW, densidade de energia de 4 J/cm^2, tempo por ponto de 10 segundos Para aplicação do verniz fluoretado realizou-se previamente profilaxia dental com pedra pomes e água, sendo que, para o verniz o intervalo entre as aplicações foi de sete dias. Foram selecionados pacientes cujos dentes apresentaram-se com sensibilidade

dentinária cervical totalizando 60 dentes. Utilizou-se o critério proposto por Uchida et al. 1980 para avaliar o grau de sensibilidade. A análise estatística foi realizada e obteve-se por meio da aplicação do Teste de Friedman que a amostra como um todo não apresentou diferença estatísticamente significante. Quando analisou-se aos pares, foi encontrada diferença estatisticamente significante a nível de 5% entre o grupo laser inicial (1ª. avaliação) e grupo laser 30 dias (4ª. avaliação). Não houve diferença estatísticamente significante para o grupo que recebeu tratamento com flúor.

Diz a placa na estrada: "Não pare na pista".

O Guerreiro da Luz olha essa placa e entende seu imenso significado. Entende, porque já escutou Jesus: "Quem perseverar até o final, este será salvo". Entende, porque já leu o I Ching: "A perseverança é favorável". Sabe que a Guerra da Luz é feita de muitas batalhas, com vitórias e derrotas, mas sem desistência. O guerreiro resiste. Luta contra os seus inimigos interiores e exteriores – o desânimo, a solidão, a desesperança. Cabe a ele mudar isso. Luta enquanto suas forças permitem, porque nessa batalha está toda a sua alegria.

Se o guerreiro precisa de repouso – e todo guerreiro precisa – ele se afasta da estrada, descansa o tempo que for necessário, e volta à luta. Mas sabe que, se parar na pista, será atropelado.

Paulo Coelho