

MARISTELA DUTRA-CORRÊA

**ABLAÇÃO DE ESMALTE E DENTINA BOVINOS E HUMANOS
COM LASER DE Ti:Safira NO REGIME DE FEMTOSSEGUNDOS:
análises morfológicas e físico-químicas comparativas**

Tese apresentada à Faculdade de Odontologia
de São José dos Campos, Universidade
Estadual Paulista, como parte dos requisitos
para a obtenção do título de DOUTOR,
pelo Programa de Pós-Graduação em
ODONTOLOGIA RESTAURADORA,
Especialidade em Dentística.

MARISTELA DUTRA-CORRÊA

**ABLAÇÃO DE ESMALTE E DENTINA BOVINOS E HUMANOS COM
LASER DE Ti:Safira NO REGIME DE FEMTOSSEGUNDOS:
análises morfológicas e físico-químicas comparativas**

Tese apresentada à Faculdade de Odontologia de São José dos Campos,
Universidade Estadual Paulista, como parte dos requisitos para a
obtenção do título de DOUTOR, pelo Programa de Pós-Graduação em
ODONTOLOGIA RESTAURADORA, Especialidade em Dentística.

Orientador: Prof. Dr. José Roberto Rodrigues
Co-Orientador: Prof. Dr. Vanderlei S. Bagnato
(IFSC-USP)

São José dos Campos
2008

Apresentação Gráfica e normalização de acordo com:

Bellini AB. Manual para elaboração de monografias: estrutura do trabalho científico. São José dos Campos: FOSJC/UNESP; 2006.

Dutra-Corrêa, Maristela

Ablação de esmalte e dentina bovinos e humanos com laser de Ti:Safira no regime de femtossegundos: análises morfológicas e físico-químicas comparativas / Maristela Dutra-Corrêa; orientador: José Roberto Rodrigues. _São José dos Campos, 2008.
192p.; IL.

Tese (Programa de Pós-Graduação em Odontologia Restauradora) – Faculdade de Odontologia de São José dos Campos, Universidade Estadual Paulista, 2008

1. dente: humano e bovino – 2. dentina – 3. esmalte dentário – 4. laser: ablação, Ti:safira, femtossegundos – 5. espectroscopia por energia dispersiva de raios-x (EDX ou EDS)– 6. microscopia eletrônica de varredura (MEV).

AUTORIZAÇÃO

Autorizo a reprodução e divulgação total ou parcial deste trabalho, por qualquer meio convencional ou eletrônico, desde que citada a fonte.

São José dos Campos, 11/07/2008

Assinatura:

e-mail: maristeladcb@uol.com.br

Em primeiro lugar, dedico este trabalho a DEUS, por estar sempre ao meu lado na caminhada, dando forças para continuar na luta diária!

Pegadas na areia

Um dia eu tive um sonho...

Sonhei que estava andando na praia com o Senhor e no céu passavam cenas da minha vida. Para cada cena que passava, percebi que eram deixados dois pares de pegadas na areia: um era meu e o outro do Senhor.

Quando a última cena da minha vida passou diante de nós, olhei para trás, para as pegadas na areia, e notei que, muitas vezes, no caminho da minha vida, havia apenas um par de pegadas na areia. Notei também que isso aconteceu nos momentos mais difíceis e angustiantes da minha vida. Isso me aborreceu deveras e perguntei então ao meu Senhor:

-Senhor, tu não me disse que, tendo eu resolvido te seguir, tu andarias sempre comigo, em todo o caminho? Contudo, notei que durante as maiores tribulações do meu viver, havia apenas um par de pegadas na areia. Não compreendo por que nas horas em que eu mais necessitava de ti, Tu me deixaste sozinho.

O Senhor me respondeu:

-Meu querido filho, jamais te deixaria nas horas mais difíceis e de sofrimento. Quando viste, na areia, apenas um par de pegadas, eram as minhas. Foi exatamente aí que te carreguei nos braços.

*“Aprender é a única coisa que a mente nunca se cansa,
nunca tem medo e nunca se arrepende.”*

Leonardo da Vinci

DEDICATÓRIA

Dedico este trabalho aos meus queridos filhos, **Felipe e Leonardo**, que são a razão do meu viver! É difícil traduzir sentimentos em palavras, mas posso tentar resumi-los em: carinho, admiração, orgulho e um amor infinito e incondicional. A presença constante de vocês em meus pensamentos e em meu coração transmite uma paz indescritível, porque sei que, verdadeiramente, posso contar com vocês em qualquer situação e isto se traduz em força para a caminhada.

Que Deus os conserve sempre assim!

A vocês o meu carinho!!!

Amo vocês para sempre!!!

Ao **Leonardo**, quero que saiba que você é uma pessoa importantíssima para mim! Você faz parte da minha vida!

Obrigada por estar sempre ao meu lado!

“O caminho de cada um é feito pelos próprios pés, mas a beleza da caminhada depende dos que vão conosco!”

A você, o meu carinho e o meu amor!!!

A meus pais, **Maurício** (*in memoria*) e **Agmar**,
Obrigada pelo amor e pelo carinho! Obrigada por me ensinarem, através
de seus exemplos, verdadeiras lições de vida! Obrigada pelo constante
estímulo em todas as etapas da minha vida e, acima de tudo, muito
obrigada por sempre me incentivarem na minha busca constante pelo
saber.

**A vocês, o meu respeito, o meu carinho e o
meu amor para sempre!**

AGRADECIMENTOS

Aos meus irmãos, **Heloisi e Maurício**, aos meus cunhados, **Humberto e Marlene**, aos meus sobrinhos, **Cristina, Cláudio, Denise, Giovanne, Luciano e Tatiana**, àqueles que considero como sobrinhos, **Rubens, Djenane, Luiz Roberto e Luíza**, aos meus sobrinhos-netos, **Nathália, Yasmin, Lucas, Mariana, Beatriz, Victor e Giulia**, enfim a **todos da minha família**, que mesmo distante sempre torceram por mim, incentivaram e vibraram comigo a cada vitória!
Agradeço pelo apoio constante e pelo carinho!

Vocês fazem a minha vida muito mais feliz!

Amo vocês!!!

Ao meu orientador, **Prof. Dr. José Roberto Rodrigues,**

Só se consegue voar, quando se é livre!

Agradeço a você, do fundo do coração, por ter permitido que eu alçasse vôo, talvez mais alto do que eu pudesse imaginar. Não foi fácil, mas consegui!!! Obrigada pela sua compreensão, pela confiança em meu trabalho, pelo incentivo constante durante o Mestrado e Doutorado! Agradeço pelas oportunidades e por tudo que aprendi com você! Eu tive a honra de conhecê-lo melhor durante este período, portanto, quero expressar, neste momento, toda a minha admiração e respeito pela sua pessoa!

Obrigada por tudo!

A você, minha eterna amizade e minha profunda admiração!

Ao meu co-orientador, **Prof. Dr. Vanderlei Salvador Bagnato**,

Saiba que foi uma grande honra conhecê-lo e poder trabalhar com você, aqui no Instituto de Física, no Grupo de Óptica. Tenho a absoluta certeza de que cresci muito, cientificamente, durante este período. Aprendi a respeitá-lo e admirá-lo pela sua competência indiscutível, pela sua determinação e pela seriedade com que encara os desafios. Você é uma pessoa que sabe o valor de uma equipe, pois procura valorizar a cada um de nós. Obrigada por partilhar conosco seus conhecimentos e sua experiência profissional com tanta simplicidade. Muito obrigada pela atenção, pela paciência e pela confiança!

Obrigada por tudo!

A você, minha amizade e minha profunda admiração!

À Profa. Dra. Cristina Kurachi,

Quero que saiba que eu a admiro muito pela sua competência e pelo seu caráter! Você consegue coordenar com sabedoria e extrema desenvoltura todos os projetos nos quais se envolve. Você é uma pessoa que sabe contornar, com sutileza, situações delicadas no dia-a-dia do trabalho. Muito obrigada pelo seu apoio, pela sua orientação nos momentos de questionamentos e, muito mais ainda, obrigada pela sua amizade!

Você é, realmente, uma pessoa muito especial para mim!!!

A você, o meu carinho, minha admiração e minha amizade!

Ao Prof. Dr. Sérgio Eduardo de Paiva Gonçalves,

A sua postura profissional, sua competência e sua firme conduta inspiram respeito naqueles que convivem com você, despertando neles a vontade de imitá-lo. Agradeço, imensamente, por partilhar conosco toda sua experiência profissional e seus conhecimentos!

A você, minha amizade e minha profunda admiração!

Ao Prof. Dr. Victor Elias Arana-Chavez,

Acima de tudo quero agradecer pela sua generosidade! Todas as vezes que busquei apoio em seus conhecimentos, sempre fui muito bem recebida! A sua seriedade no trabalho, a consideração que você dispensa às pessoas que o rodeiam inspiram outras pessoas a agirem da mesma forma. Muito obrigada por partilhar conosco seus conhecimentos e sua experiência profissional! Obrigada pelo apoio e por confiar em meu trabalho!

A você, minha amizade e minha profunda admiração!

Ao Prof. Dr. Camillo Anauate Netto,

A maneira como você age com seus alunos, mostrando a cada um deles a importância da luta e da conquista, da paciência e da dedicação, do esforço e da inteligência, desperta admiração. Os valores que são passados aos alunos nunca se perdem, são como sementes lançadas ao longo do caminho.

Aquele que for sensato cuidará para que floresçam.

A você, minha amizade e minha profunda admiração!

AGRADECIMENTOS

À **Faculdade de Odontologia de São José dos Campos – UNESP**, da qual tenho muito orgulho de fazer parte, agradeço pela oportunidade de realizar o curso de Pós-Graduação.

Ao **Instituto de Física de São Carlos – USP/Grupo de Óptica**, por me acolher de braços abertos e permitir a realização da parte experimental desta pesquisa.

Aos **Professores do curso de Pós-Graduação da UNESP**, por nos transmitir seus conhecimentos e dividir conosco sua experiência profissional.

Aos colegas do doutorado, **Andressa da Silva Kuwana, Caio Gorgulho Zanet, Leily Firoozmand, Lia Alves da Cunha e Rodrigo Máximo de Araújo**, pela agradável convivência durante o nosso curso.

Ao **Prof. Dr. Jorge Perdigão**, quero que saiba que aprendi muito com as pesquisas clínicas do nosso Grupo de Pesquisa da Universidade de Mogi das Cruzes. Muito obrigada pela oportunidade! Obrigada pelo incentivo constante, pela confiança em meu trabalho e pela sua amizade! Eu o admiro muito!!!

Aos amigos da Disciplina de Dentística da Universidade de Mogi das Cruzes e da UNIBAN, **Prof. Dr. André Ricardo Paoli do Carmo, Prof. Dr. Ricardo Amore, Prof. Dr. Hugo Roberto Lewgoy, Prof. Dr. Hiram J. Durante Cordeiro**, pelo incentivo, pela agradável convivência durante todos estes anos e principalmente pela amizade.

Aos amigos, **Ângela Bolanho, Luiz Blumer Rosa, Natália Castilhos, Simone Marques Freitas e João Maurício Ferraz da Silva** pelo incentivo constante e pela amizade.

Ao **Mardoqueu da Silva Martins** pela sua colaboração durante a utilização do laser de Ti:safira (femtosegundos). Ao **Denis Jacomassi e Gustavo Nicolodelli** pela sua colaboração durante os cálculos da tese (femtosegundos). Ao **Sebastião Pratavieira** pela sua colaboração durante o trabalho sobre Difractometria de raios-x (DRX). À **Lílian Tan Moriyama** pela sua colaboração durante o trabalho de Distribuição da Luz.

Aos amigos do Instituto de Física de São Carlos-USP, **Juliana Ferreira, Priscila Menezes, Rosane Lizarelli, Alessandra Rastelli, Fernando Florez, Clóvis Grecco, José Dirceu Vollet Filho, Emery Lins, Eurico Carvalho Filho, Vitória Maciel, Dayanne Fernandes Rosa, Ruy Matosinho, Gustavo Sabino, Everton Estracanhalli, José Renato Bulhões Vicente, Willian Shigeyosi**, pelo carinho com que me receberam e pela amizade.

Às secretárias do Programa de Pós-Graduação, **Rosemary de Fátima Salgado, Erena Michie Hasegawa e Maria Aparecida Consiglio de Souza e Lílian Faria das Graças**, pela inestimável colaboração no decorrer do meu mestrado e doutorado.

Às secretárias do Grupo de Óptica, **Isabel Sertori e Maria Benedita Souza**, pela inestimável colaboração no decorrer do meu doutorado.

À **CAPES**, pelo apoio ao curso de Pós-Graduação da UNESP e em especial por esta pesquisa.

À **FAPESP** e ao **CNPQ**, pelo apoio financeiro para o desenvolvimento desta pesquisa.

À **Ângela de Brito Bellini e Silvana Alvarez**, pela revisão bibliográfica final deste trabalho.

SUMÁRIO

LISTA DE FIGURAS	18
LISTA DE TABELAS.....	23
LISTA DE ABREVIATURAS.....	24
RESUMO	27
1 INTRODUÇÃO	28
2 REVISÃO DA LITERATURA	37
3 PROPOSIÇÃO	81
4 MATERIAL E MÉTODO	82
5 RESULTADOS	92
6 DISCUSSÃO	158
7 CONCLUSÃO	177
8 REFERÊNCIAS	179
APÊNDICES.....	188
ANEXOS	190
<i>ABSTRACT</i>	192

LISTA DE FIGURAS

FIGURA 1 - Dente bovino incluído em resina de poliéster.....	83
A) Esmalte B) Dentina.....	83
FIGURA 2 - Dente humano incluído em resina de poliéster	83
A) Esmalte B) Dentina	83
FIGURA 3 - Delineamento experimental para dentes bovinos.....	84
FIGURA 4 - Delineamento experimental para dentes humanos.....	85
FIGURA 5 - Transladador	86
FIGURA 6 - Sistema laser de Ti:safira (femtosssegundos).....	86
FIGURA 7 - Perfil do feixe Gaussiano.....	87
FIGURA 8 - Lupa A) Micrômetros nos eixos x e z.....	89
B) Relógio comparador no eixo y.....	89
FIGURA 9 - Dentina Humana (2) A) Irradiada com 650 W.....	92
B) Detalhe: microcavidade - 10s de irradiação - 100x	92
FIGURA 10- Esmaltes A) Bovino (1)	93
B) Humano (8).....	93
FIGURA 11- Dentinas A) Bovina (8).....	94
B) Humana (5).....	94
FIGURA 12- Diâmetro (μm) X potência (mW), em esmalte 5s.....	94
FIGURA 13- Diâmetro (μm) X potência (mW), em esmalte 10s	95
FIGURA 14- Diâmetro (μm) X potência (mW), em esmalte 15s.....	95
FIGURA 15- Diâmetro (μm) X potência (mW), em dentina 5s.....	96
FIGURA 16- Diâmetro (μm) X potência (mW), em dentina 10s	96
FIGURA 17- Diâmetro (μm) X potência (mW), em dentina 15s.....	97
FIGURA 18- Razão X potência (mW), em esmalte	98
FIGURA 19- Razão X potência (mW), em dentina	98

FIGURA 20- Esmaltes A) Humano (1) 400 mW 15s.....	99
B) Bovino (3) 400 mW 15s.....	99
FIGURA 21- Esmaltes A) Humano (7) 400 mW 15s.....	99
B) Bovino (1) 400 mW 15s	99
FIGURA 22- Esmaltes (bordas) A) Bovino (1) 600 mW15s.....	101
B) Humano (3) 600 mW 15s.....	101
FIGURA 23- Dentinas A)Humana (2) 400 mW15s.....	102
B) Bovina (2) 400 mW 15s.....	102
FIGURA 24- Dentinas A) Humana (7) 600 mW 10s.....	102
B) Bovina (2) 600 mW 15s.....	102
FIGURA 25- Dentinas (bordas) A) Bovina (1) 650 mW 5s	103
B) Humana (2) 700 mW 10s.....	103
FIGURA 26- Dentina Bovina (8) (borda) A) 200 mW 15s	103
B) 400 mW 15s.....	103
FIGURA 27- Dentina Bovina (8) borda A) 600 mW 15s.....	104
B) 700 mW 15s.....	104
FIGURA 28- Volume ablacionado X potência média - esmalte 5s	105
FIGURA 29- Volume ablacionado X potência média - esmalte 10s.....	106
FIGURA 30- Volume ablacionado X potência média - esmalte 15s	106
FIGURA 31- Volume ablacionado X potência média – dentina 5s.....	107
FIGURA 32- Volume ablacionado X potência média – dentina 10s	107
FIGURA 33- Volume ablacionado X potência média – dentina 15s.....	108
FIGURA 34- Taxa de ablação/pulso (μm) em esmalte 5s	109
FIGURA 35- Taxa de ablação/pulso (μm) em esmalte 10s	109
FIGURA 36- Taxa de ablação/pulso (μm) em esmalte 15s	110
FIGURA 37- Taxa de ablação/pulso (μm) em dentina 5s.....	110
FIGURA 38- Taxa de ablação/pulso (μm) em dentina 10s.....	111
FIGURA 39- Taxa de ablação/pulso (μm) em dentina 15s	111
FIGURA 40- Razão da taxa de ablação X potência (mW) - esmalte.....	112
FIGURA 41- Razão da taxa de ablação X potência (mW) - dentina.....	112
FIGURA 42- Intensidade humano/Intensidade bovino – esmalte.....	113

FIGURA 43- Intensidade humano/Intensidade bovino – dentina	114
FIGURA 44- Esmalte Humano (borda) (3) 1 W 10s.....	115
FIGURA 45- Dentina Bovina borda (1) 800 mW 15s A) Borda	116
B) Detalhe da borda da microcavidade.....	116
FIGURA 46- Dentina Bovina A) (1) 600 e 650 mW.....	117
B) (2) 600 e 650 mW.....	117
FIGURA 47- Dentinas A) Bovina (3) 600, 650 e 700 mW	117
B) Humana (1) 650 e 700 mW.....	117
FIGURA 48- Dentinas Humanas A) (5) 400, 600 e 650 W	117
B) (6) 700 mW 800 mW.....	117
FIGURA 49- Dentina Humana (5) A) 800 mW e 1 W.....	118
B) 1 W	118
FIGURA 50- Dentina Bovina (1) A)1 W	118
B) 1 W 5s.....	118
FIGURA 51- Esmalte Bovino 600, 400 e 200 mW 15s.....	119
FIGURA 52- Esmalte Bovino 200 mW 15s	120
FIGURA 53- Perfil da cavidade – esmalte bovino 200 mW	120
FIGURA 54- Esmalte Bovino 400 mW 15s.....	121
FIGURA 55- Esmalte Bovino 400 mW 15s (esmalte/dentina).....	121
FIGURA 56- Perfil da cavidade – esmalte bovino 400 mW	121
FIGURA 57- Esmalte Bovino 600 mW 15s (esmalte/dentina).....	122
FIGURA 58- Perfil da cavidade – esmalte bovino 600 mW.....	122
FIGURA 59- Esmalte Bovino 800 mW 15s (esmalte/dentina).....	123
FIGURA 60- Perfil da cavidade – esmalte bovino 800 mW	123
FIGURA 61- Perfil da cavidade – esmalte humano 200 mW	124
FIGURA 62- Esmalte Humano 400 mW 15s	124
FIGURA 63- Perfil da cavidade – esmalte humano 400 mW	125
FIGURA 64- Perfil da cavidade – esmalte humano 600 mW.....	125
FIGURA 65- Esmalte Humano 800 mW 15s (esmalte/dentina)	126
FIGURA 66- Perfil da cavidade – esmalte humano 800 mW	126
FIGURA 67- Esmalte Humano 1 W 15s (esmalte/dentina)	127

FIGURA 68- Perfil da cavidade – esmalte humano 1 W	127
FIGURA 69- Perfil da cavidade – dentina bovina 200 mW	128
FIGURA 70- Dentina Bovina 400 15s.....	128
FIGURA 71- Perfil da cavidade – dentina bovina 400 mW.....	129
FIGURA 72- Perfil da cavidade – dentina bovina 600 mW	129
FIGURA 73- Perfil da cavidade – dentina bovina 650 mW	130
FIGURA 74- Dentina Bovina 800 e 700 mw 15s	130
FIGURA 75- Perfil da cavidade – dentina bovina 700 mW	131
FIGURA 76- Perfil da cavidade – dentina bovina 800 mW.....	131
FIGURA 77- Dentina Bovina 1 W 15s.....	132
FIGURA 78- Perfil da cavidade – dentina bovina 1 W	132
FIGURA 79- Perfil da cavidade – dentina humana 200 mW.....	133
FIGURA 80- Dentina Humana 400 mW 15s.....	133
FIGURA 81- Dentina Humana 400 mW 15s (2)	134
FIGURA 82- Perfil da cavidade – dentina humana 400 mW.....	134
FIGURA 83- Perfil da cavidade – dentina humana 600 mW.....	135
FIGURA 84- Perfil da cavidade – dentina humana 650 mW.....	135
FIGURA 85- Dentina Humana 700 mW 15s.....	136
FIGURA 86- Perfil da cavidade – dentina humana 700 mW.....	136
FIGURA 87- Área afetada/área ablacionada X tempo (s).....	137
FIGURA 88- Perfil do feixe Gaussiano.....	138
FIGURA 89- Gráfico: raio x profundidade (z).....	141
FIGURA 90- EB diâmetro (mm) X intensidade (W/cm^2).....	142
FIGURA 91- DB diâmetro (mm) X intensidade (W/cm^2).....	142
FIGURA 92- EH diâmetro (mm) X intensidade (W/cm^2).....	143
FIGURA 93- DH diâmetro (mm) X intensidade (W/cm^2).....	143
FIGURA 94- Perfil da cavidade – esmalte bovino 400 mW.....	145
FIGURA 95- Perfil da cavidade – esmalte bovino 600 mW.....	145
FIGURA 96- Perfil da cavidade – esmalte bovino 800 mW.....	146
FIGURA 97- EB 200 mW: intensidade x profundidade.....	147

FIGURA 98- EB 400 mW: intensidade x profundidade.....	147
FIGURA 99- EB 600 mW: intensidade x profundidade.....	148
FIGURA 100- EB 800 mW: intensidade x profundidade.....	148
FIGURA 101- gráfico logarítmico: intensidade efetiva x profundidade...	150
FIGURA 102- EB x EH: intensidade efetiva x profundidade.....	151
FIGURA 103- EB 800 mW: interface esmalte/dentina	152
FIGURA 104- EDX: elementos químicos X % elementos (EB e EH).....	156
FIGURA 105- EDX: Ca/P X % Ca/P (EB e EH).....	156
FIGURA 106- EDX: elementos químicos X % elementos (DB e DH).....	157
FIGURA 107- EDX: Ca/P X % Ca/P (DB e DH).....	157

LISTA DE TABELAS

Tabela 1- Diferença entre as % de cada elemento (esmalte).....	154
Tabela 2- Esmaltes: bovino e humano - % de elementos por peso.....	154
Tabela 3- Dente humano % de elementos por peso.....	155
Tabela 4- Diferença entre as % de cada elemento (dentina)	155

LISTA DE ABREVIATURAS E SIGLAS

Al_2O_3 = óxido de alumínio (alumina)

BIS-GMA = bisfenol glicidil metacrilato

cm^2 = centímetros quadrados

C = carbono

Ca = cálcio

Ca/P = cálcio/fósforo

Cl = cloro

C-O = carbono-oxigênio

CO_2 = dióxido de carbono

CO_3 = carbonato

Cu = cobre

CW = continuous wave

DB = dentina bovina

DH = dentina humana

DRX = Difractometria de raios-x

EB = esmalte bovino

EH = esmalte humano

EDX ou EDS = espectroscopia por energia dispersiva de raios-X

Er:YAG = érbio – ítrio – alumínio – granada

ErCr:YSGG = érbio – crômio – ítrio – enxofre – gálio – granada

FDA = Food and Drug Administration

fs= femtossegundos

FTIR = espectroscopia por infravermelho de Fourier

g = grama

g/cm^3 = grama/ cm^3

gf = grama força

g/ml = grama/mililitro

GaAlAs = gálio – alumínio - arsênio

Ho:YLF = hólmio – ítrio – lítio - flúor

HA = hidroxiapatita

HAp = hidroxiapatita

Hz = Hertz (pulsos por segundo)

Ho:YLF = laser de Hólmio (Fluoreto de Ítrio-Lítio)

J = joules

J/cm² = Joules por centímetro quadrado

KHz = quilohertz

mJ= miliJoule

mg = miligramas

mm = milímetro

mm² = milímetro quadrado

mm²/s = milímetro quadrado por segundo

mm³ = milímetros cúbicos

MEV = Microscopia Eletrônica de Varredura

mW = milliwatts

nm = nanometros

ns = nanossegundos

Nd:YAG = laser de Neodímio (ítrio-alumínio-granada)

Nd:YLF = neodímio – ítrio – lítio - flúor

OCP = octacálcio fosfato

P = fósforo

ps = picossegundos

rpm = rotações por minuto

s = segundos

t = tempo

Ti:Safira = laser sólido de cristal de safira dopado com titânio

u.a.= unidade arbitrária

XPS = *X-ray photo-electron spectroscopy*

W = Watts

μ = mícron ou micra

μm = micrometro

μm^3 = micrometros cúbicos

λ = comprimento de onda

ν = frequência

$\sim$ = aproximadamente

$\cong$ = proporcional

Δ = variação (diferença)

Dutra-Corrêa M. Ablação de esmalte e dentina bovinos e humanos com laser de Ti:Safira no regime de femtossegundos: análises morfológicas e físico-químicas comparativas [tese]. São José dos Campos: Faculdade de Odontologia de São José dos Campos, Universidade Estadual Paulista - UNESP; 2008.

RESUMO

Dentes bovinos têm sido convencionalmente utilizados em pesquisas odontológicas substituindo dentes humanos. Diferenças nas propriedades físico-químicas, estruturais e morfológicas dos substratos representarão diferenças na resposta frente a diversos tratamentos. Foi investigada a ablação em esmalte e dentina de dentes bovinos (30) e humanos (30) com laser de Ti:Safira, no regime de femtossegundos (70fs), com $\lambda = 800 \pm 1$ nm, taxa de repetição = 1 KHz, utilizando diferentes potências médias com diferentes tempos de exposição. Foram realizadas análises morfológicas e físico-químicas. Os corpos-de-prova foram observados ao microscópio de luz, ao MEV e analisados por EDX. As microcavidades em esmalte (bovino e humano) apresentaram ablação precisa, integridade e definição das margens. No esmalte humano não houve danos térmicos ou microfraturas; o bovino apresentou microfraturas, provavelmente resultado de sua menor resistência à ablação com laser. As microcavidades da dentina (bovina e humana) apresentaram bordas definidas, entretanto com microfraturas, sendo que na dentina bovina foram mais numerosas, mais amplas e mais intensas, mostrando maior susceptibilidade frente à irradiação com laser. Quanto à proporção Ca/P, as alterações proporcionais entre números de átomos de Ca em relação ao P, não foram estatisticamente significantes, para nenhum tecido. Conclui-se que o laser de Ti:Safira no regime de femtossegundos, além de muito rápido, potente e seguro, tem a vantagem de poder ser bem controlado e preciso, promovendo profundidades pequenas e específicas. Diante dos resultados e dependendo do tipo de tecido, fica evidente a necessidade de prévio conhecimento das diferenças entre eles antes da direta extrapolação dos resultados obtidos em substrato bovino para humano.

PALAVRAS-CHAVE: Dente, humano e bovino; dentina; esmalte dentário; laser, ablação, Ti:Safira, femtossegundos; espectroscopia por energia dispersiva de raios-x (EDX ou EDS); microscopia eletrônica de varredura (MEV).

1 INTRODUÇÃO

Os dentes humanos estão cada vez mais raros de se obter, graças aos procedimentos mais conservadores da odontologia, à melhor conscientização da população em relação à saúde bucal, além do controle rigoroso dos comitês de ética em pesquisa.

O dente bovino é o substrato mais utilizado em substituição ao dente humano em pesquisas científicas. Este fato evidencia a necessidade de se realizar mais estudos comparativos entre estes substratos, verificando as semelhanças e diferenças entre eles, o que implicará em maior confiabilidade nesta substituição.

Em estudos anteriores foram observadas diferenças morfológicas importantes entre eles, como, por exemplo: a dentina bovina apresentou maior diâmetro dos túbulos dentinários nas proximidades do esmalte e menor diâmetro dos túbulos dentinários próximos à polpa, ao contrário da dentina humana. Assim como maior espessura da dentina peritubular próxima ao limite amelo-dentinário. (Dutra-Corrêa et al.²⁰, 2007)

Também já foram avaliadas as propriedades térmicas, químicas e mecânicas do esmalte e dentina de dentes bovinos e humanos, sendo observados diferentes resultados, dentre eles o comportamento durante o aquecimento. (Dutra-Corrêa et al.¹⁹, 2005)

Foi justamente esta diferença de comportamento em relação às propriedades térmicas que nos motivou a trabalhar com ablação a laser durante esta pesquisa, realizando um estudo comparativo entre dentes bovinos e humanos, uma vez que a ablação pode trazer mais informação sobre a estrutura e organização do tecido.

Uma vez que se trata de tecidos biológicos, o mecanismo de interação resultante torna-se dependente das características físicas, químicas e estruturais desse tecido-alvo.

A ablação realizada nos tecidos duros dentais por pulsos ultracurtos e longos pode ser facilmente distinguida, devido às diferenças das vias de interação de ambos os pulsos com o tecido-alvo, assim como de seus efeitos sobre estes. (Neev et al.⁵⁹, 1996)

A interação do pulso longo com os tecidos duros é lograda, predominantemente, pelas características de absorção da luz (Ihlemann et al.³³, 1992); enquanto que o mecanismo de interação que ocorre entre o laser de Ti:Safira, no regime de femtossegundos, com o tecido biológico, é fotoelétrico. (Neev et al.⁵⁹, 1996)

Com os tecidos biológicos a interação do laser de femtossegundos é uma direta ionização multifotônica de saltos de elétrons livres, que conduzem a uma pura ablação do material, induzida por plasma, que é um aglomerado de partículas aceleradas que promove uma eficiente remoção de tecido. A remoção é feita átomo por átomo. Os tecidos biológicos podem ser considerados como do grupo de materiais dielétricos e, portanto, devem se comportar como tal, frente à ação deste laser.

O laser de Ti:Safira no regime de femtossegundos tem mostrado uma enorme seletividade para dentina cariada em relação à dentina sadia, promovendo superfícies limpas, com paredes, acentuadamente, íngremes e precisas. (Weigl et al.⁹¹, 2004)

As grandes vantagens da utilização do laser de Ti:Safira, no regime de femtossegundos, são: a precisão na confecção dos preparos cavitários e a ausência ou a redução das microfraturas e dos efeitos térmicos.

O desenvolvimento e a utilização de diferentes tipos de lasers têm demonstrado que esta tecnologia propicia procedimentos mais

conservadores e menos traumáticos durante os preparos cavitários em odontologia.

Em 1960, Maiman⁵¹ desenvolveu o primeiro laser, o de rubi. No entanto, este laser de rubi foi utilizado pela primeira vez na odontologia somente quatro anos mais tarde. (Goldman et al.²⁷, 1964; Stern; Sognnaes⁸², 1964) Contudo, temperaturas elevadas foram registradas e o contra-indicaram.

Somente com Hibst e Keller³⁰, em 1989, a odontologia restauradora deu um passo adiante para a remoção de tecido cariado e preparo cavitário com laser. A aplicabilidade desta técnica foi possível com a utilização do laser de Er:YAG, pelos resultados obtidos, que foram encorajadores, em comparação com outros sistemas.

Os lasers mais utilizados na prática odontológica são: Er:YAG e Nd:YAG. Ambos se encontram no espectro eletromagnético do infravermelho, o que os indica para sua aplicação clínica, promovendo diferentes efeitos sobre a superfície dental.

De uma forma geral, os lasers, até o momento, não têm sido bem sucedidos na substituição de brocas dentais na ablação de tecidos duros dentais, devido à baixa taxa de remoção do material, aos inaceitáveis danos colaterais, além do alto custo. O que se tem em mente é que a utilização das tradicionais brocas é mais econômica, mais comum e mais rápida que o laser; porém esse método produz ruídos desconfortáveis, não é seletivo, é mais invasivo, transmite vibrações gerando calor e dor, apesar da refrigeração, requerendo, portanto, anestesia local.

O laser de Er:YAG é altamente absorvido pelo esmalte e pela dentina. A remoção de esmalte e dentina é realizada por um processo contínuo de vaporização da água contida nestes tecidos. Esta vaporização rápida das moléculas de água resulta em microexplosões que ejetam as partículas do tecido mineralizado. Este processo é denominado de ablação e consome quase toda a energia entregue pelo

laser. Contudo, a energia residual é absorvida e provoca aquecimento sem que ocorram danos térmicos graves. (Hibst; Keller³⁰, 1989)

Porém diversos estudos têm demonstrado que uma das principais conseqüências da utilização do laser de alta intensidade sobre tecidos duros dentais é o superaquecimento local, decorrente desta absorção de energia, promovendo fortes efeitos colaterais.

O laser de Er:YAG foi liberado para comercialização e utilização para preparos cavitários pelo órgão americano de regulamentação, FDA (*Food and Drug Administration*), somente em 07 de maio de 1997, após uma série de estudos clínicos e laboratoriais que evidenciaram a segurança deste equipamento.

Existem três mecanismos de interação entre laser de alta intensidade e tecido duro dental: vaporização explosiva, ablação explosiva termomecânica mediada por água e ablação mediada por plasma.

A vaporização explosiva ou ablação térmica por vaporização é uma vaporização térmica com expulsão de gotas fundidas de material aquecido acima de seu ponto de fusão; a vaporização à pressão atmosférica tem uma taxa cinética limitada, e ocorre na interface, durante o rápido aquecimento pelos lasers pulsados e somente na área irradiada. É o resultado da fusão e vaporização parcial do tecido irradiado e recristalização da porção remanescente. Ocorre um grande aquecimento, contudo não muito profundo. Quando o sólido não é poroso, a temperatura interna se eleva acima da temperatura de vaporização, resultando em uma expansão explosiva. No entanto, o tecido duro dental é poroso. A pressão aumenta nos poros, devido à liberação de gases na subsuperfície, e pode exceder o estresse de fratura do material, removendo explosivamente partes do mesmo. Em tecidos moles promove uma desnaturação protéica, vaporização, coagulação e necrose superficiais e, em tecidos duros, promove fusão e recristalização, portanto, alterando as características estruturais dos tecidos. Os lasers de

CO₂ e de Nd:YAG nos regimes contínuo e pulsado em microssegundos promovem esse tipo de interação. (Fried²⁵, 2000)

Por outro lado, a ablação explosiva termomecânica (efeito fotomecânico), mediada por água, é o mecanismo mais comum de ablação dos tecidos duros dentais. Ocorre aquecimento da água presente no tecido, transformando-a em vapor, gerando uma força mecânica que rompe o tecido, removendo partes deste. Estudos sobre ablação de tecidos duros demonstram que as partículas são ejetadas do tecido irradiado em alta velocidade, o que comprova o mecanismo explosivo mediado por água. (Fried²⁵, 2000) Os lasers têm seu pico de absorção pela água. Pode ser aplicado tanto em tecido mole quanto tecido duro e o resultado é a desnaturação protéica sem carbonização, pois atuam através do processo de ablação ou abrasão. Esse fenômeno pode ocorrer a temperaturas abaixo do ponto de fusão da fase mineral do esmalte, portanto, provavelmente, não ocorre mudança da estrutura cristalina do tecido irradiado. Este tipo de interação ocorre quando o tecido é irradiado com o laser de Er:YAG.

Em relação à ablação mediada por plasma, ocorre a geração de um efeito fotoelétrico na superfície do tecido-alvo. Pulsos curtos e ultracurtos interagem com o tecido-alvo através do efeito fotoelétrico, pois estes sistemas contêm intensidades muito elevadas por pulso, que faz com que a luz ao atingir a superfície do tecido-alvo, seja capaz de remover alguns poucos elétrons livres aí localizados. Excita os elétrons das camadas mais externas, promovendo no tecido um estado semi-estável (Ti:Safira, no regime de femtossegundos). A partir daí, será gerada uma avalanche eletrônica, pois este impacto colidente acelera tais elétrons acima do potencial de ionização. Os elétrons que podem ser removidos dessa forma apresentam uma energia cinética maior do que a energia de ligação presente no tecido-alvo. Portanto, a próxima colisão com elétrons ligados (tecido-alvo) resultará em um evento de ionização, gerando uma nuvem gasosa (plasma ionizado).

A excitação por pulsos ultracurtos induz a diminuição da energia limiar necessária para ablação, sendo esta a principal razão de se obter uma razoável taxa de ablação para picossegundos utilizando fluências menores do que aquelas convencionalmente utilizadas nos sistemas pulsados em nanossegundos. (Lizarelli et al.⁴⁸, 2000)

Um problema comum na ablação por pulsos é a formação de plasma que se localiza próximo à superfície. O plasma é formado, na maioria das vezes através do processo de ionização multifotônica e acaba por bloquear a subsequente energia luminosa incidente. O plasma formado pelos pulsos curtos é altamente energético. Esse plasma de alta energia, formado pelos pulsos curtos e ultracurtos, age como um agente de ataque, removendo material pelo bombardeamento iônico à superfície. Esse mecanismo está de acordo com o fato da estrutura prismática do esmalte ser preservada mesmo dentro da região ablacionada, no regime de picossegundos, ou mesmo uma boa revelação dos túbulos dentinários pela remoção da smear layer. (Mourou; Liu⁵⁶, 1997)

Já foi demonstrado que a aplicação do laser em pulsos ultracurtos (picossegundos e femtossegundos) durante a ablação é capaz de proporcionar a remoção de porções de material sem aquecimento e/ou com menor dissipação da intensa energia (calor), para as regiões adjacentes ao alvo, portanto, mantém as características originais observadas no substrato.

A duração do pulso é o parâmetro mais importante, pois durante este tempo de aplicação, a difusão de calor torna-se um fato relevante no mecanismo de interação, envolvendo a luz e o tecido. Os lasers mais comuns operam no regime pulsado com duração de pulsos na faixa de 1 ms (10^{-3} s) e 1 ns (10^{-9} s). O laser de femtossegundos opera na faixa de 1 fs (10^{-15} s). Encurtando os pulsos ocorre diminuição de efeitos térmicos e se introduz novos mecanismos: como a ablação mediada por plasma. Alterando a largura do pulso, o mecanismo de interação entre o laser e o tecido duro dental também se altera. Entretanto, mantendo todos

os parâmetros e alterando apenas a focalização do feixe, é possível também modificar o resultado segundo o mecanismo de interação.

Portanto, a duração dos pulsos é fundamental para a determinação dos parâmetros adequados para a remoção de tecidos biológicos, sem causar efeitos térmicos indesejáveis. O aquecimento do tecido é resultado da absorção da energia. Os tecidos biológicos apresentam um tempo de relaxação térmica em torno de 1 ms, por isso, os lasers mais utilizados em medicina e odontologia são os de ΔT menor que 1 ms. (Todescan⁸⁸, 2003)

No regime de femtossegundos (fs), o tecido-alvo passa de um estado sólido para um estado de vapor em um período de tempo inferior ao necessário para a criação de uma fase líquida. Tal fato ocorre com eficiência suficiente para evitar danos térmicos e mecânicos, por isso não causa alterações estruturais, preservando o tecido. (Serafetinides et al.⁷⁸, 1999)

O regime de femtossegundos dá ao sistema a capacidade de concentrar muita energia num tempo extremamente curto. Assim, é possível ter potência suficiente para a ablação, sem que haja liberação de calor, pois a curtíssima duração do pulso faz com que a energia seja entregue rapidamente, sem tempo para o aquecimento. A remoção de tecido realizada com laser no regime de femtossegundos possui a vantagem de não causar aquecimento, pois o coeficiente de difusão térmica dos tecidos apresenta um valor da ordem de milissegundos (difusividade térmica/ condutividade térmica).

Para garantir uma aplicação segura e eficiente, faz-se necessário o entendimento da interação da luz (laser) com o tecido-alvo. Esta interação depende dos parâmetros de iluminação: comprimento de onda, modo de emissão, duração do pulso e potência, entre outros e das características ópticas do tecido: índice de refração e coeficientes de espalhamento, absorção e anisotropia. (Dutra-Corrêa et al.²¹, 2007)

Um fato interessante é que a água, o colágeno e a matriz de hidroxiapatita quase não absorvem luz com comprimento de onda na região do visível. (Krüger et al.⁴³, 1999)

A luz interage com os tecidos biológicos excitando elétrons, vibrando ligações ou até mesmo rotacionando partes da molécula. Caso o estímulo seja muito intenso, a luz promove rompimento de ligações e de moléculas. É o que acontece com lasers de alta intensidade sobre os tecidos biológicos, causando corte, rompimento, vaporização, coagulação e ablação do tecido-alvo.

As características cristalinas distintas dos dentes bovinos e humanos podem resultar em comportamentos diferentes dos materiais em testes de microtração, microinfiltração, dentre outros. A difratometria de raios-X (DRX) identifica o composto cristalino pelo conjunto de picos, comparados a um padrão. Através do padrão de difração é possível determinar o sistema cristalino do composto e o parâmetro de rede. (Dutra-Corrêa et al.²², 2007)

A análise realizada através do microscópio eletrônico de varredura fornece uma avaliação mais detalhada da superfície irradiada dos corpos-de-prova permitindo, desta forma, uma observação da interação da luz do laser com o tecido-alvo.

A espectrometria de energia dispersiva de raios-x (EDX ou EDS) é uma análise qualitativa e quantitativa. Tornando-se um acessório essencial no estudo de caracterização microscópica de materiais, uma ferramenta indispensável na caracterização e distribuição espacial de elementos químicos. Por este motivo foi escolhida como recurso para a caracterização do esmalte e dentina de dentes bovinos e humanos, nesta pesquisa.

Foram estudados, concomitantemente, outros aspectos micromorfológicos destes substratos, e foram observadas mais diferenças morfológicas, somando-se às inúmeras diferenças entre eles já observadas. (Dutra-Corrêa et al.¹⁹, 2005; (Dutra-Corrêa et al.²⁰, 2007)

Em resumo, é interessante que se estabeleça uma padronização para a utilização de lasers em dentes bovinos, para que os resultados possam ser extrapolados para dentes humanos, com base fundamentalmente, científica.

As pesquisas *in vitro* têm por finalidade proporcionar a viabilidade clínica do procedimento. Por isso, antes de se estabelecer uma nova técnica clínica, torna-se necessário determinar os parâmetros seguros de trabalho, visando à preservação da integridade do órgão dental.

Diante de tais argumentações, foi pertinente a realização desta pesquisa, visando contribuir para esta área de conhecimento.

2 REVISÃO DE LITERATURA

O físico americano Maiman⁵¹ desenvolveu o primeiro trabalho com laser em 1960. Desde então o laser vem sendo, amplamente, utilizado em diversas áreas, como medicina, odontologia e em diversas técnicas de análise, por exemplo, nos espectroscópios (instrumentos destinados a investigar espectros de radiação eletromagnética, baseado na dispersão desta por um prisma ou por uma rede de difração).

Goldman et al.²⁷ (1964) avaliaram o impacto do laser sobre as cáries dentais. Segundos os autores, os materiais que são coloridos absorvem mais luz (laser) do que os demais que não são coloridos, mostrando desta forma sua seletividade pela cárie.

Stern e Sognnaes⁸² (1964) realizaram um estudo analisando os efeitos do laser sobre os tecidos duros dentais. A exposição do esmalte dental intacto ao laser resultou em fusão deste esmalte, semelhante à uma vitrificação, que mostrou redução da bi-refringência sob luz polarizada, sugerindo alterações cristalográficas.

Brännström e Garberoglio⁹ (1972) utilizaram microscopia de varredura para observar túbulos dentinários e processos odontoblásticos em pré-molares humanos fraturados. Observaram os túbulos desde a proximidade do tecido pulpar até o limite amelo-dentinário e encontraram processos odontoblásticos dentro dos túbulos dentinários até, aproximadamente, um quarto do total do comprimento do túbulo dentinário. Na pré-dentina os processos odontoblásticos eram circundados por uma fina membrana. Todavia, no interior da dentina, a parede dos túbulos parecia ser circundada por uma camada de

substância amorfa e também longitudinalmente às fibras. Segundo os autores, os túbulos, aparentemente, continham fibras nervosas.

Yamamoto e Ooya⁹³ (1974) avaliaram os efeitos causados sobre esmalte humano sadio com laser de Nd:YAG (10 a 20 J/cm²), em relação à prevenção de cárie. Após a irradiação, as amostras foram submetidas a um processo de desmineralização *in vitro*, numa solução de ácido láctico com produção de colônias de *estreptococos mutans* crescendo na superfície do esmalte, durante 3 e 7 dias. Os resultados mostraram que após três dias de desmineralização, nas amostras controle houve o aparecimento de manchas esbranquiçadas, cavidades com a periferia desmineralizada e o centro com aspecto de granulação fina, sendo estas as que tiveram maior perda de íons cálcio, perda esta confirmada pela espectrometria de absorção atômica e subsuperfície radiolúcida. As amostras irradiadas apresentaram uma superfície “escamosa, com trincas, fissuras e microporos fusionados. Nelas houve ausência de desmineralização da subsuperfície. Por outro lado, no grupo no qual as amostras ficaram expostas por sete dias ao processo de desmineralização, as amostras controle, mostraram marcada cavitação com completa exposição da dentina e túbulos abertos. Já as amostras irradiadas mostraram-se mais lisas, com leves trincas, microporos fusionados e sem desmineralização marcada. Concluíram que a irradiação do esmalte com laser de Nd:YAG com baixas densidades de energia, pode incrementar a resistência à cárie dental.

Forssell-Ahlberg et al.²⁴ (1975) compararam o diâmetro e o número de túbulos dentinários em ratos, gatos, cães e macacos e concluíram que, em todas as espécies examinadas, os túbulos dentinários mostraram uma disposição retilínea, exceto nos incisivos de ratos, onde irregularidades locais foram observadas. Foi também realizada uma comparação entre as espécies estudadas e dentes humanos. Concluíram que são similares em relação ao número e diâmetro dos túbulos dentinários.

Em 1975, Silverstone et al.⁸⁰ estudaram a variação dos padrões de condicionamento ácido do esmalte dental humano, submetido à várias soluções ácidas *in vitro*. Os autores examinaram as amostras em um microscópio eletrônico de varredura e mostraram que foram produzidos três diferentes padrões para o esmalte. No mais comum, chamado tipo I, o centro dos prismas de esmalte foi preferencialmente removido, deixando a periferia dos prismas relativamente intacta. No tipo II, ao contrário do que aconteceu no tipo I, as regiões da periferia dos prismas foram removidas preferencialmente, deixando o centro dos prismas (“cabeças”) em evidência, ou seja, não afetados. No tipo III, houve um condicionamento aleatório, com áreas correspondendo ao tipo I, outras correspondendo ao tipo II e algumas áreas sem definição da morfologia dos prismas, difíceis de descrever.

Garberoglio e Brännström²⁶ (1976) realizaram um estudo sobre o número e diâmetro dos túbulos dentinários, com microscopia de varredura, que até hoje serve de comparação para outros estudos com dentina humana ou desta em relação a outros animais. Examinaram distâncias variadas em relação à polpa e concluíram que perto da polpa o número de túbulos/mm² foi de 45.000 e o diâmetro foi de 2,5µm. Na dentina mediana foi de 29.500/mm² e o diâmetro de 1,2µm e na dentina próxima ao limite amelo-dentinário foi de 20.000/mm² e o diâmetro de 0,9µm.

De acordo com Yaeger⁹² (1978), escrevendo sobre a histologia do esmalte, relatou que o comprimento dos prismas de esmalte varia entre 1 e 3 mm e o seu diâmetro varia entre 4 e 6 µm.

Segundo Costacurta et al.¹¹ (1979) em 100 g de esmalte dentário estão contidos os seguintes componentes inorgânicos: 36, 1 g de Ca, 17,3 g de P, 1 g de Na, 0,016 g de F. Encontra-se ainda em concentrações mais baixas e variáveis outros constituintes inorgânicos, tais como: K, cloreto de S, Cu e Si. Fe e Zn; além de outros íons que se

presentes no período de formação do esmalte dental podem ser incorporados.

Della Serra e Ferreira¹³ (1981) descreveram os dentes dos animais vertebrados quanto à sua forma e relataram que eles podem ser classificados em dois grandes grupos: homodontes e heterodontes. Os homodontes apresentam dentes com a mesma forma, variando apenas no volume. Já os heterodontes são animais cujos dentes apresentam morfologia diversa e constituem grupos dentais de acordo com seu aspecto, função e situação. Os bovinos estão no grupo dos heterodontes e seus pré-molares e molares são bastante volumosos e de crescimento prolongado.

Segundo Dellmann e Brown¹⁴ (1982), nos animais domésticos dois tipos de dentes são encontrados: braquidontes e hipsodontes. Os dentes humanos pertencem ao grupo dos braquidontes, ou seja, possuem coroa, colo e raiz definidos, são curtos e deixam de crescer após o término do irrompimento. Os dentes bovinos anteriores são braquidontes, por isso, são mais semelhantes aos dentes humanos. Porém os posteriores pertencem ao grupo dos hipsodontes, que apresentam um corpo alongado, sem uma nítida definição entre coroa e raiz e, continuam seu crescimento por uma grande parte da vida adulta do animal. Nos dentes bovinos do grupo dos hipsodontes, o cemento cobre, externamente, o dente tanto acima como abaixo da gengiva. Por baixo do cemento há uma camada de esmalte, que se estende por todo o comprimento do corpo e quase até ao ápice da raiz. O esmalte, por sua vez, situa-se sobre uma camada espessa de dentina. Um aspecto curioso dos dentes bovinos hipsodontes é a invaginação do cemento e do esmalte para o interior da dentina, da superfície oclusal para baixo e para dentro do dente formam o infundíbulo, enquanto as que se dobram para dentro ao longo dos lados formam as pregas do esmalte.

Kimura et al.⁴¹, em 1983, pesquisaram a remoção eficiente da cárie dental utilizando o laser de Nd:YAG em dentes bovinos e humanos. Os dois grupos de dentes foram expostos a uma solução desmineralizadora e, posteriormente, foi realizada uma avaliação do volume de tecido removido. O laser de Nd:YAG foi utilizado no foco e desfocado sobre a estrutura dental, variando-se a largura do pulso. As alterações na composição química e na estrutura cristalina do esmalte foram analisadas. Os resultados mostraram uma redução na transmissão dos raios-x *soft* e um aumento na intensidade de raios-x de $\text{Ca-K}\alpha$ e $\text{P-K}\alpha$, devido ao aumento na densidade do esmalte, consequência da fusão e ressolidificação do mesmo. Além disso, os autores observaram uma fase de transformação da hidroxiapatita do esmalte em ortofosfato.

Nakamichi et al.⁵⁸. (1983) compararam a força adesiva entre dentes bovinos e humanos, na tentativa de achar um substituto para dentes humanos em teste de adesão. Os autores demonstraram que dentina coronária bovina possui túbulos dentinários maiores, mas produziram similar força de adesão da dentina humana. Concluíram que os dentes bovinos podem substituir dentes humanos nestes testes, desde que sejam utilizados esmalte e camada superficial da dentina bovina, que não apresentaram diferenças estatisticamente significantes, quando comparados aos resultados com dentes humanos.

Em 1988, Oho e Morioka⁶⁴ investigaram as alterações na estrutura e composição do esmalte dental humano, após a irradiação com laser de argônio e Nd:YAG. As análises foram realizadas ao microscópio de luz polarizada e espectroscopia por infravermelho. Os resultados evidenciaram uma redução na quantidade de água, substâncias orgânicas e carbonato. Foram também observados pequenos espaços intra e interprismáticos no esmalte irradiado. A redução na quantidade de carbonato aumentou a resistência ao ácido, porque a redução de carbonato aprimora a estrutura cristalina do esmalte dental humano. Os autores observaram que no esmalte dental irradiado com o laser de

Nd:YAG, o cálcio liberado durante o ataque pela solução desmineralizadora, é incorporado e depositado nos pequenos espaços produzidos pelo laser.

De acordo com Ten Cate⁸⁷ (1988), após o condicionamento ácido o esmalte pode apresentar três diferentes tipos: Tipo I: remoção preferencial das porções centrais do prisma; Tipo II: é caracterizado pela remoção preferencial da periferia dos prismas, deixando as porções centrais intactas e o Tipo III: alterações indiscriminadas com alteração total da morfologia do tecido.

Hibst e Keller³⁰ (1989) pesquisaram os efeitos do laser de Er:YAG em esmalte e dentina de dentes humanos, através da taxa de ablação, com a finalidade de verificar a sua eficiência. A ablação de esmalte e dentina foi realizada em superfícies cariadas e superfícies intactas com 30 a 360 mJ por pulso, com uma taxa de repetição de 1 Hz. Avaliaram o diâmetro da cavidade produzida sobre a superfície dental através de micrometria ocular e sua profundidade determinada pela focalização da superfície adjacente e da base da cavidade com o micrômetro acoplado ao microscópio. Os autores concluíram que o esmalte e dentina são removidos pelo processo contínuo de vaporização, promovendo uma boa qualidade das paredes da cavidade. Segundo os autores, a aferição da temperatura durante o procedimento com o laser de Er:YAG indicou que uma quantidade mínima de calor foi transmitido aos tecidos adjacentes por difusão térmica.

Ainda em 1989, Keller e Hibst³⁸ realizaram a segunda parte de sua pesquisa, avaliando os efeitos do laser de Er:YAG em dentes humanos com irradiação no foco com pequenos pulsos nos tecidos mineralizados adjacentes, comparando os resultados encontrados após a irradiação focalizada com o laser de CO₂ com 1 J de energia total, aplicado em combinação de potência e tempos de exposição de 20 W/50 ms e 2 W/500 ms. As cavidades apresentaram tamanhos semelhantes, quando comparadas com as realizadas com laser de Er:YAG. Os

parâmetros de utilização do laser de Er:YAG foram os mesmo utilizados na pesquisa anterior. As amostras tratadas com o laser de Er:YAG foram avaliadas com microscopia de luz e de varredura e não revelaram nenhuma zona de carbonização ou fusão como as observadas nos espécimes tratados com o laser de CO₂. Não observaram nem fissuras nem fraturas ao redor da região irradiada. As cavidades irradiadas com o laser de CO₂, com 2W/500 ms, mostraram um esmalte com superfície irregular e paredes vítreas, prismas derretidos e fissuras bastante claras. Em contraste, estes fenômenos não foram observados nas lesões produzidas com o laser de Er:YAG, sendo que as cavidades se apresentaram com aspecto rugoso sem sinais de injúrias sérias e sem modificações na disposição dos cristais de hidroxiapatita do esmalte e dentina.

Tagami et al.⁸⁴ (1989) investigaram a permeabilidade da dentina coronária através da condutância hidráulica de discos de dentina bovina. A microscopia de varredura revelou menos túbulos com diâmetro reduzido na dentina superficial do que na dentina profunda. A permeabilidade da dentina bovina coronária de incisivos é de seis a oito vezes menor do que na dentina coronária de terceiro molar humano incluso, porém semelhante à dentina radicular humana.

Em 1989, Tagomori e Morioka⁸⁶ desenvolveram uma pesquisa para avaliar o efeito combinado do laser de Nd:YAG (0 a 100 J/cm². 20 pps) e o flúor, na resistência ácida do esmalte dental humano. A irradiação foi precedida pela colocação de uma tinta sobre a superfície do esmalte, com a finalidade de melhorar a sua absorção. As amostras, logo após a irradiação, foram colocadas em 0,1 ml de solução de fluoreto de sódio 2% (NaF) ou em solução de flúor fosfato acidulado (APF) durante 5 min, 60 min ou 24h a 37 °C. Em seguida, foram submetidas ao processo de desmineralização em 1 ml de solução de 0,5 M HClO₄ durante 30 s, a temperatura ambiente. Foi observado que nas amostras irradiadas com 30 J/cm² e tratadas com APF, ocorreu um aumento na resistência ácida,

em comparação com os outros tratamentos. Ao microscópio observou-se fusão dos cristais de hidroxiapatita e também a presença de finas trincas em aspecto de “mosaico”, antes e depois da desmineralização. Em relação às amostras somente irradiadas, a distribuição de Ca, P e F foi similar à das amostras controle. Os autores concluíram que quando combinada a irradiação do laser de Nd:YAG com aplicação de flúor fosfato acidulado promove-se uma aparente resistência à descalcificação.

Retief et al.⁶⁸ (1990) realizaram um estudo para determinar a resistência ao cisalhamento e microinfiltração na dentina humana e bovina e para avaliar a penetração da resina para o interior dos túbulos dentinários humanos e bovinos. A avaliação foi realizada através da MEV e obtiveram os seguintes resultados: a resistência ao cisalhamento para dentina humana foi, significativamente, grande e a microinfiltração, significativamente, baixa, em comparação com a dentina bovina, justamente pelo fato de que o sistema restaurador penetrou mais densamente na dentina humana. Portanto, os autores acreditam que o uso de dentes bovinos não é indicado, nesses tipos de testes, para substituir dentes humanos.

Tagami et al.⁸⁵ (1990) tentaram estabelecer uma correlação entre permeabilidade dentinária, profundidade e resistência adesiva de alguns sistemas adesivos. Utilizaram dentes bovinos estocados em solução salina isotônica com azida sódica 0,2%. Desgastaram a superfície vestibulo-cervical até expor a dentina em várias profundidades. Utilizaram um aparato para simular a pressão hidráulica pulpar e fluxo de fluidos através dos túbulos dentinários. Os testes de cisalhamento foram conduzidos após a aplicação dos sistemas adesivos. Observaram que a profundidade proporcionou um aumento na permeabilidade, principalmente após a remoção da *smear layer*.

Kayano et al.³⁷ (1991) realizaram uma pesquisa com o objetivo de avaliar *in vitro* o efeito do laser de Er:YAG sobre o esmalte, verificando a possibilidade deste tecido adquirir resistência ácida nas

margens adjacentes à região ablacionada. Avaliaram ainda o efeito de ablação na forma de contato, sobre esmalte, dentina e cimento. Para os primeiros dois experimentos utilizaram os seguintes parâmetros: 500 mJ com 200 μ s (largura de pulso), com densidade de energia de 15,9 J/cm² e repetição dos pulsos de 1 e 3 pps e número de pulsos de 100, 50, 30, 15 e 3. Já no terceiro experimento, utilizaram energia de 39 , 74 e 211 mJ, repetição de pulsos de 10 pps e número de pulsos de 10. As amostras do primeiro experimento foram preparadas para serem analisadas através de micrografias, enquanto que as do segundo experimento, após a irradiação foram submetidas a um desafio cariogênico numa solução desmineralizadora com pH de 4,5, contendo 6% hidroxietil celulose e 0,1M de lactato, durante 4 dias, avaliando-as também através de microradiografias. Os resultados demonstraram que a irradiação nas formas de contato e não-contato com laser de Er:YAG, pode ablacionar o tecido dental duro sem formar trincas. Além disso, após a desmineralização, a região não irradiada do esmalte desenvolveu uma área esbranquiçada e radiograficamente observou-se radiolúcida. No entanto, no esmalte marginal adjacente à ablação, não houve mudança de cor e a microradiografia não revelou áreas radiolúcidas.

Morioka et al.⁵⁴ (1991) avaliaram o efeito da irradiação com laser de Er:YAG na resistência ácida do esmalte. Utilizaram parâmetros de 0.39 J/pulso e 0.92 J/pulso com diferentes repetições. As superfícies dos dentes foram pintadas com uma tinta preta ou branca. As amostras foram desmineralizadas em 1 ml de solução de 0.5M HClO₄ por 30 s e a resistência ácida do esmalte foi determinada pela dissolução do cálcio da superfície do esmalte. A desmineralização subsuperficial foi avaliada através de microradiografias, após vários dias de indução de cárie, em 50 ml de solução de 0.1M gel de lactato com pH de 4,5, contendo 6% (w/v) de hidroxietil celulose a 37° C. Os resultados mostraram que o aumento de J/pulso e repetições tendem a promover maior resistência ácida ao esmalte. A menor desmineralização subsuperficial foi observada no

esmalte irradiado, na presença ou não de tinta. Microscopicamente as amostras irradiadas com ausência de tinta, apresentaram um maior grau de alteração, deixando uma superfície rugosa e em forma de cratera.

Paghdiwala⁶⁵ (1991) utilizou o laser de Er:YAG, com irradiação de 24 pulsos/4s, com duração de 250 μ s cada. Observou que não ocorreu aumento de temperatura capaz de provocar injúria pulpar e que a interação da luz com os dentes produziu efeitos distintos, sendo pequenos orifícios e crateras. As amostras foram analisadas ao microscópio de luz e foi observada a presença de um bisel nas margens de esmalte ao redor dos orifícios, sem a presença de fraturas e com um leve esbranquiçado e carbonização das margens. Em outras amostras, onde foram produzidas crateras, as margens mostraram-se com coloração marrom, sem fraturas e as bases cobertas com depósitos esbranquiçados e não brilhantes. Ao microscópio eletrônico de varredura, pode-se observar uma cavidade circundada por uma faixa de esmalte alterado contendo microfraturas que se arranjavam de forma concêntrica, apresentando poros rodeados por bordas elevadas de tecidos inorgânicos fusionados e recristalizados e ainda com cristais de hidroxiapatita derretidos e vaporizados.

Rueggeberg⁷² (1991) mostrou-se preocupado com a utilização de diversos substratos alternativos para testes de adesão, por isso realizou uma revisão de literatura em busca de algum estudo que comparasse, diretamente, a dentina humana e bovina. O autor relata que os dois substratos mais referidos na literatura para testes de adesão foram os dentes humanos e dentes bovinos, pois estes apresentam vantagem, pela sua facilidade de obtenção. Segundo o autor, até 1991, o único estudo encontrado que realmente comparava os dois substratos foi o de Nakamichi et al., 1983.

Ruse e Smith⁷³ (1991) realizaram um estudo de caracterização da superfície da dentina bovina, através de espectroscopia de raios-x foto-elétron (XPS) e espectrometria de massa para determinar

os efeitos de diferentes procedimentos de pré-condicionamento sobre a composição básica da superfície da dentina bovina e para investigar as interações entre a dentina e o agente adesivo (ScotchBond). Estudaram as mudanças na composição básica da dentina como resultado destas interações. Os resultados mostraram que a composição básica da *smear layer* foi semelhante àquela da dentina e que a limpeza com peróxido de hidrogênio não produziu nenhuma modificação na composição básica da superfície da dentina. O condicionamento ácido induziu uma quase completa desmineralização da dentina, deixando exposta uma superfície rica em matéria orgânica. Os resultados sugeriram que os sistemas adesivos que utilizam condicionamento ácido como procedimento prévio, deveriam ser baseados em agentes capazes de interagir com os componentes orgânicos da dentina, pois os agentes adesivos que contavam com a reação de quelação do cálcio não obtiveram mais sucesso. A investigação da interação entre o agente adesivo e a dentina sugeriu uma falha coesiva parcial, no agente adesivo.

Segundo Banks⁶ (1992), a razão para a ocorrência deste fato, ou seja, do cimento recobrir toda a superfície externa do dente, é que nos dentes hipsodontes, o órgão do esmalte se rompe antes da erupção. Quando isto ocorre, o tecido conjuntivo do saco dental é colocado em estreita associação com o esmalte recém-formado; em consequência disto, o cimento é depositado sobre o esmalte.

Ihlemann et al³³, em 1992 realizaram um estudo sobre ablação com excimer laser (ns e fs) em sílica. Utilizaram o excimer laser com 20-30 nanossegundos e 193, 248 e 308 nm e um sistema laser de pulsos curtos de 500fs com 248 nm. Os resultados mostraram que dois diferentes mecanismos de ablação são envolvidos. O primeiro é baseado em “*two-photon bulk absorption*”, que é um fenômeno não linear que apresentou baixa eficiência óptica e o segundo sobre os danos superficiais controlados em relação às peculiares condições superficiais.

Em 1992, Burkes et al.¹⁰ realizaram um estudo com o propósito de observar as mudanças de temperatura na estrutura dental e na cavidade pulpar de dentes extraídos, irradiados com laser de Er:YAG. Dois dentes foram irradiados secos durante todo o tempo e três dentes foram mantidos úmidos, com um fino jato de água, durante a irradiação. Nos dentes irradiados com laser pulsado de Er:YAG sem jato de água (58 mJ de energia) houve uma mínima taxa de ablação no esmalte. Ao MEV, observaram fragmentos arredondados de barras de esmalte, esmalte derretido, trincas e espaços vazios com margens suaves. Assim mesmo, a temperatura medida através de um sensor térmico, subiu mais do que 27°C. Por outro lado, quando utilizaram o laser de Er:YAG associado a um fino jato de água em diferentes energias (56 mJ, 60 mJ e 95 mJ), observaram uma taxa de ablação maior, fissuras e crateras cônicas com projeções pontiagudas de esmalte remanescente, quando observados ao MEV. A temperatura intrapulpar subiu em torno de 4 °C. Os autores concluíram que o laser de Er:YAG com jato de água remove esmalte e dentina sem produzir mudanças significativas na temperatura pulpar.

Li et al.⁴⁴ (1992) avaliaram a profundidade de ablação com o laser de Er:YAG, *in vitro*. Utilizaram fragmentos transversais de esmalte e dentina humanos, comparando-os com fragmentos intactos. Analisaram os efeitos morfológicos e as taxas de ablação após irradiação com o laser de Er:YAG, com duração de pulso de 200 µs. A energia por pulso entregue foi de 25 a 365 mJ com frequência de 2 e 5 Hz. Para minimizar os danos térmicos durante a irradiação foram utilizados um spray de água e um ventilador. O limiar de ablação para dentina foi 0,7 J/cm² a 5 Hz e 1,2 J/cm² a 2 Hz. Danos térmicos observados na dentina sugerem que para este tecido, as fluências devem ser menores. Os autores concluíram que o laser de Er:YAG com 2 Hz e 5 Hz, pode ablacionar efetivamente o esmalte e dentina com mínimos efeitos térmicos.

Paghdiwala et al.⁶⁶ (1993) avaliaram as mudanças na estrutura dental, a elevação da temperatura e a profundidade dos cortes

produzidos pelo laser de Er:YAG. Concluíram que, em função da potência e do tempo de exposição, a taxa de ablação e a elevação da temperatura variaram significativamente, sem a utilização de jato de água. Contudo, os resultados das irradiações associadas ao jato de água indicaram que o processo de ablação foi melhor, não houve grandes elevações de temperatura e as mudanças estruturais foram mínimas, quando comparados com as mudanças observadas nos dentes irradiados sem água durante o procedimento.

Dourda et al.¹⁵, em 1994, realizaram uma análise morfométrica da área ocupada pelos túbulos dentinários em 13 molares permanentes (terceiros molares). Encontraram na camada profunda cerca de 48.000 ± 9.800 túbulos/mm², na camada média 37.000 ± 9.000 túbulos/mm² e próximo ao LAD 22.000 túbulos/mm².

Sano et al.⁷⁴ (1994) avaliaram as propriedades de tração na mineralização e desmineralização das dentinas bovina e humana. O objetivo da pesquisa foi confirmar a hipótese de que a matriz de dentina desmineralizada contribuiu pouco para a resistência da dentina, quando comparada com a força de resistência e módulo de elasticidade da dentina mineralizada e desmineralizada. Os resultados indicaram que o colágeno contribuiu em 30% da força de resistência à tração da dentina mineralizada, que foi maior do que o esperado.

Stuart et al.⁸³, em 1995, realizaram um estudo sobre os danos induzidos pelos lasers em dielétricos com pulsos de nanossegundos e picossegundos. Avaliaram o limiar para fusão da sílica e fluoreto de cálcio com comprimento de onda de 1053 nm e 526 nm com duração de pulsos entre 270 fs e 1 ns. Diferenças qualitativas de danos na morfologia e danos resultantes da formação do plasma. Um modelo teórico baseado na produção de elétrons através da ionização multifotônica e ionização de colisão foram bem aceitos com os resultados experimentais. De acordo com os autores, os danos ocorreram pela

deposição de calor resultando em derretimento no ponto de maior aquecimento dos materiais dielétricos.

Jelinková et al.³⁴ (1996) avaliaram o diâmetro e a profundidade de cavidades preparadas com o laser de Er:YAG, quanto ao tipo de tecido alvo, tempo de irradiação e número de pulsos. Os autores observaram que, quando utilizaram 10 pulsos de 70 a 500 mJ de energia e taxa de repetição de 1 ou 2 Hz, a profundidade da cavidade no esmalte variou de 0,14 a 0,9 mm e em dentina de 0,55 a 1,51 mm. O diâmetro da cavidade foi menor no grupo onde a taxa de repetição era de 2Hz. Quando utilizaram 2 e 20 pulsos de 300 mJ de energia, a profundidade da cavidade em esmalte foi de 0,2 e 0,6 mm respectivamente e 0,4 e 1,5 mm em dentina. Portanto, concluíram que o laser de Er:YAG foi capaz de produzir cavidades bem definidas e limpas, em esmalte e dentina, sem grandes danos aos tecidos duros adjacentes e sem carbonização da dentina, quando são realizadas com refrigeração adequada.

Neev et al.⁵⁹ (1996) avaliaram a ablação em diversos tecidos duros (unha, dentes humanos e osso) com laser de Ti:Safira no regime de pulsos ultracurtos. Segundo os autores, até o momento de sua pesquisa, os dados sobre aplicações de lasers em tecidos duros não apresentavam bons resultados que pudessem animar a utilização do laser em substituição aos métodos mecânicos tradicionais. Lentidão na remoção do material e danos térmicos inaceitáveis foram os grandes causadores do insucesso, anteriormente. Avaliaram a interação da luz com o tecido no regime de subpicossegundos (350 fs) comparando com nanossegundos (1 ns). Os pulsos ultracurtos (< 10ps) apresentaram pequenos danos térmicos ou mecânicos. Afirmaram que os lasers de pulsos ultracurtos ofereceram uma real possibilidade de substituição para a instrumentos rotatórios utilizados na odontologia ou de outros métodos mecânicos para cortar tecidos duros.

Silva et al.⁷⁹ (1996) realizaram um trabalho com o propósito de comparar a resistência ao cisalhamento dos sistemas

adesivos em dentes humanos, bovinos e suínos, após 24 horas e sete dias armazenados em água a 37°C e 100% de umidade relativa. A resistência ao cisalhamento em esmalte humano não apresentou diferença estatisticamente significativa em relação ao esmalte bovino, embora ambos registrassem significativa diferença em relação ao esmalte suíno. A resistência ao cisalhamento obtida em dentina humana, bovina e suína não apresentou nenhuma diferença significativa entre elas. A resistência ao cisalhamento obtida após os períodos de armazenamento de 24 horas e sete dias também não apresentou diferença, estatisticamente, significativa.

Outra característica incomum da dentição dos bovinos, de acordo com Dyce et al.²³ (1997), é a ausência dos incisivos e caninos no maxilar superior. Esta região é preenchida por um par de pulvinos dentários (almofadas ou coxins), que são elevações em formato semicircular, que se apresentam macios quando comprimidos, embora tenham sua superfície cornificada. Os caninos inferiores são muito semelhantes aos incisivos, a tal ponto de serem conhecidos como quartos incisivos. Na dentição decídua, os dentes pré-molares, superiores e inferiores, não se desenvolvem.

Mourou e Liu⁵⁶, em 1997, descreveu em seu trabalho diversas aplicações do laser com pulsos ultracurtos como determinante na precisão da ablação, cortes ou modificação de superfícies. Relataram que pulsos de femtossegundos reduzem os danos colaterais, devido ao mínimo calor gerado durante o procedimento.

Keller et al.³⁹ (1997) foram os precursores da aplicabilidade do laser de Er:YAG em condições clínicas. Os autores avaliaram a resposta dos pacientes ao preparo com laser em respeito a diferentes tipos de cavidades e dentes com um interesse especial dado à percepção da dor. Para preparação cavitária foi utilizado o laser de Er:YAG (Protótipo, Kavo, Alemanha) com duração de pulso de 250 µs. O laser foi utilizado no modo não contato e a energia emitida oscilou entre

250 e 350 mJ para preparação do esmalte e 150 e 250 mJ para preparação da dentina a uma frequência de 2 Hz, com refrigeração constante.

Kohns et al.⁴² (1997) avaliaram a efetividade da ablação com laser de Ti:Safira em esmalte e dentina sem danos térmicos. A duração do pulso variou entre 200 fs e 2 ps. A energia necessária para o processo de ablação de esmalte e dentina foi claramente menor que a observada quando pulsos longos foram utilizados. A consequência direta desta observação foi uma baixa carga de calor, na área irradiada. Desta forma, não foram observados danos térmicos ou mecânicos, nem fraturas nesta região. Os sistemas lasers de femtossegundos, comercialmente, disponíveis podem produzir taxas de ablação *in vitro* em 2 mm³/min em materiais duros da ordem de 6-16 mm³/min. Estes valores são de uma ordem de magnitude mais alta que as produzidas por lasers de picossegundos com os mesmos parâmetros.

Em 1997, Mehl et al.⁵² investigaram a influência da variação dos parâmetros sobre a efetividade da ablação em tecidos duros e os efeitos térmicos colaterais, quando utilizaram os lasers de Er:YAG e Nd:YAG. Foram irradiados 170 discos de dentina e 170 dentes extraídos e com preparo cavitário, permitindo o acesso à cavidade pulpar. O laser de Er:YAG variou entre 250-400 mJ/pulso, 3-15 pps e 20-180 s de tempo, enquanto que o de Nd:YAG variou entre 83-100 mJ/pulso, 10-20 pps e 20-260 s de tempo. As taxas de ablação foram mensuradas volumetricamente por um sensor 3D. As temperaturas foram mensuradas em cada fragmento e na cavidade pulpar de cada dente extraído. Analisaram os resultados através do test-t para amostras independentes e ANOVA (1 fator), além do coeficiente de Pearson. Os resultados mostraram que com o laser de Er:YAG, em combinação com spray de água para resfriamento, a taxa de ablação foi acima de 0.017 mm³/pulso = 50 µm linear e pode ser conseguido sem aumentar a temperatura dos tecidos adjacentes. No caso do laser de Nd:YAG, a taxa de ablação foi de

$0.00004 \text{ mm}^3/\text{pulso} = 0.2 \text{ } \mu\text{m} / \text{pulso}$. Ao contrário do laser de Er:YAG, o laser de Nd:YAG com uma energia de 80 J em diante, aumentou a temperatura pulpar acima de 8°C . Por esta razão, a sua utilização com altas energias não é recomendada.

Segundo O'Brien⁶² (1997), o calor específico de uma substância é a quantidade de calor necessária para aumentar a temperatura de uma unidade de massa da substância em 1°C . O calor específico do esmalte é de $0.18 \text{ } \{\text{cal}/(\text{g} \cdot ^\circ \text{C})\}$ e da dentina $0.28 \text{ } \{\text{cal}/(\text{g} \cdot ^\circ \text{C})\}$. A difusividade térmica é a medida da quantidade de calor que flui pela amostra e é definida pela condutividade térmica dividida pelo produto do calor específico e densidade. Seus valores para as estruturas dentais são os seguintes: esmalte $0.469 \Delta (\text{mm}^2/\text{s})$ e dentina $0.183 \Delta (\text{mm}^2/\text{s})$. Em relação à condutividade térmica, os valores são: do esmalte é $2.23 \text{ mcal/s/cm}^2/(\text{ }^\circ \text{C/cm})$ e da dentina é $1.36 \text{ mcal/s/cm}^2/(\text{ }^\circ \text{C/cm})$.

Em 1997, Schaller et al.⁷⁵ avaliaram os efeitos do tratamento com laser Nd:YAG sobre a permeabilidade da dentina. Foram utilizados 40 discos de dentina, em cortes transversais de coroa de 3° molares recém-extraídos e sem cáries. Os discos de dentina foram colocados em um dispositivo para avaliar qualquer mudança na permeabilidade da dentina antes e após o tratamento com o laser. A mensuração foi realizada através do grau de filtração dos túbulos dentinários, por meio de uma solução radioativa de Ringer sobre uma pressão de $30 \text{ cmH}_2\text{O}$. A seguir, os discos foram divididos em quatro grupos, aleatoriamente, sendo um deles o grupo controle (G4), que não recebeu tratamento com laser. Nos outros três grupos, a dentina foi tratada com o laser Nd:YAG, no modo contato com fibra óptica de $320 \text{ } \mu\text{m}$ nos seguintes parâmetros: G1: 60 mJ e 10 Hz , G2: 90 mJ e 10 Hz e G3: 120 mJ e 15 Hz . As amostras de todos os grupos foram condicionadas com ácido fosfórico 32% por 60 s. A permeabilidade dentinária foi mensurada três vezes antes do tratamento, três vezes imediatamente após o tratamento com laser e seis vezes após a aplicação de ácido fosfórico.

Houve uma significativa influência do tratamento com o laser Nd:YAG na permeabilidade da dentina ($p < 0,001$ - ANOVA). O coeficiente médio do grupo controle e o grupo tratado com laser foi 2,19 ($\pm 0,86$) para o parâmetro de 60 mJ, 1,49 ($\pm 0,88$) para o parâmetro de 90mJ e 2,04 ($\pm 2,17$) para o de 120 mJ. O condicionamento ácido da superfície tratada com laser teve significativa influência estatística na permeabilidade da dentina somente no grupo 1 ($p < 0,001$). Concluíram que o tratamento com laser Nd:YAG modifica a superfície da dentina causando um aumento na ácido resistência, sendo mais evidente para o parâmetro de 120mJ.

Keller et al.⁴⁰ (1998) realizaram um estudo clínico com a finalidade de avaliar a aplicação do laser de Er:YAG em tratamento de cárie, levando em conta a percepção do paciente e sua aceitação. Em estudos anteriores foi demonstrado que o laser de Er:YAG pode ser utilizado com eficiência em preparo de cavidades, sem causar danos térmicos aos tecidos adjacentes ao preparo, sendo estes tecidos duros ou tecidos moles. Para avaliar a percepção direta e resposta do paciente no preparo das cavidades foi realizada uma comparação entre o método mecânico convencional de preparo cavitário e o método de preparação com laser. Cada metade do preparo foi realizada de uma forma. Foi utilizado um esquema com 3 escores de avaliação para os pacientes: Confortável, desconfortável e muito desconfortável. Além disso, s pacientes foram questionados para decidir qual foi a forma mais desconfortável do tratamento e qual o tratamento preferencial para futuros tratamentos de cárie. Avaliaram 103 pacientes com 206 preparos cavitários distribuídos entre 194 dentes. Todos os dentes apresentaram resposta favorável para o teste de vitalidade com frio, antes e depois de cada tipo de tratamento. O tratamento com laser foi mais confortável do que o tratamento mecânico convencional, com diferença estatística significativa. Durante o tratamento, a necessidade de anestesia local foi de 11% para preparos cavitários realizados pelo método mecânico convencional comparado com 6% durante a aplicação de laser. 80% dos

pacientes relataram que o preparo mecânico convencional foi o mais desconfortável do que o preparo realizado com laser e 82% dos pacientes indicaram preferência pelo laser para futuros tratamentos de lesões cariosas.

De acordo com Katchuburian e Arana³⁵ (1999), o esmalte é o tecido mais mineralizado do organismo e é o único tecido mineralizado de origem epitelial. O alto conteúdo inorgânico (97% em peso) justifica a sua extrema dureza, sendo representado por cristais de fosfato de cálcio sob a forma de hidroxiapatita, apresentando ainda quantidades de carbonato, sódio, magnésio, cloreto, potássio e flúor. A parte orgânica (basicamente protéica com escassos carboidratos e lipídeos) representa apenas 1% em peso da composição do esmalte e a água 2% em peso. Apesar de sua dureza, o esmalte é extremamente friável, enquanto que a dentina é mais resiliente, conferindo ao esmalte a sustentação necessária e reduzindo fraturas por traumas, como por exemplo, durante a mastigação.

Gonçalves et al.²⁸, em 1999, utilizaram pela primeira vez a irradiação laser sobre um sistema adesivo aplicado à dentina. Os autores utilizaram o laser de Nd:YLF com fluência de $1,31 \text{ J/cm}^2$ no modo não contato. Os materiais restauradores utilizados foram: sistema adesivo Scotchbond Multi-Purpose-Plus (3M, USA) associado com a resina composta Z100 (3M, USA). Os autores avaliaram a força de união, por meio do teste de cisalhamento e realizaram uma análise química e morfológica da dentina irradiada, com o auxílio da difração de raios-x e da microscopia eletrônica de varredura, respectivamente. Os melhores resultados de força de adesão foram obtidos quando o laser de neodímio foi aplicado sobre o adesivo, seguido do grupo controle e por último o grupo onde o laser foi aplicado antes do adesivo. A análise morfológica e a difração de raios-x evidenciaram a fusão e a recristalização da dentina nos grupos onde o laser de Nd:YLF foi utilizado. Constataram que o melhor momento para a aplicação do laser de Nd:YLF é após a aplicação

do sistema adesivo, antes da sua fotopolimerização. Os autores acreditam que, dessa forma, foi criado um substrato dentinário fisicamente mais resistente e com mais afinidade química com os sistemas adesivos, devido ao derretimento e re-solidificação da dentina na presença dos monômeros resinosos.

Com o intuito de determinar as taxas de ablação e avaliar as mudanças morfológicas em esmalte e dentina humanos, Hossain et al.³¹ desenvolveram uma pesquisa em 1999. Os dentes foram irradiados com laser pulsado de Er:YAG, com ou sem a utilização de jato de água, utilizando os seguintes parâmetros: 100 e 400 mJ, frequência de 2 Hz, durante 5 s. Os resultados evidenciaram que o uso de jato de água reduziu a profundidade de ablação, quando comparado com as irradiações sem água. Observaram cavidades esbranquiçadas e opacas, com margens limpas e bem definidas, com superfícies “escamosas” e ausência de danos térmicos tanto ao redor do esmalte quanto ao redor da dentina, quando refrigerados com água. Na dentina observaram túbulos abertos e carbonização de cor marrom nas margens e paredes das cavidades, quando utilizaram altas energias. Os autores mostraram que, quando uma fina camada de água foi direcionada para região de ablação, não houve redução da ablação e evitou a carbonização e fusão dos tecidos duros dentais. Diante dos resultados obtidos, concluíram que a relação entre energia e profundidade de ablação, foi sempre linear, tanto em esmalte quanto em dentina.

Em 1999, Kawabata et al.³⁶, em testaram *in vitro* os efeitos dos lasers de CO₂, Nd:YAG e Er:YAG na morfologia da dentina por meio do selamento dos túbulos dentinários, em pré-molares humanos hígidos. O esmalte foi desgastado até a exposição da dentina. Foi delimitada uma área de 4 x 3mm² para a irradiação com laser. Os dentes foram divididos em três grupos: G1: laser CO₂ para aplicação em pulso normal (PN) e super pulso (SP) com potência de 2 W. No G2: Nd:YAG - uma tinta foi aplicada na área a ser irradiada; nível de energia de 50 a 200

mJ/pulso. No G3: O Er:YAG: modo contato sob refrigeração, com nível de energia de 50-200 mJ/pulso. Metade das amostras foi cortada longitudinalmente na superfície irradiada para observação. Na dentina não irradiada, os túbulos não foram visíveis devido a presença de *smear layer*. A aplicação de laser de CO₂ resultou em selamento dos túbulos dentinários, sendo que os do super pulso também apresentaram na superfície rugosidade e fratura. A aplicação de laser Nd:YAG na energia de 50 a 100 mJ/pulso resultou na formação de estrutura fundida, com fendas e irregularidades, acima de 150 mJ/pulso foram observadas umas estruturas esféricas. No corte longitudinal foi observado selamento dos túbulos dentinários. Com o Er:YAG os túbulos dentinários permaneceram abertos após a aplicação do laser. Com o laser de CO₂ (pulso de 50 ms e 15 ms) a penetração do corante foi profunda comparada, mas não alcançou a cavidade pulpar. Com o Nd:YAG o corante não alcançou a cavidade pulpar e sua penetração foi suprimida se comparada as amostras não irradiadas; quando o nível de energia foi de 150 mJ/pulso, o corante penetrou na cavidade pulpar. Com o Er:YAG ocorreu penetração de corante na cavidade pulpar. Concluíram que o laser Er:YAG não selou os túbulos dentinários, já o laser Nd:YAG selou os túbulos, mas produziu microfraturas de vários tamanhos, enquanto que o laser de CO₂ mostrou-se capaz de selar os túbulos dentinários, sendo que o super-pulso apresentou o melhor aproveitamento, uma vez que não induziu carbonização nem fendas excessivas. Concluíram que o laser de CO₂ foi mais adequado para o selamento dos túbulos com largura do pulso de 10-20 ms e frequência de 10-20 Hz no pulso normal e largura de 10 ms e frequência de 10-30 Hz para o super-pulso.

Krüger et al.⁴³, em 1999 realizaram um estudo sobre ablação com laser no regime de femtossegundos em hidroxiapatita dental e fluorapatita. Utilizaram esmalte e dentina de dentes humanos com pulsos de 300 fs e com comprimento de onda de 615 nm, com 3 Hz de taxa de repetição. Concluíram que microfraturas e danos nos tecidos

adjacentes à área ablacionada foram muito reduzidos. Com as aplicações de femtossegundos em esmalte humano não observaram danos térmicos nem microfraturas. As paredes das microcavidades foram bem definidas. No caso da dentina, a inspeção das bordas das microcavidades mostrou microfraturas sem, contudo, apresentar grandes danos.

Lizarelli e Bagnato⁴⁶ (1999a) realizaram uma análise estrutural de esmalte e dentina irradiados com Nd:YAG laser com e sem ataque com ácido fosfórico a 35%. Segundo os autores, a utilização do laser de alta intensidade sobre tecidos dentais promove um superaquecimento local. Em consequência disto, podem ocorrer variações estruturais podem ocorrer mudanças estruturais. Utilizaram o microscópio eletrônico de varredura e a espectroscopia por energia dispersiva de raios-x. Os resultados mostraram que quando o esmalte e a dentina são irradiados sofrem mudanças de fase através da fusão e recristalização, perdem água e tornam-se fisicamente friáveis. Observaram que após o ataque químico com o ácido, neste tecido recristalizado, ocorreu uma diminuição na resistência do tecido irradiado, possibilitando sua total remoção.

Lizarelli et al.⁴⁷ (1999b) investigaram as características dos tecidos dentais irradiados com laser Nd:YAG em regime de picossegundos. Os resultados através das imagens obtidas com o microscópio eletrônico de varredura mostraram num contraste entre a morfologia da ablação em esmalte e dentina. No esmalte as regiões ablacionadas aparecem como mais superficiais do que na dentina, onde surgiram várias fraturas. A taxa de ablação em dentina foi cerca de oito vezes maior que no esmalte para a mesma fluência do laser. Houve uma importante correlação entre a morfologia de superfície e a fluência do pulso do laser, que é compatível com o mecanismo de ablação apresentado quando pulsos bem pequenos de laser são utilizados.

Schilke et al.⁷⁶ (1999) avaliaram a resistência ao cisalhamento para a dentina bovina, visando a possibilidade desta vir a

substituir a dentina humana em pesquisas científicas. Os autores utilizaram incisivos centrais permanentes de bovinos, dentes decíduos humanos e terceiros molares humanos. Não encontraram diferenças na resistência ao cisalhamento entre dentina humana de dentes permanentes e dentina bovina coronária. Diferenças significantes foram encontradas entre raiz bovina e dentina humana de dentes decíduos. Também foram encontradas diferenças significativas entre dentina bovina radicular e dentina de dente humano permanente e dentina bovina radicular e coronária. Todavia diferenças significantes foram encontradas entre dente humano decíduo e dente humano permanente e dentina bovina coronária. Clinicamente, significa que não foi detectada diferença significativa na resistência ao cisalhamento entre dentina humana de dente permanente e dentina bovina coronária. A resistência ao cisalhamento do adesivo utilizado resultou em valores mais altos para coroa bovina, bem como dentina radicular em comparação com dentina humana de dentes decíduos. Dentina bovina radicular mostrou-se inconveniente para substituir dentina humana, devido a sua maior resistência ao cisalhamento quando comparada à humana.

Serafetinides et al.⁷⁸ (1999) estudaram a interação do laser em regime de picossegundos com o tecido dental humano, com a finalidade de determinar a taxa de ablação e as características da superfície da dentina através do microscópio eletrônico de varredura. A ablação em dentina foi realizada utilizando cortes do tecido dental em diferentes espessuras (0.5-2 mm). As amostras de tecido dental foram irradiadas com Nd:YAG e Nd:YAG dobrado, com comprimento de onda de 1064 nm e 532 nm, respectivamente, com duração de pulso de 100ps e uma taxa de repetição de 10Hz. Os resultados mostraram cavidades limpas com um mínimo de tecido afetado termicamente (*melting*), quando utilizaram o comprimento de onda de 1064 nm. Ao contrário, quando utilizaram o comprimento de 532 nm, a análise ao MEV revelou fraturas e derretimento do material da dentina com superfície irregular e modificada.

Concluíram que a limpeza e tratamento das paredes do canal radicular durante o tratamento endodôntico com o laser de Nd:YAG no regime de picossegundos poderia ser bem promissor para a odontologia no futuro.

Tokonabe et al.⁸⁹ (1999) avaliaram as mudanças morfológicas e composição química (Ca e P) de esmalte e dentina irradiados com laser Er:YAG. Posteriormente, as amostras foram analisadas ao microscópio eletrônico de varredura e foi realizada também a análise de energia dispersiva de raios-x (EDX). Foram utilizados 40 dentes extraídos, irradiando-os com 300 mJ de energia durante 5 s, tanto em esmalte quanto em dentina. Os resultados mostraram superfícies de esmalte com margens definidas, limpas, com formatos “escamosos” tanto nas paredes, quanto no fundo das cavidades. Na dentina houve ausência de smear layer, com túbulos dentinários abertos, margens limpas e bem definidas. Não foram observados danos térmicos, fraturas ou carbonização em nenhuma das superfícies. Os elementos químicos das áreas irradiadas e das áreas não irradiadas mostraram os picos de Ca e P; a proporção Ca/P por moléculas foram proporcionais aos valores normais.

Nakabayashi e Pashley⁵⁷ (2000) concluíram que ainda é preferível a utilização de dentina humana em pesquisas *in vitro*, pois esta apresenta melhor desempenho em testes de resistência adesiva, quando comparada à dentina bovina. Relataram que a penetrabilidade de qualquer substância no dente está diretamente associada à permeabilidade, que se refere à facilidade com que uma substância pode se mover dentro ou através de uma barreira de difusão (substrato). Em relação à dentina, pode-se considerar dois tipos de permeabilidade: a permeabilidade intratubular e a intertubular. A permeabilidade intratubular é a difusão de substâncias através dos túbulos dentinários. A permeabilidade intertubular é a difusão de substância na dentina entre túbulos dentinários.

De acordo com Fried²⁵ (2000), podem ocorrer existem três mecanismos de interação entre laser de alta intensidade e tecido duro dental: vaporização explosiva, ejeção hidrodinâmica e ablação explosiva termo-mecânica mediada por água. A vaporização explosiva é uma vaporização térmica e expulsão de gotas fundidas de material aquecido acima do ponto de fusão (ocorre em escalas de tempo menores do que picossegundos) e vaporização à pressão atmosférica, tem uma taxa cinética limitada, e ocorre somente na interface, durante o rápido aquecimento pelos lasers pulsados e somente na área restritamente irradiada. Quando o sólido não for poroso, a temperatura interna se eleva acima da temperatura de vaporização, resultando em uma expansão explosiva. No entanto, o tecido duro dental é poroso. A pressão aumenta nos poros, devido à liberação de gases na subsuperfície, e pode exceder o estresse de fratura do material, podendo remover explosivamente partes do material. Os lasers de CO₂ e de Nd:YAG nos regimes CW e pulsado em microssegundos promovem esse tipo de interação. Já o mecanismo de ejeção hidrodinâmica é tipicamente observado quando os materiais são ablacionados por lasers de pulsos curtos. A fusão quase que imediata gera forças de expansão devido à mudança de volume do material. A expansão do líquido ocorre em oposição à energia e tensão de superfície do líquido. Por outro lado, a ablação explosiva termo-mecânica (mediada por água) é o mecanismo mais comum de ablação dos tecidos duros dentais, ou seja, durante o rápido aquecimento, a água pode criar grandes pressões subsuperficiais que podem resultar numa remoção explosiva da matriz mineral. Esse fenômeno pode ocorrer a temperaturas abaixo do ponto de fusão da fase mineral do esmalte, portanto, provavelmente, não ocorre mudança da estrutura cristalina do tecido irradiado. Este tipo de interação ocorre quando o tecido é irradiado com o laser de Er:YAG. Estudos sobre ablação de tecidos duros demonstram que partículas são ejetadas do tecido irradiado em alta velocidade, o que comprova o mecanismo explosivo mediado por água.

Hossain et al.³² (2000) avaliaram o efeito da irradiação com laser de Er:YAG (400 mJ, 2 Hz, 5 s) com ou sem jato de água, na resistência ácida do esmalte e dentina humana, *in vitro*. Logo após a irradiação, as amostras foram submetidas a 2 ml de solução de 0,1M de ácido láctico com pH 4,8, por período de 24 h a 36 °C e ppm de íons Ca^{2+} dissolvidas em cada solução, foram determinadas através de espectrometria de absorção atômica. Os resultados mostraram que a menor perda de íons Ca^{2+} ppm foi observada nas amostras irradiadas sem jato de água, seguidas pelas irradiadas com água e por último as amostras do grupo controle. A observação ao microscópio eletrônico de varredura mostrou que na ausência de água, houve fusão do esmalte e dentina, diferente daquelas com água, que apresentou um aspecto “escamoso”, sem *smear layer* e com fragmentos de esmalte visíveis. Os autores sugeriram que a irradiação com laser de Er:YAG sem jato de água mostrou-se mais efetivo para a prevenção de cárie, realizando uma fusão suficiente do esmalte e dentina, aumentando assim, a resistência ao desafio ácido.

Lizarelli et al.⁴⁸ (2000) pesquisaram e compararam aspectos morfológicos da ablação em esmalte humano irradiado com laser de Nd:YAG em regime de nanossegundo e picossegundo. Os resultados encontrados mostraram uma importante correlação entre a morfologia da superfície e o pulso, sugerindo inúmeras vantagens, quando pulsos ultracurtos foram utilizados para ablação de dentes humanos, tornando viável a sua utilização em dentística.

Schilke et al.⁷⁷ (2000) informação detalhada da estrutura dentinária é essencial para interpretação das investigações sobre materiais adesivos dentinários. O propósito do presente trabalho foi comparar o número e o diâmetro de túbulos dentinários em incisivo central permanente bovino e terceiros molares e dente decíduo humano. A densidade de túbulos/ mm^2 na camada mediana foi maior na raiz de dentina bovina (RB): 23.760 ± 2.453 do que em dentina de dente decíduo

humano (DH): 18.243 ± 3.845 , permanentes humanos (PH): 18.781 ± 5.855 e dentina coronária bovina (CB): 17.310 ± 2.140 . Os valores correspondentes para camada profunda são 23.738 ± 4.457 (RB), 24.162 ± 5.338 (DH), 21.343 ± 7.290 (PH) e 20.980 ± 4.198 (CB). Não foram encontradas diferenças significantes para o número de túbulos dentinários em dentina de coroa bovina comparada com dentes decíduos humanos e molares permanentes. Em relação ao diâmetro: camada média/profunda, CB: $2.85\mu\text{m} \pm 0.18/3.50\mu\text{m} \pm 0.33$; RB: $3.10\mu\text{m} \pm 0.33/3.23\mu\text{m} \pm 0.30$; DH: $2.55\mu\text{m} \pm 0.16/2.82\mu\text{m} \pm 0.28$; PH: $2.65\mu\text{m} \pm 0.19/2.90\mu\text{m} \pm 0.22$. Esses achados demonstraram que camadas correspondentes de dentina em dentes decíduos humanos, terceiros molares e incisivos centrais bovinos não apresentaram diferença significativa no diâmetro, nem no número de túbulos dentinários/mm², ao passo que a densidade tubular na raiz bovina é significativamente maior. Estes resultados sugerem que, contanto que os preparos sejam padronizados, a dentina da coroa de incisivo bovino pode ser um substituto adequado para dentina humana de molares em testes de adesão.

Anido¹ (2001) realizou um estudo comparativo entre dentina humana e bovina testando a resistência adesiva ao cisalhamento em três diferentes profundidades, com a finalidade de estabelecer uma possível relação de profundidade entre os substratos visando a substituição da dentina humana em testes de adesão. Observou diferença significativa entre a resistência adesiva em dentes humanos e bovinos, sendo que os maiores valores foram para dentes humanos. Houve diferença significativa de resistência para as profundidades analisadas, sendo os maiores valores para a dentina superficial, seguida da média e da profunda para ambos substratos. Observou também semelhança de comportamento entre os substratos: dentina humana superficial e dentina bovina profunda, frente ao teste de resistência adesiva. Concluiu que o substrato bovino pode ser utilizado em estudos laboratoriais de

resistência adesiva como indicativo do desempenho inicial de novos produtos.

Em 2001, Perdigão e Ritter⁶⁷ descreveram os mecanismos de adesão aos tecidos dentários. Os sistemas adesivos têm como base o condicionamento do esmalte e da dentina, simultaneamente. Inicialmente, estes sistemas incluíam ácidos com concentrações mais baixas do que a tradicionalmente preconizada (30-40%). De acordo com seus resultados, os autores demonstraram que os “padrões morfológicos obtidos com ácidos de baixa concentração são qualitativamente diferentes dos padrões obtidos com 32-38% de ácido fosfórico em gel”.

Bonfim et al.⁷ (2001) realizaram um estudo micromorfológico comparativo entre dentina bovina e dentina humana, através do em Microscópio de Luz. Chegaram aos seguintes resultados: a dentina bovina apresentou maior densidade de túbulos dentinários/área nas proximidades da polpa e menor densidade nas proximidades do limite amelo-dentinário, semelhante à dentina humana. Em relação ao diâmetro dos túbulos dentinários a dentina bovina apresentou-se ao contrário da dentina humana, ou seja, com menor diâmetro próximo à polpa e maior diâmetro próximo ao esmalte. Os autores concluíram que dentes bovinos utilizados em incidências e profundidades aleatórias podem comprometer os resultados em pesquisas científicas, quando os resultados são transferidos para a dentina humana. Há uma necessidade urgente de padronização para o uso de dentes bovinos nestas pesquisas.

Miyakawa et al.⁵³ (2001) realizaram um estudo sobre aplicações com laser sobre tecidos duros dentais. A superfície do dente foi analisada através da MEV a associada com técnicas de microanálises. A microscopia de força atômica foi utilizada como técnica para visualizar e quantificar a estrutura, além de mudanças morfológicas na superfície de esmalte bovino e humano irradiado pelo laser de CO₂-TEA. Através da microscopia de força atômica foram facilmente visualizadas as regiões dos prismas e as regiões interprismáticas. Os autores concluíram que o

microscópio de força atômica é uma excelente ferramenta para a análise de superfícies dentais irradiadas, pois além da visualização direta, ainda puderam obter valores das dimensões, profundidades e rugosidade de superfície.

Lin et al.⁴⁵ (2001) avaliaram a fase composicional e alterações morfológicas da dentina humana após o tratamento com laser de Nd:YAG através da difratometria de raios-x, espectroscopia por infravermelho transformada de Fourier, microscopia eletrônica de varredura e espectroscopia dispersiva de raios-x. A difratometria de raios-x mostrou quatro picos que correspondem ao α -tricálcio fosfato e β -tricálcio fosfato a 2θ , que aumentaram gradualmente a intensidade com a elevação da energia de irradiação. Na transformada de Fourier, duas bandas de absorção a 2200 cm^{-1} e 2015 cm^{-1} puderam ser traçadas sobre a dentina tratada com o laser de Nd:YAG com energias de irradiação superior a 150 mJ/pulso, 10 pps e 4s. A energia dispersiva de raios-x mostrou que as taxas de cálcio/fósforo da área irradiada proporcionalmente aumentaram com a elevação da energia de irradiação. Observaram ao microscópio eletrônico de varredura que a energia de 150 mJ/pulso, 10 pps e 4s foi suficiente para induzir fusão e recristalização da dentina sem fratura. Os autores sugeriram que esta energia de irradiação poderá ser utilizada como um ponto de fusão bioativo.

Oda et al.⁶³ (2001) avaliaram a utilização do laser Er:YAG e laser Nd:YAG, como tratamento operatório realizado previamente ao procedimento adesivo e restaurador. Analisaram a morfologia da união adesivo/resina composta e dentina tratada com irradiação. Prepararam cavidades de classe V, com dimensões de aproximadamente 4 mm de altura, 6 mm de largura e 3 mm de profundidade, na face vestibular dos dentes. Foram divididos em quatro grupos: G1: os preparos cavitários foram tratados com o laser Er:YAG, antes dos procedimentos; G2: os preparos cavitários foram tratados com o laser Nd:YAG; G3: laser Er:YAG + procedimento adesivo (sem condicionamento ácido) + restauração; G4:

laser Nd:YAG + procedimento adesivo (sem condicionamento ácido) + restauração; tratamento idêntico ao anterior, porém com laser Nd:YAG. Os dentes foram fraturados no sentido longitudinal, no centro da restauração e preparados para a microscopia eletrônica de varredura. No G1: penetração do adesivo na dentina; no G2: notou-se a linha de união da dentina com o adesivo; túbulos dentinários abertos; no G3: superfície dentinária com túbulos abertos, porém a resina penetração, e, finalmente, no G4: túbulos dentinários fechados. Nas amostras tratadas com Er:YAG e com condicionamento ácido, a resina não se encontrava espalhada na superfície dentinária, no entanto, as amostras sem condicionamento ácido, embora os túbulos estivessem abertos, a resina não penetrou. Concluíram que por causa da penetração que ocorreu nos espécimes tratados com laser Er:YAG e com condicionamento ácido, deve ser realizado o procedimento adesivo completo quando se utilizar o laser Er:YAG.

Bonfim et al.⁸ (2002) confirmaram os resultados de estudos anteriores (2001) com um estudo comparativo da morfologia das dentinas bovina e humana, através do microscópio eletrônico de varredura. Os autores mostraram que em relação ao diâmetro dos túbulos dentinários, a dentina bovina apresentou-se ao contrário da humana, ou seja, com menor diâmetro próximo à polpa e maior diâmetro próximo ao esmalte.

Segundo Dutra-Corrêa et al.¹⁶ (2002), os dentes bovinos são muito utilizados, simulando dentes humanos, em pesquisas na aplicação de novos materiais, principalmente, na área de odontologia restauradora. O objetivo deste trabalho foi caracterizar a superfície dos dentes bovinos, analisando esmalte e dentina, para que os resultados obtidos possam ser extrapolados com segurança para dentes humanos. Os dentes bovinos foram armazenados por um período de no máximo duas semanas, em soro fisiológico até o momento da preparação das amostras e, depois, foram seccionados com disco de diamante e

separados fisicamente em esmalte e dentina. As fases cristalinas foram determinadas por difratometria de raios X (DRX) e os grupos funcionais por espectroscopia de infravermelho (IV). A fase cristalina hidroxiapatita, HAp, $\text{Ca}_{10}(\text{PO}_4)_6(\text{OH})_2$, foi detectada como majoritária na dentina e esmalte. O esmalte apresentou maior cristalinidade quando comparado à dentina. Por IV foram observadas bandas de absorção referentes aos grupos funcionais P-O e O-H característicos, confirmando a presença da fase HAp. Também foram observadas bandas C-O, características de HAp natural, que apresentaram carbonato substituído na rede cristalina. Sendo que a dentina apresentou maior concentração de C-O, além da maior hidratação, confirmada pela presença da banda de absorção H-O-H. Através dos dados obtidos concluiu-se que o dente bovino é semelhante ao humano quanto a fase HAp presente, cristalinidade e grupos funcionais, nada impedindo, nestes aspectos, a sua utilização em substituição ao dente humano.

Gonçalves et al.²⁹ em 2002, estudaram a resistência adesiva na interface dentina-resina condicionada por irradiação com laser Er:YAG, *in vitro*. Utilizaram 42 superfícies dentinárias vestibulares de terceiros molares humanos, armazenados em cloramina 5% sob refrigeração. As resinas compostas utilizadas foram: Alert (Jeneric-Pentron, Inc Flow It, Wallingford), Prodigy (Kerr Corp, Orange) e Z-100 (3M Dental Products, St. Paul) com os adesivos correspondentes da mesma marca Bond 1, Optibond Solo e Single Bond, respectivamente. O laser de Er:YAG foi utilizado com os seguintes parâmetros: 140 mJ/pulso e frequência de 4 Hz por 15 s. As amostras foram divididas em seis grupos: G1: Er:YAG + ácido fosfórico 37% + Bond 1 + Flow It + Alert; G2: ácido fosfórico 37% + Bond 1 + Flow It + Alert; G3: Er:YAG + ácido fosfórico 37% + Optibond Solo + Prodigy; G4: ácido fosfórico 37% + Optibond Solo + Prodigy; G5: Er:YAG + ácido fosfórico 37% + Single Bond + Z-100; G6: ácido fosfórico 37% + Single Bond + Z-100. Foi delimitada uma área circular de 3 mm para o teste de adesão realizado a

uma velocidade de 5 mm/min e célula de carga de 200 Kg. Os dados foram submetidos ao teste estatístico Kruskal-Wallis. Para G1 a média foi 18,89 MPa diferindo consideravelmente de G2, cuja média foi de 8,03 MPa ($p < 0,1$), mas não diferiu dos outros grupos. O G4 com média de 19,88 MPa, diferiu do grupo G3: 12,57 MPa ($p < 0,05$) mas não diferiu do G5: 14,11 MPa e G6: 19,58 MPa. O G5 não teve diferença estatisticamente significativa do G6. Os autores concluíram que o tratamento com laser Er:YAG na estrutura da dentina previamente aos procedimentos adesivos somente melhorou a resistência adesiva do sistema restaurador Alert.

Rizzutto et al.⁶⁹ (2002) realizaram uma comparação entre a composição química do esmalte dentário humano, bovino e suíno por técnicas nucleares. Os elementos Cu, K, Zn, Fe, Ti, Sr, V, Mn e Zr foram detectados. A análise do esmalte humano e bovino demonstrou a existência dos elementos traços Fe e Zn, em concentrações estatisticamente semelhantes (ANOVA), porém, no esmalte humano foi encontrado Cu e no esmalte bovino Sr. Concluíram que o esmalte humano e bovino apresentaram grande semelhança constitucional para elementos de maior concentração (Ca, P, C, S, Cl e K), porém, há diferenças entre seus elementos traços. Possivelmente os dentes bovinos nem sempre poderiam ser utilizados em substituição aos humanos em estudos, pois as diferenças na concentração dos elementos traços, Sr e Cu, alteram as propriedades químicas do esmalte, conforme encontrado na literatura.

Rode et al.⁷⁰, em 2002, realizaram um trabalho sobre ablação de esmalte dental humano com laser no regime de subpicossegundos. Utilizaram intensidade entre $0,1-1,4 \times 10^{14} \text{ W/cm}^2$ com 95 e 150 fs, com uma taxa de repetição de 1 KHz. O limiar de ablação foi determinado, experimentalmente, em $2,2 \pm 0,1 \text{ J/cm}^2$. A taxa de ablação aumentou, linearmente, com a fluência do laser. A ausência de efeitos colaterais foi confirmada pela MEV. A precisão com que o material foi

removido pela ablação com subpicossegundos foi comparada com outras técnicas já consagradas.

Lizarelli e Bagnato⁴⁹ (2002) realizaram análises micromorfológica e química em preparos de Classe V (esmalte e dentina) utilizando laser de Nd:YAG, no regime de picossegundos. Segundo os autores, a eficiência da ablação com laser, através de um regime de picossegundos, minimiza a destruição do material adjacente devido à formação de plasma. Isso previne a geração excessiva de ondas de choque e promove uma considerável diminuição nos efeitos mecânicos. Nesse estudo foi utilizado um laser de Nd:YAG em picossegundo, três molares humanos recém-extraídos e foram realizadas microcavidades em esmalte e em dentina. As microcavidades, posteriormente foram analisadas ao MEV. Os parâmetros para irradiar o esmalte seguiram uma frequência fixa de 100 Hz e potência média de 1,3 W; enquanto que para a dentina, a frequência foi fixa em 15 Hz enquanto que a potência média variou em 800, 700 e 600 mW. O esmalte demonstrou ser mais eficiente na dissipação das ondas de choque do que a dentina. Uma vez que as trincas originadas nas microcavidades formam mais freqüentes em tecido dentinário, diferentemente do esmalte. Em conclusão, parece que para manter os aspectos de definição de bordas 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.

Dutra-Corrêa et al.¹⁷ (2003) compararam a micromorfologia da dentina bovina e dentina humana, através de microscópio eletrônico de varredura. Concluíram que a dentina bovina apresentou maior densidade tubular/área nas proximidades da polpa e menor densidade nas proximidades do limite amelo-dentinário, semelhante à dentina humana. O diâmetro dos túbulos dentinários da dentina bovina apresentou-se ao contrário da dentina humana, ou seja, com menor diâmetro próximo à polpa e maior diâmetro próximo ao esmalte. Os autores concluíram que

há uma necessidade urgente de padronização para o uso de dentes bovinos nestas pesquisas.

Lopes et al.⁵⁰ (2003) realizaram um estudo comparativo do tipo de substrato dental utilizado em testes de resistência de união ao cisalhamento. Compararam os valores de resistência de união sobre o esmalte e dentina humanos com os valores obtidos em dentes bovinos, utilizando dois sistemas de união com princípios de atuação distintos. Desgastaram vinte meias coroas dentais humanas e quarenta coroas bovinas, até obter uma área plana de pelo menos 5mm de diâmetro. As amostras foram separadas em quatro grupos, sendo: esmalte humano, esmalte bovino, dentina humana e dentina bovina. As amostras de cada grupo foram divididas em dois subgrupos, de acordo com o sistema de união utilizado: Scotchbond Multi-Use (SBMU) ou Clearfil Liner Bond 2V (CLB2V). Depois de confeccionados os cilindros de resina sobre a área obtida para adesão, as amostras foram cisalhadas a uma velocidade de 0,5mm/min. Em esmalte não se verificou diferença estatística entre dentes humanos (7,36 MPa) e bovinos (8,24 MPa) para os mesmos materiais. O SBMU apresentou média estatisticamente inferior em dentina humana (7,01 MPa), quando comparado à dentina bovina (11,74 MPa). Para o CLB2V não houve diferença estatística entre os substratos humano (7,43 MPa) e bovino (9,27 MPa).

A qualidade da ablação realizada com laser de Ti:Safira no regime de femtossegundos é, primeiramente, devido ao simples fato de que a interação deste laser com os tecidos biológicos é uma direta ionização multifotônica de saltos de elétrons livres, que conduzem a uma pura ablação do material, induzida por plasma, segundo Niemz⁶⁰ (2003).

A precisão da ablação de esmalte dental humano foi avaliada por Rode et al.⁷¹, em 2003, utilizando laser de subpicossegundos. Os autores utilizaram um comprimento de onda de aproximadamente 800 nm com pulsos de 95 e 150 femtossegundos com taxa de repetição de 1 KHz. O aumento da temperatura intrapulpar foi

monitorado por *termistors* embutidos e mostrou que ficou a baixo de 5 ° C, quando o dente foi refrigerado durante o tratamento com o laser. As superfícies preparadas pela ablação foram observadas ao microscópio de luz e eletrônico e não apresentaram fraturas nem efeitos térmicos. Nem a microdureza nem a espectroscopia Raman apresentaram diferenças entre o esmalte irradiado e o esmalte intacto. Este estudo indicou o potencial que os lasers com pulsos ultracurtos oferecem para uma ablação com bastante precisão em esmalte dental humano.

Em 2003, Todescan⁸⁸ realizou aplicação de pulsos ultracurtos em esmalte bovino, analisando a interação dos lasers com este tecido. Avaliou a quantidade de tecido removido por pulso, cavidades resultantes e tecidos adjacentes não irradiados, por meio de microscopia de luz e MEV. Concluiu que a densidade de energia foi mais importante do que a densidade de potência.

Segundo Vogel e Venugopalan⁹⁰ (2003), os pulsos de laser de femtossegundos no foco, para *spot* de alguns μm conduzem a altas intensidades; estes elétrons livres são gerados pelos pulsos de energia nos limites de poucos μJ e numa camada muito fina de material, menor que 1 μm , resultando numa bem definida “optical breakdown”, chamada de limiar de ablação (ablation threshold), que é independente do tamanho do raio e da taxa de repetição para uma duração fixa do pulso.

Weigl et al.⁹¹ (2004) realizaram uma pesquisa *in vitro* com um laser de Ti:Safira no regime de femtossegundos, em 3º molares humanos extraídos. As cavidades foram ablacionadas pelo método de escaneamento com pulso de laser focado com um scanner galvanométrico x-y controlado por computador sobre a superfície do dente com uma velocidade de 200 mm/s. Foram utilizados os seguintes parâmetros: comprimento de onda de 780 nm, com duração de pulso de 700 fs, uma energia de pulso de 100 μJ e uma repetição de pulso de 5 KHz. A cavidade tetragonal extremamente precisa foi confeccionada sobre uma dentina sadia e possui uma dimensão de 2 mm x 2 mm uma

profundidade de aproximadamente 1.4 mm. A rugosidade do fundo da cavidade foi da ordem de 5 μm a 10 μm , o que facilita a adesão direta da maioria dos materiais sem qualquer condicionamento ácido. A margem da cavidade é em ângulo vivo (90°) e livre de rebarbas; as paredes da cavidade são extremamente íngremes e limpas, o fundo da cavidade apresentou-se sem smear layer e com túbulos dentinários abertos, estas são as condições ideais para uma perfeita restauração. Uma segunda cavidade foi criada com dentina cariada e sadia com lesão cariada inicial. Obviamente, a dentina cariada foi removida mais eficientemente que a dentina sadia. O aumento mostra uma superfície bem limpa após a exposição ao laser, evidenciando que a lesão cariada foi completamente removida em toda a área afetada. Ainda a parede da cavidade é extremamente íngreme e precisa. Esta qualidade é, primeiramente, devido ao simples fato de que a interação do laser de femtossegundos com os tecidos biológicos é uma direta ionização multifotônica de saltos de elétrons livres, que conduzem a uma pura ablação do material, induzida por plasma.

De acordo com Niemz et al.⁶¹ (2004), a causa mais freqüente de atendimento odontológico é a cárie dental, que é normalmente removida com instrumentos rotatórios convencionais (brocas). Contudo os lasers têm mostrado eficiência em diversos procedimentos clínicos. Mais recentemente, os pulsos ultracurtos com baixa taxa de repetição, < 1 kHz, pode ser uma ótima ferramenta para tratamentos odontológicos pela excelente qualidade do preparo e pela seletividade pela cárie e redução dos efeitos térmicos. A seletividade pela cárie é uma grande vantagem, pois não desgasta tecido dental sadio; além do mais, o tratamento é totalmente livre de dor.

Anido² (2005) comparou a profundidade de desmineralização das dentinas humana e bovina, utilizando ácido fosfórico a 37% e primer ácido e também comparou a espessura da hibridização utilizando um sistema adesivo autocondicionante e um

convencional. As amostras após todos os procedimentos foram preparadas para MEV com a finalidade de analisar o perfil de adesão e desmineralização. Os grupos apresentaram resultados semelhantes para a profundidade de desmineralização e para a hibridização. Os autores concluíram que as dentinas, humana e bovina apresentaram comportamento similar durante os procedimentos adesivos e, portanto a dentina bovina pode substituir a dentina humana em estudos laboratoriais para avaliar o desempenho de sistemas adesivos.

Bachmann et al.³ (2005) realizaram uma pesquisa com a finalidade de identificar as alterações químicas da dentina após a irradiação com laser de Er:YAG. Irradiaram as amostras com um laser de Er:YAG com largura de pulso de 400 μ s e taxa de repetição de 2 Hz (fluências até 1,94 J/cm²). Os resultados evidenciaram uma diminuição na banda de água, após a irradiação com laser na mesma proporção do aumento da fluência. Os autores observaram também a possibilidade de degradação parcial do colágeno. Concluíram que o laser de Er:YAG produziu mudanças na composição e conformação da matriz orgânica (colágeno), radical OH⁻ e presença de água na dentina, após a irradiação com fluências abaixo de 1,94 J/cm².

Ainda em 2005, Bachmann et al.⁴ prosseguiram suas pesquisas sobre o colágeno da dentina, com a finalidade de identificar qual o limite de aquecimento que permitisse a reversão da desnaturação térmica do colágeno, após a re-hidratação. Utilizaram um espectrofotômetro por infravermelho (FT-IR). As amostras de dentina bovina foram aquecidas em forno especial entre 100 e 300 °C, sendo registrado um espectro de cada amostra antes e após o aquecimento. Logo após, a descrição das médias, os espécimes foram re-hidratados em solução de NaCl e o espectro de cada amostra foi registrado, novamente, após 1-5 dias de hidratação. Os resultados mostraram que a intensidade das bandas de colágeno diminuiu em torno de 25-50%, quando o tecido foi aquecido a 100 °C. À medida que o aquecimento aumentou,

foi observado também um aumento progressivo na redução das intensidades de toda banda referente ao colágeno, chegando perto de zero, quando o tecido foi aquecido a 300 °C. O retorno das bandas monitoradas após a hidratação pôde ser classificado em três regiões: (a) $T \leq 175$ °C, com total reversão das bandas; (b) 175 °C < $T \leq 225$ °C, com reversão parcial; (c) $T > 225$ °C sem reversão das bandas de colágeno. Os autores conseguiram evidenciar, com este trabalho, uma importante característica que o colágeno da dentina pode assumir quando aquecido e reidratado.

Bachmann e Zezell⁵ (2005) realizaram diversos trabalhos, estudando a estrutura e composição do esmalte e dentina sob tratamentos térmicos e irradiação laser. Em relação à estrutura cristalográfica realizaram um estudo para determinar a estrutura cristalográfica do esmalte e da dentina, quando irradiados com laser de hólmio (Ho:YLF – 2,06 μ m). O objetivo foi identificar as fases presentes no tecido, determinar características cristalográficas da nova estrutura, tais como o tamanho dos cristais que formam o tecido fundido e os parâmetros da sua rede cristalográfica. A caracterização da estrutura cristalográfica foi conduzida utilizando dentes humanos e bovinos. Dentes humanos foram utilizados para caracterizar somente a morfologia da superfície irradiada no esmalte, na dentina e cemento, utilizando laser de hólmio Ho:YLF (λ : 2,065 μ m) e Ho:YAG (λ : 2,1 μ m). Os demais experimentos de caracterização cristalográfica foram conduzidos com dente bovino. O esmalte bovino irradiado com laser de hólmio e fluências entre 600 J/cm² e 800 J/cm² apresentou uma estrutura bifásica composta pela hidroxiapatita e pelo fosfato tetracálcio. Essa estrutura está associada às elevações térmica superiores a 1280°C (ponto de fusão do esmalte) e a ressolidificação em duas fases cristalográficas: hidroxiapatita e fosfato tetracálcio. A dentina bovina irradiada com laser de hólmio com fluências em torno de 18 J/cm² e irradiada com laser de Nd:YAG (neodímio) com fluências em torno de 85 J/cm² apresentou um

estreitamento nos picos de difração. Esse estreitamento está associado com o aumento no tamanho dos cristais que compõem o tecido e com a eliminação de defeitos cristalinos.

Dutra-Corrêa et al.¹⁸, em 2005, afirmara que: dentes bovinos têm sido utilizados como substitutos, de forma aleatória, sem que se defina, se as características desta dentina são semelhantes à humana. Realizaram um trabalho para estudar aspectos micromorfológicos da dentina bovina, a fim de contribuir para a utilização de dentes bovinos, substituindo dentes humanos em pesquisas científicas. Dentes bovinos foram fixados em formol tamponado a 10%. Foram preparadas lâminas pelas técnicas de desgaste e de descalcificação, estas foram coradas por Hematoxilina/Eosina e Tricrômico de Masson. Concluiu-se que: dentina bovina apresenta maior número de túbulos dentinários/área, próximo à polpa e menor número próximo ao esmalte, semelhante à dentina humana; maior diâmetro nas proximidades do esmalte e menor diâmetro nas proximidades da polpa, ao contrário da dentina humana; a distribuição da dentina intertubular bovina próxima à polpa não foi uniforme ao longo do dente. Considerando estas conclusões, especialmente a que mostra maior diâmetro dos túbulos dentinários próximo ao esmalte, na dentina bovina, é razoável supor alterações em pesquisas que utilizam esta dentina em substituição à dentina humana. Outros estudos devem ser realizados para complementar esses achados.

Dutra-Corrêa et al.¹⁹, em 2005, descreveram que os dentes bovinos são amplamente utilizados substituindo dentes humanos em pesquisas *in vitro*, para avaliar o comportamento dos materiais odontológicos. Utilizaram sessenta dentes bovinos e sessenta humanos. Esmalte e dentina foram avaliados individualmente em análises termodiferencial, termogravimétrica e condutividade térmica. A dissolução foi avaliada em diferentes tempos e concentrações de ácido. No teste de desidratação os fragmentos foram colocados em estufa por tempos diferentes. Na incorporação de Água, após a retirada dos fragmentos da

estufa, foram resfriados e depois imersos em água destilada. Verificou-se o quanto o tecido incorporou de água em sua massa. A penetrabilidade de corante foi avaliada pela espectroscopia de fluorescência. Para avaliar a Microdureza Vickers os dentes foram incluídos em resina de poliéster e polidos até expor esmalte ou dentina. No termodiferencial as dentinas comportaram-se de forma semelhante. O esmalte bovino absorveu mais energia, indicando mudanças estruturais e apresentando comportamento estável a partir de 450°C, enquanto que o humano continuou instável. No Termogravimétrico a dentina humana foi duas vezes mais susceptível à perda de massa. Os esmaltes apresentaram suas condutividades térmicas semelhantes. A dentina humana foi mais condutora do que a bovina. Na dissolução a perda de massa foi mais lenta no dente humano. Na desidratação o esmalte bovino perdeu aproximadamente 25% e o humano perdeu 2,5%. No esmalte humano houve menor Penetrabilidade de Corante, porém semelhante nas dentinas. Assim, não se deve extrapolar resultados para dente humano em relação à incorporação de água, à penetrabilidade de corante, à dissolução e ao comportamento térmico.

Segundo Daskalova e Husinsky¹² (2006), nos últimos 10-15 anos, a ablação com laser tornou-se muito comum para a análise de amostras de tecido duro. O estudo do processo de interação do laser com o tecido-alvo, em diversas escalas de tempo tem contribuído para o conhecimento das leis fundamentais que regem este processo de interação. Realizaram uma pesquisa para determinar as características gerais de diferentes processos de ablação (ns,fs) e de ionização. Avaliaram o desempenho em diferentes materiais-alvo, através da espectroscopia de massa. Segundo os autores, a investigação do mecanismo de ablação em tecidos biológicos, é um problema complicado devido à complexidade do material, com presença de matéria orgânica. Demonstraram a sensibilidade da técnica do tempo de voo e o potencial

de utilização deste método para explorar a dinâmica dos processos de ablação e de ionização.

De acordo com Moriyama⁵⁵ (2006), o laser de Er:YAG tem sido um instrumento eficiente na remoção de restaurações com resina composta. Entretanto, a falta ou excesso de água podem atrapalhar o processo de ablação, pois seu comprimento de onda de emissão (2940nm) coincide, justamente, com o principal pico de absorção da água. Avaliaram o efeito da variação do fluxo de água, de forma controlada, no processo de ablação de resina composta restauradora, por meio da observação dos aspectos morfológicos da superfície irradiada com o auxílio de microscopia eletrônica de varredura. Analisaram a quantidade de material removido e as alterações de temperatura durante a irradiação na presença e na ausência de água. O s laser de Er:YAG foi utilizado no regime de microssegundos, como tem sido utilizado clinicamente. As amostras foram confeccionadas em resina composta híbrida e diferentes condições de trabalho foram utilizadas para analisar influência da água: diferentes energias por pulso (100, 200, 300 e 400 mJ), frequências (5Hz, 10Hz e 15Hz) e fluxos de água (zero, 0.01, 0.06, 0.23, 0.32, 0.64 e 0.87ml/s). Observaram que o fluxo de água influencia no mecanismo de ablação, tornando a ablação mais eficiente. A água, além de resfriar o campo de interação, também evita a fusão e a ressolidificação além de tornar a ablação mais fácil e mais precisa. Segundo os autores, há dois mecanismos envolvidos neste processo: a vaporização explosiva e a interação termomecânica mediada por água, onde há ejeção hidrodinâmica das partículas.

Em 2006, Soares et al⁸¹. avaliaram por meio da espectroscopia Raman, como diferentes energias podem afetar os componentes da dentina que estão envolvidos no processo de adesão. O laser utilizado neste estudo foi o Key Laser II (Kavo, Germany) com frequência de 3 Hz e energias de 80 mJ, 120 mJ ou 180 mJ e 15 J de densidade energética, aplicando o modo sem contato a uma distância

focal de 12 mm, com refrigeração a água (2 ml/min). Os resultados evidenciaram uma redução nos componentes orgânicos e inorgânicos da dentina irradiada. Os espécimes irradiados com 180 mJ foram os mais afetados, apresentando mudanças no conteúdo mineral associados à hidroxiapatita e ao colágeno. Houve menos perda do conteúdo mineral e orgânico nas áreas controles, condicionadas com ácido fosfórico, e as áreas irradiadas com 80 mJ tiveram. Com a energia de 120 mJ os resultados foram intermediários. Os autores concluíram que o tratamento da dentina com 180 mJ modificou o conteúdo da hidroxiapatita e do colágeno com significância estatística em relação aos demais grupos.

Dutra-Corrêa et al.²⁰, em 2007, realizaram um estudo por causa da preocupação de que para substituir dentes humanos em pesquisas têm sido utilizados vários substratos, como o dente bovino. No entanto, torna-se necessária uma padronização urgente, para que os resultados possam ser extrapolados para dentes humanos com segurança. Foram utilizados trinta incisivos bovinos e divididos em dois grupos aleatoriamente. Grupo I: os dentes foram cortados e condicionados com ácido fosfórico a 35% por 90s e Grupo II: os dentes foram apenas fraturados. As amostras foram processadas e observadas ao MEV em três diferentes profundidades. Para a determinação do diâmetro dos túbulos dentinários, a análise foi feita através do LEICA Q500 MC. Todos os resultados foram processados estatisticamente em planilha EXCEL[®], obtendo-se os valores médios de cada região e respectivos desvios padrão. Pôde-se observar nos dois Grupos que a dentina bovina apresentou maior diâmetro dos túbulos dentinários nas proximidades do LAD (GI: $5,21 \pm 0,64 \mu\text{m}$ e GII: $2,30 \pm 0,09 \mu\text{m}$) e menor diâmetro perto da polpa (GI: $2,71 \pm 0,72 \mu\text{m}$ e GII: $1,77 \pm 0,06 \mu\text{m}$). A dentina bovina apresentou maior densidade tubular/área na região próxima à polpa (GI: $50.310 \pm 11.178 \text{ mm}^2$ e GII: $44.901 \pm 8.427 \text{ mm}^2$) e menor densidade nas proximidades do LAD (GI: $18.772 \pm 2.951 \text{ mm}^2$ e GII: $35.756 \pm 6.174 \text{ mm}^2$). No Grupo II, a dentina peritubular mostrou-se

mais espessa nos túbulos próximos ao LAD. Concluiu-se que estes resultados podem interferir na permeabilidade da dentina e alterar resultados em testes de adesão.

De acordo com Dutra-Corrêa et al.²¹(2007), para garantir uma aplicação segura e eficiente, faz-se necessário o entendimento da interação da luz (laser ou LED) com o tecido-alvo. Esta interação depende dos parâmetros de iluminação (comprimento de onda, modo de emissão e potência) e das características ópticas do tecido (índice de refração e coeficientes de espalhamento, absorção e anisotropia). No entanto, os efeitos resultantes, visando ablação, diagnóstico ou o processamento de materiais, por exemplo, dependem de como a luz se distribui no tecido. Para observar o comportamento da luz nos tecidos duros dentais, foram preparados corpos-de-prova de esmalte e dentina de dentes bovinos e humanos, sendo estes tecidos separados fisicamente, obtendo-se fragmentos de cada tecido. A dentina foi cortada em forma retangular, preservando-se toda a sua extensão no sentido perpendicular ao longo eixo do dente, ou seja, expondo os túbulos dentinários desde a junção amelodentinária até a cavidade pulpar. Os corpos-de-prova foram iluminados com laser de Argônio com comprimento de onda de 488 nm. Observou-se que no esmalte houve um espalhamento difuso. Entretanto, na dentina, quando os corpos-de-prova foram iluminados, quase toda a luz foi transmitida para um plano perpendicular ao plano de incidência, seguindo o trajeto dos túbulos dentinários. Diante destes resultados, concluiu-se que a propagação da luz nos corpos-de-prova macroscópicos pode ser descrita por um modelo baseado nas microestruturas. O desenvolvimento de modelos similares de outros materiais e tecidos biológicos é uma importante tarefa para futuros projetos que podem ter um grande impacto na aplicação da luz no processamento de materiais, terapias e diagnóstico.

Dutra-Corrêa et al.²², em 2007 relataram que os dentes bovinos são muito utilizados, em pesquisas *in vitro*, para testar novos

materiais odontológicos, principalmente, na área de odontologia restauradora. Características cristalinas distintas dos dentes bovinos e humanos podem resultar em comportamentos diferentes dos materiais em testes de microtração, microinfiltração, dentre outros. A difratometria de raios-x (DRX) identifica o composto cristalino pelo conjunto de picos, comparados a um padrão. Através do padrão de difração é possível determinar o sistema cristalino do composto e o parâmetro de rede. O objetivo deste trabalho foi caracterizar dentes bovinos (10 incisivos) e humanos (10 - 3º molares), analisando esmalte e dentina. Os dentes foram seccionados com disco de diamante e pontas diamantadas, separando, fisicamente, esmalte e dentina. As fases cristalinas foram determinadas pela DRX. Inicialmente, foi realizada uma análise para caracterização de superfície com fragmentos de esmalte ou dentina de dentes bovinos e humanos, cortados em forma de lâmina. Em seguida, foi realizada outra análise com o tecido desaglomerado. A fase cristalina hidroxiapatita (HAp) foi detectada como majoritária em esmalte e dentina. O esmalte apresentou maior cristalinidade quando comparado à dentina, evidenciada pelos picos mais estreitos e pela maior definição destes picos. A dentina apresentou todos os picos de difração da hidroxiapatita, porém com alargamento destes picos e sobreposição. Através dos resultados obtidos concluiu-se que o dente bovino é semelhante ao humano quanto a fase HAp presente e cristalinidade, nada impedindo, especificamente neste aspecto, a sua utilização em substituição ao dente humano.

3 PROPOSIÇÃO

Realizar análises morfológicas e físico-químicas comparativas entre esmalte e dentina de dentes bovinos e humanos irradiados com laser de Ti:Safira, no regime de femtossegundos, com diferentes parâmetros, com a finalidade de contribuir para a validação e a utilização de dentes bovinos, substituindo dentes humanos em pesquisas científicas com laser.

4 MATERIAL E MÉTODO

Os dentes utilizados nesta pesquisa, tanto bovinos quanto humanos, foram obtidos de acordo com as condições de realização dos testes, para que se utilizasse no experimento dentes recém-extraídos (Nakabayashi; Pashley⁵⁷, 2000), evitando-se períodos de armazenamentos prolongados, causando qualquer tipo de interferência ou influência nas propriedades do material.

Foram utilizados 30 dentes bovinos (incisivos centrais permanentes), recém-extraídos de animais com idade semelhante e 30 dentes humanos (terceiros molares), recém-extraídos, por indicação ortodôntica. Os dentes humanos foram obtidos junto ao Departamento de Diagnóstico e Cirurgia, com autorização do Comitê de Ética em Pesquisa da Faculdade de Odontologia de São José dos Campos – UNESP, protocolado sob o número 04/2007-PH/CEP.

A parte experimental desta pesquisa foi desenvolvida no Instituto de Física de São Carlos/USP – Grupo de Óptica.

Imediatamente após as exodontias, a porção radicular dos dentes foi removida com disco de carborundum^{*}, em baixa rotação, abaixo da junção amelocementária e perpendicular ao longo eixo do dente. O esvaziamento pulpar foi realizado com o auxílio de limas endodônticas[†] e toda a cavidade pulpar irrigada com água destilada, sendo a seguir imersos em recipientes com água destilada.

Para que as superfícies dos dentes pudessem ficar rigorosamente perpendiculares (90°) ao feixe do laser, todos os dentes

^{*} Dentorium International Inc., NY, EUA

[†] Maillefer

bovinos e humanos, foram incluídos em resina de poliéster[‡] (Figuras 1-2), em uma matriz confeccionada com silicona pesada[§], obtendo-se corpos-de-prova com dimensões de 3,2 mm x 1,8 mm x 3,0 mm. Os ápices/entradas do conduto foram vedados com cera utilidade e adesivo cianocrilato industrial^{**}.

As amostras foram desgastadas, utilizando-se lixas d'água de carbeto de silício com granulação decrescente (240, 320, 400, 600, 800 e 1200), até expor o esmalte ou dentina (Figuras 1 e 2). O desgaste foi realizado em uma politriz^{††}, com 600 rpm, sob pressão constante e refrigeração.

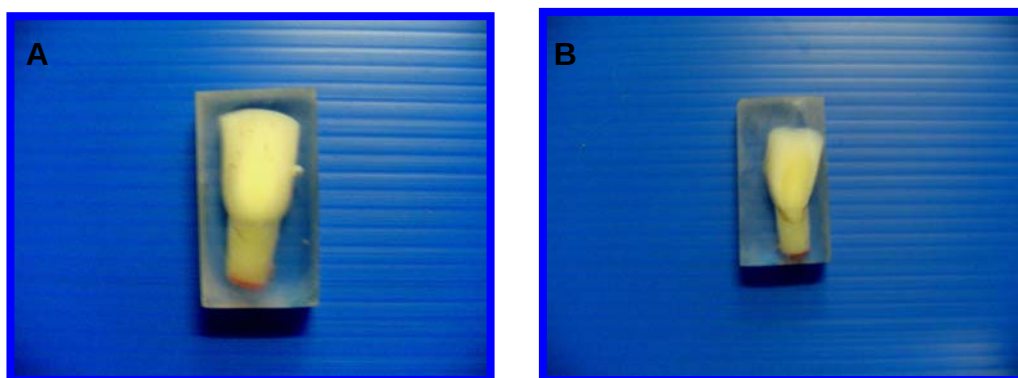


FIGURA 1- Dente bovino A) Esmalte; B) Dentina

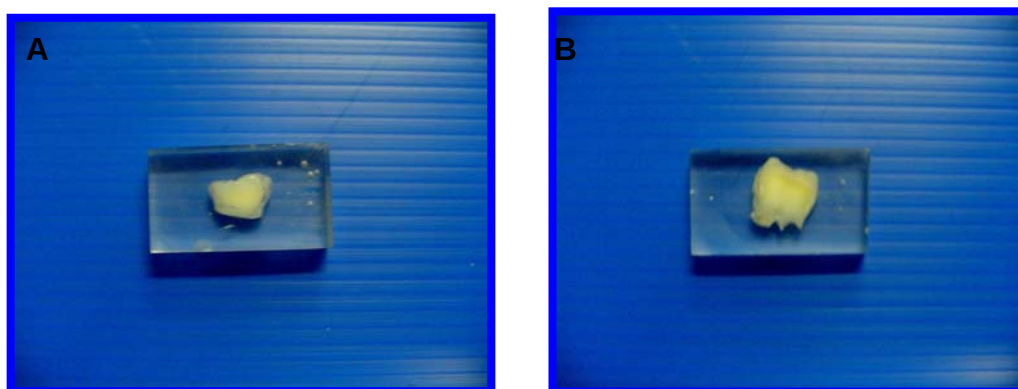


FIGURA 2- Dente humano A) Esmalte; B) Dentina

[‡] Orto Cristal – Alpha 190/ Valglass Com e Ind Ltda

[§] Rodhorsil – Clássico Art Odontol., Ind Bras.

^{**} Super Bonder - Loctite

^{††} DP-10 Panambra Indl e Técnica S.A., fabricada sob autorização da STRUERS

Os corpos-de-prova foram divididos em 4 grupos:

- ❖ Grupo 1: ablação em esmalte bovino (Figura 3)
- ❖ Grupo 2: ablação em dentina bovina (Figura 3)
- ❖ Grupo 3: ablação em esmalte humano (Figura 4)
- ❖ Grupo 4: ablação em dentina humana (Figura 4)

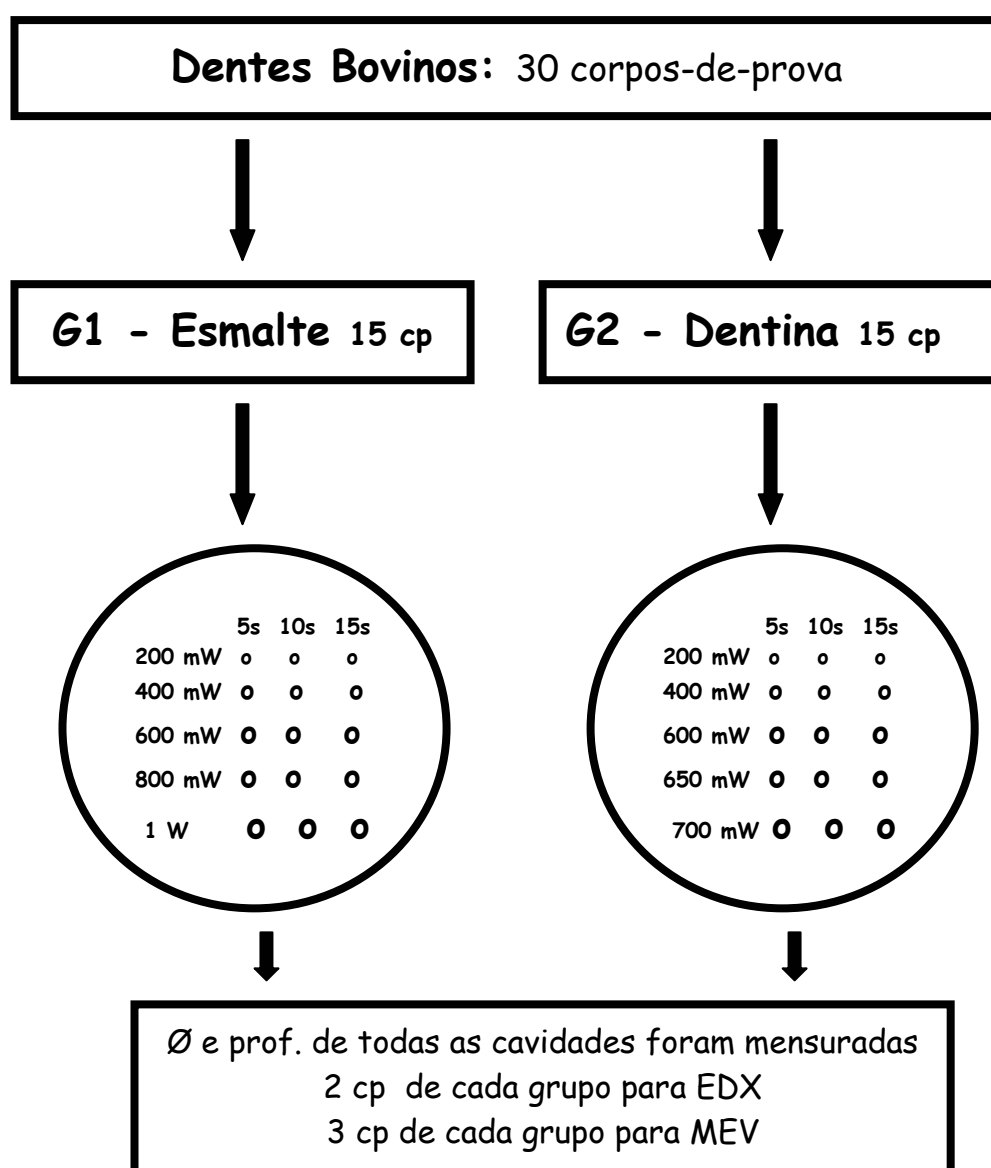


FIGURA 3 – Delineamento experimental para dentes bovinos

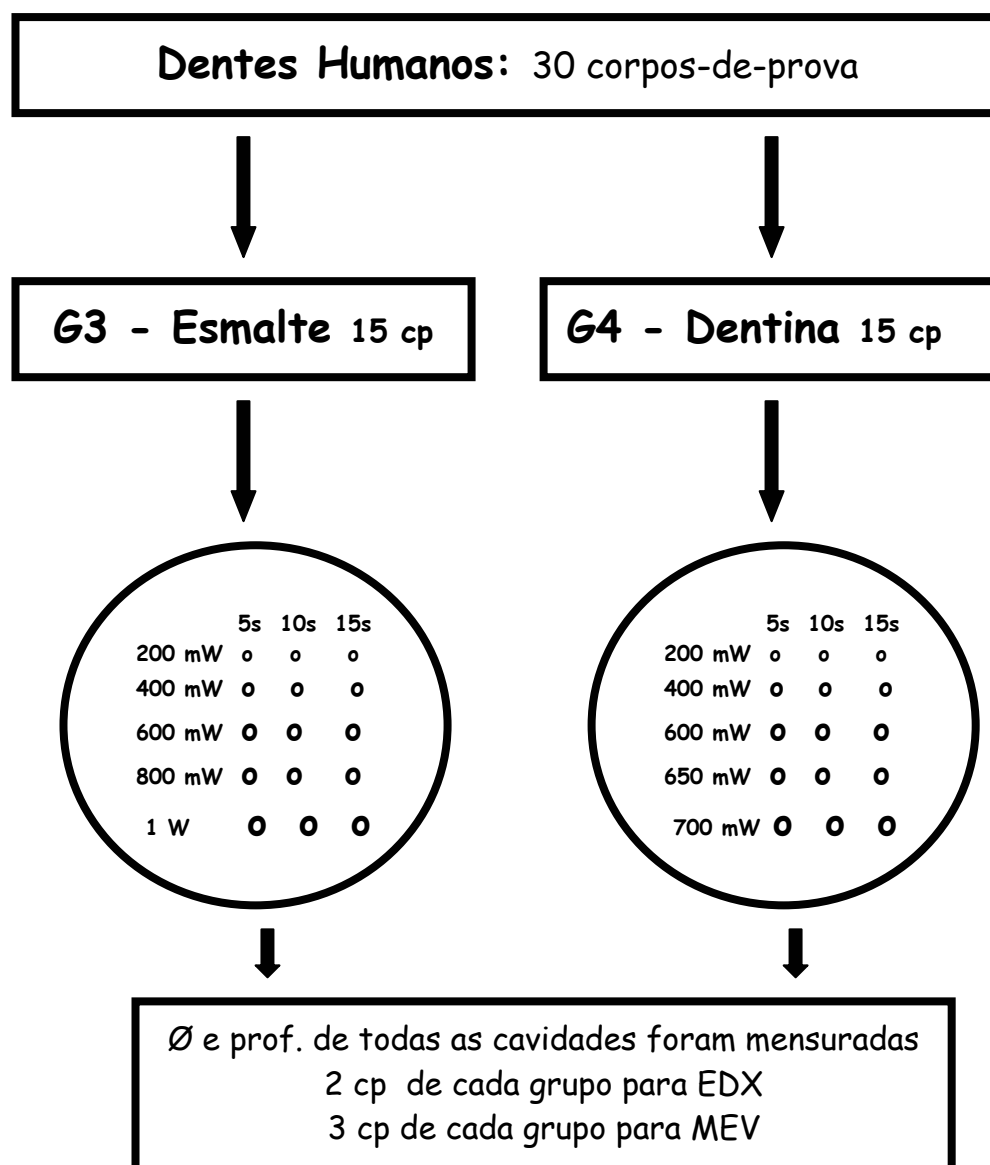


FIGURA 4 – Delineamento experimental para dentes humanos

Para a irradiação os corpos-de-prova foram fixados em um translador computadorizado de eixos x-y-z, posicionado sobre a mesma mesa óptica onde o laser permanece estabilizado, em sua distância focal. Este translador (Figura 5) permitiu a movimentação controlada dos corpos-de-prova para as irradiações durante o experimento. A geometria e o posicionamento dos corpos-de-prova no translador favoreceram a incidência do feixe do laser a 90° sobre a superfície destes.

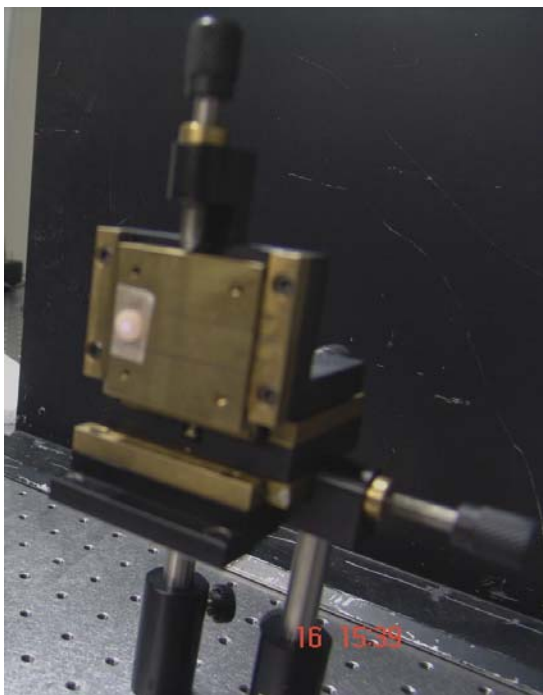


FIGURA 5 – Transladador



FIGURA 6 – Sistema laser de Ti:Safira (femtosssegundos)

O sistema laser de femtossegundos eleito foi o de Ti:Sapphira, Libra-S[‡] (Figura 6), com chaveamento Q-switched,

[‡] (Coherent, Palo Alto, CA, EUA)

travamento de modos do tipo lente Kerr, com pulsos de duração de 70 fs, emitindo no comprimento de onda de 800 ± 1 nm e taxa de repetição (frequência fixa) de 1 KHz (1000 pulsos/s). Cada trem de pulso contém, aproximadamente, 1000 pulsos separados por 1 ms cada. Esse sistema laser foi preparado para operar em diferentes níveis de potência média, desde 70 mW até 1 W (Figura 7). O titânio (Ti) é um dopante do cristal de safira.

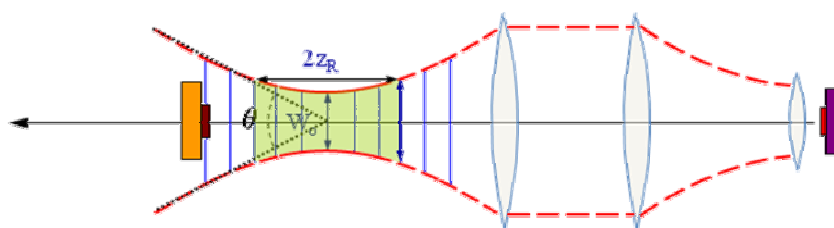


FIGURA 7 – Perfil do feixe Gaussiano

A emissão do laser em torno dos 800 ± 1 nm o caracteriza como infravermelho próximo, também pela sua baixa absorção pelos tecidos e pela sua grande profundidade de penetração. Sua curva hiperbólica o caracteriza como feixe Gaussiano.

O tamanho da cintura do laser no foco é de $16,8 \mu\text{m}$.

Um sistema de lentes, posicionado em torno de 20 cm à frente do tecido-alvo foi utilizado para focar o feixe laser.

O laser de Ti:Safira em regime de femtossegundos operou sem nenhum sistema de resfriamento no tecido-alvo.

As superfícies de esmalte e dentina de dentes bovinos e humanos foram expostas ao laser focalizado, produzindo microcavidades com potências médias: 200 mW, 400 mW, 600 mW, 800 e 1 W para

esmalte e 200 mW, 400 mW, 600 mW, 650 mW e 700 mW, para dentina, conforme delineamento experimental. Os tempos de exposição foram de 5s, 10s e 15s, para cada um dos níveis de potência considerados, tanto em dentes bovinos como em dentes humanos (esmalte e dentina). Isso resultará em três repetições de tempo para cada potência.

A cada nova utilização foi realizada uma aferição da energia de saída do feixe do laser, com o auxílio de um potenciômetro^{§§}.

Durante a irradiação dos corpos-de-prova, todas as normas de segurança necessárias foram observadas, como por exemplo, a utilização de óculos de proteção de densidade óptica adequada para o comprimento de onda do feixe do laser de Ti:Safira.

Foram realizadas as análises morfológicas e físico-químicas comparativas entre os diferentes grupos, através da microscopia com luz refletida, microscopia eletrônica de varredura (MEV) e espectroscopia por energia dispersiva de raios-x (EDX).

Após a ablação, os corpos-de-prova foram levados para observação em um microscópio de luz, utilizando luz refletida e foram capturadas imagens da superfície irradiada com o auxílio de uma câmera eletrônica, chamada câmera CCD (*charge-coupled device*), permitindo desta forma uma avaliação das superfícies irradiadas, utilizando-se aumentos de 32x e de 100x.

Desta forma foi possível comparar as dimensões e as características da ablação com o tecido constituinte de cada um destes corpos-de-prova, dando ênfase à comparação entre dentes bovinos e humanos.

Antes de serem separados os corpos-de-prova para MEV ou EDX, foram mensuradas todas as microcavidades de todos os corpos-de-prova, totalizando 900 microcavidades.

O diâmetro da microcavidade produzida sobre a superfície dental foi avaliado através de micrometria ocular e sua profundidade

^{§§} Field Master COHERENT

determinada pela focalização da superfície adjacente e da base da cavidade com os micrômetros (seta vermelha) acoplados ao microscópio e/ou lupa e com o auxílio de um relógio comparador^{***} (seta vermelha), como mostrado na Figura 8.

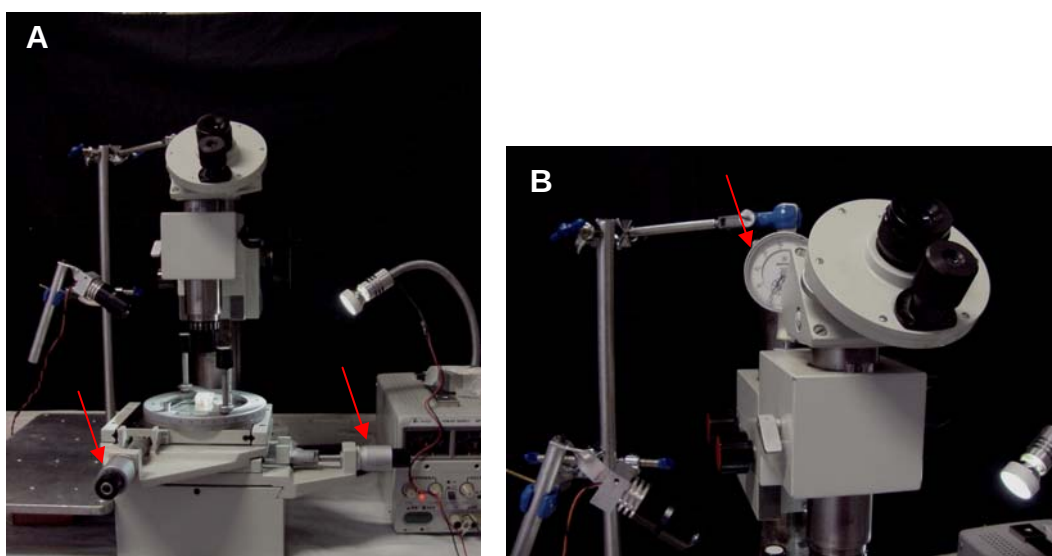


FIGURA 8 – Lupa A) Micrômetros (setas vermelhas) nos eixos x e z;
B) Relógio comparador no eixo y (seta vermelha)

Através dos dados obtidos do diâmetro e da profundidade das microcavidades pôde-se realizar diversas análises:

- ❖ Volume de tecido ablacionado
- ❖ Taxa de ablação por pulso
- ❖ Variação da intensidade efetiva do feixe em função da profundidade
- ❖ Intensidade relativa para ablacionar
- ❖ Razão da taxa de ablação em esmalte e dentina

Logo após foram selecionados cinco corpos-de-prova de cada grupo, sendo três preparados para MEV e dois para EDX.

As microcavidades dos corpos-de-prova restantes de cada grupo foram desgastadas. O desgaste foi realizado no sentido longitudinal, para se conhecer o perfil destas microcavidades, com a

^{***} Mitutoyo

finalidade de se entender um pouco mais a interação do laser com os tecidos duros dentais, verificando o comportamento do laser, em relação à profundidade. Após cada desgaste foram capturadas as imagens, através da CCD.

Os corpos-de-prova que haviam sido separados, aleatoriamente, para a MEV e EDX foram então desidratados em concentração crescente de etanol até o álcool absoluto, em seguida foram secos e metalizados com ouro ou carbono, respectivamente e observados ao microscópio eletrônico de varredura^{†††}.

A MEV permite a análise estrutural e morfológica, enquanto que a EDX permite a análise química superficial.

As eletromicrografias obtidas foram avaliadas posteriormente para se observar a interação do laser de Ti:Safira com o esmalte e dentina de dentes bovinos e humanos. Este procedimento permitiu a observação e análise da área irradiada, mostrando se houve área afetada termicamente, a existência ou não de microfraturas.

Para cada corpo-de-prova foi sempre realizada uma imagem inicial panorâmica, mostrando toda a superfície irradiada, com as diferentes potências e tempos estabelecidos pela metodologia desta pesquisa. A seguir foram capturadas imagens em diferentes aumentos: 500x (ou 400x ou 350x), 1500x, 3000x e 5000x, com a finalidade de fornecer mais detalhes. Foram analisadas todas as potências nos diferentes tempos, em cada corpo-de-prova.

Para as análises de EDX, foram selecionadas áreas normais, não afetadas pelo laser, e áreas irradiadas com todas as potências nos diferentes tempos, em cada corpo-de-prova.

Com os dados obtidos pôde-se avaliar a porcentagem por peso da ocorrência de cada elemento químico e a proporção Ca/P presente no esmalte ou dentina de dentes bovinos ou humanos, nas áreas normais e irradiadas.

^{†††} DSM 960 Zeiss - West Germany

Para complementar a pesquisa, além destas análises que fazem parte desta tese, outros estudos foram realizados durante o período de doutorado. Os estudos estão nos APÊNDICES: A e B. Sendo que os da condução da luz e da difratometria de raios-X já foram apresentados em congresso e os três artigos já foram enviados para periódicos da área odontológica.

5 RESULTADOS

Praticamente todas as microcavidades realizadas com o laser de Ti:Safira puderam ser vistas a olho nu, tanto em esmalte quanto em dentina de dentes bovinos e humanos, com exceção das realizadas com potência média de 200 mW.

Inicialmente os corpos-de-prova irradiados foram analisados ao microscópio de luz, permitindo uma avaliação prévia de toda a superfície irradiada.

No entanto, como esta análise foi realizada com luz refletida e não transmitida, houve uma conseqüente limitação para se observar os corpos-de-prova com aumentos maiores. Os aumentos utilizados foram 32x, no qual se observou a superfície do corpo-de-prova de uma forma mais ampla (vista panorâmica), analisando as microcavidades em cada uma das potências nos três diferentes tempos aplicados. Em seguida, foi utilizado um aumento de 100x para detalhar melhor cada microcavidade em cada um dos tempos aplicados (5s, 10s e 15s) (Figura 9).

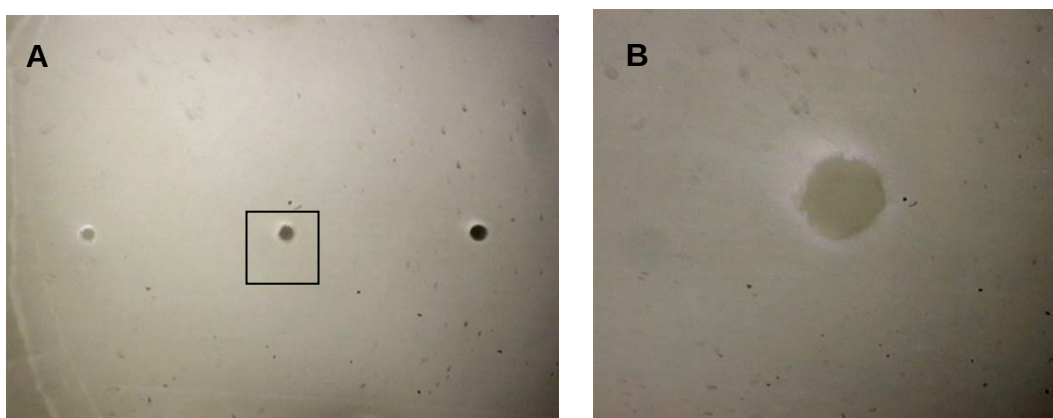


FIGURA 9 – Dentina humana (2) A) Irradiada com 650 mW (5, 10 e 15s) 32x
B) Detalhe: microcavidade - 10s de irradiação - 100x

Foi claramente percebido um aumento progressivo das microcavidades sendo este diretamente proporcional ao aumento das potências médias (Figuras 10-17). A diferença no aumento dos diâmetros das microcavidades foi mais nítida entre as potências médias de 200, 400 e 600 mW, quando ocorreu um aumento na fluência do laser, também ocorreu um aumento na quantidade de material removido pela ablação. É o que se chama de eficiência de ablação, que é a quantidade de material removido por mJ de energia de pulso. Todavia, parece haver uma limitação deste aumento, entre 800 mW e 1 W em dentes humanos e bovinos (Figuras 10-11). As eletromicrografias apresentam-se com as potências e tempos, conforme no delineamento experimental.

No dente bovino esta limitação foi mais evidente na dentina e no dente humano mais evidente em esmalte, talvez ambas provocadas pelo *shielding effect* (proteção pelo plasma) (Figuras 12-17).

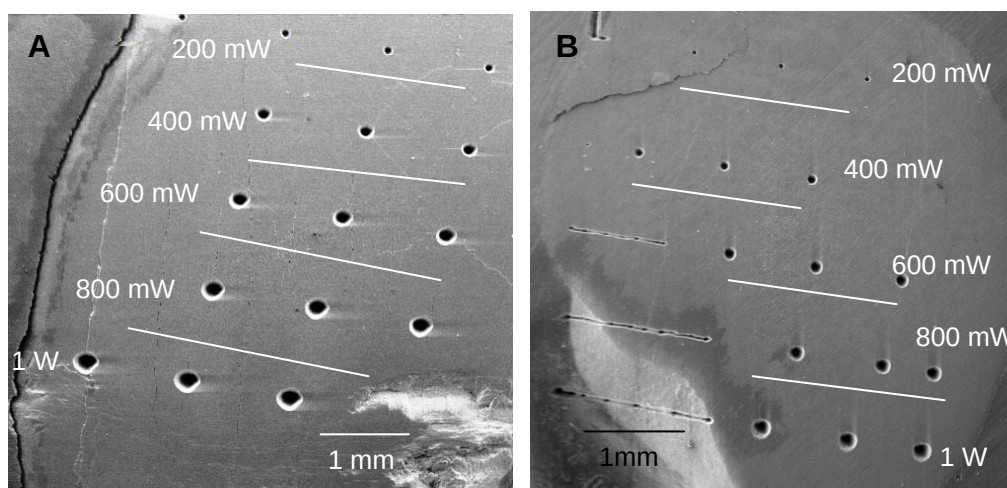


FIGURA 10 – Esmaltes A) Bovino (1); B) Humano (8)

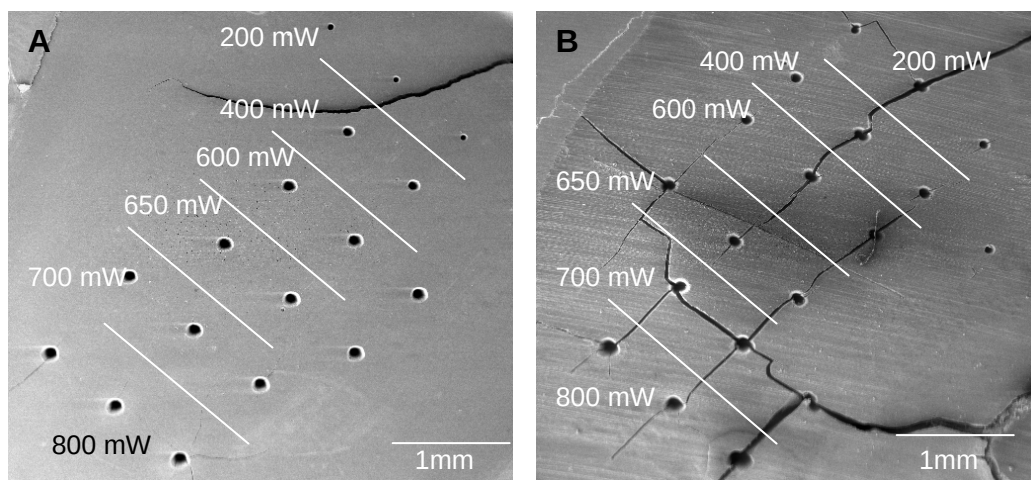


FIGURA 11 – Dentinas A) Bovina (8); B) Humana (5)

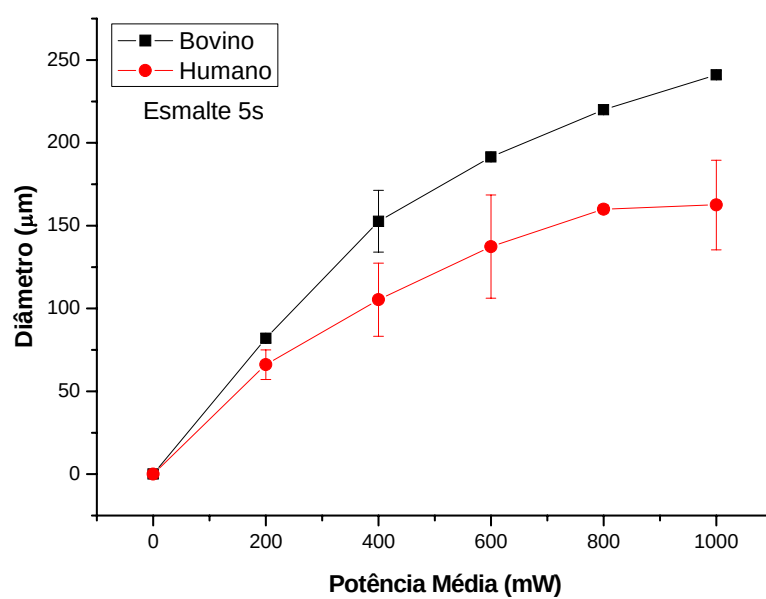


FIGURA 12 – Díâmetro (μm) X potência (mW), em esmalte 5s

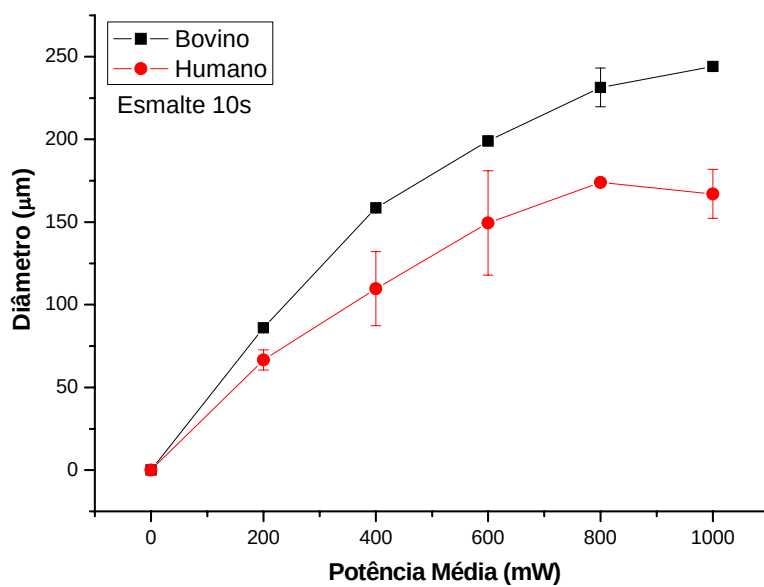


FIGURA 13 – Diâmetro (μm) X potência (mW), em esmalte 10s

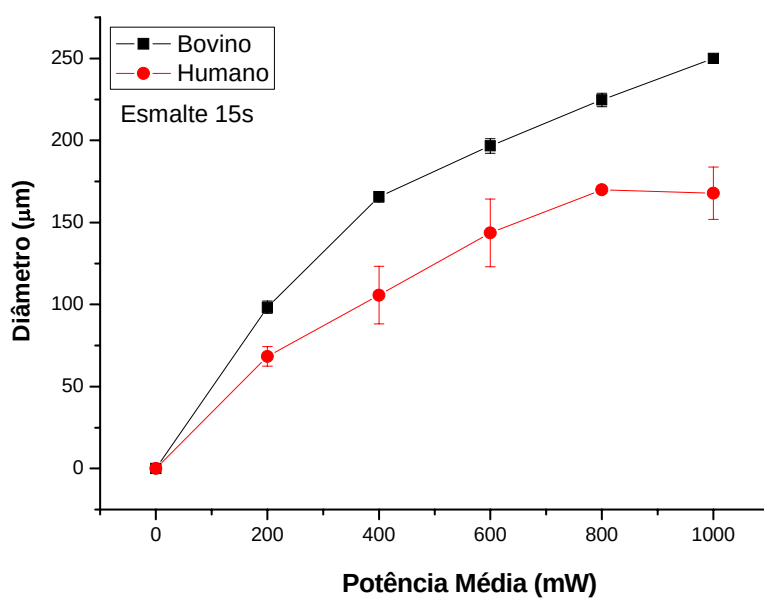
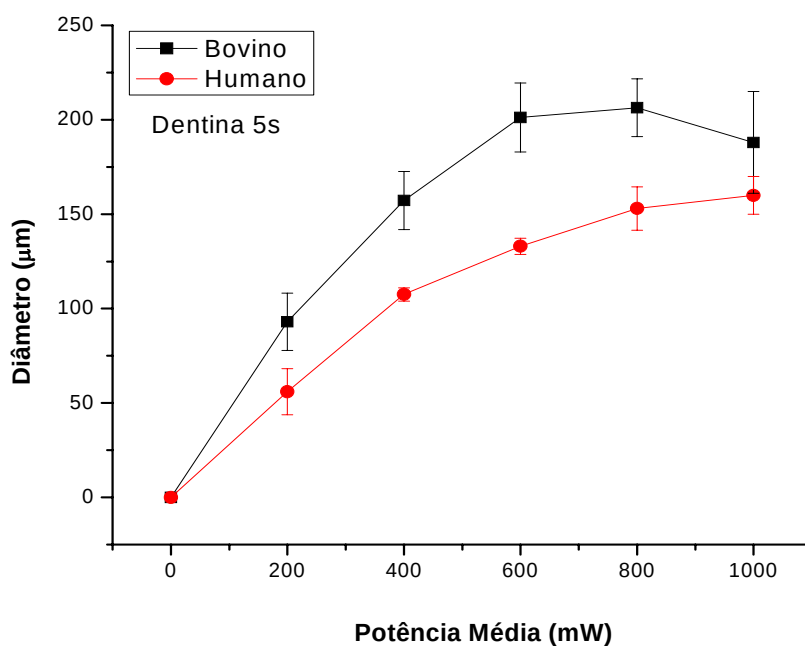
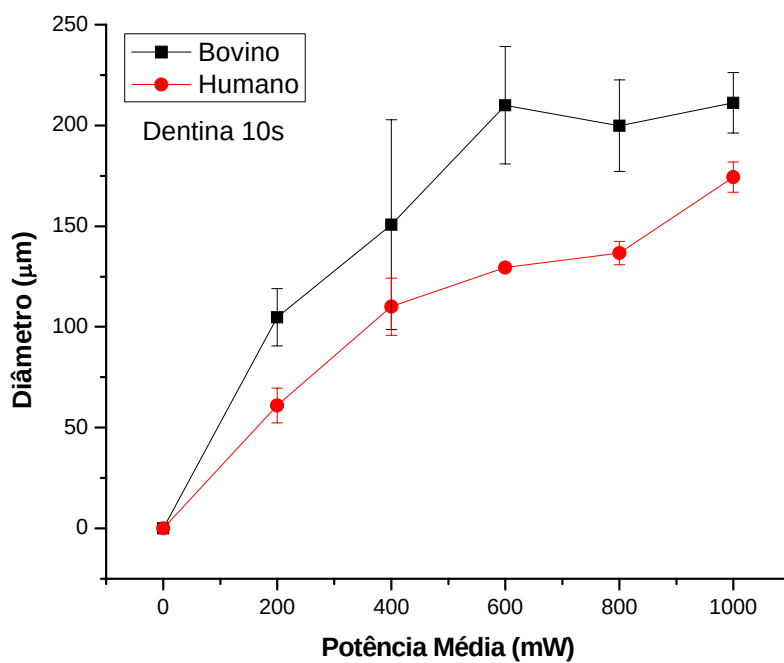


FIGURA 14 – Diâmetro (μm) X potência (mW), em esmalte 15s

FIGURA 15 – Diâmetro (μm) X potência (mW), em dentina 5sFIGURA 16 – Diâmetro (μm) X potência (mW), em dentina 10s

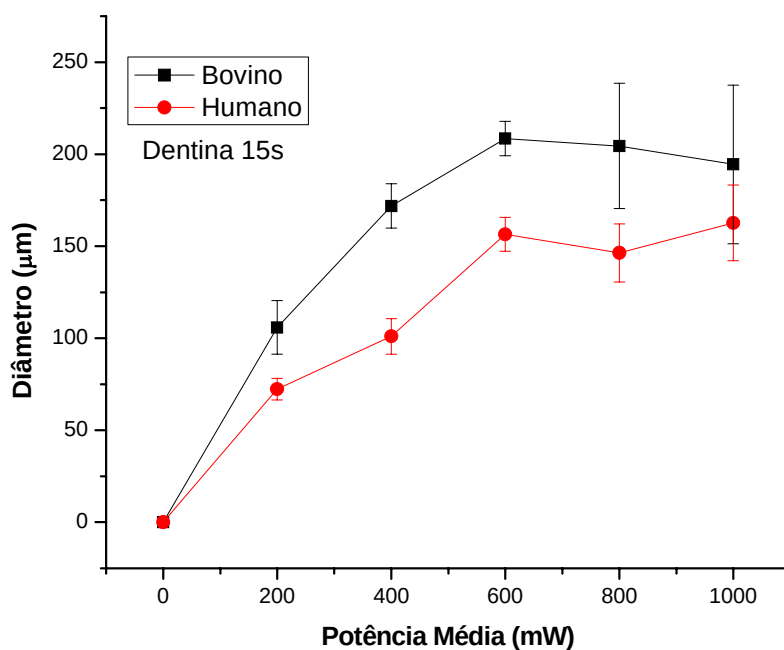


FIGURA 17 – Diâmetro (μm) X potência (mW), em dentina 15s

As Figuras 18 (esmalte) e 19 (dentina) mostram o quanto o diâmetro no dente bovino foi maior do que no dente humano, nos três tempos experimentais. Este parâmetro estabelecido resultou de uma relação matemática simples, com a finalidade de comparar os dois substratos.

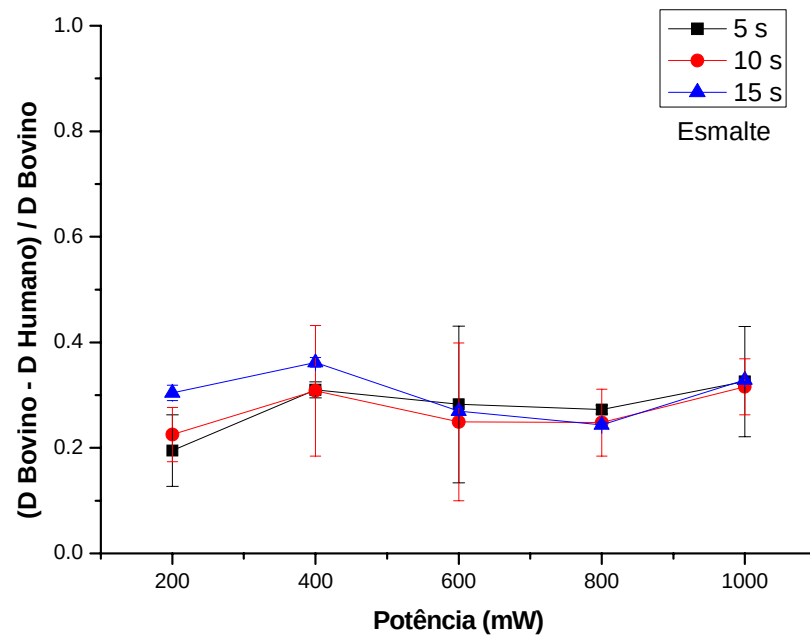


FIGURA 18 – Razão X potência (mW), em esmalte

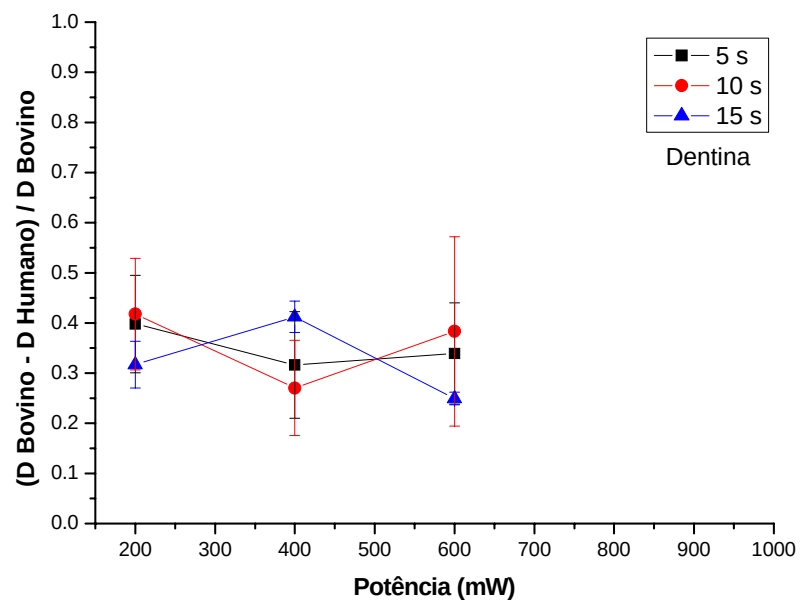


FIGURA 19 – Razão X potência (mW), em dentina

O esmalte humano foi mais resistente à ablação do que o esmalte bovino, pois as microcavidades realizadas em ambos, com a mesma potência, apresentaram um diâmetro maior no esmalte bovino (Figuras 20-21).

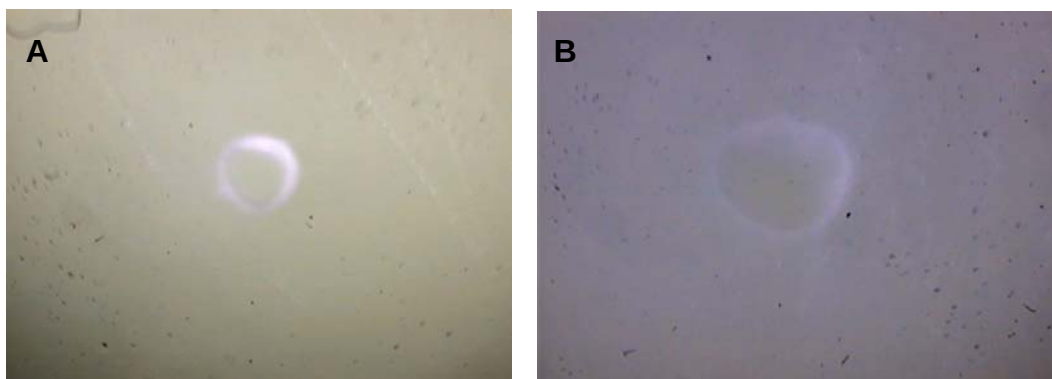


FIGURA 20 – Esmaltes irradiados com os mesmos parâmetros: 400 mW 15s – 100x A) Humano; B) Bovino

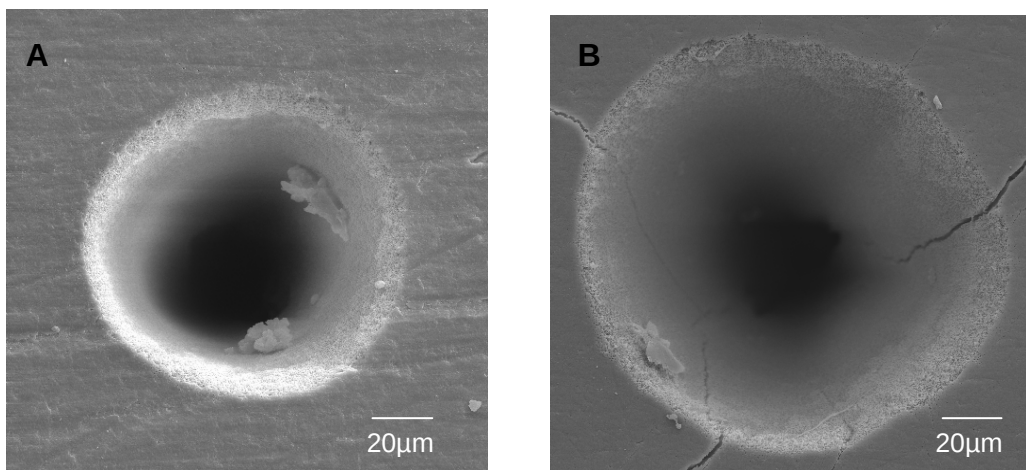


FIGURA 21 – Esmaltes irradiados com os mesmos parâmetros: 400 mW 15s A) Humano; B) Bovino

Ao serem observadas ao microscópio eletrônico de varredura, as microcavidades de esmalte humano apresentaram uma ablação bastante precisa, integridade e definição das bordas, sem danos térmicos ou microfraturas. As microcavidades apresentaram regularidades nas superfícies das paredes internas e uma visível conicidade com

expulsividade acentuada. As bordas da região irradiada equivalem às bordas do feixe (Figura 21-A).

A quantidade de material removido e também a profundidade das microcavidades podem ser controladas, pelos parâmetros estabelecidos para cada situação experimental.

Os corpos-de-prova de esmalte bovino (Figura 21-B) apresentaram também definição de margens, porém com microfraturas, provavelmente resultado de sua menor resistência à ablação com laser, mesmo em regime de femtossegundos. A maioria destas microfraturas percorre as paredes internas das microcavidades.

As bordas das microcavidades em esmalte (Figura 22 A-bovino e B-humano) apresentaram semelhança com o tecido normal, sugerindo que houve manutenção das características originais do tecido, pela geração mínima de calor, que não foi suficiente para promover mudança estrutural nestes tecidos irradiados.

Notam-se os prismas de esmalte em evidência, no entanto, eles não estão dispostos conforme os padrões convencionais apresentados na literatura. Parece que o material ablacionado que não teve energia suficiente para ser ejetado, foi depositado nas margens internas das microcavidades, recobrando estes prismas (Figura 22 A e B).

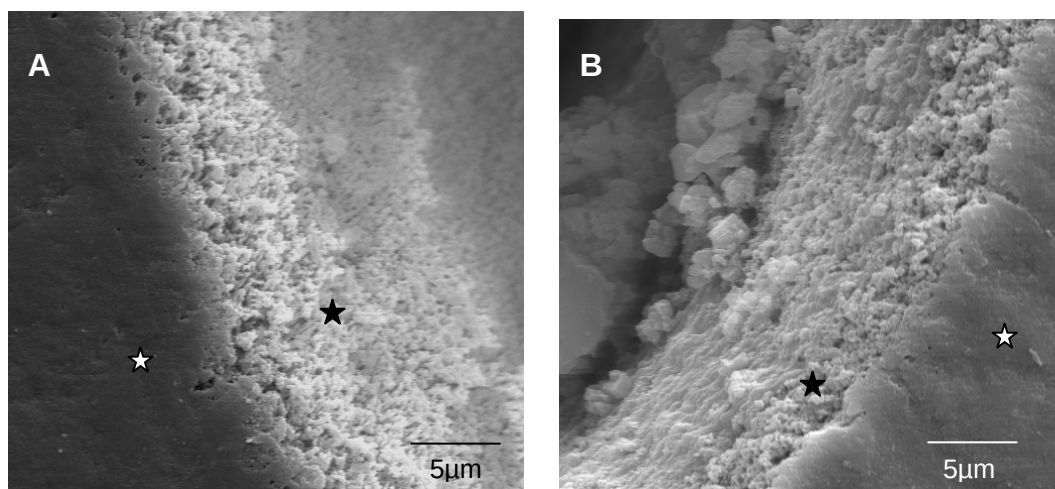


FIGURA 22 – Esmaltes: borda da microcavidade 600 mW 15

A) Bovino (1); B) Humano (3)

☆ = superfície do corpo-de-prova

★ = interior da microcavidade (prismas de esmalte recobertos pelo material ablaçionado e não ejetado)

Tanto no dente humano como no dente bovino, a dentina mostrou menor resistência do que o esmalte ao laser de Ti:Safira, no regime de femtossegundos, apresentando valores limiares para ablação (threshold) mais baixos do que os do esmalte.

Os corpos-de-prova de dentina bovina e humana também apresentaram bordas definidas, porém com microfraturas em ambas, que na dentina bovina foram mais numerosas, mais amplas e mais intensas, mostrando sua maior susceptibilidade frente à irradiação com laser (Figura 23 A e B). Algumas microfraturas podem ter sido produzidas durante o processamento para a microscopia eletrônica de varredura.

O diâmetro das microcavidades na dentina bovina foi sempre maior do que na dentina humana, considerando-se os mesmos parâmetros para ambas.

A baixa resistência da dentina promove aquecimento em profundidade, através da energia térmica que penetra, originando microfraturas no material.

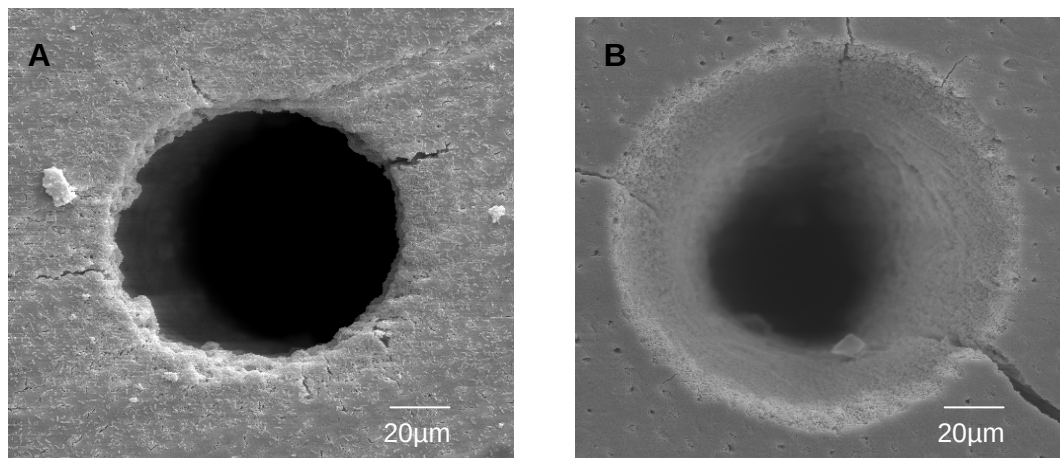


FIGURA 23 – Dentinas irradiadas com os mesmos parâmetros: 400 mW 15s

A) Humana: B) Bovina

A análise da dentina na superfície do corpo-de-prova revelou uma cobertura pela *smear layer*, com os túbulos dentinários, parcial ou totalmente, obliterados pela *smear plug*, produzida pelo desgaste superficial. Este desgaste foi realizado com a finalidade de promover paralelismo entre a base e a superfície dos corpos-de-prova, favorecendo, deste modo, a incidência perpendicular do feixe do laser (Figura 24 A e B).

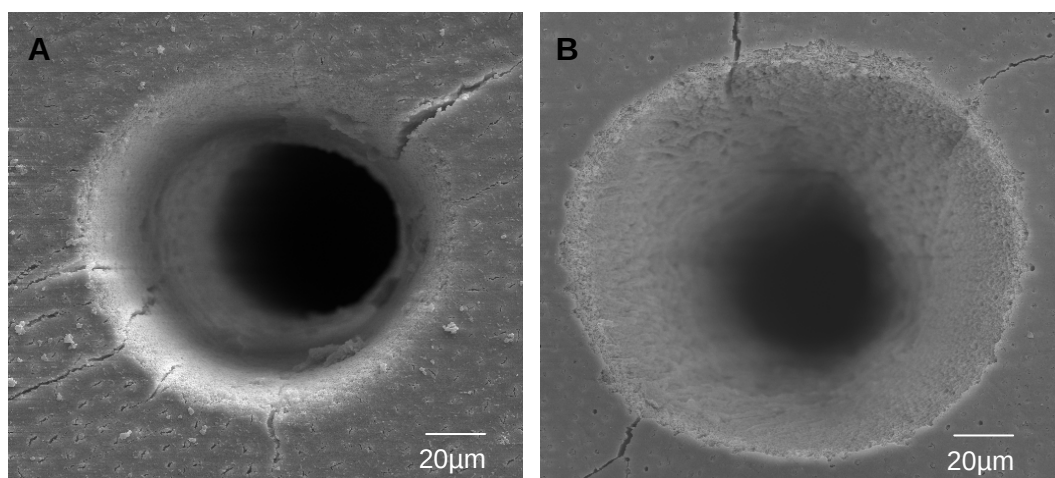


FIGURA 24 – Dentinas A) Humana (2) 600 mW 10s;

B) Bovina (8) 600 mW 15s

Nas bordas e paredes das microcavidades em dentina não ocorreu exposição de fibras colágenas, uma vez que a ablação começa pela porção mais desorganizada, neste caso, a parte orgânica; contudo os túbulos dentinários apresentaram-se abertos. (Figuras 25-27).

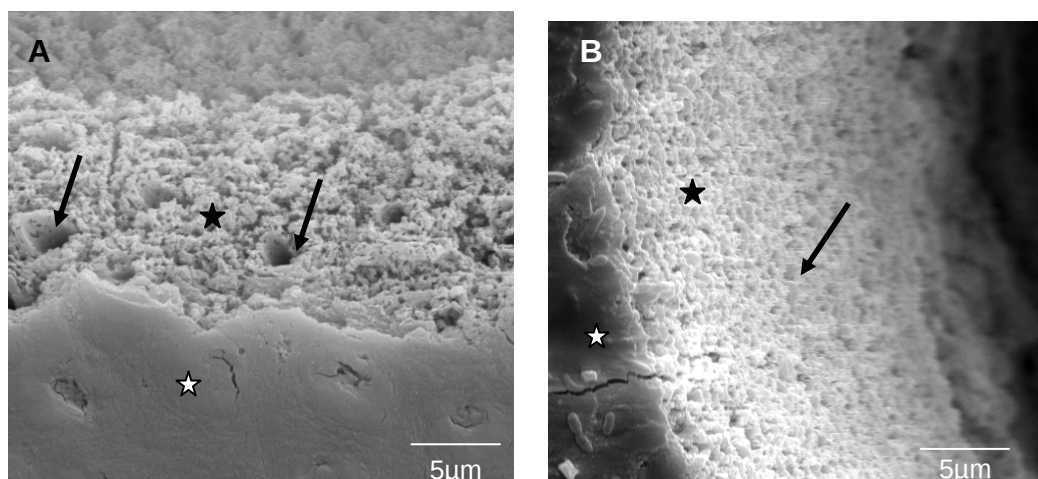


FIGURA 25 – Dentinas (bordas das microcavidades) A) Bovina (1) 650 mW 5s; B) Humana (2) 700 mW 10s

- ↙ = túbulos dentinários
- ☆ = superfície do corpo-de-prova
- ★ = interior da microcavidade (sem *smear layer*; túbulos dentinários abertos)

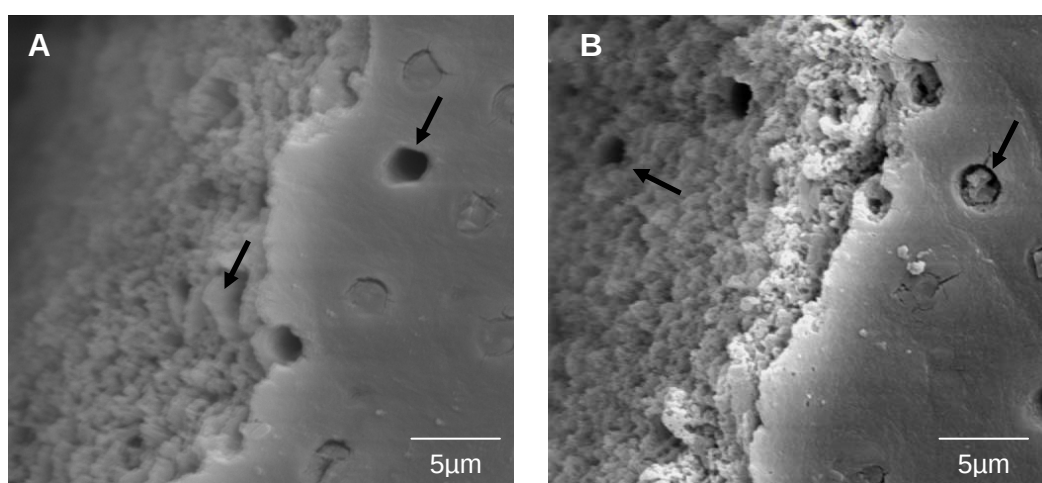


FIGURA 26 – Dentina bovina (borda) A) 200 mW 15s; B) 400 mW 15s

- ↙ = túbulos dentinários

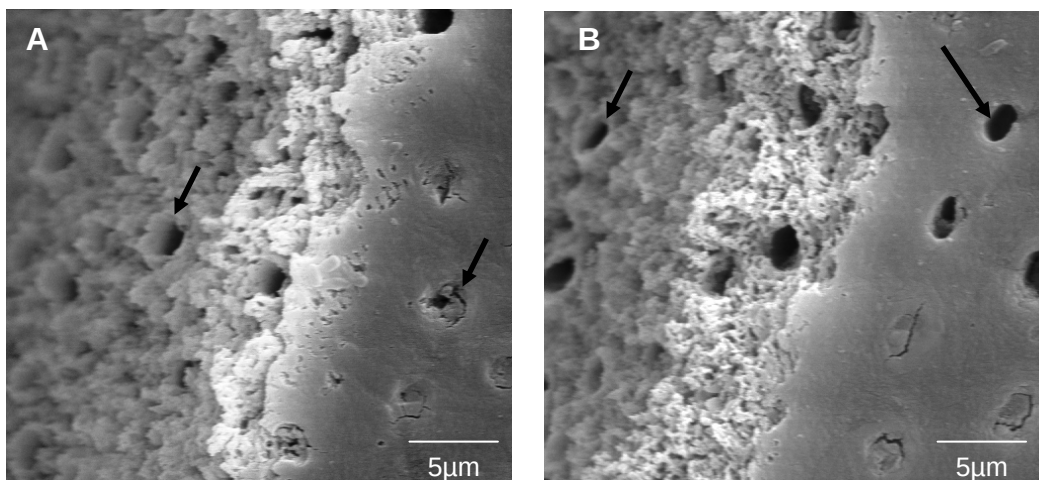


FIGURA 27 – Dentina bovina (8) borda A) 600 mW 15s: B) 700 mW 15s

↙ = túbulos dentinários

Na dentina, a maior quantidade de material orgânico (colágeno) faz com que o volume removido durante a ablação seja maior, em comparação com o esmalte. Esta grande quantidade de material orgânico na dentina pode ser responsável pela sua relativa susceptibilidade ao efeito termomecânico.

O diâmetro das microcavidades foi sempre maior no dente bovino em relação ao dente humano, nas mesmas potências e nos mesmos tempos (Figuras 21, 23 e 24). Pode-se sugerir então que o volume total de tecido removido foi maior no dente bovino do que no dente humano.

O volume (μm^3), que é a quantidade de material removido pela ablação, foi calculado pelo formato da microcavidade, em cada tempo experimental, para cada tecido. A forma da microcavidade produzida pela ablação, em função da potência média (mW), é a forma de um cone.

O cálculo do volume do cone é feito através das seguintes equações:

$$V_c = \frac{1}{3} \pi \cdot r^2 \cdot h \quad \text{ou} \quad V_c = \frac{\pi}{12} \cdot (d^2 \cdot h)$$

Os gráficos abaixo (Figuras 28-33) evidenciam a diferença entre dente bovino e dente humano. Nas condições experimentais deste trabalho, o dente bovino sempre apresentou uma quantidade maior de material removido pela ablação (volume de material ablacionado).

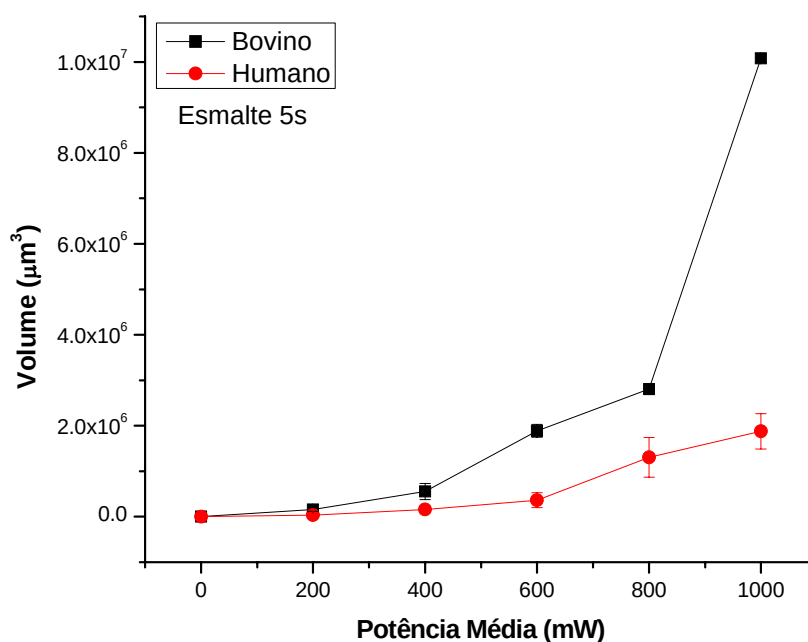


FIGURA 28 – Volume ablacionado X potência média - esmalte 5s

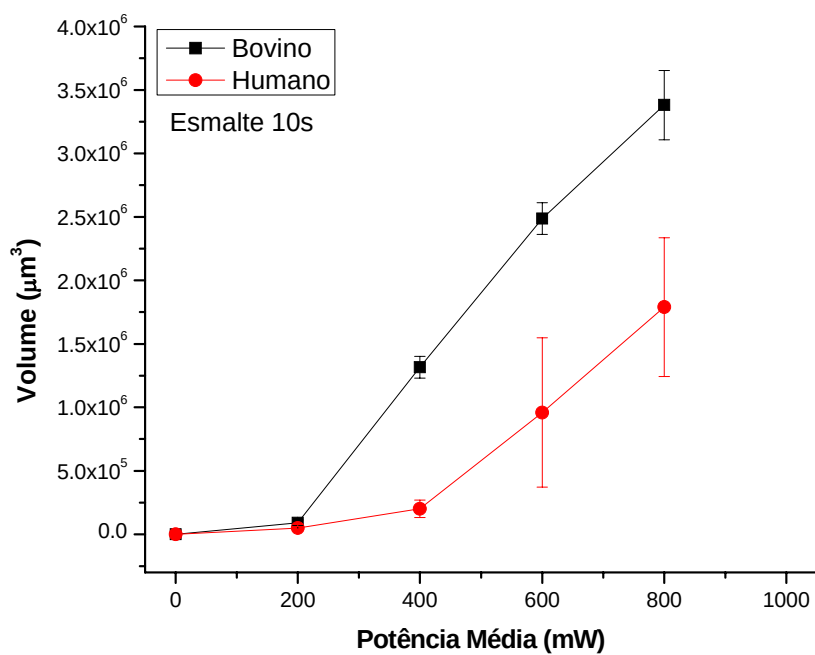


FIGURA 29 – Volume ablacionado X potência média - esmalte 10s

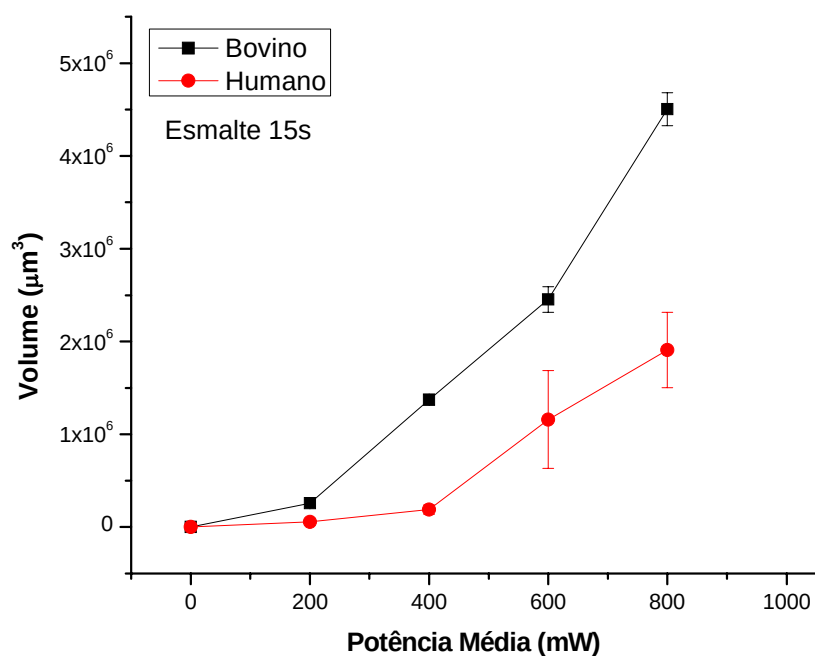


FIGURA 30 – Volume ablacionado X potência média - esmalte 15s

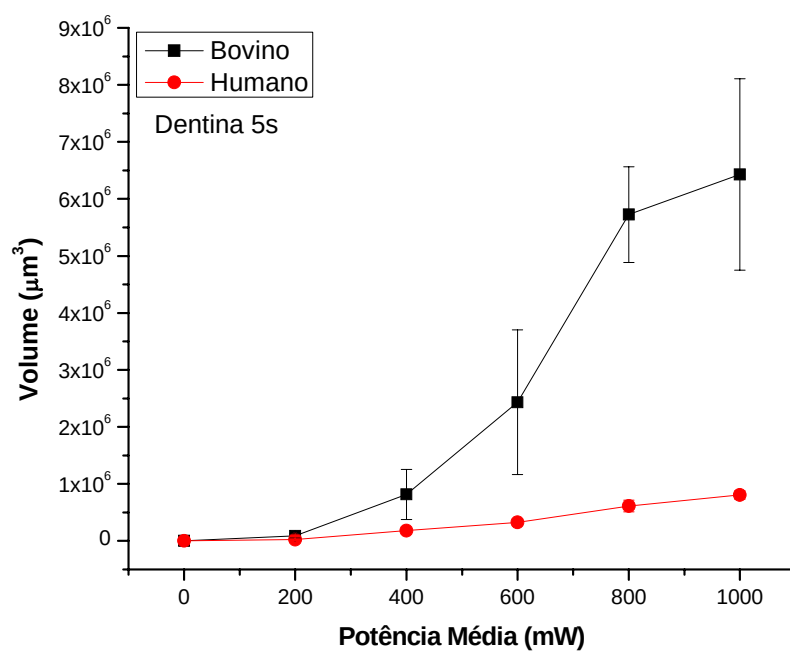


FIGURA 31 – Volume ablacionado X potência média – dentina 5s

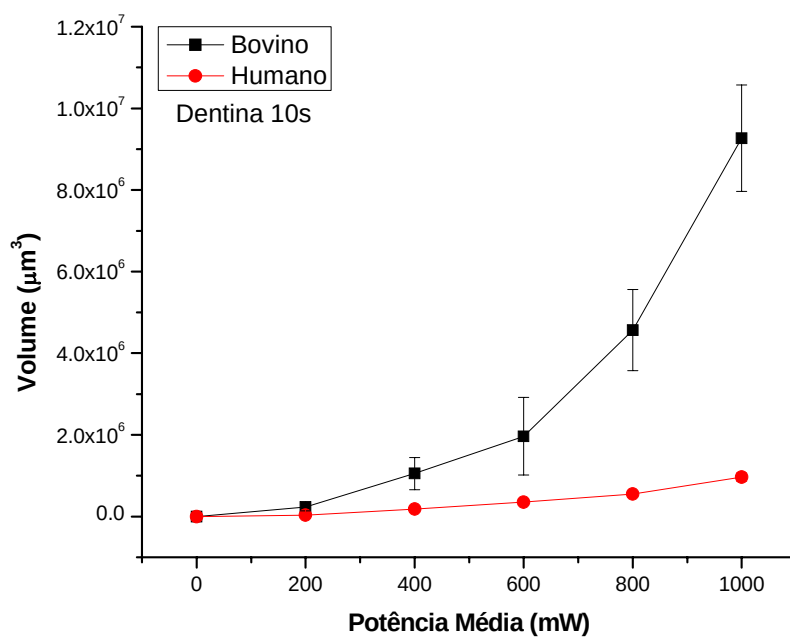


FIGURA 32 – Volume ablacionado X potência média – dentina 10s

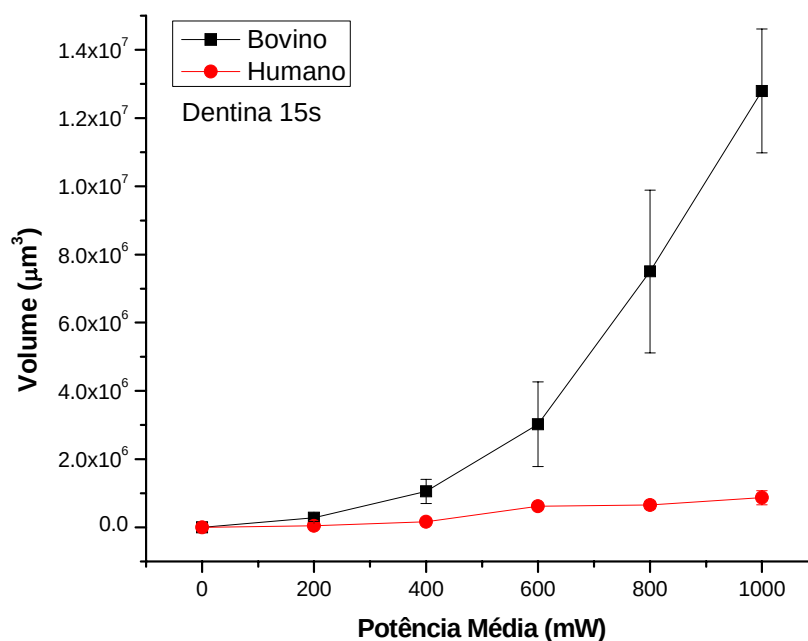
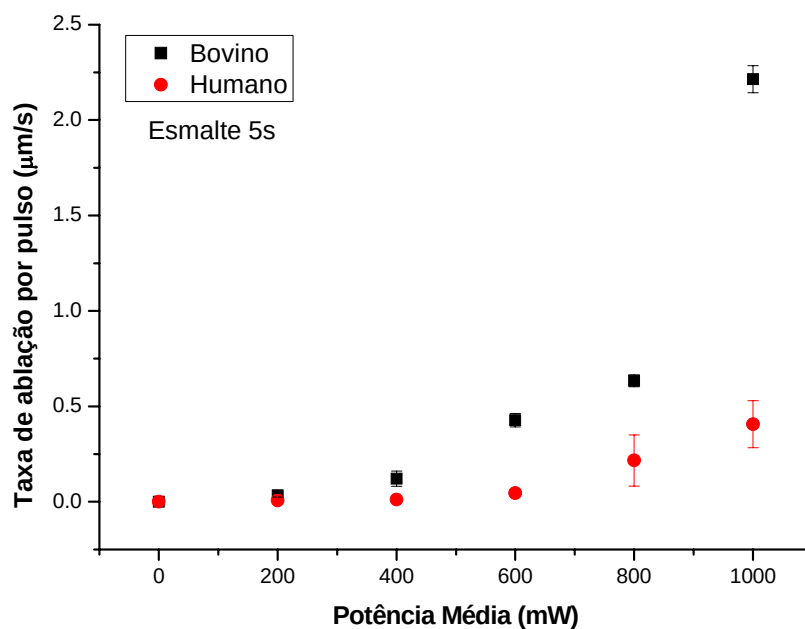
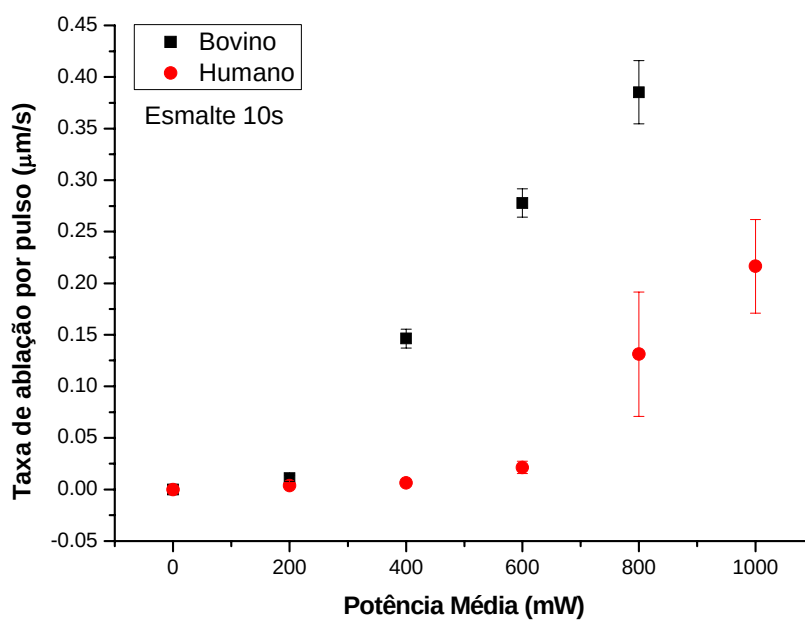


FIGURA 33 – Volume ablacionado X potência média – dentina 15s

Os volumes obtidos com potências médias de 600, 800 mW e 1 W para esmalte bovino foram: $1.8 \times 10^6 \mu\text{m}^3$, $2.8 \times 10^6 \mu\text{m}^3$, $1.0 \times 10^7 \mu\text{m}^3$, respectivamente, no tempo de 5s; enquanto que para esmalte humano foram: $0.3 \times 10^6 \mu\text{m}^3$, $1.3 \times 10^6 \mu\text{m}^3$, $1.8 \times 10^6 \mu\text{m}^3$, no mesmo tempo. Para a dentina bovina com as mesmas potências e mesmo tempo, os valores foram os seguintes: $2.4 \times 10^6 \mu\text{m}^3$, $5.7 \times 10^6 \mu\text{m}^3$, $6.4 \times 10^6 \mu\text{m}^3$; enquanto que para a dentina humana foram: $0.3 \times 10^6 \mu\text{m}^3$, $0.6 \times 10^6 \mu\text{m}^3$, $0.8 \times 10^6 \mu\text{m}^3$, respectivamente.

Os gráficos a seguir mostram a taxa de ablação/pulso dada em $\mu\text{m/s}$, em função da potência média (mW), em cada tecido para cada tempo experimental (Figuras 34-39). A taxa de ablação evidencia a velocidade com que o material é removido pela ablação.

Na sequência, estão os gráficos que representam a razão da taxa de ablação, que é a diferença da taxa de ablação entre dentes bovinos e humanos, em função da potência média (Figuras 40-41).

FIGURA 34 – Taxa de ablação/pulso (μm) em esmalte 5sFIGURA 35 – Taxa de ablação/pulso (μm) em esmalte 10s

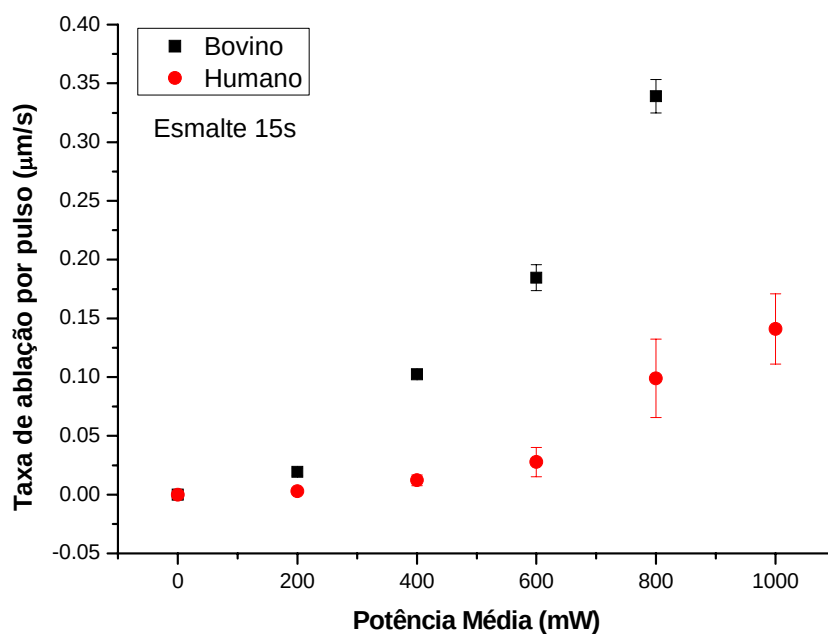


FIGURA 36 – Taxa de ablação/pulso (μm) em esmalte 15s

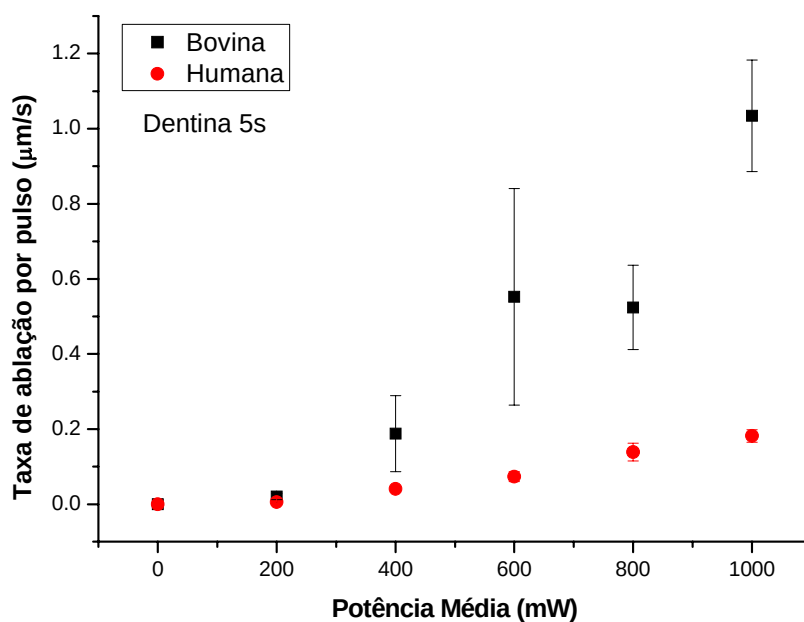
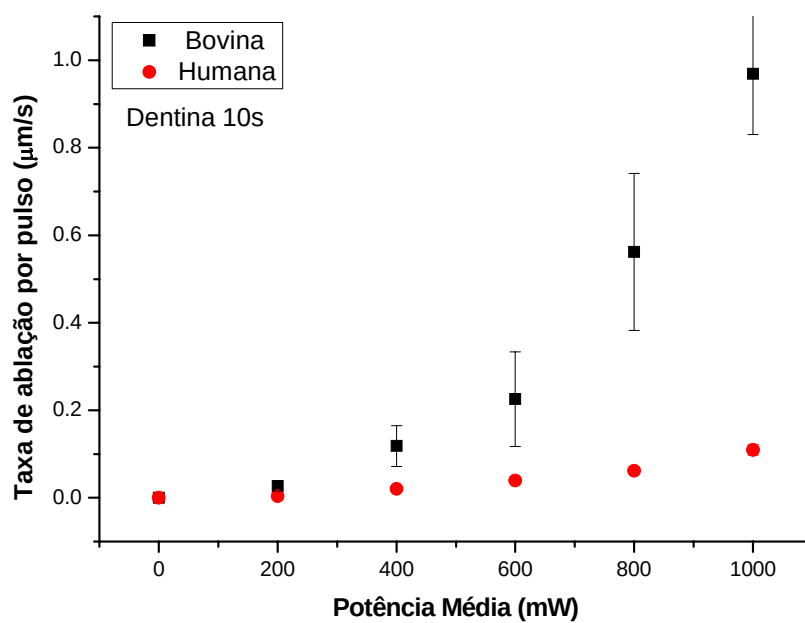
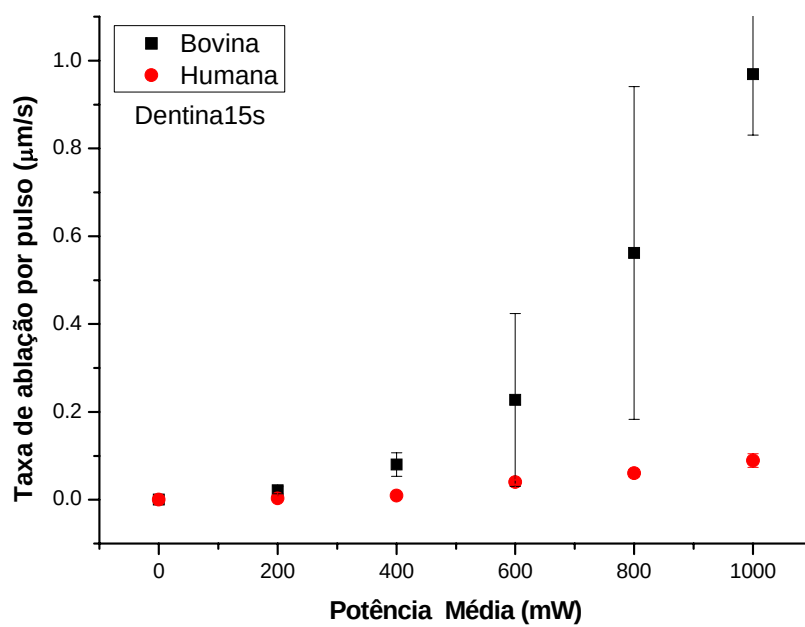


FIGURA 37 – Taxa de ablação/pulso (μm) em dentina 5s

FIGURA 38 – Taxa de ablação/pulso (μm) em dentina 10sFIGURA 39 – Taxa de ablação/pulso (μm) em dentina 15s

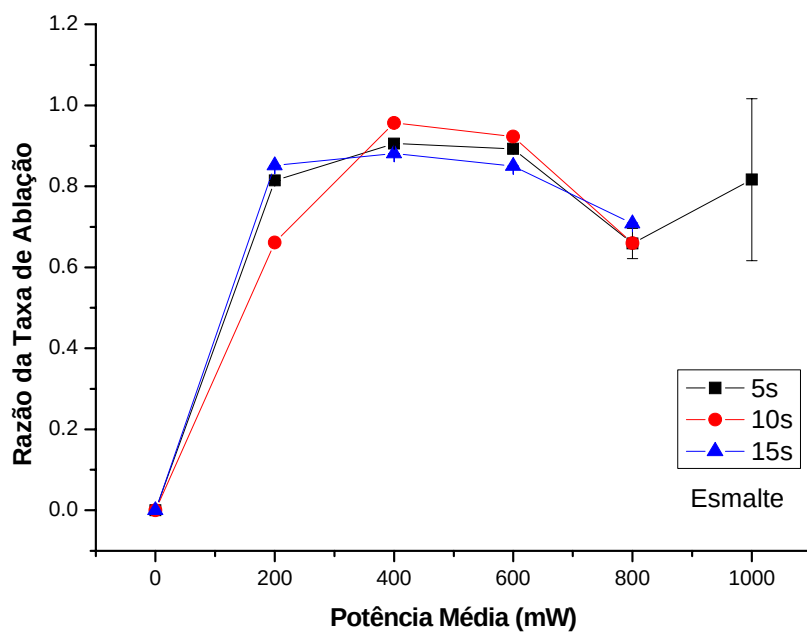


FIGURA 40 – Razão da taxa de ablação X potência (mW) - esmalte

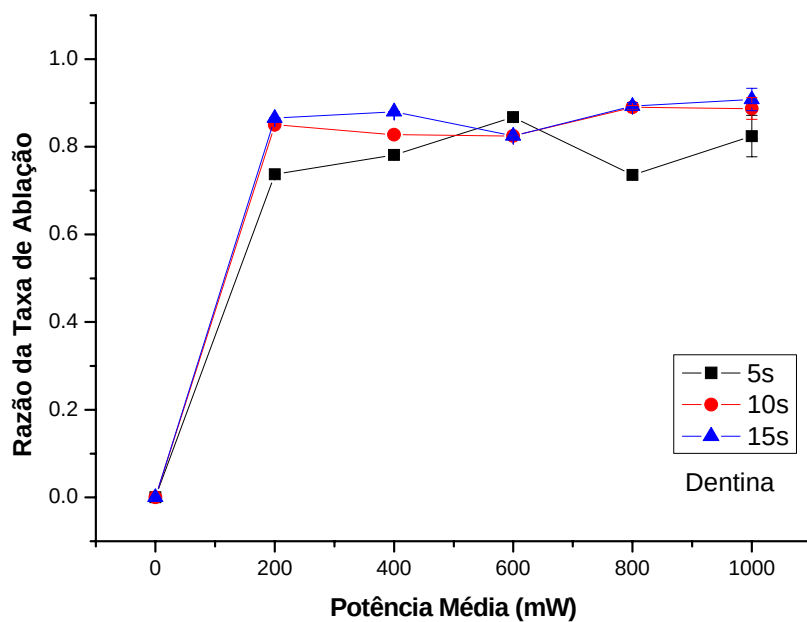


FIGURA 41 – Razão da taxa de ablação X potência (mW) - dentina

As taxas de ablação/pulso, quando consideradas as potências de 600, 800 mW e 1 W, foram as seguintes para esmalte bovino: 0.4 $\mu\text{m/s}$, 0.6 $\mu\text{m/s}$, 2.2 $\mu\text{m/s}$, no tempo de 5s; enquanto que para o esmalte humano foram: 0.04 $\mu\text{m/s}$, 0.2 $\mu\text{m/s}$, 0.4 $\mu\text{m/s}$, no mesmo tempo. Para a dentina bovina com as mesmas potências e mesmo tempo, os valores foram os seguintes: 0.5 $\mu\text{m/s}$, 0.5 $\mu\text{m/s}$, 1.0 $\mu\text{m/s}$, enquanto que para a dentina humana foram: 0.07 $\mu\text{m/s}$, 0.13 $\mu\text{m/s}$, 0.18 $\mu\text{m/s}$, respectivamente.

Os gráficos (Figuras 42-43) a seguir mostram a diferença da intensidade entre dente humano e dente bovino, em função da intensidade relativa ($\text{mW}/\mu\text{m}^2$). Isto mostra que para promover o mesmo diâmetro de ablação, nestes dois substratos, tanto em esmalte quanto em dentina, no dente humano será necessária uma intensidade muito maior (praticamente o dobro). Os cálculos foram realizados para esmalte e dentina nos três tempos experimentais.

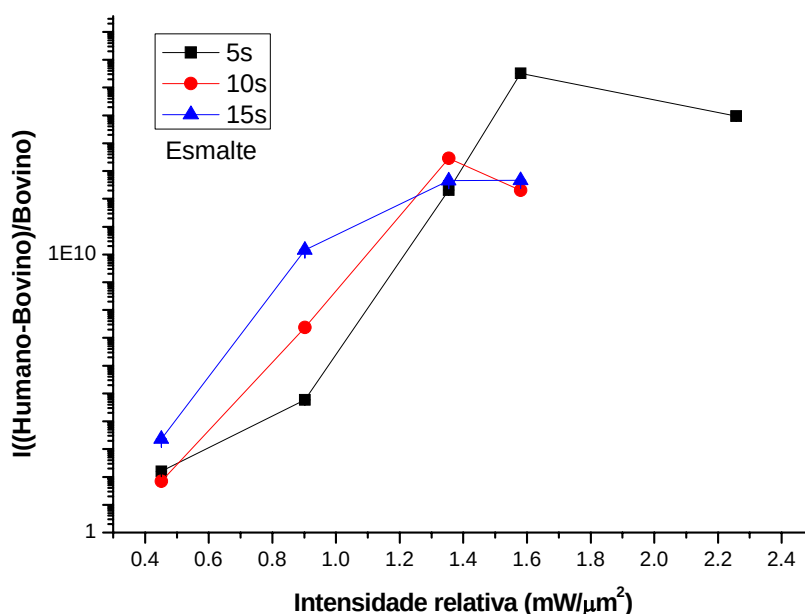


FIGURA 42 – Intensidade humano/Intensidade bovino - esmalte

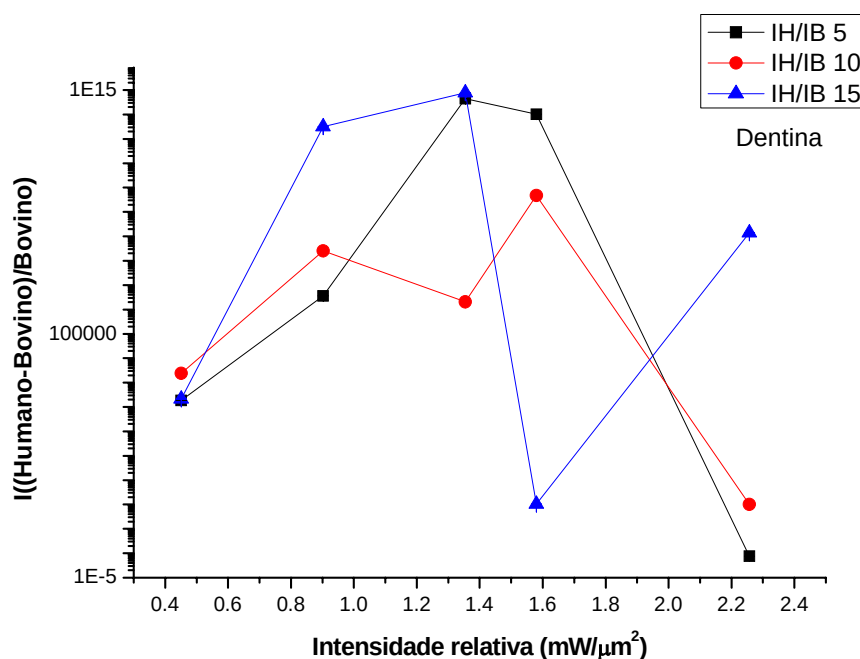


FIGURA 43 – Intensidade humano/Intensidade bovino - dentina

À medida que a energia do pulso é aumentada, aumenta também a densidade do plasma e o efeito de proteção (*shielding effect*) ocorre pela ejeção do material ablacionado. O intenso espalhamento de toda luz do plasma, impede que toda a energia seja transferida para a superfície do material. Conseqüentemente, a taxa de ablação diminui e começa a estabilizar-se. A ejeção do material ablacionado pode causar ressolidificação nas paredes da região ablacionada.

Analisando minuciosamente as eletromicrografias, observou-se que no esmalte humano (1 W 10s), ocorreu ressolidificação com domínios aparentemente esféricos (setas), promovido pelo aquecimento gerado neste parâmetro (Figura 44).

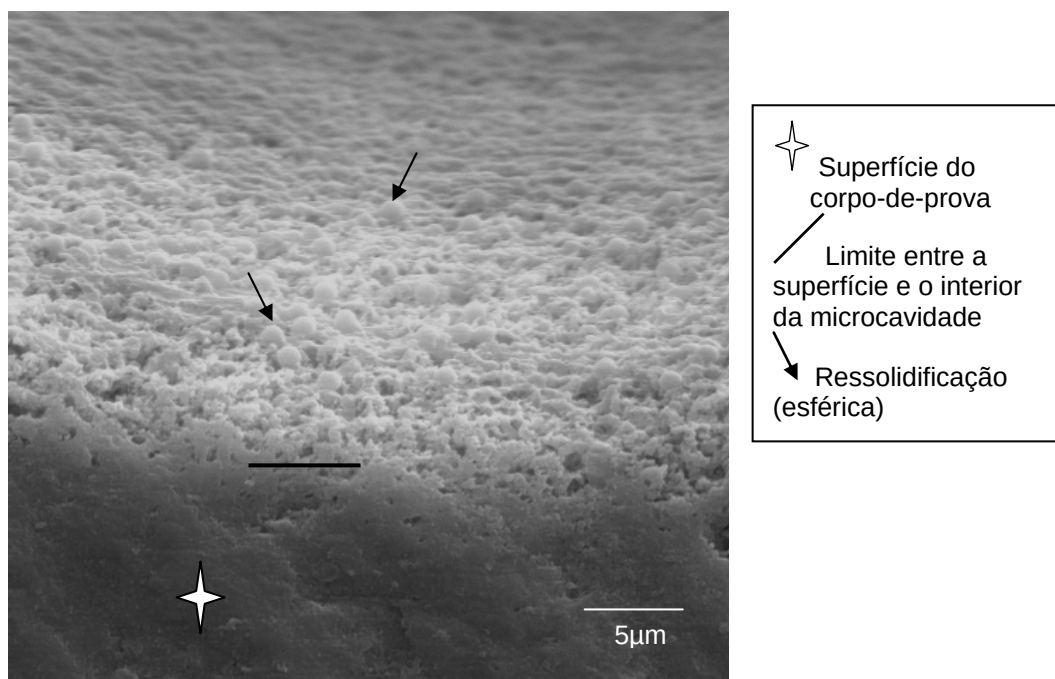


FIGURA 44 – Esmalte humano (3) - borda da microcavidade / 1 W 10s

Na potência 800 mW com 15s, na dentina bovina, a interação fotoelétrica passou a ser fototérmica também, pois o tecido foi afetado termicamente (zonas afetadas); entretanto o material ablacionado não teve energia suficiente para ser ejetado e foi depositado na borda da cavidade. Sugere-se que o tecido abaixo deste material depositado, superficialmente, tenha mantido suas características originais (Figura 45 A e B).

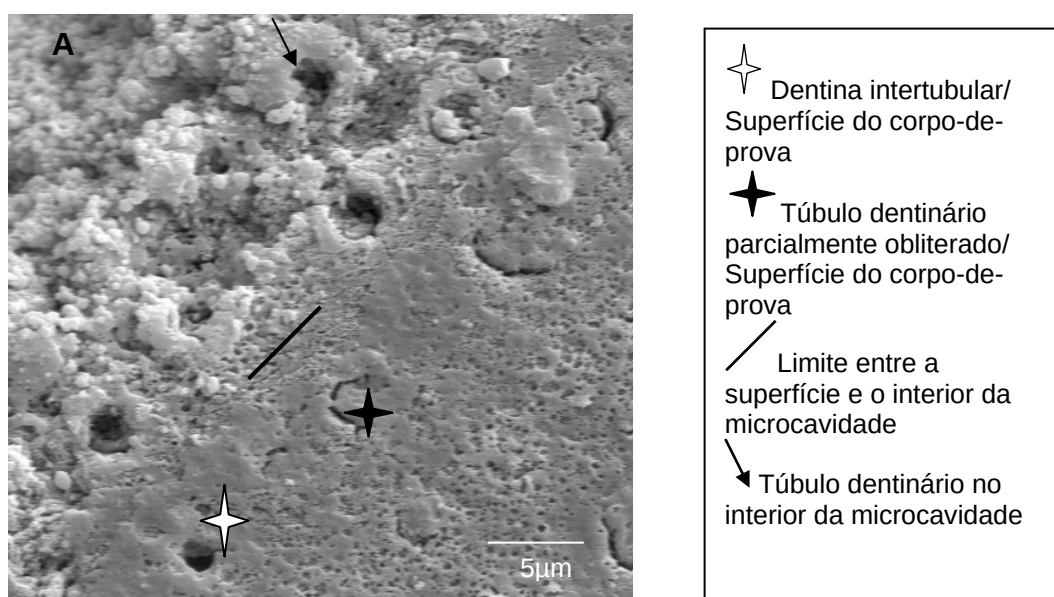
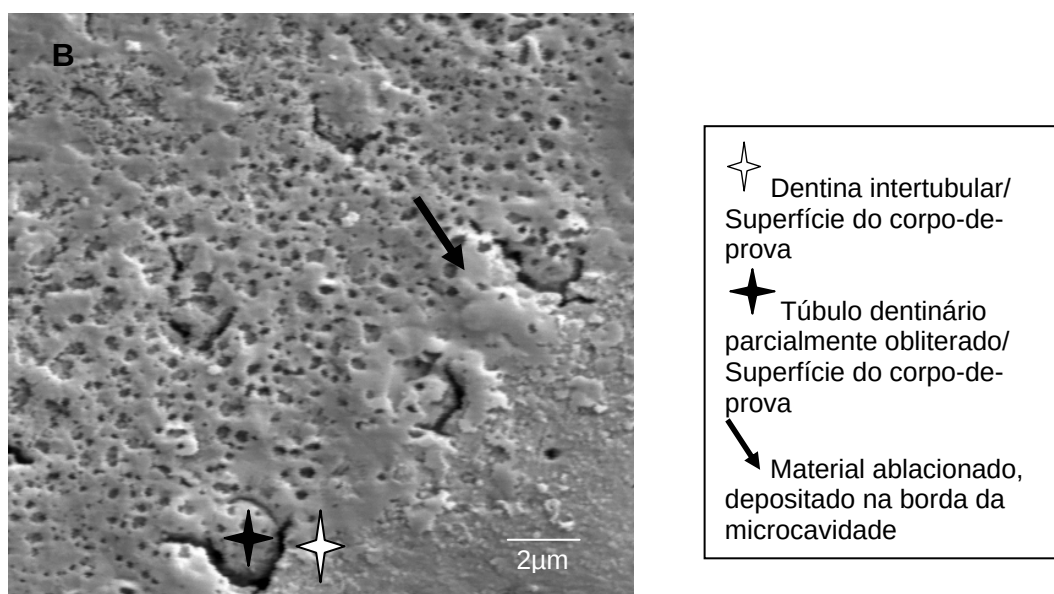


FIGURA 45 – Dentina bovina (1) 800 mW 15s A) Borda da microcavidade



B) Detalhe da superfície do corpo-de-prova – borda da microcavidade

Diante disso, ficou claro que o limite para irradiação em dentina deve ser em torno de 700 mW, conforme estabelecemos na metodologia. Contudo, na dentina bovina (DB), quando comparada com a dentina humana (DH), o limite é, aparentemente, mais baixo, pois em inúmeros corpos-de-prova as potências médias de 600 e 650 mW já

foram suficientes para produzir zona afetada, com sinais de carbonização (Figuras 46-48).

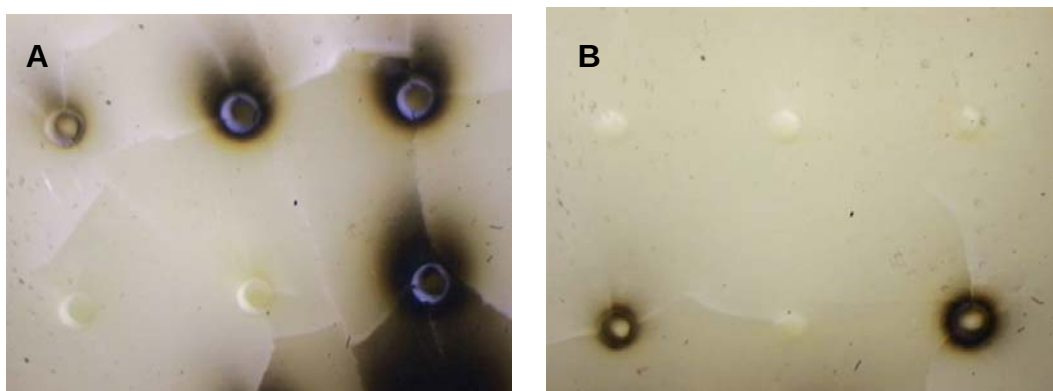


FIGURA 46 – Dentinas bovinas irradiadas com 600 mW (linha de cima) e 650 mW (linha de baixo) – 32x A) e B)

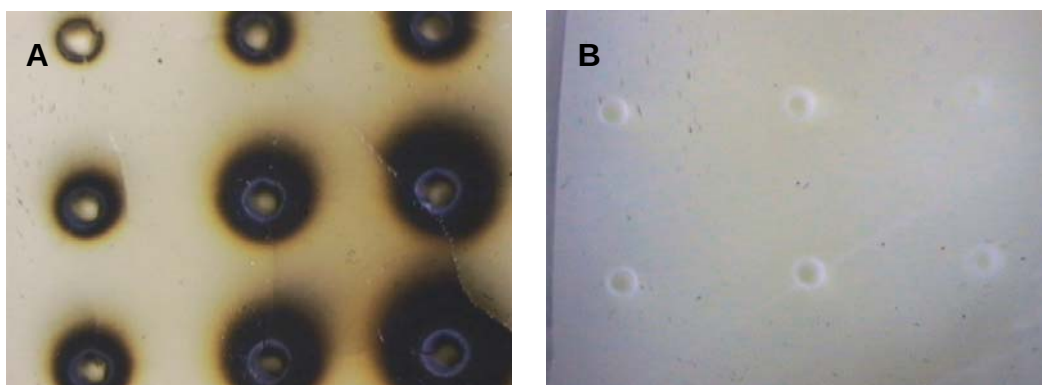


FIGURA 47 – Dentinas A) Bovina (3) 600, 650 e 700 mW;
B) Humana (1) 650 mW e 700 mW

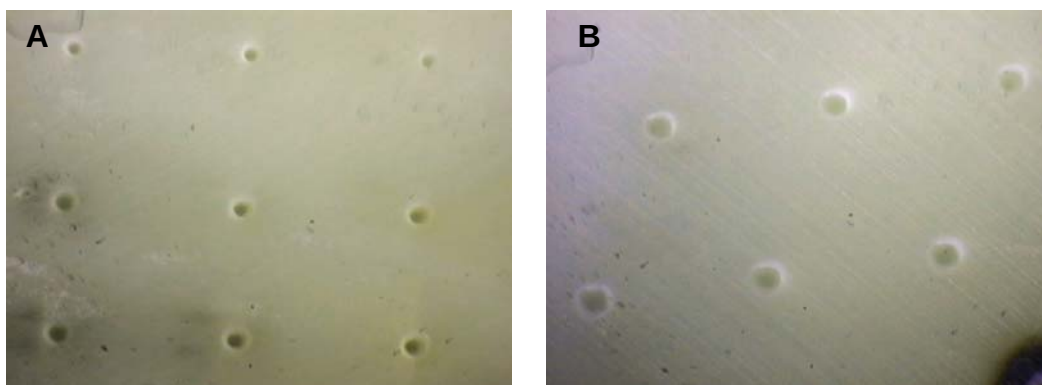


FIGURA 48 – Dentinas humanas A) (5) 400, 600 e 650 mW;
B) (6) 700 mW e 800 mW

Em alguns corpos-de-prova os parâmetros estabelecidos pela metodologia foram ultrapassados, propositadamente, para verificar o comportamento do tecido, quando se vai além do que ele pode suportar (Figuras 49-50).

Quando a potência média excedeu o limiar daquele tecido foram observadas 4 diferentes zonas em dentina: (Figura 49-B)

- a- região ablacionada (tecido removido pela ablação)
- b-região intensamente afetada pelos danos térmicos (preta)
- c- região afetada pelos danos térmicos (amarela)
- d- região não afetada pelo laser

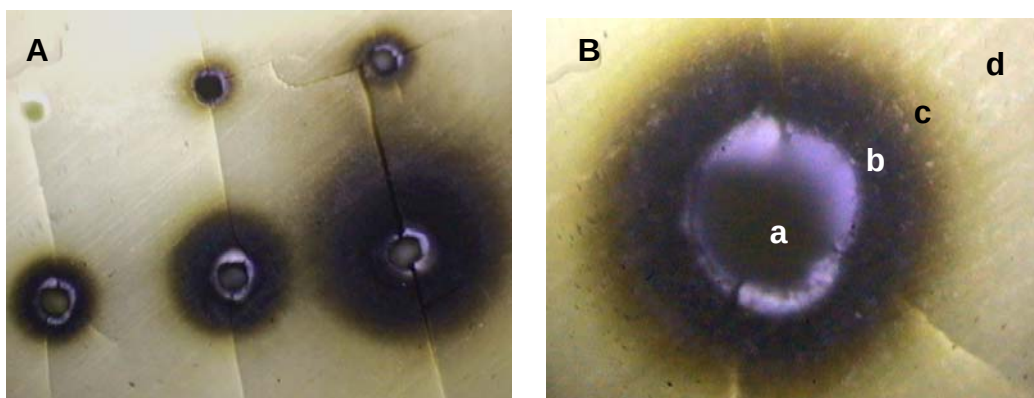


FIGURA 49 – Dentina humana (5) A) 800 mW e 1 W - 32x;
B) 1 W 5s – 100x

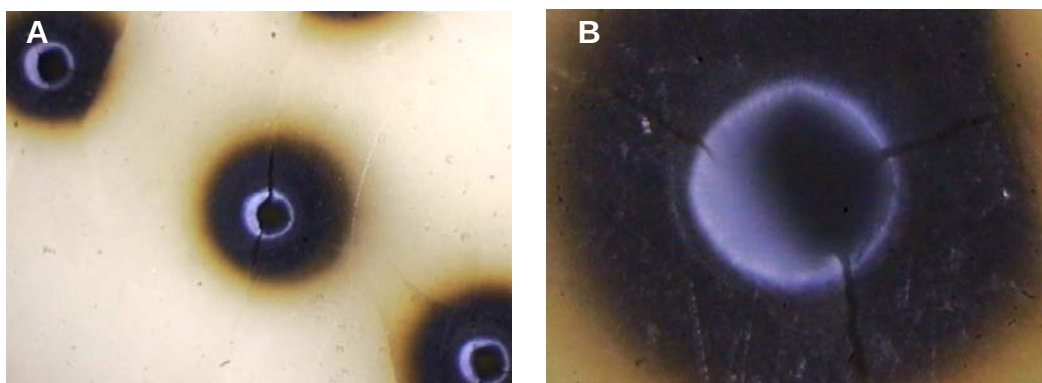


FIGURA 50 – Dentina bovina (1) A) 1 W - 32x; B) 1 W 5s – 100x

A extensão de cada uma destas zonas e o aspecto geral estão intrinsecamente relacionados com a potência média utilizada e o tempo de irradiação.

Quando as microcavidades foram desgastadas e analisadas, perpendicularmente, apresentaram forma cônica com diferentes profundidades para as diversas potências médias utilizadas no experimento. Observando-se as microcavidades desgastadas, foi possível mensurar a variação do diâmetro em função da profundidade. Com estes dados foi possível traçar o perfil destas microcavidades, representado nos gráficos a seguir. Os gráficos acompanham as respectivas fotos das microcavidades, sendo:

Esmalte Bovino: Figuras 51-60

Esmalte Humano: Figuras 61-68

Dentina Bovina: Figuras 69-78

Dentina Humana: Figuras 79-86

Esmalte Bovino: Figuras 51-60

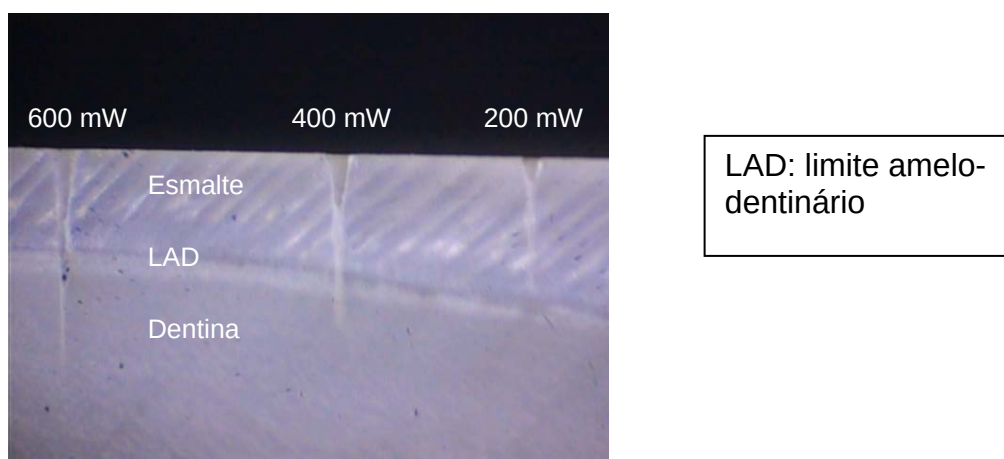


FIGURA 51 – Esmalte bovino 600, 400 e 200 mW 15s

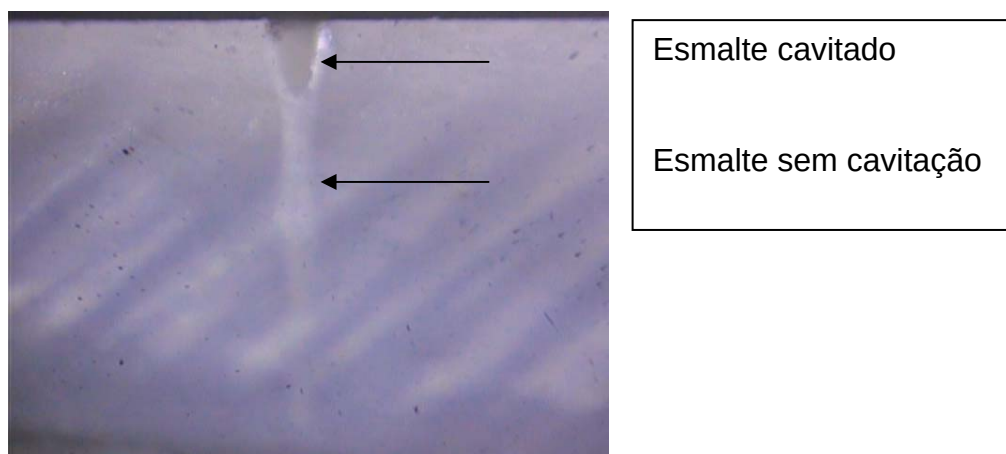


FIGURA 52 – Esmalte bovino 200 mW 15s

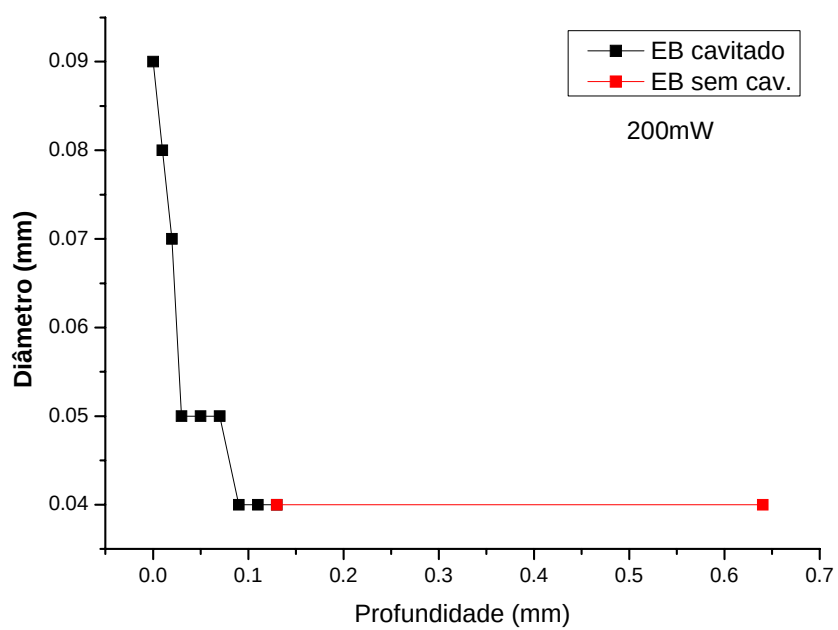


FIGURA 53 – Perfil da cavidade – esmalte bovino 200 mW

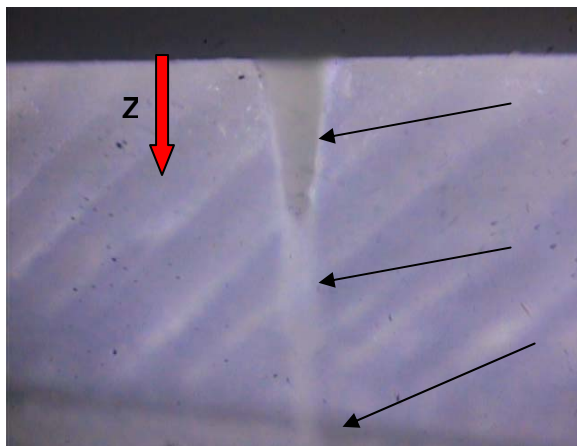


FIGURA 54 – Esmalte bovino 400 mW 15s

Esmalte cavitado

Esmalte sem cavitação

Dentina sem cavitação

Z= profundidade

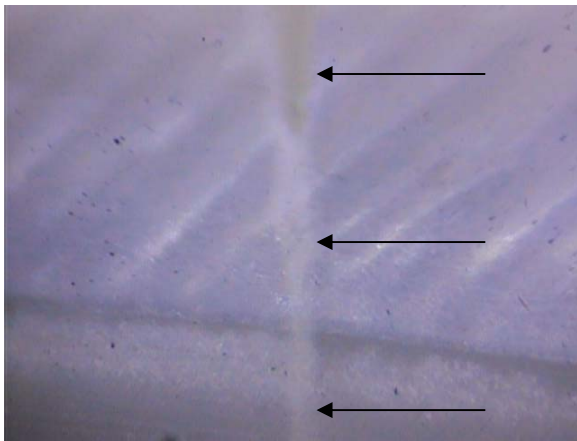


FIGURA 55 – Esmalte bovino 400 mW 15s (2)

Esmalte cavitado

Esmalte sem cavitação

Dentina sem cavitação

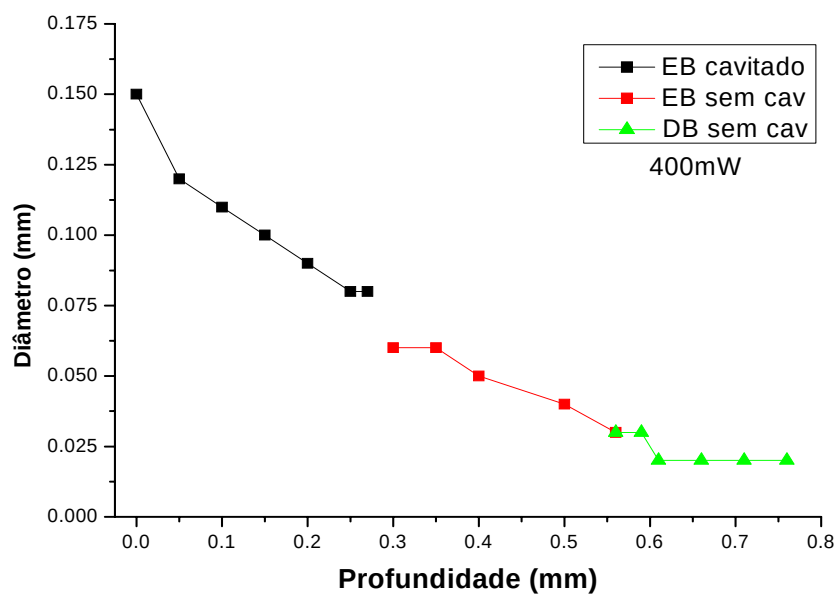


FIGURA 56 – Perfil da cavidade – esmalte bovino 400 mW

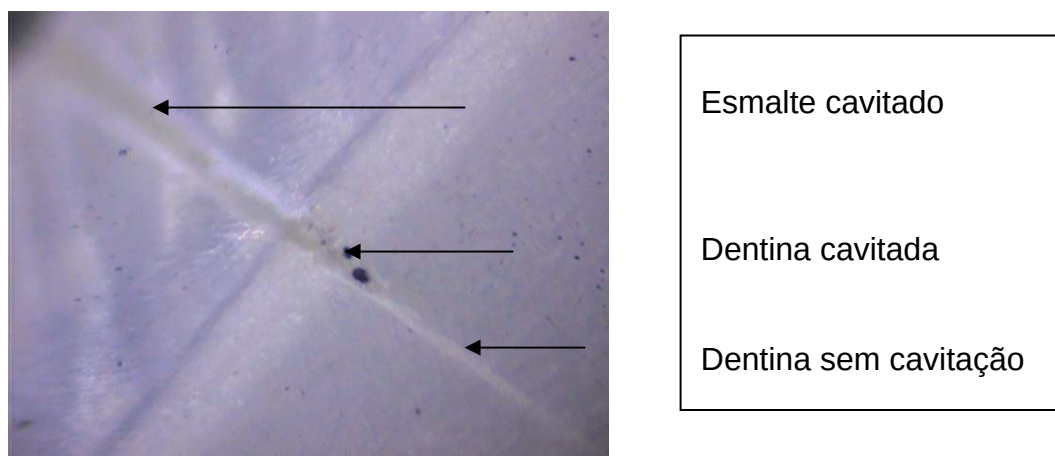


FIGURA 57– Esmalte bovino 600 mW 15s

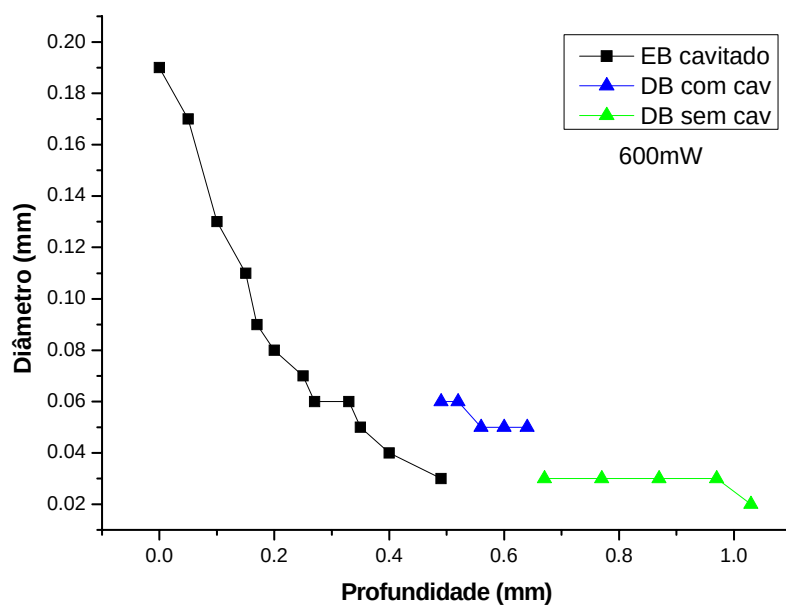


FIGURA 58 – Perfil da cavidade – esmalte bovino 600 mW

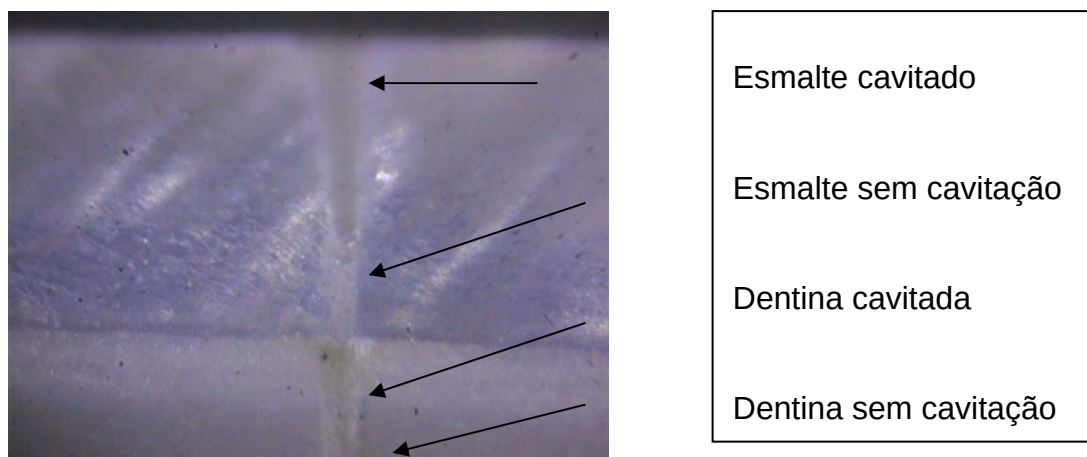


FIGURA 59 – Esmalte bovino 800 mW 15s

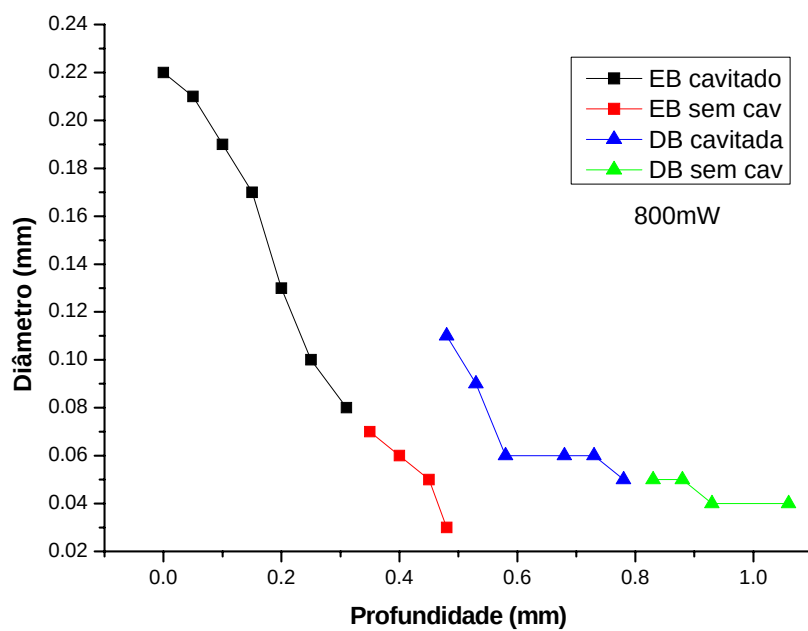


FIGURA 60 – Perfil da cavidade – esmalte bovino 800 mW

Esmalte Humano: (Figuras 61-68)

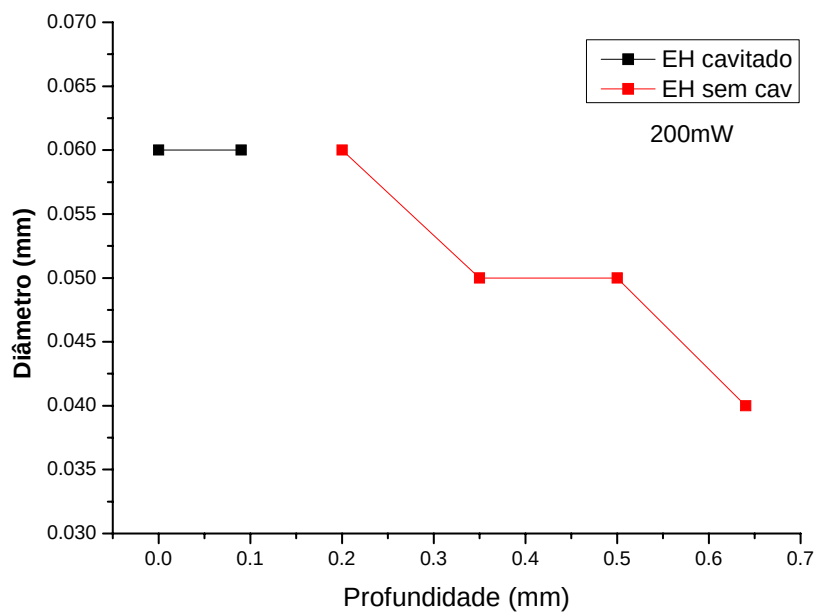


FIGURA 61 – Perfil da cavidade – esmalte humano 200 mW

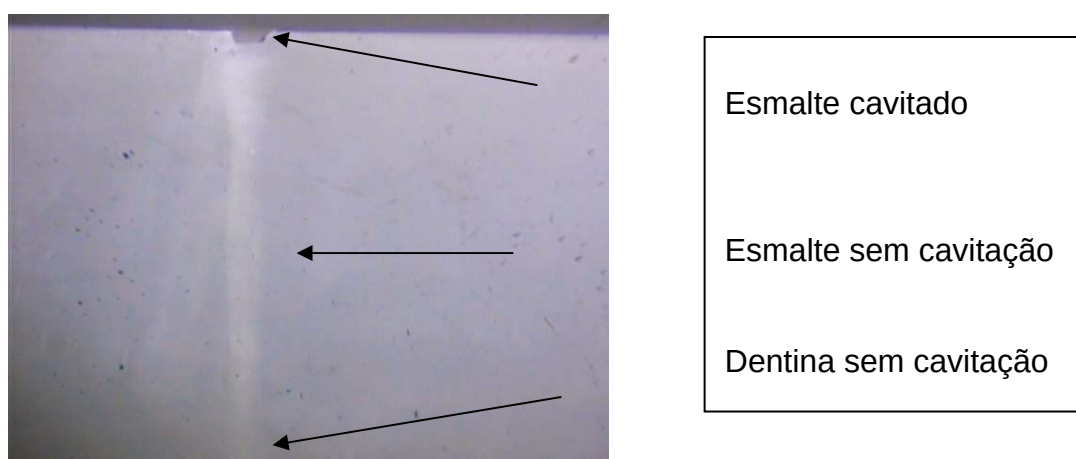


FIGURA 62 – Esmalte humano 400 mW 15s

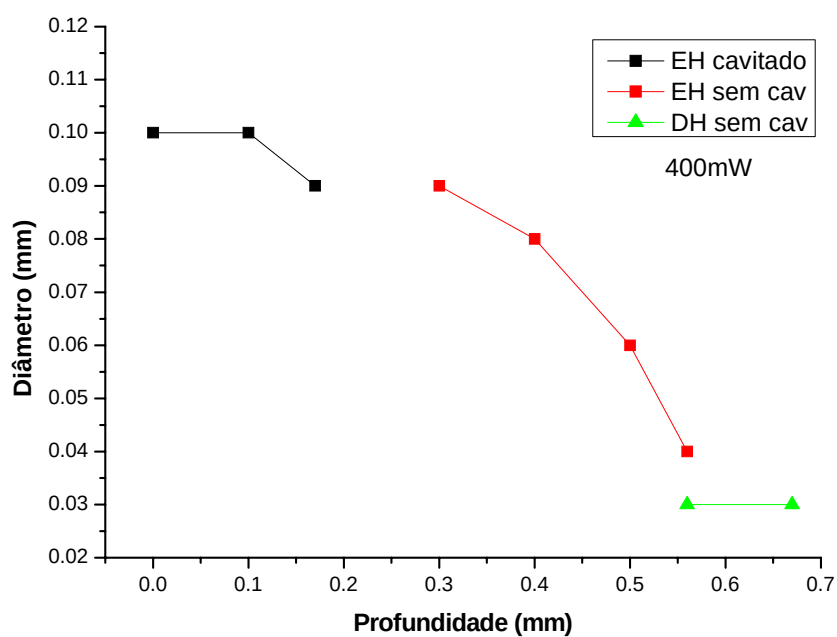


FIGURA 63 – Perfil da cavidade – esmalte humano 400 mW

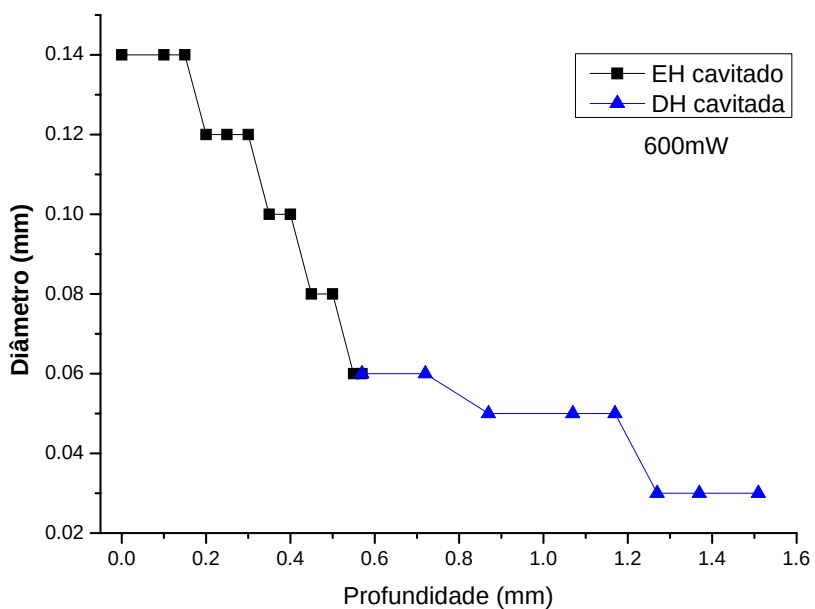


FIGURA 64 – Perfil da cavidade – esmalte humano 600 mW

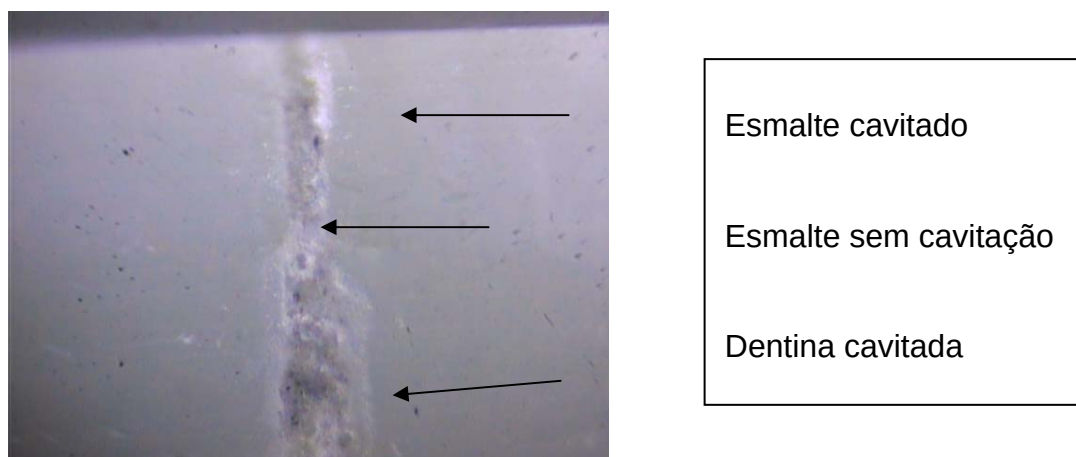


FIGURA 65 – Esmalte humano 800 mW15s

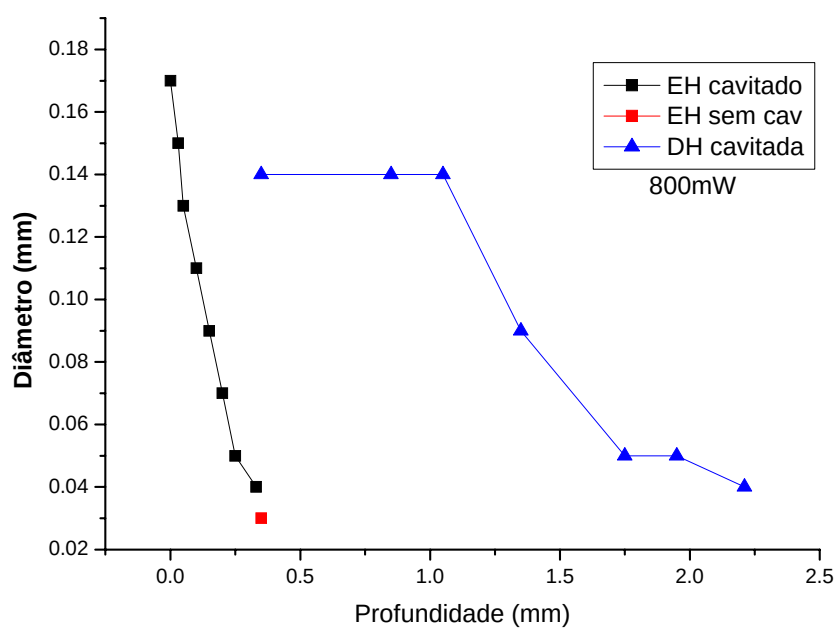


FIGURA 66 – Perfil da cavidade – esmalte humano 800 mW

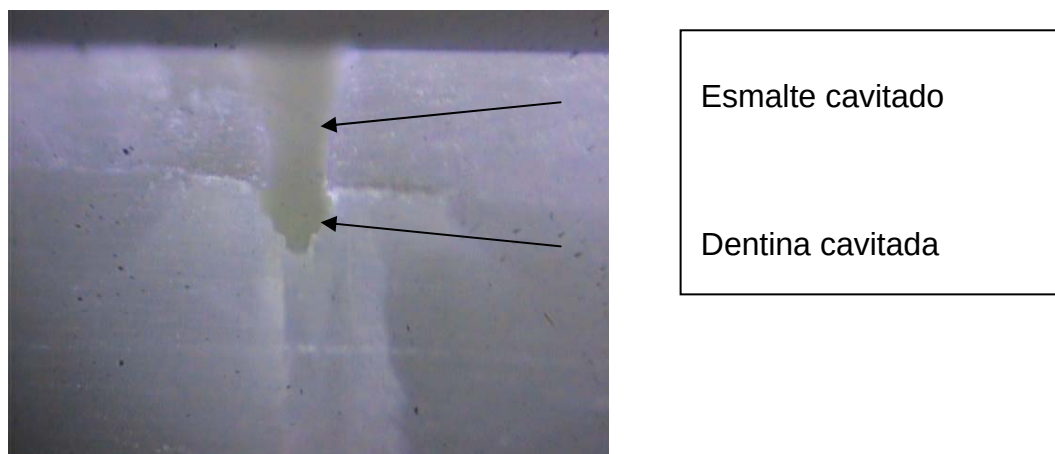


FIGURA 67 – Esmalte humano 1 W 15s

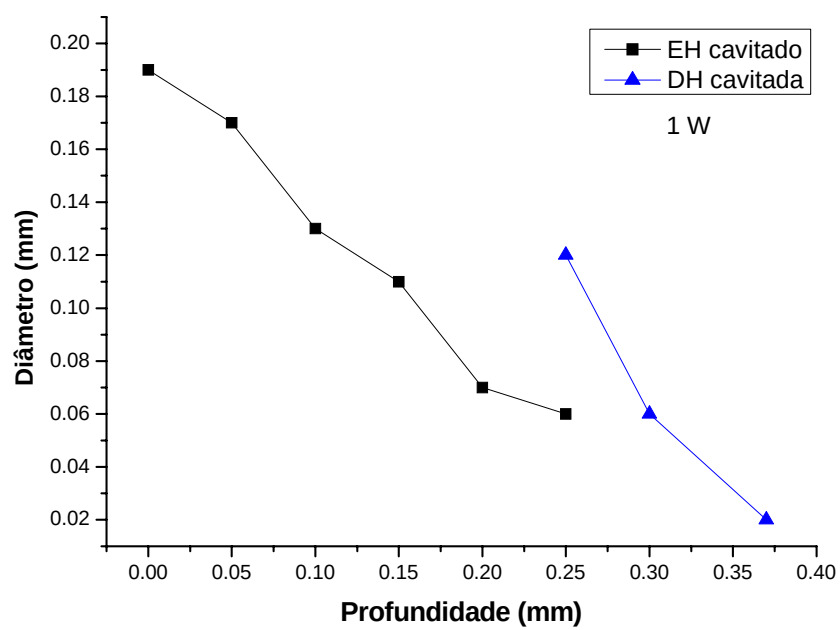


FIGURA 68 – Perfil da cavidade – esmalte humano 1 W

Dentina Bovina: (Figuras 69-78)

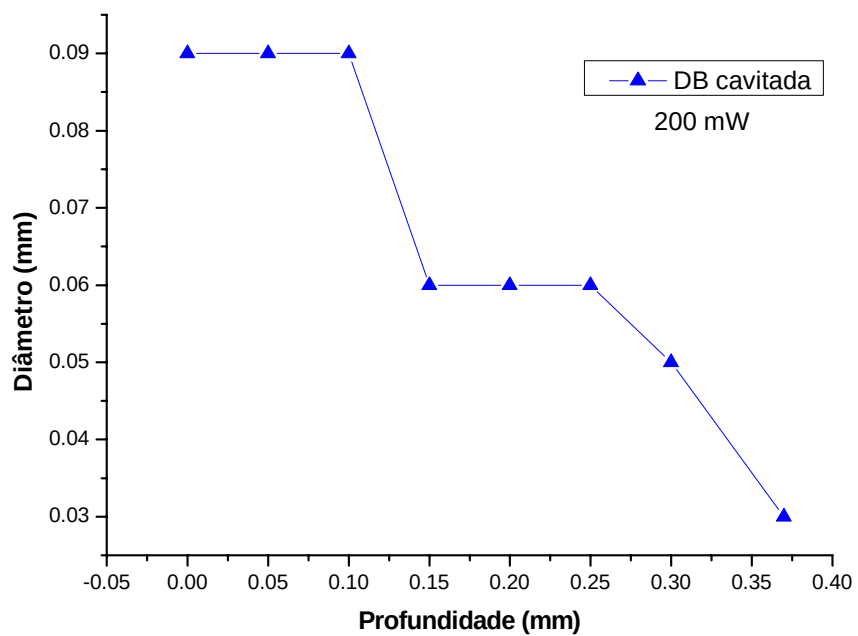
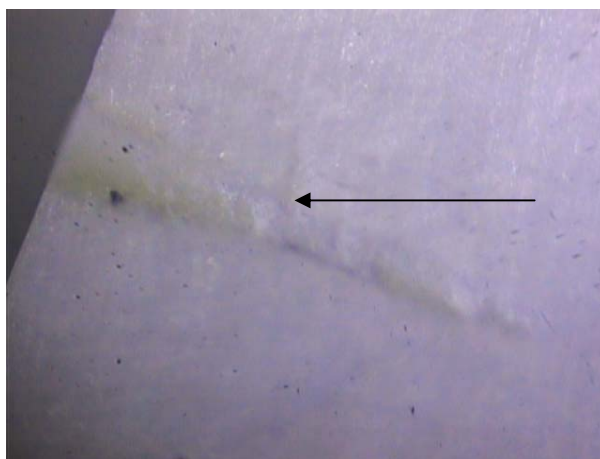


FIGURA 69 – Perfil da cavidade – dentina bovina 200 mW



Dentina cavitada

FIGURA 70 – Dentina bovina 400 mW 15s

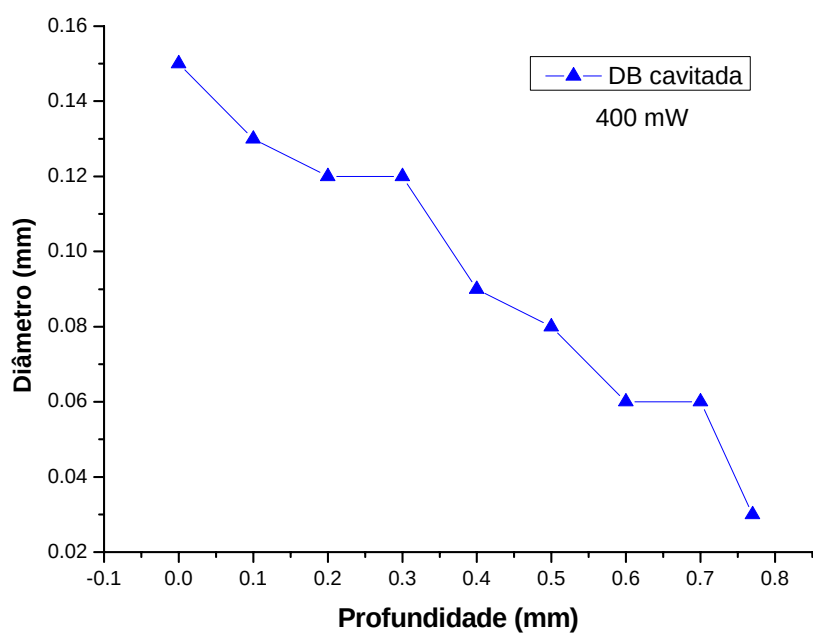


FIGURA 71 – Perfil da cavidade – dentina bovina 400 mW

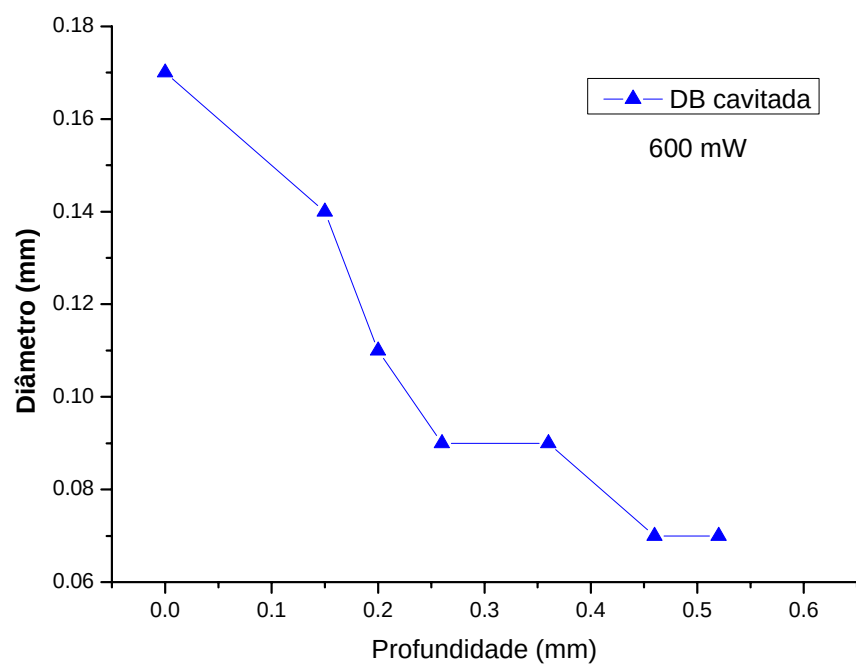


FIGURA 72 – Perfil da cavidade – dentina bovina 600 mW

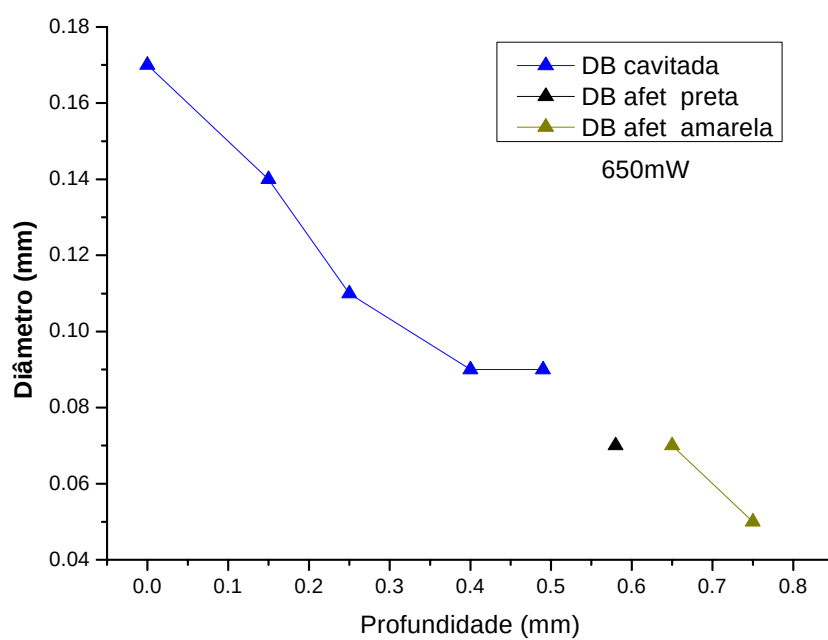
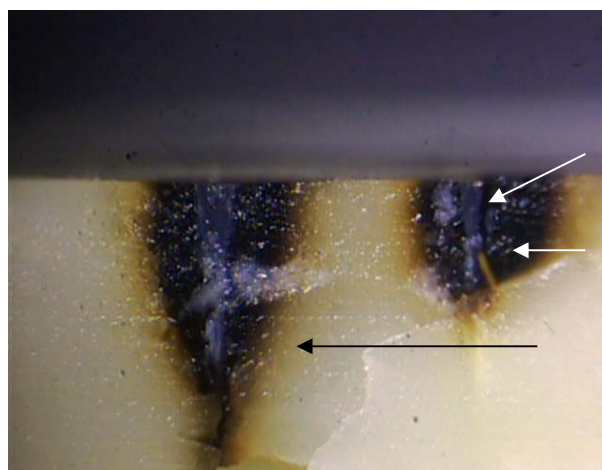


FIGURA 73– Perfil da cavidade – dentina bovina 650 mW



Dentina cavitada

Dentina afetada preta

Dentina afetada amarela

FIGURA 74– Dentina bovina 800 e 700 mW 15s (respectivamente)

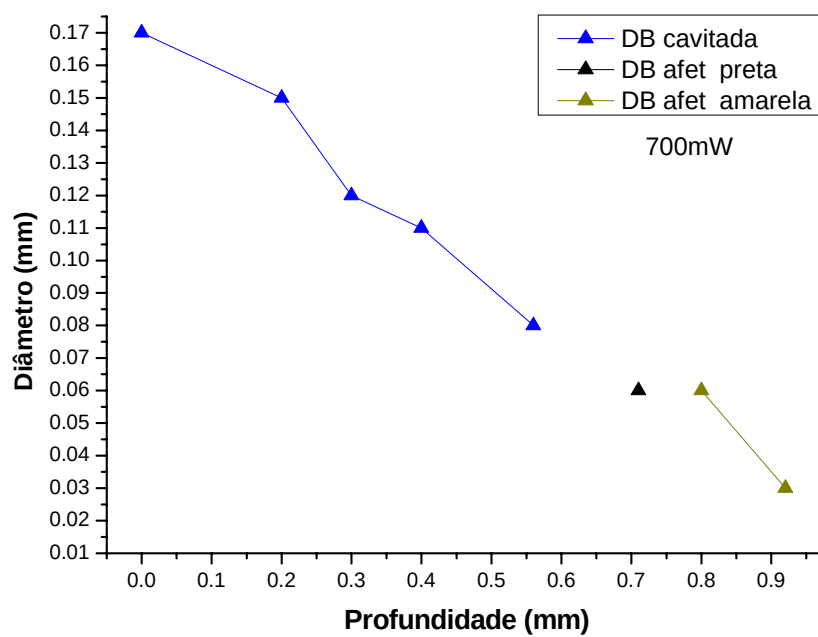


FIGURA 75– Perfil da cavidade – dentina bovina 700 mW

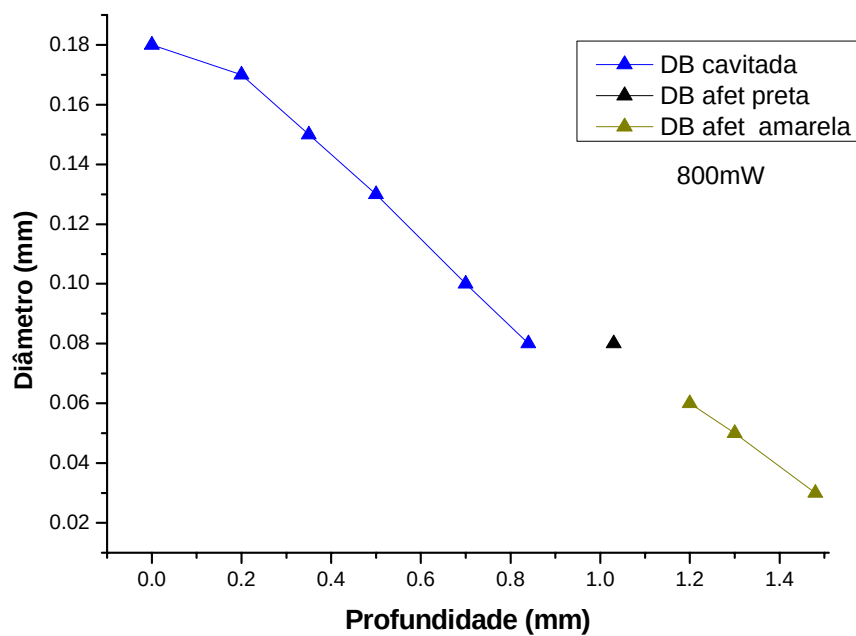


FIGURA 76 – Perfil da cavidade – dentina bovina 800 mW

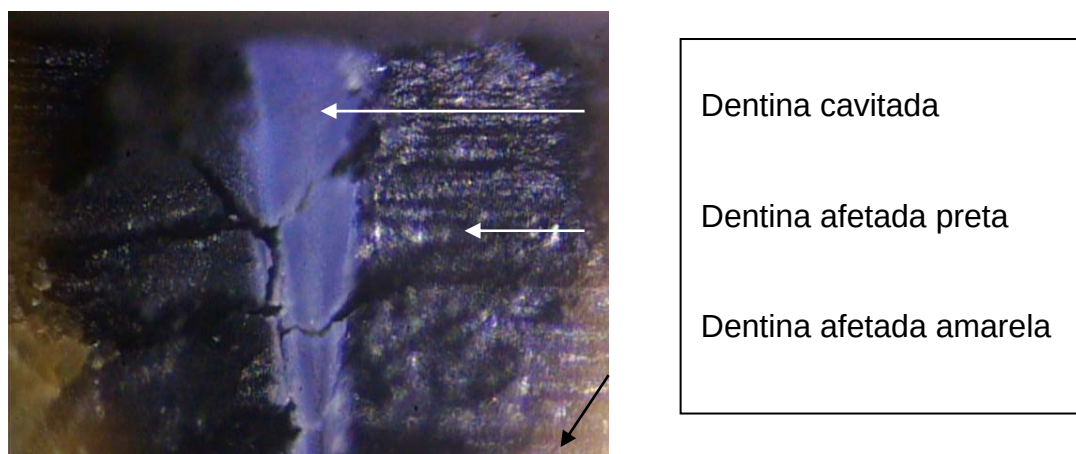


FIGURA 77 – Dentina bovina 1 W 15s

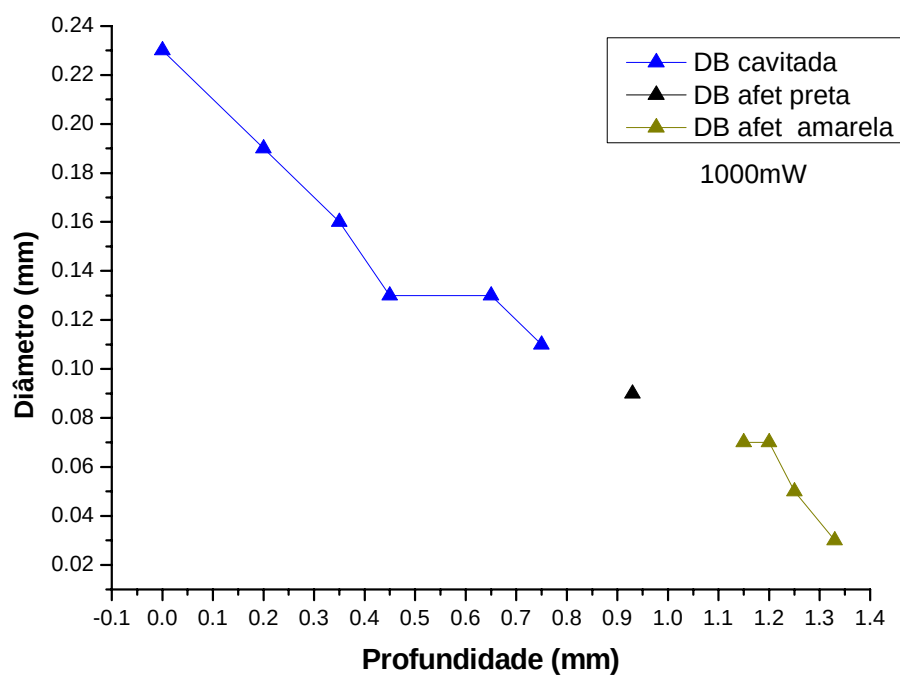


FIGURA 78 – Perfil da cavidade – dentina bovina 1 mW

Dentina Humana: (Figuras 79-86)

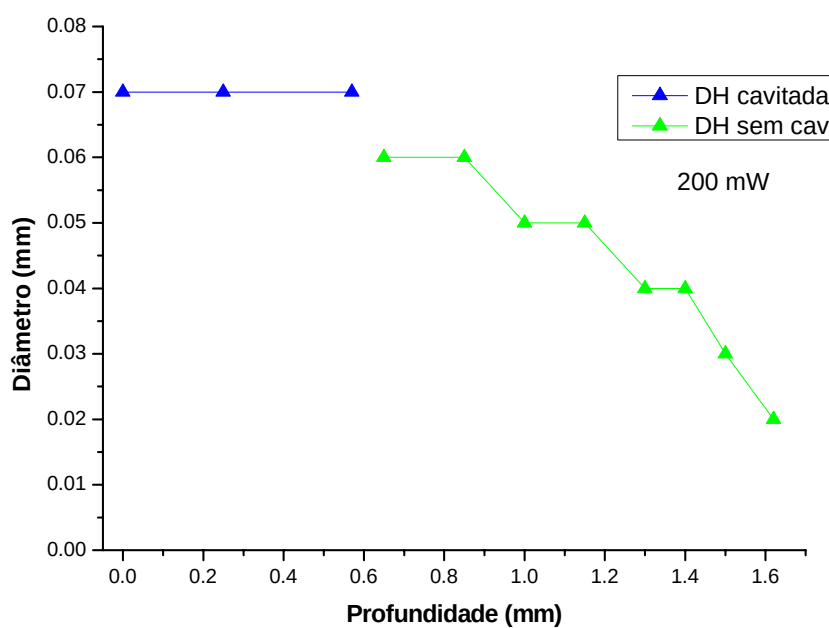


FIGURA 79 – Perfil da cavidade – dentina humana 200 mW

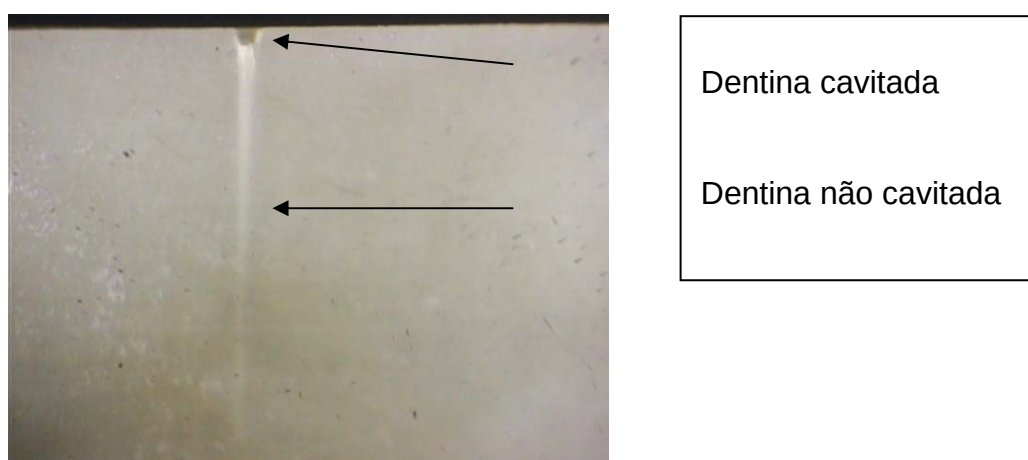


FIGURA 80 – Dentina humana 400 mW 15s

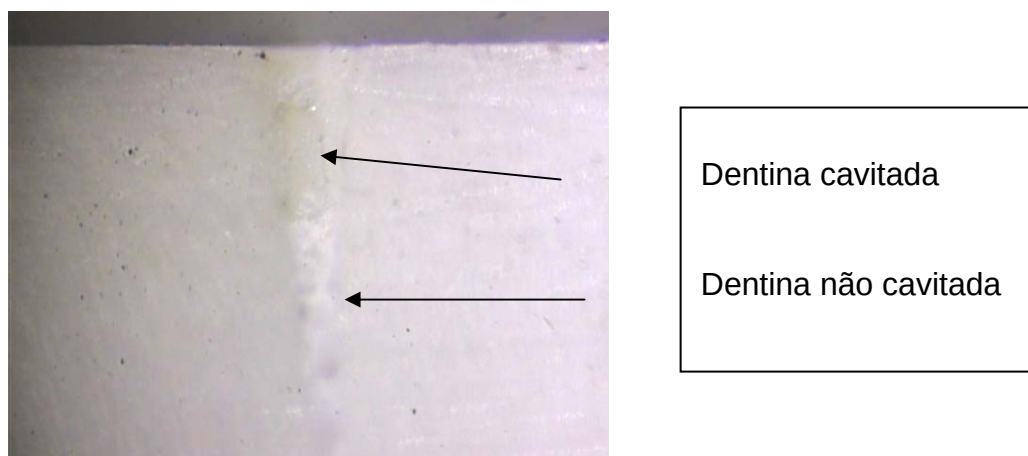


FIGURA 81 – Dentina humana 400 mW 15s (2)

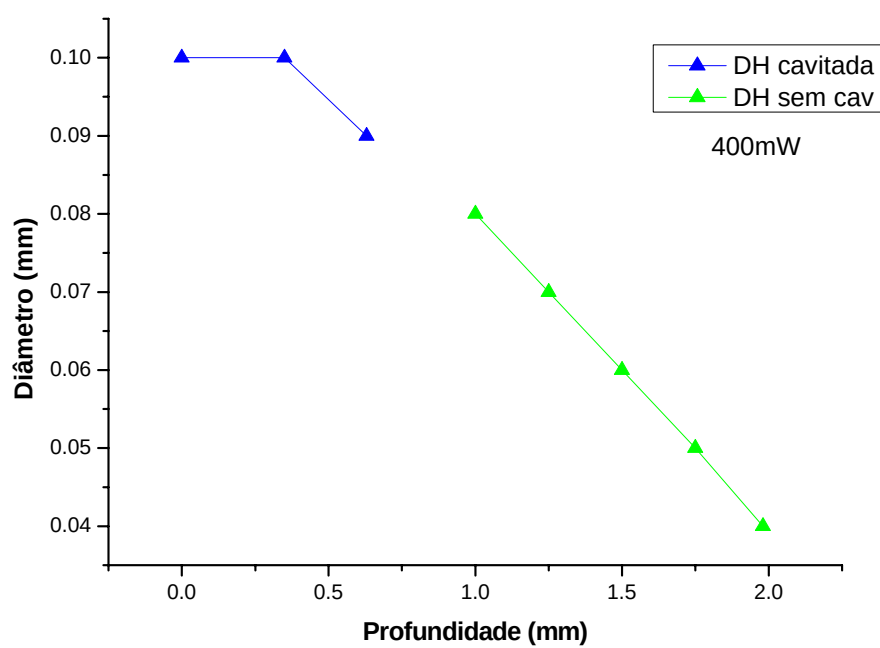


FIGURA 82 – Perfil da cavidade – dentina humana 400 mW

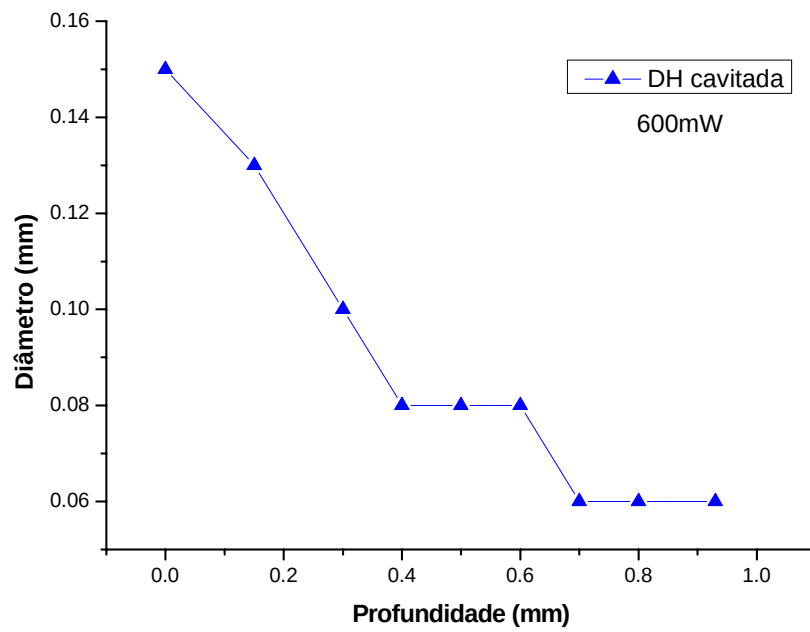


FIGURA 83 – Perfil da cavidade – dentina humana 600 mW

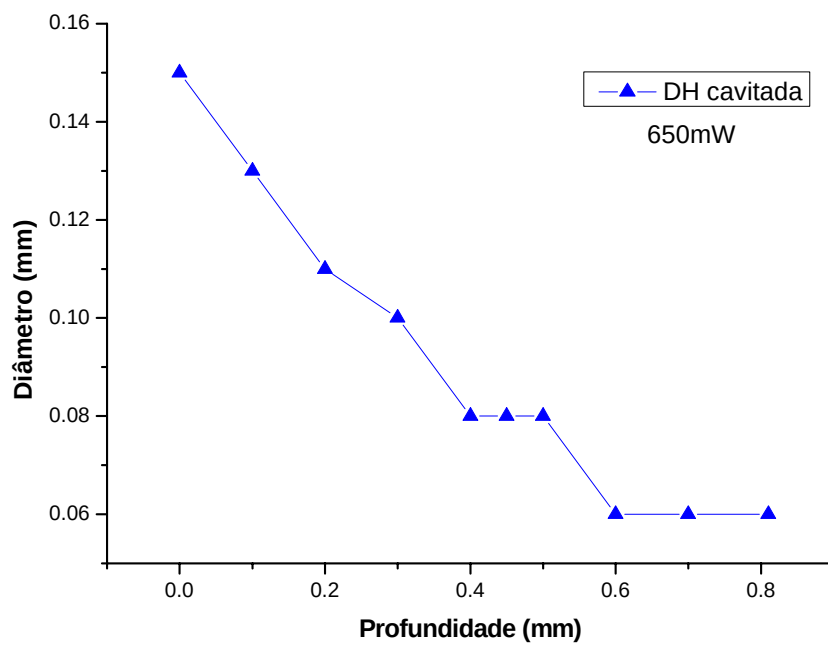


FIGURA 84 – Perfil da cavidade – dentina humana 650 mW

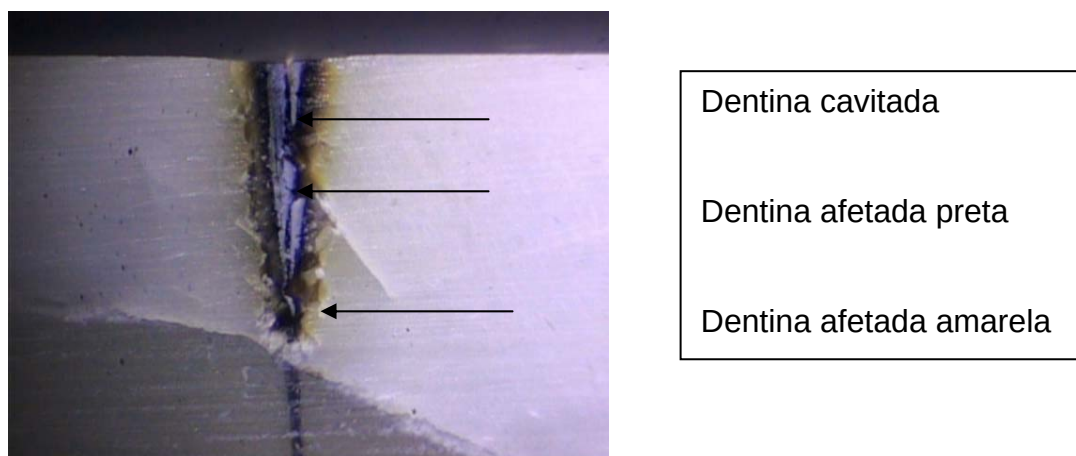


FIGURA 85 – Dentina humana 700 mW 15s

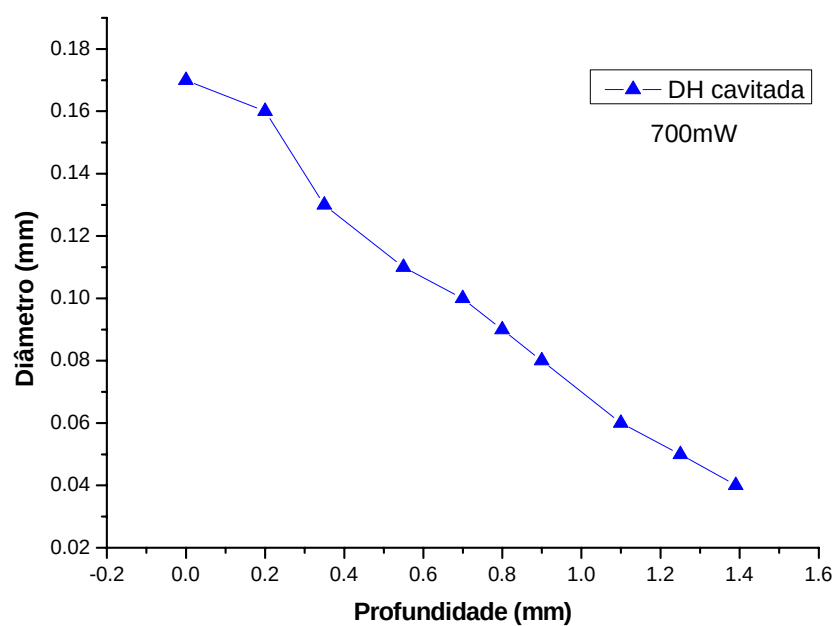


FIGURA 86 – Perfil da cavidade – dentina humana 700 mW

Além de avaliar o perfil das microcavidades ablacionadas sem efeitos térmicos, avaliamos também o perfil das microcavidades afetadas termicamente, mensurando as diferentes zonas de intensidade dos efeitos térmicos (branca, preta e amarela). Com isto foi possível analisar através do gráfico abaixo a área afetada pela área ablacionada (nas diferentes potências médias) em função dos diferentes tempos. Esta avaliação foi realizada apenas para dentina bovina, porque foi a mais intensamente afetada em comparação com a dentina humana (Figura 107). Esta avaliação também não faz parte da proposição deste pesquisa.

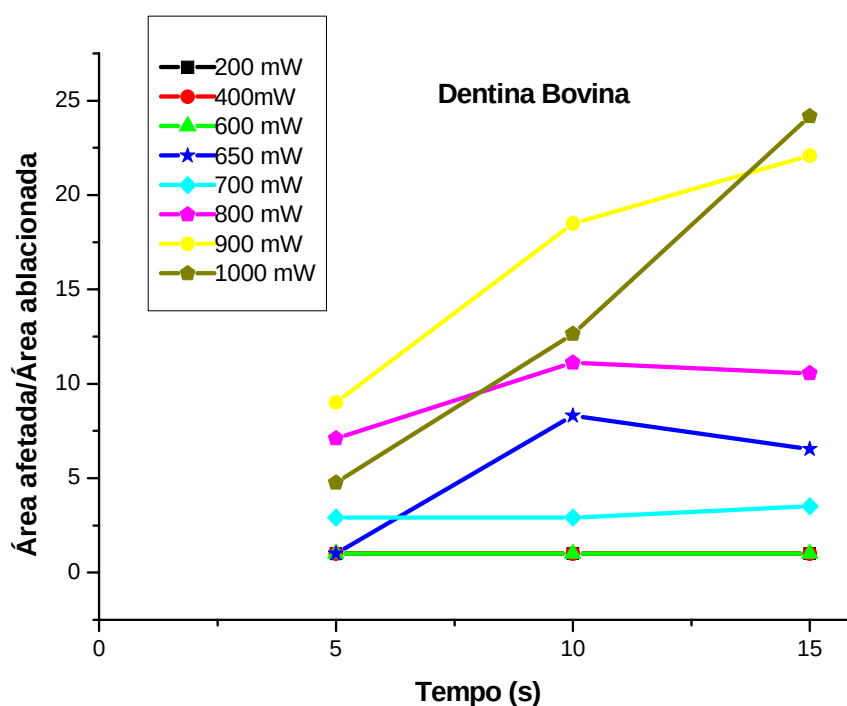


FIGURA 87 – Área afetada/área ablacionada X tempo (s)

Normalmente, ao se utilizar laser para ablação em tecido duro dental, procura-se manter o foco do sistema na superfície a ser ablacionada. Estando no foco, menor tamanho possível para o feixe de luz, se consegue a forma mais otimizada para realizar a ablação, exatamente o que foi feito neste trabalho.

A Figura 88 mostra a geometria do feixe laser focalizado, através de dispositivos ópticos de focalização (lente ou conjunto de lentes).

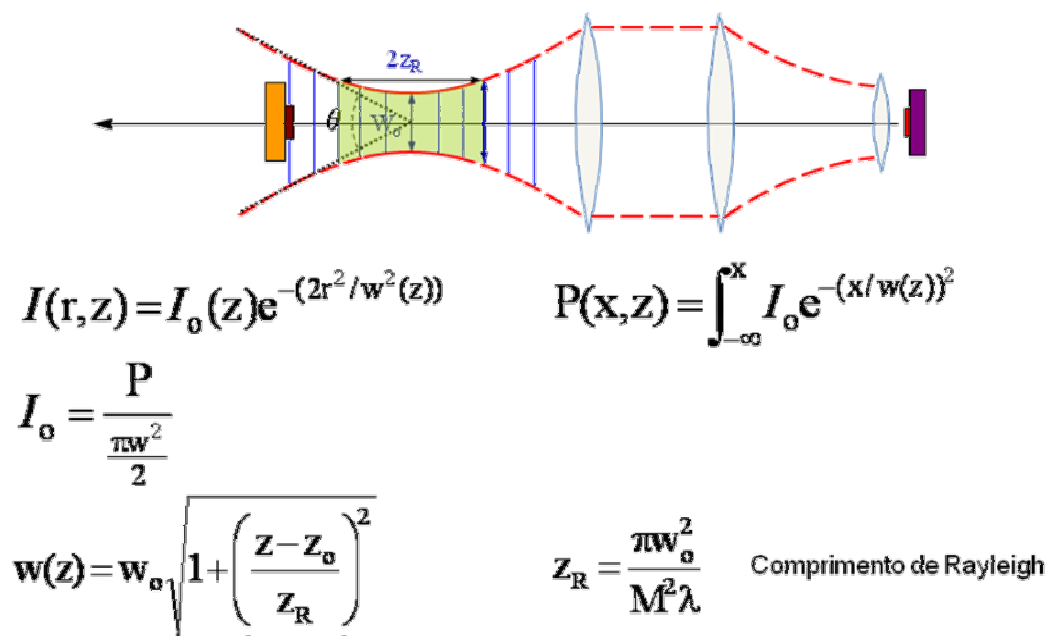


FIGURA 88 – Perfil do feixe Gaussiano

O feixe é, convencionalmente, de perfil Gaussiano, pois, um corte transversal do seu perfil revela uma distribuição de intensidade que obedece a uma função Gaussiana, onde $W(z)$ é o tamanho típico do feixe, chamado de cintura do feixe (eq.1):

$$I(r, z) = I_0(z) e^{-(2r^2/w^2(z))}$$

O valor de $W(z)$ depende da profundidade, uma vez que o feixe está focado na superfície. O menor tamanho ocorre na posição do foco, que denominamos de W_0 , e associaremos a esta posição longitudinal, a origem das distâncias $Z=0$.

A quantidade de energia /área.tempo, que é a intensidade, depende da posição (embora a potência total da luz não) e é expressa por (eq. 2):

$$I(r, z) = \frac{2P_0}{\pi W^2(z)} e^{-(2r^2/w^2(z))}$$

sendo P_0 a potência total contida no feixe de luz. Para este experimento (eq.3):

$$W(z) = W_0 \sqrt{1 + \left(\frac{z}{Z_r}\right)^2}$$

onde $W_0 \sim 0,017\text{mm}$ e $Z_r = 1,1\text{ mm}$ (comprimento de Rayleigh).

Esta expressão caracteriza, totalmente, o perfil do feixe, e, portanto, a intensidade do feixe ao longo da profundidade (Z).

Observou-se que ao incidir o feixe do laser focado sobre o tecido dental promoveu-se uma ablação superficial, seguida de uma progressão do processo de ablação para o interior do substrato. Comumente, observa-se que com a penetração do feixe no material, o diâmetro da região ablacionada diminui, consideravelmente. O estudo desta progressão do processo de ablação ao longo do material foi o principal objetivo desta parte do trabalho.

Na Figura 54 foi possível observar um típico perfil da região ablacionada, à medida que o processo progride para o interior do esmalte bovino. Notou-se, claramente, a redução do diâmetro com a

distância da superfície e esta geometria depende do conjunto de características laser-material.

A geometria do progresso da ablação para o interior do material foi influenciada por vários fatores:

- a) geometria do feixe focado na superfície;
- b) influência dos produtos da ablação no progresso da própria ablação;
- c) alterações das propriedades ópticas do material;
- d) mudança na dinâmica ao longo do processo

A primeira destas questões foi, facilmente, respondida, quando se calculou como o feixe divergente determinou a ablação, a partir do foco.

Considerando-se que existe uma intensidade mínima para ablação (I_{th}), abaixo da qual não há ablação e acima da qual a ablação ocorre, pode-se escrever que (eq.4):

$$I_{th} = \frac{2P_0}{\pi W^2(z)} e^{-2r^2/w^2(z)}$$

onde, r é o raio da região ablacionada. A partir desta expressão obtém-se que (eq.5):

$$R(z) = W(z) \sqrt{\frac{R_0^2}{W_0^2} - \frac{1}{2} \ln \frac{W(z)^2}{W_0^2}}$$

O aspecto desta curva foi crescente com a profundidade, (Figura 89), pelo menos para pequenas distâncias.

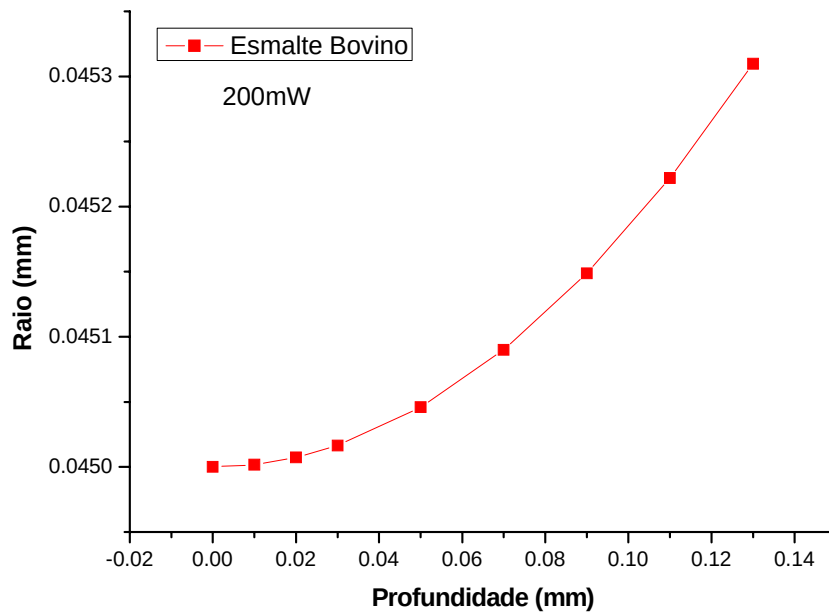


FIGURA 89 – Raio (mm) X profundidade (mm)

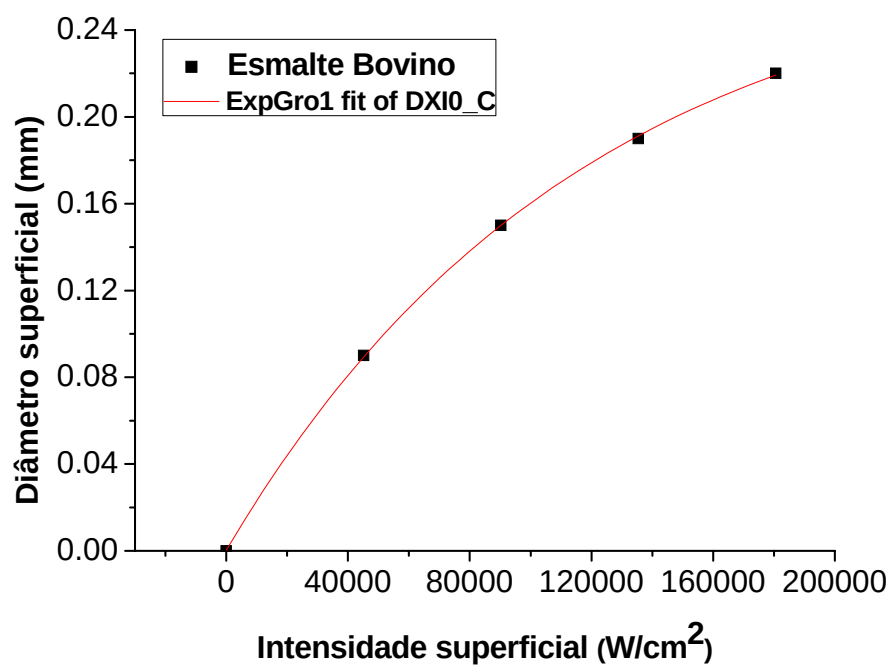
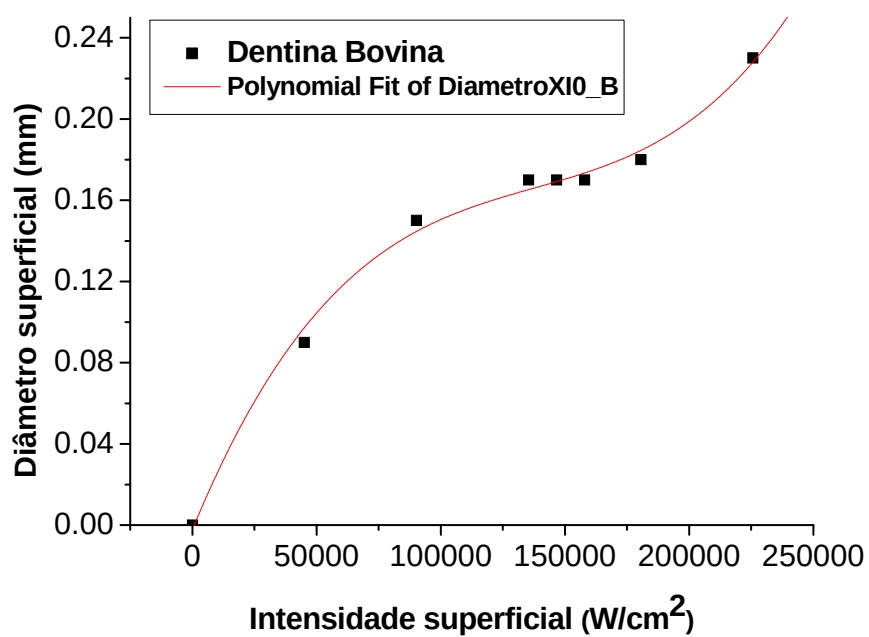
Assim, o observado na “questão a” não pode ser explicado baseado somente na divergência do feixe.

Com a finalidade de analisar este perfil, desenvolvemos uma metodologia denominada de “absorção efetiva espacial”.

Para a aplicação deste método, primeiro determinou-se o diâmetro superficial da ablação ($d=2r$), em função da intensidade no foco (eq. 6):

$$I_0 = \frac{2P_0}{\pi W_0^2}$$

Os resultados desta medida para esmalte bovino, dentina bovina, esmalte humano e dentina humana, estão nas Figuras 90-93:

FIGURA 90 – Esmalte bovino: diâmetro (mm) X intensidade (W/cm²)FIGURA 91 – Dentina bovina: diâmetro (mm) X intensidade (W/cm²)

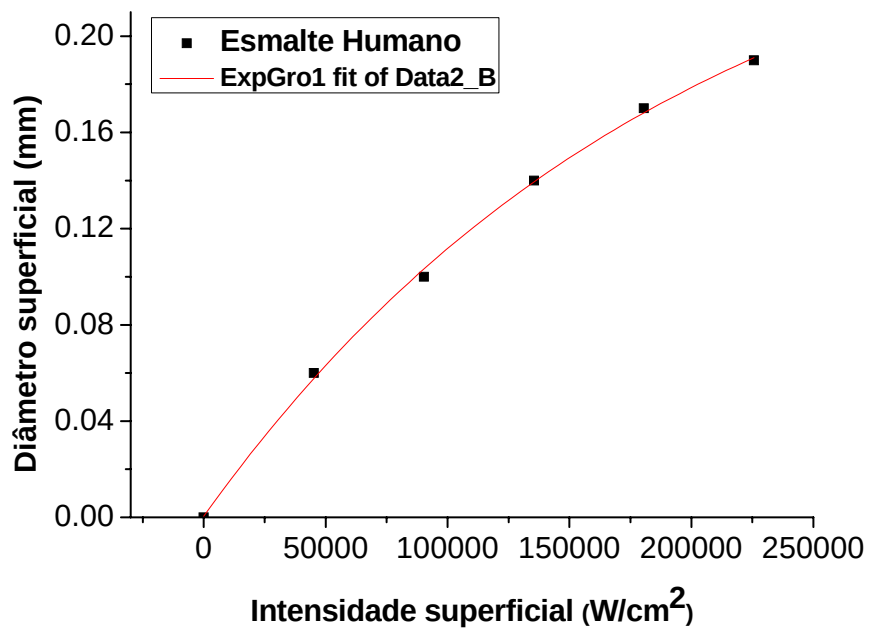


FIGURA 92 – Esmalte humano: diâmetro (mm) X intensidade (W/cm^2)

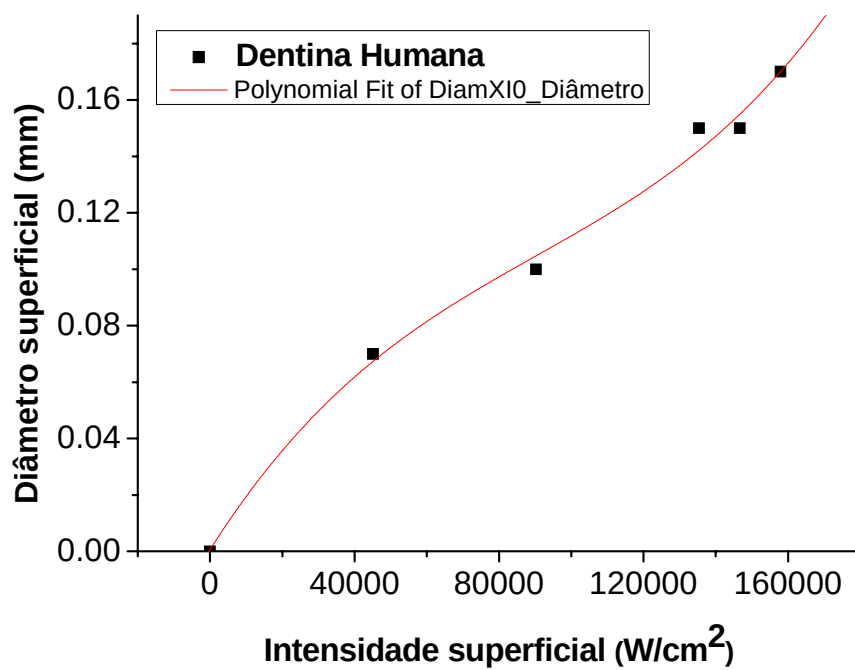


FIGURA 93 – Dentina humana: diâmetro (mm) X intensidade (W/cm^2)

Quando se analisou nos gráficos acima qual a intensidade superficial necessária para promover, por exemplo, um diâmetro superficial de 0.08 mm na superfície destes substratos, diferentes valores foram encontrados para cada um deles:

- * para esmalte bovino: $\pm 40.000 \text{ w/cm}^2$
- * para esmalte humano: $\pm 70.000 \text{ w/cm}^2$
- * para dentina bovina: $\pm 34.000 \text{ w/cm}^2$
- * para dentina humana: $\pm 61.000 \text{ w/cm}^2$

Notou-se que para promover o mesmo diâmetro do esmalte bovino no esmalte humano foi necessário, praticamente, o dobro da intensidade superficial. O mesmo ocorreu entre a dentina bovina ($\pm 34.000 \text{ w/cm}^2$) e dentina humana ($\pm 61.000 \text{ w/cm}^2$).

Comparando os dois tecidos (esmalte e dentina) do mesmo dente (humano ou bovino), foi necessária uma intensidade superficial menor na dentina, para promover o mesmo diâmetro superficial do esmalte.

Estes gráficos relacionam as grandezas intensidade de pico (eq. 6) com o diâmetro resultante da ablação, quando a cintura do feixe é W_0 .

Baseado no fato de que se está trabalhando com distâncias $Z < Z_r$, pode-se assumir que nestas distâncias: $W_z \sim W_0$. Desta maneira, foi possível associar cada ponto da profundidade de ablação com uma intensidade local que promoveu aquele diâmetro de ablação.

Assim, as Figuras 94-96 mostram o diâmetro da ablação em função da profundidade para várias potências do laser, quando um corpo-de-prova de dente bovino foi utilizado. A seta vermelha mostra a interface entre os tecidos, esmalte e dentina.

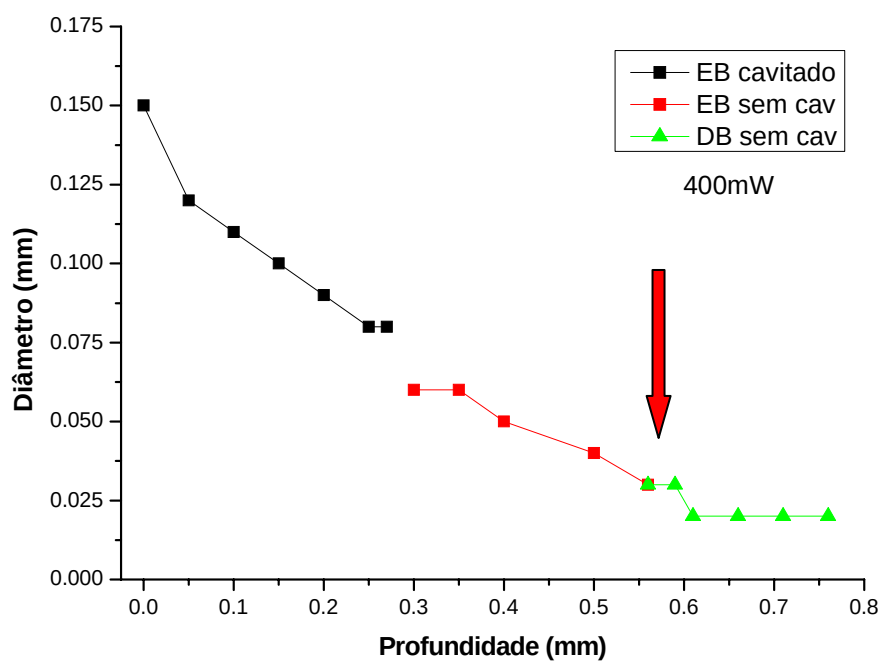


FIGURA 94 – Perfil da cavidade – esmalte bovino 400 mW

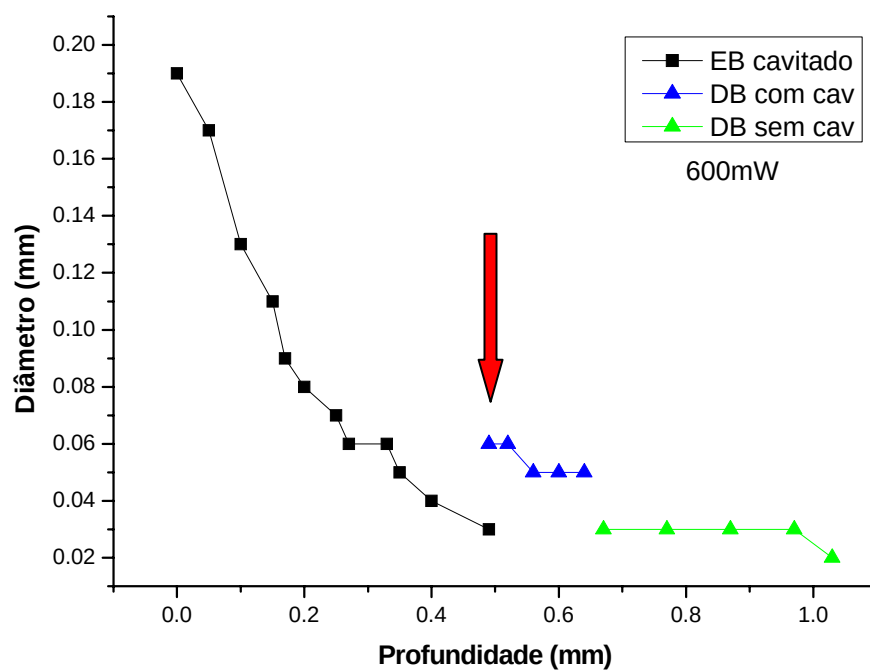


FIGURA 95 – Perfil da cavidade – esmalte bovino 600 mW

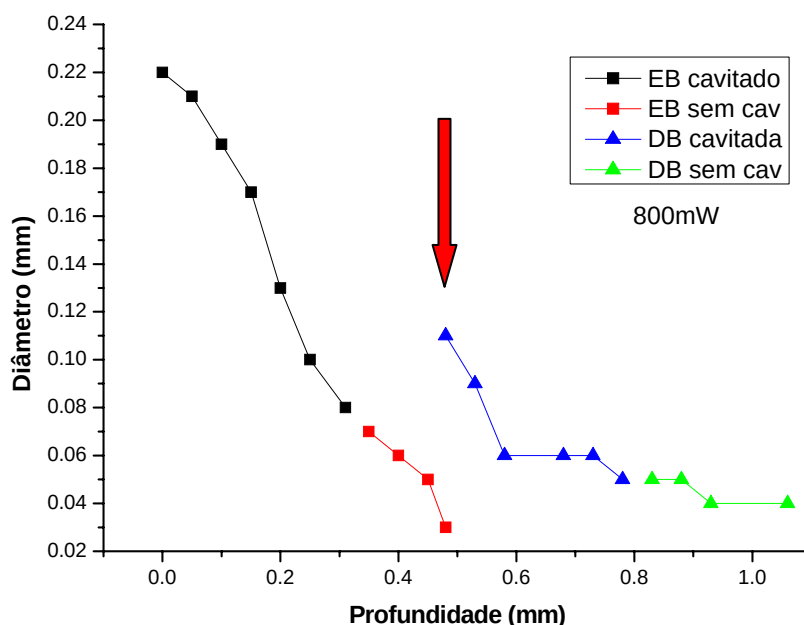


FIGURA 96 – Perfil da cavidade – esmalte bovino 800 mW

Houve uma descontinuidade no diâmetro para a posição indicada pela seta (vermelha), que corresponde à interface esmalte/dentina. Este efeito será analisado, posteriormente.

Quando foi feita uma relação unívoca dos gráficos das Figuras 90, 94-96 foram obtidos os gráficos abaixo (Figuras 97-100), mostrando: intensidade local x profundidade.

As Figuras 97-100 mostram como que, efetivamente, dentro de uma aproximação, a intensidade variou ao longo da profundidade da ablação no tecido. Todos os efeitos combinados fizeram com que o efeito do laser fosse atenuado ao longo da progressão da ablação.

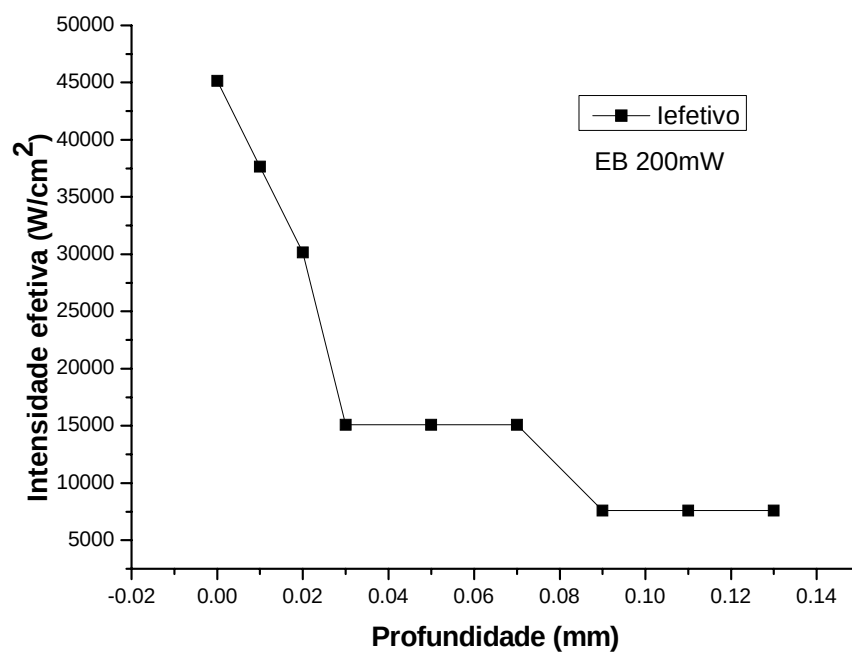


FIGURA 97 – Esmalte bovino 200 mW: intensidade x profundidade

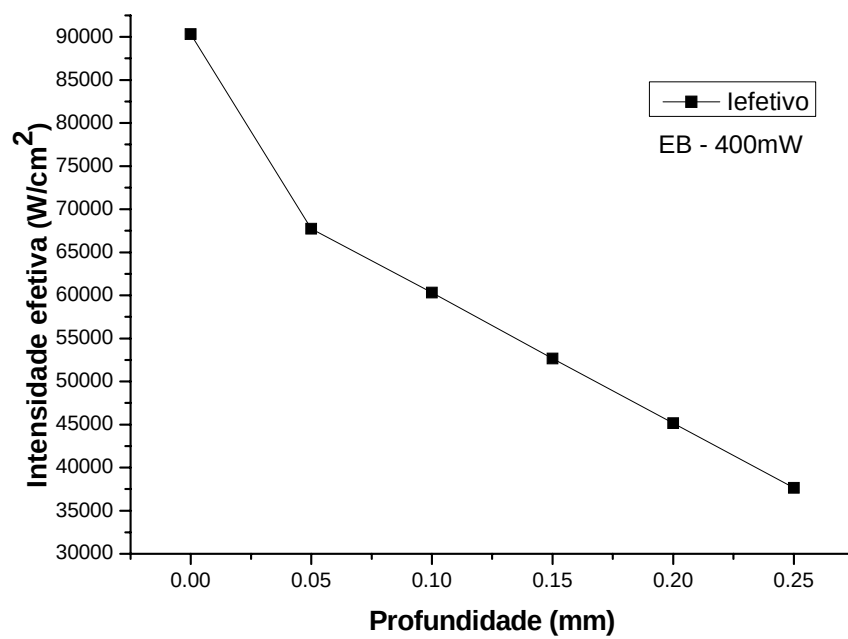


FIGURA 98 – Esmalte bovino 400 mW: intensidade x profundidade

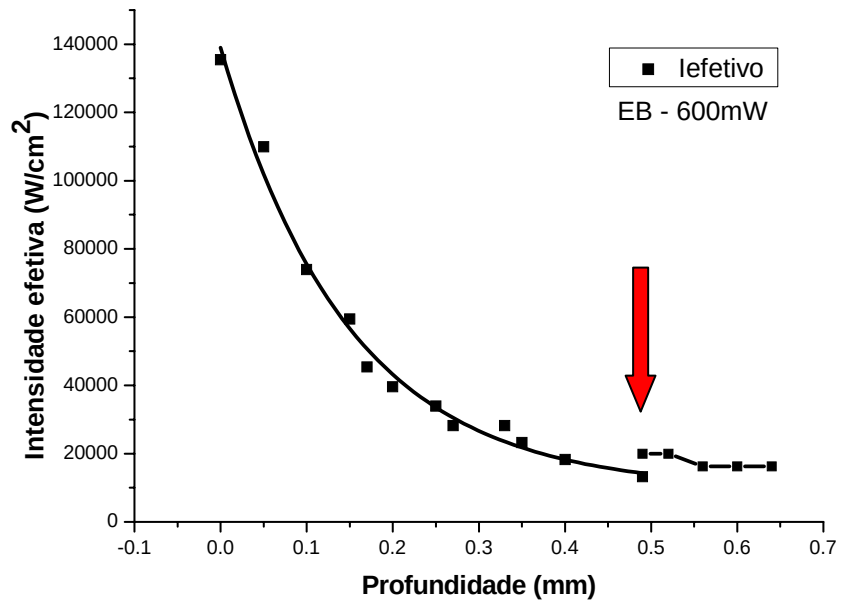


FIGURA 99 – Esmalte bovino 600 mW: intensidade x profundidade

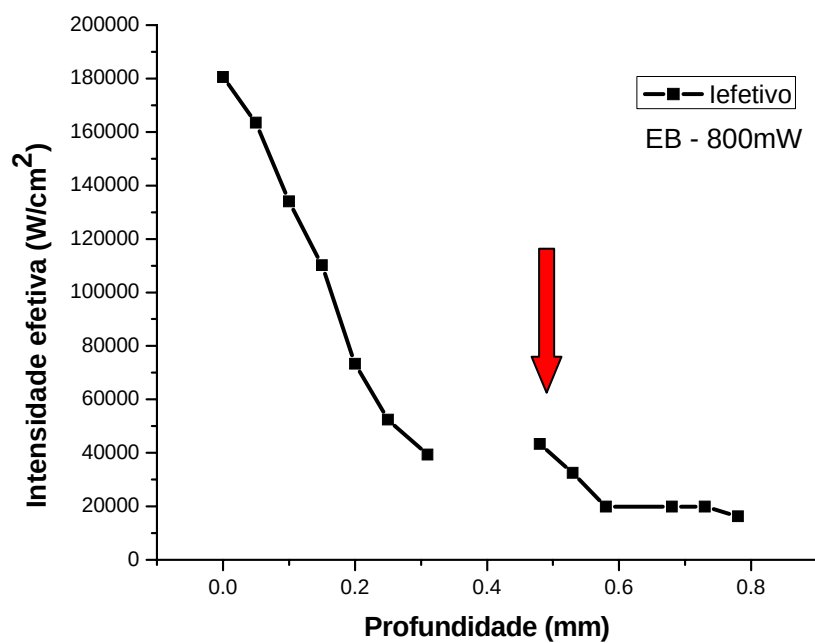


FIGURA 100 – Esmalte bovino 800 mW: intensidade x profundidade

Observou-se, claramente, a partir destes gráficos de intensidade efetiva (I_{ef}) x profundidade (z) que, com o aumento da potência média, houve mais penetração no tecido com a intensidade efetiva.

Da mesma forma, como foi definida, anteriormente, a intensidade efetiva, pode ser definido, agora, um coeficiente efetivo de absorção.

Inicialmente foi feito um gráfico logarítmico da intensidade em função da profundidade (Figura 101). Neste gráfico foi possível observar que, de 200 mW até 600 mW, foi, praticamente, linear, com a posição demonstrando que, relativamente, a Lei de Beer foi, efetivamente, válida (eq 7):

$$I_{ef}(z) \approx I_{0ef} e^{-\alpha_{ef} z}$$

Isto mostrou que a variação do diâmetro da região ablacionada em função da profundidade resultou, essencialmente, de um mecanismo de atenuação da intensidade mais do que efeitos mais complexos.

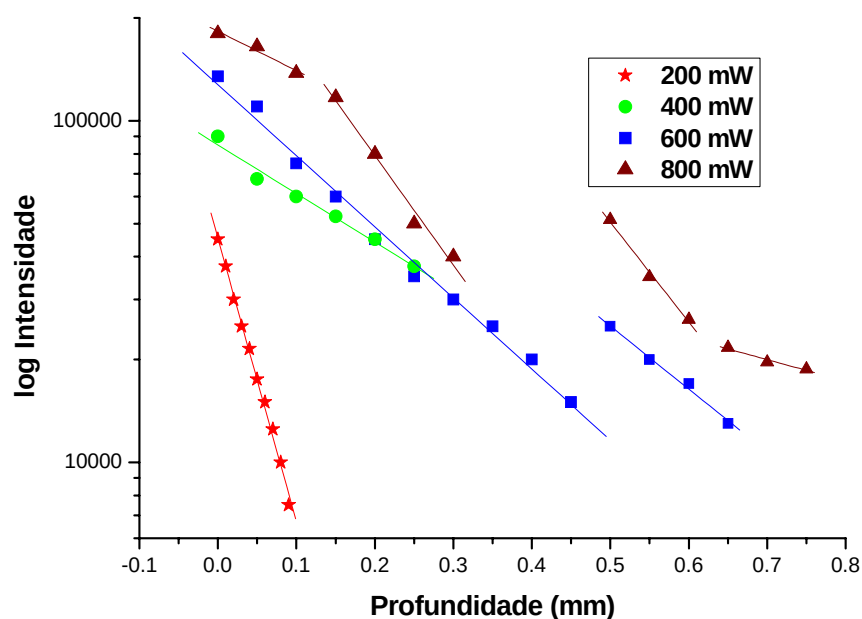


FIGURA 101 – Gráfico logarítmico: intensidade efetiva x profundidade

Desta maneira, o que, provavelmente, ocorreu foi que o produto da ablação bloqueou a ação do feixe incidente.

Considerando a potência de 800 mW (Figura 101), observou-se que houve um desvio da lei exponencial. No início a absorção efetiva foi menor e foi crescendo à medida que o feixe aprofundou no tecido.

Isto foi um indicativo de que, para potências mais altas, outros mecanismos podem ser importantes para o resultado final.

Ainda na Figura 101, com 600 mW, foi possível notar a descontinuidade da intensidade ao passar pela interface esmalte/dentina. No entanto, a reta continuou paralela, mostrando que o coeficiente efetivo de absorção se manteve.

Isto significou que a variação geométrica da ablação continuou sendo determinada pela absorção do feixe ao progredir (aprofundar) no tecido.

A seguir, a Figura 102 mostra a comparação entre esmalte bovino e esmalte humano, através destas mesmas análises, considerando-se a potência média de 600 mW para ambos.

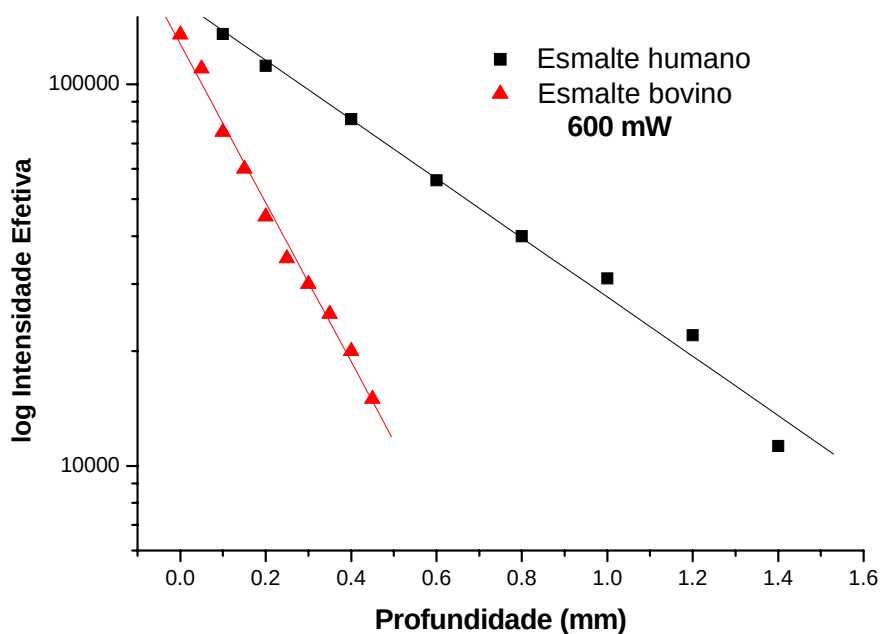


FIGURA 102 – Gráfico logarítmico: intensidade efetiva x profundidade

Os resultados mostraram que ambos apresentaram uma intensidade efetiva obedecendo à lei exponencial, contudo, apresentaram coeficientes efetivos muito diferentes.

O esmalte bovino foi muito mais absorptivo do que o esmalte humano, com um fator superior a dois, criando um perfil de ablação muito diferente.

Finalmente, foi analisada a variação da ablação ao passar pela interface entre dois materiais diferentes, esmalte e dentina.

Ao observar a Figura 103 (abaixo), notou-se uma descontinuidade no perfil e, quando considerado o gráfico logarítmico da intensidade efetiva observou-se a mesma descontinuidade na interface.

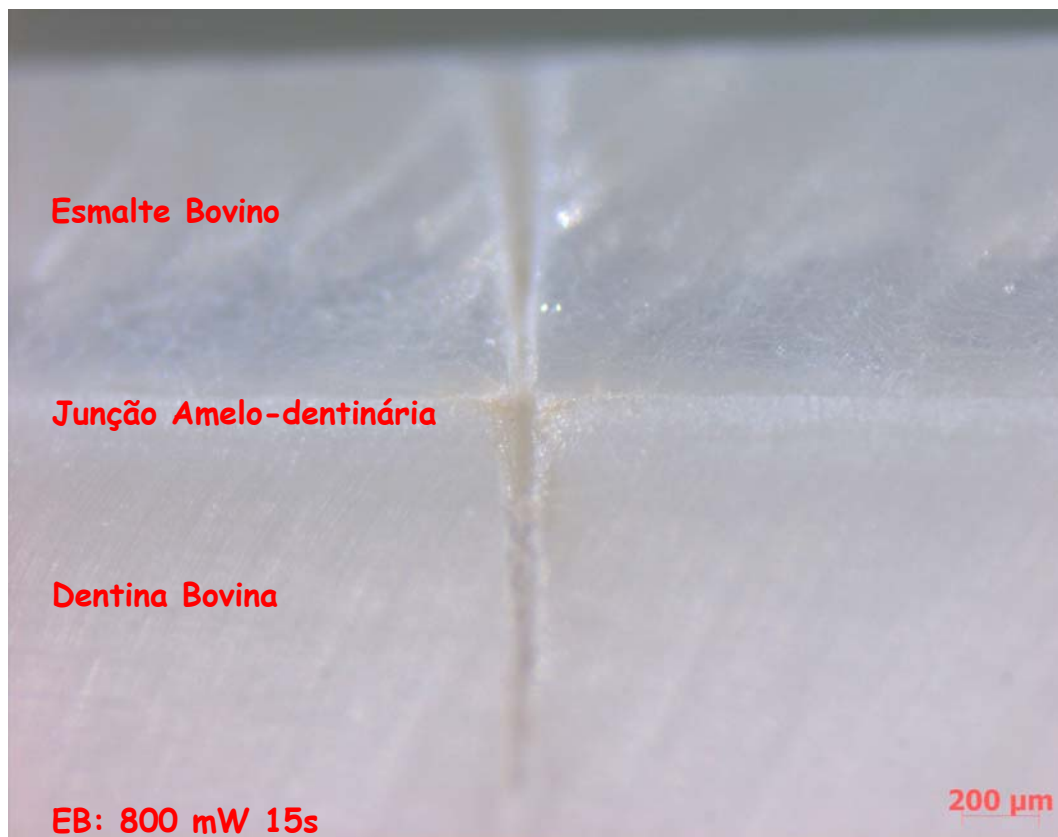


FIGURA 103 – Esmalte bovino 800 mW: descontinuidade na interface: esmalte/dentina

Para se entender este processo, foi necessário considerar os gráficos do diâmetro de ablação x intensidade.

No ponto da interface a intensidade efetiva para o esmalte foi 20000 W/cm^2 . Enquanto que esta intensidade foi compatível com um diâmetro no esmalte de aproximadamente 0.04 mm (Figura 90), na dentina, a mesma intensidade efetiva (Figura 91) foi compatível com um diâmetro de aproximadamente 0.06 mm .

Desta forma, na interface, a intensidade efetiva foi a mesma, apenas de um lado (esmalte) ela causou ablação levando a um diâmetro e do outro (dentina) a ablação resultou em um diâmetro maior.

De fato, as Figuras 90-91 forneceram dados suficientes para que se pudesse prever a descontinuidade do diâmetro de ablação,

que ocorreu na interface dos dois tecidos. Portanto, a previsão e a observação foram concordantes.

Em relação à análise química superficial através da espectroscopia dispersiva de raios-x, pode-se dizer que todos os elementos químicos analisados, ou seja, Na, Mg, P, Cl reduziram a sua porcentagem em peso, das áreas controles para as áreas irradiadas. A única exceção foi o Ca, que aumentou a sua porcentagem em peso, em todas as amostras analisadas de esmalte e dentina de dentes humanos e reduziu esta porcentagem em duas amostras de dentina bovina, sem, contudo, apresentar diferença estatisticamente significativa.

Na área controle existe um equilíbrio entre a proporção de Ca e a proporção de P, pois, ao dividir o número de átomos de Ca pelo número de átomos de P, encontraremos um resultado próximo de 1.

As alterações proporcionais entre números de átomos de Ca em relação ao número de átomos de P, não foram estatisticamente significantes, para nenhum tecido.

Na análise química superficial não houve uma tendência na diminuição da porcentagem de fósforo proporcionalmente ao aumento da potência de irradiação.

Houve diferença estatisticamente significativa apenas para os elementos sódio (Na) no esmalte bovino, dentina bovina e também para dentina humana. Para o magnésio (Mg) as diferenças estatísticas ocorreram em esmalte bovino, esmalte humano e para dentina humana. Na maioria dos corpos-de-prova onde ocorreram mudanças na proporção do Na ocorreu também para o Mg. (Tabelas 1-4; Figuras 104-107).

Tabela 1 – Diferença entre as porcentagens de cada elemento (esmalte)

	Tecido	%Na	%Mg	%P	%Cl	%Ca
EB	normal	0.83	0.24	45.85	0.58	52.51
	ablacionado	0.27	0.04	27.25	0.54	71.9
	variação	-67.47	-83.33	-40.57	-6.90	36.93
EH	normal	0.78	0.28	45.95	0.62	52.37
	ablacionado	0.25	0.1	32.48	0.39	66.77
	variação	-67.95	-64.29	-29.31	-37.10	27.50

Tabela 2 – Esmaltes: bovino (EB) e humano (EH) - % de elementos por peso

		Na	Mg	P	Cl	Ca
Amostras		% Elem	% Elem	% Elem	% Elem	% Elem
4EB-n	200 10	0.73	0.20	45.84	0.57	52.66
4EB-a	200 10	0.10*	0.03*	24.67	0.42	74.77
4EB1-n	400 10	0.83	0.24	45.85	0.58	52.51
4EB1-a	400 10	0.27	0.04*	27.25	0.54	71.90
4EB2-n	600 10	0.77	0.21	45.68	0.55	52.78
4EB2-a	600 10	0.77	0.19	45.73	0.54	52.77
6EB-n	200 10	0.80	0.24	45.92	0.60	52.45
6EB-a	200 10	0.19*	0.05*	33.04	0.50	66.22
6EB1-n	1W 15	0.60	0.17	45.84	0.70	52.69
6EB1-a	1W 15	0.36*	0.12*	25.18	0.31	74.03
4EH-n	400 10	0.78	0.28	45.95	0.62	52.37
4EH-a	400 10	0.25	0.10	32.48	0.39	66.77
4EH1-n	800 10	0.62	0.14	45.76	0.86	52.63
4EH1-a	800 10	0.70	0.27	39.82	0.64	58.57
6EH-n	200 15	0.89	0.32	46.14	0.57	52.09
6EH-a	200 15	1.05	0.28*	29.59	0.42	68.66
6EH1-n	600 15	0.80	0.29	46.29	0.71	51.91
6EH1-a	600 15	0.71	0.30	43.62	0.42	54.94
6EH2-n	1W 15	0.54	0.13	46.35	0.82	52.17
6EH2-a	1W 15	0.23	0.17	41.13	0.71	57.76

= <2 Sigma

Tabela 3 – Dentinas: bovina (DB) e humana (DH) - % de elementos por peso

Amostras		Na % Elem	Mg % Elem	P % Elem	Cl % Elem	Ca % Elem
3DB-n	200 5	1.02	0.87	45.87	0.76	51.49
3DB-a	200 5	0.32*	0.46	35.68	1.22	62.32
3DB1-n	650 10	0.72	0.57	46.13	0.40	52.18
3DB1-a	650 10	1.11	1.14	51.23	0.59	45.93
4DB-n	200 10	0.73	0.58	45.83	1.17	51.69
4DB-a	200 10	0.26*	0.24	32.61	1.10	65.79
4DB1-n	1W 15	0.74	0.48	45.52	0.79	52.47
4DB1-a	1W 15	0.82	0.97	51.17	0.77	46.28
4DH-n	200 10	0.86	0.30	45.06	0.42	53.36
4DH-a	200 10	0.20*	0.11*	35.03	0.79	63.87
4DH1-n	700 5	1.17	0.24	45.59	0.36	52.64
4DH1-a	700 5	0.34	0.06*	38.19	0.73	60.67
6DH-n	600 10	0.87	0.28	45.36	0.35	53.14
6DH-a	600 10	0.87*	0.08*	41.88	0.29*	56.87
6DH1-n	1W 10	0.72	0.38	45.44	0.30	53.15
6DH1-a	1W 10	0.51	0.33	43.49	0.41	55.26

*= <2 Sigma

Tabela 4 – Diferença entre as porcentagens de cada elemento (dentina)

	Tecido	%Na	%Mg	%P	%Cl	%Ca
DB	normal	0.73	0.58	45.83	1.17	51.69
	ablacionado	0.26	0.24	32.61	1.1	65.79
	variação	-64.38	-58.62	-28.85	-5.98	27.28
DH	normal	0.86	0.3	45.06	0.42	53.36
	ablacionado	0.2	0.11	35.03	0.79	63.87
	variação	-76.74	-63.33	-22.26	88.10	19.70

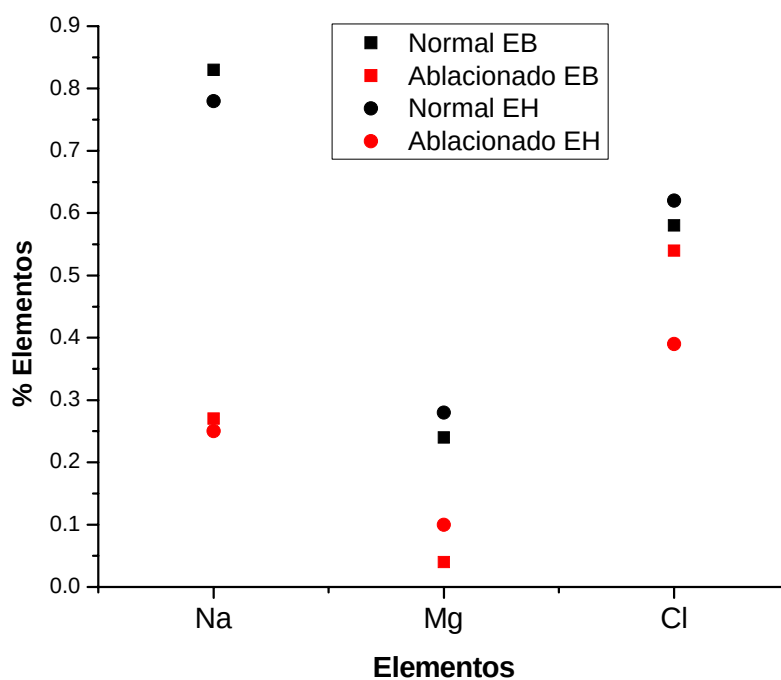


FIGURA 104 – EDX: elementos químicos X % elementos (EB e EH)

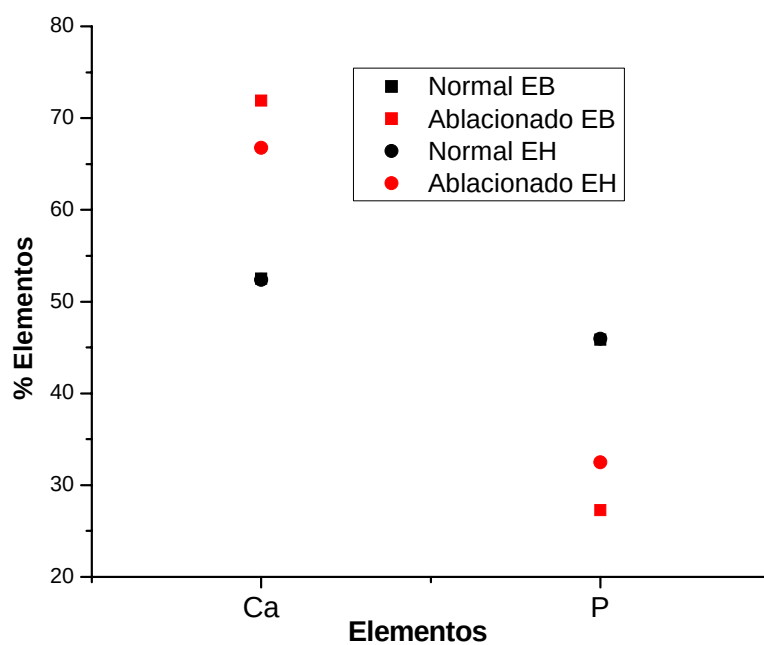


FIGURA 105 – EDX: Ca/P X % Ca/P (EB e EH)

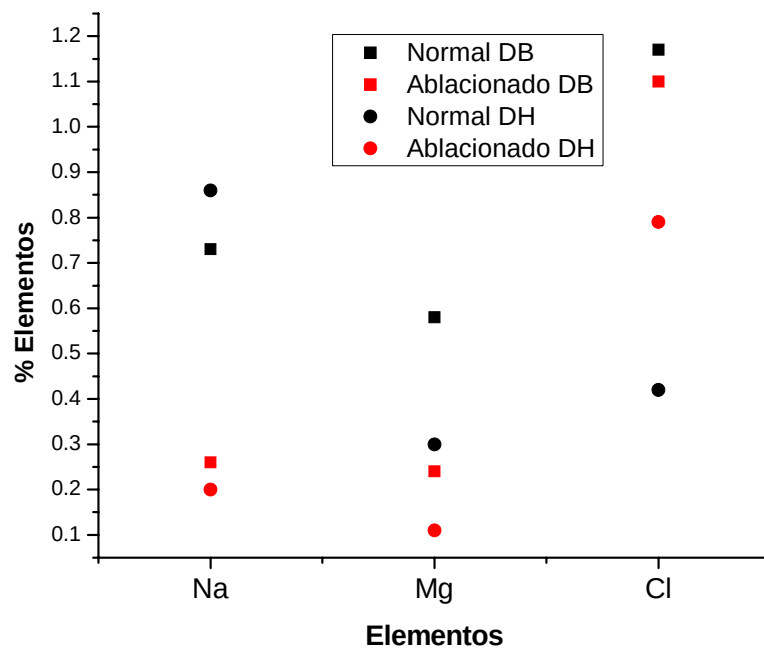


FIGURA 106 – EDX: elementos químicos X % elementos (DB e DH)

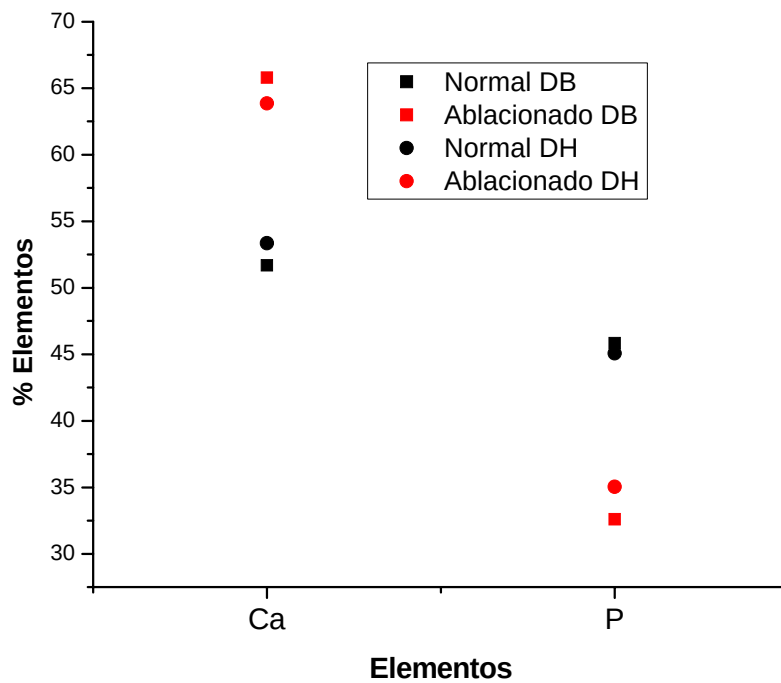


FIGURA 107 – EDX: Ca/P X % Ca/P (DB e DH)

6 DISCUSSÃO

Nossos resultados confirmaram que, de fato, há diferenças de comportamento entre os dentes bovinos e humanos, quando irradiados com laser de Ti:Safira, em regime de femtossegundos, devido às diferenças em suas propriedades físico-químicas, portanto os resultados obtidos com dentes bovinos não podem ser extrapolados diretamente para dentes humanos.

Conhecendo-se as importantes diferenças morfológicas e físico-químicas entre dentes bovinos e humanos e fazendo-se as devidas considerações, é possível esta substituição dos dentes humanos por dentes bovinos em pesquisas científicas, de forma mais segura e criteriosa.

O dente humano foi mais resistente à ablação do que o dente bovino. As microcavidades realizadas em ambos, com os mesmos parâmetros, sempre apresentaram diâmetro maior no dente bovino, tanto em esmalte quanto em dentina, portanto também apresentaram maior volume total de tecido removido pela ablação.

O dente bovino foi duas vezes mais absorptivo do que o dente humano. Foi necessário, praticamente, o dobro da intensidade superficial para promover no dente humano o mesmo diâmetro de microcavidade produzido no dente bovino, tanto em esmalte quanto em dentina.

Diante disso, pode-se dizer que os dentes bovinos apresentaram maior susceptibilidade do que os dentes humanos frente à irradiação com laser de Ti:Safira, no regime de femtossegundos e, conseqüentemente, também foram mais susceptíveis aos efeitos térmicos.

Uma das razões pode ser o empacotamento, ou seja, o dente humano deve apresentar uma melhor organização estrutural e, provavelmente, ser mais mineralizado do que o dente bovino¹⁹.

A maior susceptibilidade do esmalte bovino em relação ao esmalte humano, talvez esteja relacionada com a disposição dos prismas de esmalte⁵³ e também com a hidratação do tecido, observada em nossas pesquisas anteriores, que avaliou propriedades térmicas, químicas e mecânicas dos dentes bovinos e humanos¹⁹, além dos outros fatores já mencionados.

As regiões entre os prismas de esmalte são bem maiores no dente bovino e têm um formato mais elíptico, com aproximadamente, 14,0 μm de eixo maior e 9,5 μm de eixo menor, enquanto que as regiões entre os prismas do esmalte humano têm formato mais arredondado, com diâmetro médio de 3,6 μm . Estes mesmo autores observaram que as superfícies de terminações dos prismas do esmalte bovino apresentam morfologia mais irregular, sugerindo que os cristais de hidroxiapatita formam aglomerados maiores, distribuídos de maneira menos homogênea do que na superfície do esmalte humano⁵³.

Uma consideração importante, segundo alguns autores⁷¹ nem a microdureza nem a espectroscopia Raman apresentaram diferenças entre o esmalte humano irradiado e o esmalte humano intacto, com pulsos ultracurtos.

Em nossas pesquisas anteriores, foram observadas inúmeras diferenças entre as propriedades térmicas, químicas e mecânicas dos dentes bovinos e humanos¹⁹.

Quanto à quantidade de água presente no tecido, pode-se dizer que ocorre de forma diferente entre os dentes bovinos e humanos¹⁹.

Durante a desidratação, no esmalte bovino ocorreu uma perda de $\pm 25\%$ de seu conteúdo úmido, enquanto que no esmalte humano ocorreu uma perda de $\pm 2,5\%$; o esmalte bovino apresentou um fator de dez vezes em relação ao esmalte humano. Quanto à taxa de

perda, que é a razão da perda/tempo, no dente bovino ocorreu uma diminuição progressiva da taxa. A perda na primeira hora foi bem acentuada, enquanto que no dente humano, a taxa foi constante. Isto ocorreu devido à diferente forma com que a água está incorporada à estrutura do esmalte dental. O comportamento das dentinas foi bem parecido na escala de tempo considerada; porém, mostrando uma tendência da dentina humana a interromper a perda de água e da dentina bovina a continuar perdendo água¹⁹.

A incorporação de água (hidratação) no esmalte bovino e humano foi equivalente durante o período de 4 h de avaliação. Após este período, o esmalte humano mostrou uma tendência à saturação, enquanto que o bovino mostrou uma tendência a continuar incorporando água, na escala de tempo considerada. Em relação à dentina, na escala de tempo considerada, a incorporação de água na dentina humana saturou, enquanto que na dentina bovina continuou crescente mostrando que a dinâmica de incorporação de água foi diferente e que apresentou um fator de, aproximadamente, seis vezes em relação à dentina humana¹⁹.

Tanto no dente humano como no dente bovino, a dentina apresentou menor resistência do que o esmalte ao laser de Ti:Safira, no regime de femtossegundos, pois o limiar de ablação (*threshold*) foi mais baixo que o do esmalte, como era de se esperar.

O aumento instantâneo da temperatura, devido à geração do plasma, é muito grande. No entanto, o efeito térmico cumulativo na escala de tempo mostra que a difusão do calor para o interior do tecido é, claramente, desprezível. O calor gerado pelo plasma, apesar de alto, não foi suficiente para gerar maiores danos, pois a remoção do tecido é realizada em regime de femtossegundos (10^{-15}) e o coeficiente de difusão dos tecidos apresenta um valor da ordem de milissegundo (10^{-3}) (condutividade térmica/difusividade térmica).

Apesar disto, a dentina bovina foi mais susceptível do que a dentina humana, pois apresentou muito mais amostras afetadas termicamente do que a dentina humana, mesmo com potências menores.

De acordo com os resultados desta pesquisa, foi possível observar que o diâmetro da região ablacionada tanto para esmalte quanto para dentina aumentou proporcionalmente ao aumento da fluência. Isto porque, quando ocorre um aumento na fluência do laser, ocorre também um aumento na quantidade de material removido pela ablação. Todavia ocorreu limitação no aumento dos diâmetros em potências mais altas, pelo efeito de proteção pelo plasma (*shielding effect*), como já descrito, anteriormente.

Contudo, outros autores⁴⁷ não observaram este fato; descreveram que sempre que houve aumento de energia, ocorreu um aumento na zona afetada e não na ablacionada, com laser de Nd:YAG (ps).

Todescan⁸⁸ (2003) relatou que a densidade de energia (fluência) foi mais importante do que a densidade de potência (intensidade).

Experimentalmente, tem sido demonstrado que o limiar e a extensão dos danos para os materiais dielétricos diminuem com a duração do pulso do laser³³.

Portanto, é importante definir este limiar do pulso de energia como energia suficiente para produzir uma condução de densidade de elétron igual à densidade crítica.

Nossos resultados mostraram que os pulsos ultracurtos do laser de Ti:Safira, no regime de femtossegundos (fs) resultaram em diminuição dos efeitos térmicos e na redução da energia necessária para ablação. Esta é uma das principais razões da obtenção de uma taxa de ablação considerável com este laser, utilizando fluências menores que as convencionalmente utilizadas com pulsos curtos, como os de

nanossegundos (ns) ou com pulsos longos, como os de microssegundos (μ s).

Esta afirmação pode ser consolidada pelos relatos de outros autores^{42,43} que descreveram que quando se utiliza o laser de Ti:Safira para ablação em esmalte e dentina, claramente se percebe que a energia necessária para o processo de ablação é sempre menor que a observada, quando pulsos longos são utilizados.

Igualmente não observaram danos térmicos ou mecânicos, nem fraturas nas superfícies do esmalte^{42,43}. As cavidades foram bem definidas e as paredes relativamente lisas, em relação aos resultados com o laser no regime de nanossegundos⁴³. Na dentina humana, foram observadas microfraturas nas bordas das cavidades sem, contudo, apresentar danos mais extensos⁴³. Entretanto, alguns autores⁴² não observaram danos térmicos, mecânicos ou fraturas na dentina irradiada. O laser utilizado no regime de femtossegundos não apresentou grandes danos aos tecidos adjacentes à área ablacionada^{42,43}, fato também confirmado pelos nossos resultados.

Diversos autores^{70,71} confirmaram a ausência de efeitos deletérios aos tecidos, através da MEV. A precisão com que o material foi removido pela ablação com subpicossegundos foi comparada com outras técnicas já consagradas⁷⁰.

Neev et al.⁵⁹ já havia observado que a interação da luz com diversos tecidos duros, entre eles os dentes humanos, apresentou apenas pequenos danos térmicos ou mecânicos, quando irradiados com laser de Ti:Safira no regime de subpicossegundos (350 fs) comparando com nanossegundos (1 ns) e com pulsos ultracurtos (<10 ps).

Até 1996, os dados sobre aplicações de lasers em tecidos duros não apresentavam resultados que pudessem animar a utilização do laser em substituição aos métodos mecânicos tradicionais. Lentidão na remoção do material e danos térmicos inaceitáveis foram os grandes causadores do insucesso⁵⁹.

Do ponto de vista prático, tanto o pulso curto como o ultracurto apresentam o mesmo problema, em relação à quantidade de tecido ablacionado por pulso, que é, relativamente, pequena, da ordem de alguns microns de espessura de tecido por pulso. Isto pode ser um problema para muitos procedimentos⁵⁹.

Todavia, para a odontologia adesiva, onde se deseja preservar ao máximo o tecido dental sadio, isto pode ser uma grande vantagem, pois permite maior controle no preparo cavitário. Os preparos cavitários seletivos e ultraconservadores, realizados com o laser de Ti:Safira, no regime de femtossegundos, poderão contribuir, de forma marcante, com novas perspectivas da odontologia restauradora.

Talvez por isso, os lasers de pulsos ultracurtos, como o de femtossegundos, ofereçam uma real possibilidade de substituição para instrumentos rotatórios utilizados na odontologia ou a outros métodos mecânicos para cortar tecidos duros⁵⁹. Apresentam uma utilização promissora em diversos campos da odontologia e medicina, onde ainda são aplicados métodos cirúrgicos tradicionais.

A ablação dos tecidos duros dentais realizada por pulsos ultracurtos e longos pode ser facilmente distinguida, devido às diferenças das vias de interação de ambos com o tecido-alvo, assim como de seus efeitos sobre estes⁵⁹.

Em resumo, a interação do pulso longo com os tecidos duros é, predominantemente, pelas características de absorção da luz³³. Enquanto que mecanismo de interação do laser de Ti:Safira, no regime de femtossegundos, com o tecido biológico é fotoelétrico⁵⁹.

Os elétrons que ficam oscilando no campo do laser ganham energia como consequência do espalhamento⁸³. Quando a energia do elétron fica alta demais para aquele nível, novos elétrons são ionizados gerando uma avalanche de elétrons⁵⁹.

Os tecidos biológicos podem ser considerados como do grupo de materiais dielétricos. Portanto, a deposição da energia laser

para o interior destes materiais, deve seguir um caminho semelhante aos dos demais materiais dielétricos⁵⁹.

Isto ocorre, primeiramente, devido ao fato da interação do laser de femtossegundos com os tecidos biológicos ser uma direta ionização multifotônica de saltos de elétrons livres, que conduzem a uma pura ablação do material, induzida por plasma⁹¹. Este modelo teórico da interação do laser com materiais dielétricos, baseado na ionização multifotônica e ionização de colisão é bem aceito para o regime de pulsos ultracurtos⁸³. Neste caso, os danos ficam confinados numa pequena região de pico de distribuição de irradiância do feixe Gaussiano⁸³.

Com pulsos ultracurtos, a intensidade do laser é tão alta que a absorção multifotônica tem um papel chave. Além disso, se a intensidade do pulso for aumentada, ocorre formação de plasma perto da superfície. Quando a densidade de elétrons livres alcança o plasma inicia um intenso espalhamento para nova irradiação, pois o plasma fica altamente reflexivo e a alta densidade de elétrons não permite que a energia penetre no material, formando um escudo de proteção ao material e a eficiência da ablação diminui. No entanto, esta energia é parcialmente absorvida numa fina camada superficial⁵⁹.

Contudo, a formação do plasma pode ser benéfica, funcionando como proteção e removendo o material por bombardeamento iônico. Este mecanismo é bem aceito pelo fato de que a estrutura prismática do esmalte permanece bem preservada, dentro da região ablacionada.

A matéria vaporizada na “pluma” do tecido é ionizada e contém partículas carregadas positivamente e negativamente no estado de gás luminoso⁵⁹.

À medida que a energia do pulso é aumentada, aumenta também a densidade do plasma e o efeito de proteção (*shielding effect*) ocorre pela ejeção do material ablacionado. O intenso espalhamento da luz do plasma impede que toda a energia seja transferida para a

superfície do material. Conseqüentemente, a taxa de ablação diminui e começa a se estabilizar.

Por isso, muitas vezes, na tentativa de aumentar a taxa de ablação pelo aumento da fluência do pulso, há um insucesso por causa dos efeitos do plasma que, rapidamente, diminuem a eficiência de ablação⁵⁹.

Os pulsos de laser de femtossegundos no foco, com feixe de alguns μm conduzem a altas intensidades⁹⁰. É uma grande quantidade de energia entregue num tempo muito curto, suficiente para a remoção do tecido e insuficiente para a geração de calor.

O laser de Ti:Safira, focalizado sobre a superfície do esmalte, é capaz de ablacionar de forma muito precisa, resultando em microcavidades com bordas definidas e com profundidade em torno de $0,4 \mu\text{m/pulso}$ ⁸⁸. Esta precisão e definição das bordas também foram observadas por outros autores^{70,71}, que concluíram que a ablação com laser em subpicossegundos oferece um grande potencial para se evitar ou reduzir os efeitos indesejáveis causados pelas brocas.

Um ponto crítico para a aplicação de laser com pulsos ultracurtos na prática odontológica seria o tempo que o profissional precisaria para tratar o paciente, pois para uma aplicação clínica ser viável, seria necessária uma remoção de volume da ordem de $10 \text{ mm}^3/\text{min}$. Para se conseguir este volume seria necessária a aplicação de uma taxa de repetição de 380 KHz, para se ter uma produtividade semelhante à dos métodos convencionais com instrumentos rotatórios. A profundidade da microcavidade na dentina foi de, aproximadamente, $3 \mu\text{m}$ com femtossegundos e com laser de corante $0.44 \mu\text{m}$, com um volume de $4.4 \times 10^{-7} \text{ mm}^3/\text{pulso}$ ⁴³.

No entanto, outros autores⁴² afirmaram que os sistemas lasers de femtossegundos, comercialmente, disponíveis podem produzir *in vitro* taxas de ablação $2 \text{ mm}^3/\text{min}$ em tecidos sadios e em material dental desmineralizados da ordem de $6\text{-}16 \text{ mm}^3/\text{min}$. Estes valores são de

uma ordem de magnitude mais alta que as produzidas por lasers de picossegundos com os mesmos parâmetros.

Embora nesta pesquisa, o volume obtido com potência média de 800 mW 5s no esmalte bovino foi: $2.8 \times 10^6 \mu\text{m}^3$, enquanto que no esmalte humano foi: $1.3 \times 10^6 \mu\text{m}^3$. Para a dentina bovina com os mesmos parâmetros foi: $5.7 \times 10^6 \mu\text{m}^3$, enquanto que para a dentina humana foi: $0.6 \times 10^6 \mu\text{m}^3$.

Quanto às taxas de ablação/pulso, quando considerada a potência média de 800 mW 5s, no esmalte bovino foi: $0.6 \mu\text{m/s}$, enquanto que no esmalte humano foi: $0.2 \mu\text{m/s}$. Para a dentina bovina com os mesmos parâmetros o valor foi: $0.5 \mu\text{m/s}$, enquanto que para a dentina humana foi: $0.13 \mu\text{m/s}$.

Rode et al.⁷⁰ utilizaram laser no regime de subpicossegundos (95 e 150 fs), com uma taxa de repetição de 1 KHz, e relataram que a taxa de ablação aumentou, linearmente, com a fluência do laser.

Segundo Neev et al.⁵⁹, 1999, o limiar de ablação para outros tecidos duros, como unha e osso, foi de 1 J/cm^2 , utilizando pulsos ultracurtos em 350 fs e para dentina encontraram um limiar de $0,5 \text{ J/cm}^2$.

Ainda que as taxas de ablação/pulso pareçam menores em comparação com outros tipos de lasers de pulsos longos ou curtos, a eficiência de ablação, em tecidos duros como o dente, é maior com pulsos ultracurtos.

A taxa de ablação em dentina foi cerca de oito vezes maior que no esmalte, para a mesma fluência do laser⁴⁷. Houve uma importante correlação entre a morfologia de superfície e a fluência do pulso do laser, que é compatível com o mecanismo de ablação apresentado quando pulsos bem pequenos são utilizados⁴⁷.

De acordo com Krüger et al.⁴³. (1999), a profundidade de ablação por pulso(d) *versus* a fluência do laser (F) para esmalte e dentina

e fluorapatita respeitaram uma lei logarítmica, que pode ser descrita como: $d \sim \ln (F/F_{th})$.

A relação entre energia e profundidade de ablação, foi sempre linear, tanto em esmalte quanto em dentina³¹.

Traçando um paralelo com os resultados desta pesquisa com o que há na literatura sobre pulsos longos, pode-se dizer que o pesquisador fica limitado a duas opções: remover uma pequena quantidade de material a cada pulso através dos pulsos ultracurtos ou uma grande taxa de remoção de material através dos pulsos longos. Entretanto, deve-se considerar a grande vantagem dos pulsos ultracurtos, que são os mínimos danos causados, apesar da quantidade de material removido, a cada pulso, ser pequena, o que de certa forma pode ser uma vantagem se o objetivo for um preparo ultraconservador. Os pulsos longos removem uma grande taxa de material, contudo tem aplicabilidade limitada devido aos seus danos térmicos e mecânicos.

As microcavidades de esmalte humano apresentaram integridade e definição das margens, sem danos térmicos ou microfraturas, regularidade nas superfícies das paredes internas e uma visível conicidade (forma de cone) com expulsividade acentuada.

Também Moriyama et al.⁵⁵, em 2006, quando avaliaram as microcavidades produzidas por laser de Er:YAG em resina composta, observaram que a geometria destas microcavidades era em forma de cone.

Rode et al.⁷¹ (2003) destacaram o potencial que os lasers com pulsos ultracurtos (subpicossegundos) oferecem para uma ablação com bastante precisão em esmalte dental humano.

A composição do esmalte e da dentina por unidade de volume é 88% mineral, 10% água e 2% material orgânico e 50% mineral, 25% água e 25% material orgânico, respectivamente⁶⁷. Quando se considera a % em peso, temos: em relação ao esmalte, o conteúdo mineral representa 97%, a parte orgânica representa apenas 1% e a água

2%. Em relação à dentina, o conteúdo é 70% mineral, 18% material orgânico e 12% água³⁵.

Na dentina, a maior quantidade de material orgânico (colágeno) faz com que a taxa de ablação seja maior, em comparação com o esmalte. Esta grande quantidade de material orgânico na dentina pode ser responsável pela sua relativa susceptibilidade ao efeito termomecânico.

Portanto, nossos resultados estão em concordância com os resultados encontrados por outros autores^{47,59}, pois o baixo limiar para dentina humana (0.3 J/cm^{-2}) em relação ao esmalte humano (0.6 J/cm^{-2}) pode ser resultado da ablação, que começa, preferencialmente, pelas estruturas heterogêneas⁴³.

O laser de Ti:Safira no regime de femtossegundos também tem apresentado maior seletividade para dentina cariada do que para dentina sadia, promovendo superfícies limpas, com paredes extremamente íngremes e precisas, em 3º molares humanos extraídos⁹¹.

Muitas vezes, a irradiação pelo laser é absorvida nas camadas perto da superfície, o que aumenta o calor e promove fusão do material⁵⁹, pois o aquecimento do tecido é resultado da absorção de energia.

O calor produzido pelos pulsos longos é suficiente para fornecer energia térmica para penetrar, profundamente, para o interior do material, e induzir danos em todas as direções e estresse termomecânico com geração de fraturas no material⁵⁹.

Estes efeitos colaterais são muitas vezes, inaceitáveis em vários procedimentos médicos e odontológicos.

A difusividade térmica é o tempo necessário para ocorrer a difusão do calor gerado. De acordo com a termodinâmica do fluxo de calor, o tecido adjacente à área irradiada apresenta-se com temperatura mais baixa, de modo que o fluxo de calor será da região irradiada para a região adjacente, o que justifica a utilização de refrigeração em alguns

sistemas lasers. Os tecidos biológicos apresentam o tempo de relaxação térmica em torno de 1 ms. Justamente por isso, os lasers mais utilizados na área de saúde, principalmente na medicina e odontologia são os de Δt menor que 1 ms. Quando este valor é ultrapassado, há um efeito cumulativo do aquecimento, pois o calor do pulso seguinte chegará ao tecido adjacente antes que o fluxo de calor anterior tenha tempo para ser difundido completamente, resultando num aquecimento excessivo com danos severos.

A condutividade térmica depende principalmente da composição do material, incluindo a presença de espaços vazios e do grau de homogeneidade estrutural. Esta composição que vai determinar a capacidade de calor e a magnitude da mudança da temperatura. Pode ser este o motivo da condutividade térmica ser maior no esmalte do que na dentina¹⁹.

As mudanças térmicas podem também provocar efeitos nos componentes do dente, especificamente no fluido contido nos túbulos dentinários. Expansões e contrações destes fluidos podem causar dor dental. Por esta razão, deve haver uma preocupação constante com o aumento da temperatura durante os preparos cavitários, pois o calor gerado pelos instrumentos rotatórios e/ou ablação com laser podem causar efeitos deletérios à polpa.

Em nossos estudos anteriores¹⁹, os resultados obtidos com o teste de condutividade térmica mostraram que a condutividade térmica no esmalte bovino foi 0.227 J/(s cm °C) e no esmalte humano foi 0.256 J/(s cm °C), portanto apresentaram valores semelhantes. A condutividade térmica na dentina bovina foi 0.155 J/(s cm °C), sendo por isso, menos condutora do que a dentina humana, que apresentou o valor de 0.182 J/(s cm °C), embora todos sejam maus condutores térmicos, quando comparados a outros tipos de materiais. Os resultados demonstraram que a condução do calor é muito mais rapidamente estabelecida no esmalte do que na dentina.

Os seguintes valores de condutividade térmica foram apresentados por O'Brien⁶², em 1997: para o esmalte 2.23 mcal/s/cm²/(°C/cm) e para a dentina 1.36 mcal/s/cm²/(°C/cm). E, os seguintes valores para a difusividade térmica para o esmalte humano é de 0.469 $\Delta\text{mm}^2/\text{s}$ e para dentina humana 0.183 $\Delta\text{mm}^2/\text{s}$ ⁶².

A redução dos danos térmicos nos pulsos ultracurtos é devido à pequena carga térmica comparada com a dos pulsos longos, pois a fluência do laser de femtossegundos necessária para ablacionar é muito menor do que a de nanossegundos, considerando igual comprimento de onda e a taxa de repetição⁴³.

Segundo Rode et al.⁷¹ (2003), o aumento da temperatura intrapulpar foi monitorado por *termistors* embutidos e mostrou que ficou a baixo de 5 ° C, quando o dente foi refrigerado durante o tratamento com o laser de subpicossegundos.

Embora não tenham sido avaliadas as variações de temperatura durante a irradiação com o laser, alguns autores⁵⁹ relataram que houve apenas um mínimo aquecimento, quando trabalharam com fs sobre dentina, esmalte e unha.

Nos pulsos curtos, os danos térmicos ocorrem com frequência e se caracterizam pelo derretimento da superfície. Os danos se estendem além da área irradiada. O aquecimento e, conseqüentemente, os efeitos térmicos podem ocorrer sem ionização de colisão significativa⁸³.

Diante dos nossos resultados, ficou claro que o limite para irradiação sem causar dano térmico ou mudança estrutural na dentina (bovina ou humana) foi em torno de 700 mW 15s, conforme estabelecemos na metodologia. Contudo, na dentina bovina este valor, aparentemente, foi mais baixo, pois em inúmeras amostras, as potências médias de 600 e 650 mW já foram suficientes para produzir zonas afetadas, com sinais de carbonização.

Contudo, o esmalte (bovino ou humano) pode ser irradiado com potências médias entre 200 mW e 1 W, nos tempos de 5, 10 e 15s, sem que, aparentemente, ocorra mudança estrutural no tecido irradiado.

Uma justificativa para estes eventos advém do conhecimento de suas propriedades térmicas.

Segundo Dutra-Corrêa et al.¹⁹ (2005), por meio das análises termodiferencial e termogravimétrica pode-se dizer que, em relação ao esmalte, entre as temperaturas 400 °C e 1000 °C há uma maior absorção de energia do bovino do que do humano, com mudanças estruturais ou decomposições. A primeira perda de água corresponde à água adsorvida e a segunda corresponde à água estrutural. Nas alterações a ± 400 °C houve perda de água estrutural irreversível, causando instabilidade térmica e contração na sua dimensão, uma vez que é água estrutural (esmalte bovino e humano). No esmalte bovino foram mais acentuadas e com picos de claras transições, evidenciando mudanças extremamente significativas, nesta faixa de temperatura. Do ponto de vista termogravimétrico, a partir de 450°C, o esmalte bovino mostrou-se estável, enquanto que no esmalte humano ocorreu perda até 800°C. Em relação à dentina, ocorreu perda de material orgânico a ± 400 °C, numa reação exotérmica. A dentina bovina e a dentina humana sofreram as mesmas modificações, à medida que foram aquecidas, porém os valores foram diferentes em relação à perda de massa. A dentina bovina perdeu $\pm 23\%$ de massa, enquanto que a dentina humana perdeu aproximadamente 37%, apresentando ao final do processo uma discrepância acima de 10%. A simples interpretação destes resultados já limita a extrapolação direta dos resultados obtidos com dente bovino para dente humano, na ablação com laser.

Segundo alguns autores⁵, os tratamentos térmicos, irradiação laser ou aquecimento em forno, eliminam, majoritariamente, a água e degradam a matriz orgânica, sendo que os radicais associados à

matriz inorgânica são alterados somente quando o tecido é aquecido a temperaturas superiores a 500°C.

A ablação com laser pode gerar um aquecimento de $\pm$ 800°C.

Segundo Bachmann e Zezell⁵ (2005), tratamentos que geram temperaturas superiores a 800°C se estendem à matriz inorgânica. Além de produzir alterações, como as descritas anteriormente, promovem a eliminação de carbonato, fusão e ressolidificação da matriz mineral, com a possível formação de novas fases cristalinas. Nas amostras irradiadas com o laser de Ho:YLF foi possível determinar a fase cristalográfica, fosfato tetracálcio, formada na região fundida pela irradiação, assim como o aumento no tamanho médio dos cristais que formam esse tecido⁵.

Discutiremos a seguir alguns autores que trabalharam com outros tipos de lasers em regimes diversos, apresentando seus resultados e observações, comparando-as com nossas próprias observações e resultados.

Hibst e Keller³⁰ (1989) relataram que não observaram nenhuma fissura nem fratura ao redor da região irradiada com o laser de Er:YAG (esmalte e dentina humanos), promovendo uma boa qualidade das paredes da cavidade. A aferição da temperatura durante o procedimento com o laser de Er:YAG indicou que uma quantidade mínima de calor foi transmitido aos tecidos adjacentes por difusão térmica.

Segundo Paghdwala et al.⁶⁶, 1993, quando o laser de Er:YAG foi associado ao jato de água, mínimas mudanças estruturais foram observadas.

Quando fluências mais baixas com o laser de Er:YAG foram utilizadas, houve redução dos efeitos térmicos em esmalte e dentina⁴⁴.

No processo de ablação com laser de Nd:YAG, no regime de picossegundos não houve evidência de efeitos térmicos, quando

utilizaram 200 mW com 30s, ao passo que com regime de nanossegundos, os efeitos foram bem evidentes⁴⁸.

Utilizando o laser de Er:YAG, as superfícies de esmalte apresentaram margens definidas, limpas, com formatos “escamosos” tanto nas paredes quanto no fundo das cavidades, sem danos térmicos no esmalte e na dentina, quando refrigerados com água^{31,89}. Apresentaram túbulos dentinários abertos e ausência de *smear layer* na dentina^{31,89,91}, margens limpas e bem definidas, sem danos térmicos, carbonização ou trincas⁸⁹. Entretanto, outros autores³¹ observaram carbonização de cor marrom nas margens e paredes das cavidades, quando utilizaram altas energias.

As cavidades irradiadas com o laser de CO₂ mostraram um esmalte com superfície irregular e paredes vítreas, prismas derretidos e fissuras bastante claras. Em contrapartida, estes fenômenos não foram observados nas lesões produzidas com o laser de Er:YAG sendo que as cavidades se apresentaram com aspecto rugoso, sem sinais de injúrias sérias e sem modificações na disposição dos cristais de hidroxiapatita do esmalte e na dentina⁴⁰.

As irradiações com o laser de Nd:YAG, no regime de picossegundos, promoveram três diferentes zonas: a região ablacionada, a região intermediária entre zona ablacionada e material não afetado e a região não afetada. A extensão e aspecto geral destas zonas estão intrinsecamente relacionados com a potência do laser (fluência). A estrutura prismática do esmalte é bem preservada na região adjacente à região ablacionada. Fraturas típicas são observadas em dentina. A região de ablação atua como centro de nucleação das fraturas⁴⁷.

Entretanto, nesta pesquisa, utilizando o laser de Ti:Safira, no regime de femtossegundos, com potências mais altas em dentina, principalmente na dentina bovina, foram observadas 4 zonas: região ablacionada, região intensamente afetada pelos danos térmicos, região

afetada pelos danos térmicos e região não afetada, já descritas anteriormente.

A redução de microfraturas pelos pulsos ultracurtos é de grande importância para a odontologia, pois as microfraturas podem ser o ponto de origem para uma nova cárie.

Segundo Rode et al.⁷¹ (2003), as superfícies preparadas pela ablação foram observadas ao microscópio de luz e eletrônico e não apresentaram fraturas nem efeitos térmicos, com laser de pulsos ultracurtos.

As características morfológicas básicas são mantidas nas proximidades da área ablacionada. Algumas áreas de dentina mostraram evidência de fusão da hidroxiapatita (recristalização esferoidal)⁵⁹.

Foram observadas superfícies similares para padrões de baixa fluência, nas microcavidades em esmalte e dentina (bovinos e humanos). Não foram observados grandes sinais de alterações térmicas e mecânicas nestes tecidos.

Através da espectroscopia por energia dispersiva de raios-x (EDX), observou-se que os seguintes elementos químicos analisados: Na, Mg, P e Cl reduziram a sua porcentagem em peso, das áreas controles para as áreas irradiadas. A única exceção foi o Ca, que aumentou a sua porcentagem em peso em todas as amostras analisadas de esmalte e dentina de dentes humanos e reduziu esta porcentagem apenas em duas amostras de dentina bovina, sem, contudo, apresentar diferença estatisticamente significativa.

As alterações proporcionais entre números de átomos de Ca em relação ao número de átomos de P, não foram estatisticamente significantes, para nenhum tecido. Na área controle existe um equilíbrio entre a proporção de Ca e a proporção de P, ou seja, ao dividir o número de átomos de Ca pelo número de átomos de P, encontraremos um resultado próximo de 1.

Entretanto, outros autores⁴⁹ encontraram uma tendência na diminuição da porcentagem de fósforo (P), proporcionalmente, ao aumento da potência de irradiação. Para o cálcio (Ca) houve uma tendência no aumento da porcentagem, em relação às áreas utilizadas como controle. Os autores afirmaram que na dentina existe uma tendência na manutenção da porcentagem de átomos de Ca e P, comparativamente, entre a área controle e a área irradiada.

O esmalte (de forma geral o dente) não é um sistema inerte e apresenta elevada atividade química com a cavidade oral. Há uma troca constante de íons, entre a cavidade oral e o dente, por exemplo, quando o dente apresenta grande quantidade de carbonato, são mais sensíveis ao pH mais baixo, tornando-o mais vulnerável à ação desmineralizadora.

Os elementos químicos das áreas irradiadas ou não, mostraram os picos de Ca e P e proporção Ca/P por moléculas, proporcionais aos valores normais⁸⁹.

Entretanto, outros autores⁴⁵ afirmaram que, de acordo com a espectroscopia por energia dispersiva de raios-x, as taxas de Ca/P da área irradiada aumentaram, proporcionalmente, com a elevação da energia de irradiação.

Os lasers de Nd:YAG e de Er:YAG têm sido indicados para a limpeza de sulcos e fissuras, uma vez que ambos resultam em aumento significativo da proporção Ca/P, tornando a superfície irradiada ácido-resistente^{36,46}. Este efeito selante aumenta a microdureza do dente, promovendo maior resistência à cárie⁴⁶. No entanto, em dentina, o laser de Nd:YAG produziu carbonização em diferentes graus e microfraturas e o laser Er:YAG não apresentou efeito selante sobre os túbulos dentinários³⁶. de

Lin et al.⁴⁵ (2001) avaliaram a fase composicional e alterações morfológicas da dentina humana após o tratamento com laser de Nd:YAG e observaram que a energia de 150 mJ/pulso, 10 pps (pulsos

por segundo) e 4s foi suficiente para induzir fusão e recristalização da dentina sem fratura. Os autores sugeriram que esta energia de irradiação poderá ser utilizada como um ponto de fusão bioativa.

Os esmaltes, humano e bovino, apresentaram grande semelhança constitucional para elementos de maior concentração (Ca, P, C, S, Cl e K), porém, há diferença entre seus elementos traços⁶⁹. As diferenças na concentração dos elementos traços, Sr e Cu, alterariam as propriedades químicas do esmalte, portanto, os dentes bovinos nem sempre poderiam substituir aos dentes humanos em pesquisas⁶⁹.

Ainda sobre ablação, em relação à rugosidade das superfícies irradiadas, os lasers com pulsos de nanossegundos convencionais apresentaram efeitos térmicos, principalmente quando se utiliza laser de Ho:YAG, Er:YAG e Nd:YAG. Eles produziram rugosidades nas superfícies dentais com profundidade de aproximadamente 300 μm ⁴³.

Por outro lado, o laser de Ti:Safira, no regime de femtossegundos, irradiado sobre 3º molares humanos extraídos, promoveu uma rugosidade do fundo da cavidade da ordem de 5 μm a 10 μm , o que facilitaria a adesão direta da maioria dos materiais sem qualquer condicionamento ácido⁹¹.

Nossos resultados mostraram que as microcavidades apresentaram regularidades nas superfícies das paredes internas da dentina e do esmalte. A dentina sem *smear layer* e com os túbulos dentinários abertos.

Portanto, pode-se sugerir que no esmalte estas retenções (rugosidades) criadas pela irradiação poderão proporcionar uma superfície favorável à adesão e, que na dentina a abertura dos túbulos dentinários permita a formação de *tags* durante os procedimentos adesivos. Para confirmar esta hipótese serão necessários outros estudos *in vitro*.

7 CONCLUSÃO

De acordo com a metodologia utilizada pôde-se concluir que:

- os resultados obtidos com dentes bovinos não podem ser extrapolados diretamente para dentes humanos;
- o dente bovino foi duas vezes mais absorptivo do que o dente humano e, portanto, mais susceptível aos efeitos térmicos;
- o esmalte (bovino ou humano) pode ser ablacionado com potências médias entre 200 mW e 1 W, nos tempos de 5, 10 e 15s;
- a dentina (bovina ou humana) pode ser ablacionada com potências médias entre 200 mW e 600 mW, nos tempos de 5, 10 e 15s; na dentina humana pode-se chegar até em torno de 700 mW 15s;
- os dentes bovinos e humanos apresentaram ablação bastante precisa, integridade e definição das bordas;
- não foi observada mudança estrutural no esmalte ou na dentina dos dentes irradiados, sugerindo condições superficiais favoráveis à adesão de materiais restauradores nos dois tecidos; serão necessários estudos posteriores para se confirmar esta hipótese;
- a espectroscopia por energia dispersiva de raios-x (EDX) mostrou que todos os elementos químicos analisados (Na, Mg, P e Cl) reduziram a sua porcentagem em peso, das áreas controles para as áreas irradiadas;

- a única exceção foi o Ca que aumentou a sua porcentagem em peso, contudo, sem apresentar diferença estatisticamente significativa;
- as alterações proporcionais de Ca/P não foram estatisticamente significantes para nenhum tecido;
- é possível a substituição dos dentes humanos por dentes bovinos em pesquisas científicas com laser, desde que sejam feitas as devidas considerações.

8 REFERÊNCIAS*

- 1 Anido AA. Dentina humana e bovina: estudo comparativo da resistência adesiva em três diferentes profundidades: teste de cisalhamento [dissertação]. São José dos Campos: Faculdade de Odontologia de São José dos Campos, Universidade Estadual Paulista; 2001.
- 2 Anido AA. Dentina humana e bovina: estudo da profundidade de desmineralização e da espessura da hibridização empregando-se um sistema adesivo convencional ou autocondicionante: análise em MEV [tese]. São José dos Campos: Faculdade de Odontologia de São José dos Campos, Universidade Estadual Paulista; 2005.
- 3 Bachmann L, Diebolder R, Hibst R, Zezell DM. Changes in chemical composition and collagen structure of dentine tissue after erbium laser irradiation. *Spectrochim ACTA A Mol Biomol Spectrosc.* 2005;61:2634-9.
- 4 Bachmann L, Gomes ASL, Zezell DM. Collagen absorption bands in heated and rehydrated dentine. *Spectrochim ACTA A Mol Biomol Spectrosc.* 2005;62:1045-9.
- 5 Bachmann L, Zezell DM. Estrutura e composição do esmalte e da dentina: tratamento térmico e irradiação laser. São Paulo: Livraria da Física-USP; 2005. 299p.
- 6 Banks WJ. Histologia veterinária aplicada. São Paulo : Manole; 1992. Cap. 21, p. 425-462.
- 7 Bonfim MDC, Anauate-Netto C, Kuchinski FB, Youssef MN, Do Carmo ARP. Comparative micromorphological study of human and bovine dentine [abstract 652]. *J Dent Res.* 2001;80(sp.iss):1081.

* Baseado em:

International Comitê of Medical Journal Editors. Bibliographic Services Division. Uniform requirements for manuscripts submitted to biomedical journals: simple referents [homepage na Internet]. Bethesda: US National Library; c2003 [disponibilidade em 2006 fev; citado em 20 mar.]

Disponível em: http://www.nlm.nih.gov/bsd/uniform_requirements.html

- 8 Bonfim MDC, Anauate-Netto C, Youssef MN, Kuchinski FB, Do Carmo ARP. Micromorphological comparative study between human and bovine dentine, by SEM [abstract 352]. J Dent Res. 2002;81(sp.iss):85.
- 9 Brännström M, Garberoglio R. The dentinal tubules and the odontoblast processes. A scanning electron microscopic study. Acta Odontol Scand. 1972;30(3):291-311.
- 10 Burkes Jr EJ, Hoke J, Gomes E, Wolbarsht M. Wet versus dry enamel ablation by Er:YAG laser. J Prosthet Dent. 1992;67:847-51.
- 11 Costacurta L. Anatomia microscópica buco-dental humana. São Paulo: Atheneu; 1979. p. 101-13.
- 12 Daskalova A, Husinsky W. Detection of biological molecules from hard biological tissue using ion-beam-induced desorption and laser ablation. Plasma Process Polym. 2006;3:257-61.
- 13 Della Serra O, Ferreira FV. Anatomia dental. São Paulo: Artes Médicas 1981. Cap. 4, p. 8-11, 14-18.
- 14 Dellmann H-D, Brown EM. Histologia veterinária. Rio de Janeiro: Guanabara Koogan; 1982. Cap. 10, p.164-74.
- 15 Dourda AO, Moule AJ, Young WG. A morphometric analysis of the cross-sectional area of dentine occupied by dentinal tubules in human third molar teeth. Int Endodont J. 1994;27:184-9.
- 16 Dutra-Corrêa M, Campos M, Anauate-Netto C, Youssef MN, Do Carmo ARP. Caracterização da dentina e esmalte bovino por difratometria de raios-x e espectroscopia por infravermelho. Anais do Encontro de Pesquisa e Iniciação Científica, I Congresso de Odontologia e 25ª Jornada Odontológica da Universidade Mogi das Cruzes; 2002; p.85
- 17 Dutra-Corrêa M, Anauate-Netto C, Youssef MN, Do Carmo ARP, Kuchinski FB. Estudo micromorfológico comparativo entre dentinas bovina e humana, ao MEV. RPG Rev Pós-Grad. 2003;10(4):312-6.
- 18 Dutra-Corrêa M, Anauate-Netto C, Youssef MN, Do Carmo ARP, Kuchinski FB. Estudo comparativo, ao microscópio de luz, da morfologia das dentinas bovina e humana. Rev ABO Nac. 2005;13(3):179-83.
- 19 Dutra-Corrêa M, Rodrigues JR, Moriyama LT, Lizarelli RFZ, Bagnato VS. Avaliação das propriedades térmicas, químicas e mecânica relacionando dente bovino e dente humano [abstract Pb 218]. Braz

Oral Res. 2005;19(sp.iss):184.

- 20 Dutra-Corrêa M, Anauate-Netto C, Arana-Chavez VE. Density and diameter of dentinal tubules in etched and non-etched bovine dentine examined by scanning electron microscopy. Arch Oral Biol. 2007;52:850-5.
- 21 Dutra-Corrêa M, Rodrigues JR, Moriyama LT, Kurachi C, Bagnato VS. Estudo da distribuição da luz em esmalte e dentina de dentes bovinos e humanos. Cienc Odontol Bras 2007;10(3):100-1.
- 22 Dutra-Corrêa M, Rodrigues JR, Carvalho-Filho E, Kurachi C, Bagnato VS. Diferenciação entre esmalte e dentina de dentes bovinos e humanos através da difratometria de raios-x. Cienc Odontol Bras 2007;10(3):101.
- 23 Dyce KM, Sack WO, Wensing CJG. Tratado de anatomia veterinária. Rio de Janeiro : Guanabara Koogan; 1997. Cap. 3, p.79-117; Cap. 25, p.492-509.
- 24 Forssell-Ahlberg K, Brännström M, Edwall L. The diameter and number of dentinal tubules in rat, cat, dog and monkey: a comparative scanning electron microscopy study. Acta Odontol Scand. 1975;33(5):243-50.
- 25 Fried D. IR laser ablation of dental enamel. Proceeding of the 6th Laser in dentistry conference 2000 jan 23; San Jose (CA). Proc SPIE 2000;3910:136-148.
- 26 Garberoglio R, Brännström M. Scanning electron microscopic investigation of human dentinal tubules. Arch Oral Biol. 1976;21(6):355-62.
- 27 Goldman L, Hornby P, Meyer R, Goldman B. Impact of the laser on dental caries. Nature. 1964;203:417.
- 28 Gonçalves SEP, Damião AJ, Araújo MAM. Dentin bond strength: influence of laser irradiation, acid etching and hypermineralization. J Clin Laser Med Surg. 1999;17(2):77-85.
- 29 Gonçalves M, Corona SA, Borsatto MC, Silva PC, Pecora JD. Tensile bond strength of dentin-resin system interface conditioned with Er:YAG laser irradiation. J Clin Laser Med Surg. 2002;20(2):89-93.
- 30 Hibst R, Keller U. Experimental studies of the application of the Er:YAG laser on dental hard substances:1. Measurement of ablation

rate. *Laser Surg Med.* 1989;9:338-44.

- 31 Hossain M, Nakamura Y, Yamada Y, Kimura Y, Nakamura G, Matsumoto K. Ablation depth and morphological changes in human enamel and dentin after Er:YAG laser irradiation with or without water mist. *J Clin Laser Med Surg.* 1999;17(3):105-9.
- 32 Hossain M, Nakamura Y, Kimura Y, Yamada Y, Ito M, Matsumoto K. Caries-preventive effects of Er:YAG laser irradiation with or without water mist. *J Clin Laser Med Surg.* 2000;18(2):61-5.
- 33 Ihlemann J, Wolf B, Simon P. Nanosecond and Femtosecond excimer laser ablation of fused silica. *Appl Phys.* 1992;A54:363.
- 34 Jelinková H. The influence of Er:YAG laser ablation on cavity surface and cavity shape In: Wegdor HA, Featherstone JD, White JM, Neev J. *Proceeding of the 2th Laser in dentistry*; 1996 jan 21; San Jose (CA). *Proc SPIE* 2672:193-9.
- 35 Katchburian E, Arana-Chavez, VE. *Histologia e embriologia oral.* São Paulo:Médica Panamericana; 1999;381 p.
- 36 Kawabata A, Kawabata H, Yagasaki A, Iwasaki H, Miyazawa H. Effects of laser irradiation on dentin in vitro morphological study Following application of various type of lasers. *Pediatr Dent.* 1999;9(1):83-9.
- 37 Kayano T, Ochiai S, Kiyono K, Yamamoto H, Nakajima S, Mochizuki T. Effect of Er:YAG laser irradiation on human extracted teeth. *J Clin Laser Med Surg.* 1991;apr;147-50.
- 38 Keller U, Hibst R. Experimental studies of the application of the Er:YAG laser on dental hard substances: II. Light Microscopic an SEM investigations. *Laser Surg Med.* 1989;9:345-51.
- 39 Keller U, Hibst R. Effects of Er:YAG laser in caries treatment: a clinical pilot study. *Lasers Surg Med.* 1997;20:32-8.
- 40 Keller U, Hibst R, Geurtsen W, Schilke R, Heidemann D, Klaiber B, et al. Erbium:YAG laser application in caries therapy. Evaluation of patient perception and acceptance. *J Dent.* 1998;26:649-56.
- 41 Kimura H, Sohmura T, Tsutsumi N, Okazaki M. Application of laser on dental treatment. *J Osaka Univ Dent Sch.* 1983;23:31-42.

- 42 Kohns P, Zhou P, Stormann R. Effective laser ablation of enamel and dentine without thermal side effects. *J Laser Appl.* 1997;9(3):171-4.
- 43 Krüger J, Kautek W, Newesely H. Femtosecond-pulse laser ablation of dental hydroxyapatite and single-crystalline fluoroapatite. *Appl Phys. - Materials Sci Processing.* 1999;69(Suppl S):403-07.
- 44 Li Z-Z, Code JE, Van De Merwe WP. Er:YAG laser ablation of enamel and dentin of human teeth: determination of ablation rates at various fluencies and pulse repetition rates. *Laser Surg Med.* 1992;12:625-30.
- 45 Lin CP, Lee BS, Lin FH, Kok SH, Lan WH. Phase, compositional, and morphological changes of human dentin after Nd:YAG laser treatment. *J Endod.* 2001;27(6):389-93.
- 46 Lizarelli RFZ, Bagnato VS. Análise estrutural de esmalte e dentina irradiados com Nd:YAG laser com e sem ataque com ácido fosfórico a 35%. *JBC.* 1999;3:33-9.
- 47 Lizarelli RFZ, Kurachi C, Misoguti L, Bagnato VS. Characterization of enamel and dentin response to Nd:YAG picosecond laser ablation. *J Clin Laser Med. Surg.* 1999;17(3):127-31.
- 48 Lizarelli RFZ, Kurachi C, Misoguti L, Bagnato VS. A comparative study of nanosecond and picosecond laser ablation in enamel: morphological aspects. *J Clin Laser Med Surg.* 2000;18(3):151-7.
- 49 Lizarelli RFZ, Bagnato VS. Class V Micropreparation using picosecond Nd:YAG pulsed laser : micromorphological and chemical evaluation. *J Oral Laser Appl.* 2002;2:107-13.
- 50 Lopes MB, Sinhoreti MAC, Correr Sobrinho, Consani S. Comparative study of the dental substrate used in shear bond strength tests. *Pesqui Odontol Bras.* 2003;17(2):171-5.
- 51 Maiman TH. Stimulated optical radiation in ruby. *Nature.* 1960;187(4736):493-4.
- 52 Mehl A, Kremers L, Salzmann K, Hickel R. 3D volume-ablation rate and thermal side effects with the Er:YAG and Nd:YAG laser. *Dent Mater.* 1997;13:246-51.
- 53 Miyakawa W, Pizzo AM, Salvadori MCBS, Rodrigues NA, Damião A, Zezell DM. Pilot study on atomic force microscopy of CO₂-TEA laser irradiated enamel surfaces. *J Oral Laser Appl.* 2001;1(3):181-7.

- 54 Morioka T, Tagamori S, Oho T. Acid resistance of lased human enamel with Er:YAG laser. J Clin Laser Med Surg. 1991;june: 215-7.
- 55 Moriyama LT. Ablação de resina composta com laser de Er:YAG sob diferentes fluxos de água [dissertação]. São Carlos: Instituto de Física de São Carlos, Universidade de São Paulo; 2006.
- 56 Mourou G, Liu X. Ultrafast laser pulse tackle precision machining. Laser Focus World. 1997;101-18.
- 57 Nakabayashi N, Pashley D.H. Hibridização dos tecidos dentais duros. São Paulo:Quintessence; 2000. 129p.
- 58 Nakamichi I, Iwaku M, Fusayama T. Bovine teeth as possible substitutes in the adhesion test. J Dent Res. 1983;62(10):1076-81.
- 59 Neev J, Da Silva LB, Feit MD, Perry MD, Rubenchik AM, Stuart BC. Ultra-short pulse lasers for hard tissue ablation. IEEE J Selec Topics Quantum Eletron 1996;2(4):790-800.
- 60 Niemz MH. Laser tissue interactions – Fundamentals and applications. Berlin: Springer; 2003.
- 61 Niemz MH, Kasenbacher A, Strassl M, Bäcker A, Beyertt A, Nickel D, et al. Tooth ablation using a CPA-free thin disk femtosecond laser system. Appl Phys 2004;B79:269-71.
- 62 O'Brien WJ. Dental materials and their selection. 2.ed. Carol Stream: Quintessence Publishing; 1997. 421p.
- 63 Oda M, Oliveira DC, Limberti EA. Avaliação morfológica da união entre adesivo/resina composta e dentina irradiada com laser Er:YAG e laser Nd:YAG - estudo comparativo por microscopia de varredura. Pesqui Odontol Bras. 2001;15(4):283-9.
- 64 Oho T, Morioka TA. Compositional and structural changes of human lased enamel. J Jpn Soc Laser Dent. 1988;9:205-9.
- 65 Paghdiwala AF. Does the laser work on hard dental tissue? J Am Dent Assoc. 1991;122:79-80.
- 66 Paghdiwala AF, Vaidynathan M, Paghdiwala MF. Evaluation of Er:YAG laser radiation of hard dental tissues: analysis of temperature changes, depth of cuts and structural effects. Scanning Microsc. 1993;7(3):989-97.

- 67 Perdigão J, Ritter AV. Adesão aos tecidos dentários. In: Baratieri LN, editor. *Odontologia restauradora, fundamentos e possibilidades*. São Paulo: Santos; 2001. p. 84-128.
- 68 Retief DH, Mandras RS, Russel CM, Denys FR. Extracted human versus bovine teeth in laboratory studies. *Am J Dent*. 1990;3(6):253-8.
- 69 Rizzutto MA, Tabacniks MH, Added N, Liguori Neto R, Acquadro JC, Vilela MM et al. External PIGE-PIXE measurements at the São Paulo 8UD tandem accelerator. *Nuclear Instr Meth Physics Res*. 2002;190:186-9.
- 70 Rode AV, Gamaly EG, Luther-Davies B. Subpicosecond laser ablation of dental enamel. *J Appl Phys*. 2002; 92(4):2153-8.
- 71 Rode AV, Gamaly EG, Luther-Davies B, Taylor BT, Graessel M, Dawes JM et al. Precision ablation of dental enamel using a subpicosecond pulsed laser. *Austr Dent J*. 2003;48(4):233-9.
- 72 Rueggberg FA. Substrate for adhesion testing to tooth structure: review of the literature. *Dent Mater*. 1991;7:2-10.
- 73 Ruse ND, Smith DC. Adhesion to bovine dentin: surface characterization. *J Dent Res*. 1991;70(6):1002-08.
- 74 Sano H, Shono T, Sonoda H, Takatsu T, Ciucchi B, Carvalho R, et al. Relationship between surface area for adhesion and tensile bond strength – evaluation of a micro-tensile bond test. *Dent Mater*. 1994;10:236-40.
- 75 Schaller HG, Weihing T, Strub JR. Permeability of dentine after Nd:YAG laser treatment: an in vitro study. *J Oral Rehabil*. 1997;24:274-81.
- 76 Schilke R, BauB O, Lisson JA, Schuckar M, Geurtsen W. Bovine dentin as a substitute for human dentin in shear bond strength measurements. *Am J Dent*. 1999;12:92-6.
- 77 Schilke R, Lisson JA, BauB O, Geurtsen W. Comparison of the number and diameter of dentinal tubules in human and bovine dentine by scanning electron microscopic investigation. *Arch Oral Biol*. 2000;45(5):355-61.
- 78 Serafetinides AA, Khabbaz M, Makropoulou M I, Kar AK. Picosecond laser ablation of dentine in endodontics. *Laser Med Sci*. 1999;14:168-75.

- 79 Silva CM, Coradazzi JL, Pereira JC, Francischone CE. Shear bond strength of an adhesive system in human, bovine and swinish teeth [abstract 3005]. J Dent Res. 1996;75(sp.iss):393.
- 80 Silverstone LM, Saxton CA, Dogon IL, Fejerskov O. Variation in the pattern of acid etching of human dental enamel examined by scanning electron microscopy. Caries Res. 1975;9(5):373-87.
- 81 Soares LE, Brugnera Junior A, Zanin F, Pacheco MT, Martin AA. Molecular analysis of Er:YAG laser irradiation on dentin. Braz Dent J. 2006;17(1):15-9.
- 82 Stern RH, Sognnaes RF. Laser beam effect on dental hard tissues. J Dent Res. 1964;43(5):873.
- 83 Stuart BC, Feit MD, Rubenchik AM, Shore BW, Perry MD. Laser-induced damage in dielectrics with nanosecond to subpicosecond pulses. Phys Rev Lett 1995;74(12):2248-52.
- 84 Tagami J, Tao L, Pashley DH, Horner JA. The permeability of dentine from bovine incisors *in vitro*. Arch Oral Biol. 1989; 34(10): 773-77.
- 85 Tagami J, Tao L, Pashley DH. Correlation among dentin depth permeability and bond strength of adhesive resins. Dent Mater. 1990;6:45-50.
- 86 Tagomori S, Morioka T. Combined effects of laser and fluoride on acid resistance of human dental enamel. Caries Res. 1989;23:225-31.
- 87 Ten Cate AR. Complexo dentina-polpa In: Histologia bucal: desenvolvimento, estrutura e função. São Paulo: Guanabara Koogan; 1988. Cap. 10, p. 129-57.
- 88 Todescan CR. Aplicação de pulsos ultracurtos em esmalte dental bovino [dissertação]. São Paulo: Instituto de Pesquisas Energéticas e Nucleares – IPEN / Faculdade de Odontologia, Universidade de São Paulo-SP; 2003.
- 89 Tokonabe H, Kouji R, Watanabe H, Nakamura Y, Matsumoto K. Morfological changes of human teeth with Er:YAG laser irradiation. J Clin Laser Med Surg. 1999;17(1):7-12.
- 90 Vogel A, Venugopalan V. Mechanism of pulsed laser ablation of biological tissues. Chem Rev. 2003;103:577-644.

- 91 Weigl P, Kasenbacher A, Werelius K. Medical therapy – dental applications. In: Dausinger F, Lichtner F, Lubatschowski H, editors. Femtosecond technology for technical and medical applications (Topics in applied physics). Berlin Heidelberg: Springer; 2004. p.167-85
- 92 Yaeger JA. Esmalte In: Bhaskar SN. Histologia e embriologia oral de Orban. São Paulo: Artes Médicas; 1978. p. 47-105.
- 93 Yamamoto H, Ooya K. Potential of yttrium-aluminum-garnet laser in caries prevention. J Oral Pathol. 1974;3:7-15.

2/1/08 9:44:13 AM

Apêndice B - Diferenciação entre Esmalte e Dentina de Dentes Bovinos e Humanos Através da Difratometria de Raios-x

III CONGRESSO DE EX-ALUNOS E JORNADA ODONTOLÓGICA - CEAO

segundo o tempo dos tubos dentários. Diante desses resultados, concluiu-se que a propagação da luz nos corpos-de-prova microscópicos pode ser descrita por um modelo baseado nas microestruturas. O desenvolvimento de modelos similares de outros materiais e tecidos biológicos é uma importante tarefa para futuras pesquisas que podem ter um grande impacto na aplicação da luz no processamento de materiais, técnicas e diagnósticos.

P021 DIFERENCIAÇÃO ENTRE ESMALTE E DENTINA DE DENTES BOVINOS E HUMANOS ATRAVÉS DA DIFRATOMETRIA DE RAIOS-X

DUTRA-CORREIA, M., RODRIGUES J.R., CARVALHO-FILHO, E., KURACHI, C., BAGNATO, V.S. FOSIC-UNESP. E-MAIL: MARISTELADCB@UOL.COM.BR

Os dentes bovinos são muito utilizados, simulando dentes humanos, em pesquisas *in vitro*, para testar novos materiais odontológicos, principalmente, na área de odontologia restauradora. Características cristalográficas distintas dos dentes bovinos e humanos podem resultar em comportamentos diferentes dos materiais em testes de durabilidade, maciez, resistência, dentre outros. A difratometria de raios-x identifica a organização cristalina por conjunto de picos, comparados a um padrão. Através do padrão de difração é possível determinar o sistema cristalino do composto e o parâmetro de rede. O objetivo desse trabalho foi caracterizar dentes bovinos e humanos, analisando esmalte e dentina. Foram utilizados 10 incisivos bovinos e 10 dentes humanos (3° molares). Os dentes foram seccionados com disco de diamante e pontos diamantados, separando, fisicamente, esmalte e dentina. As fases cristalinas foram determinadas pela difratometria de raios-x. Inicialmente, foi realizada uma análise para caracterização de superfície com fragmentos de esmalte ou dentina de dentes bovinos e humanos, cortados em forma de lâmina. Em seguida, foi realizada outra análise com o tecido despolimerizado (pulverizado). A fase cristalina hidroxiapatita (HAP) foi detectada como majoritária em esmalte e dentina. O esmalte apresentou maior cristalinidade quando comparado à dentina, evidenciada pelos picos mais estreitos e pela maior declinação desses picos. A dentina apresentou todos os picos de difração da hidroxiapatita, porém com alargamento dos picos e subestruturação. Através dos resultados obtidos concluiu-se que o dente bovino é semelhante ao humano quanto à fase HAP presente e cristalinidade, não impedindo, especificamente neste aspecto, a sua utilização em substituição ao dente humano.

P022 ANÁLISE DA RUGOSIDADE SUPERFICIAL DE DIFERENTES RESINAS COMPOSTAS APÓS POLIMENTO COM DISCOS OU PASTAS ABRASIVAS

MELO, R.O., TORRES, C.R.G., PUCCI, C.R., LIMA, V.F., PARADELLA, T.C. FACULDADE DE ODONTOLOGIA DE SÃO JOSÉ DOS CAMPOS - UNESP. E-MAIL: ROBERTS_SJC@YAHOO.COM.BR

O objetivo deste estudo foi avaliar a rugosidade superficial de diferentes resinas compostas após polimento com discos ou pastas abrasivas. Foram confeccionados 20 espécimes para cada tipo de resina, utilizando uma matriz com 1mm x 2mm, resultando nos grupos: P30 (Palfique Esthetic), DYT (Dyract Extra), A11A (110), Q10 (Quint) e G10 (Gardene). A rugosidade superficial foi padronizada utilizando discos Sof-Lex (SL) granada. Cada grupo foi dividido em dois subgrupos, de acordo com a técnica de polimento. No subgrupo S foram empregados os discos de lã Sof-Lex de granulometria média, fina e ultrafina. No subgrupo D foram empregados discos de feltro Diamond Flex associados às pastas de polimento: P30 (1 e 1), e Floc-Glass. A rugosidade superficial foi mensurada com um rugosímetro Perthenier S 120 (Perthen, Mahr, Alemanha) utilizando-se a ponta T1000, a laser pelo método de não-contato. Os resultados foram analisados pelos testes estatísticos de ANOVA e Tukey ($p < 0,05$), obtendo-se o valor de $p = 0,00$. Os valores de rugosidade média RA15 (devido padrão) medidos em μm para cada Grupo/subgrupo foram: GR/D - 1,724 $\pm$ 0,114; A1/S - 1,624 $\pm$ 0,434; Q1/D - 1,584 $\pm$ 0,094; Q1/S - 1,011 $\pm$ 0,708; DYT/D - 0,964 $\pm$ 0,096; GR/S - 0,904 $\pm$ 0,794; DYT/S - 0,824 $\pm$ 0,294; P30/D - 0,724 $\pm$ 0,154; A1/D - 0,584 $\pm$ 0,214; P3/S - 0,534 $\pm$ 0,154. As médias agrupadas das mesmas letras não apresentam diferenças significativas. Concluiu-se que para P3, DYT e Q1, os discos Sof-Lex proporcionaram menor rugosidade. Para A1, as pastas abrasivas proporcionaram menor rugosidade e para DYT não houve diferença significativa entre os métodos de polimento.

P023 INFLUÊNCIA DO TRATAMENTO DE SUPERFÍCIE NA RESISTÊNCIA ADESIVA ENTRE UMA RESINA COMPOSTA E UM CIMENTO RESINOSO

SILVA, L.H., ZOGHEIB, L.V., CANEPPPE, T.M.F., KUWANA, A.S., PAGANI, C. FOSIC-UNESP. E-MAIL: LUCASZOGHEIB@YAHOO.COM.BR

A influência do tratamento de superfície sobre a resistência adesiva entre uma resina composta (RC), previamente submetida à aplicação de cimento temporário (CT), e um cimento resinoso foi avaliada. Foram confeccionados 84 cilindros de RC (Eashe-X) (5 mm de diâmetro e 3 mm de altura) e incluídos em resina acetilica. Os conjuntos foram divididos em 6 grupos (G1 a G6) ($n=12$). Os grupos de 2 e 4 receberam uma camada do CT (Temp Bond NE). Após 24 horas, o CT foi removido com colter de dentina. Após a remoção do CT, as superfícies de RC receberam os seguintes tratamentos: G2: limpeza com etanol; G3: limpeza com escova rotatória e pó de pó; G4: jateamento por óxido de alumínio (Jet); G5: Jet e aplicação de adesivo G6: Jet, condicionamento com ácido fosfórico a 37% e aplicação de adesivo. O G1 (controle) não recebeu CT, criou umidade isolando transação de superfície. Os conjuntos foram submetidos à matriz de resina e receberam incremento de cimento resinoso (Phenix P), fotopolimerizado por 40s. Os corpos de prova foram submetidos a cisalhamento. Após os testes ANOVA e Tukey, os grupos G3 (8,53 MPa) e G4 (8,62 MPa) diferiram estatisticamente do G1 (1,34 MPa). As maiores médias de resistência ao cisalhamento foram encontradas nos G3 (14,78 MPa) e G4 (15,86 MPa). O jateamento da superfície da resina composta associado à utilização de adesivo proporcionou uma efetiva união ao cimento resinoso comparável ao grupo controle.

P024 ESTUDO COMPARATIVO ENTRE OS TRABALHOS ENVIADOS AOS LABORATÓRIOS PROTÉTICOS FEITOS POR ALUNOS DE GRADUAÇÃO E PROFISSIONAIS EM PRÓTESE PARCIAL REMOVÍVEL

MILESI, C., BEDIN, M.G., DESTRO, A.S., MAEKAWA, M., UEMURA, E. UNIVERSIDADE ESTADUAL PAULISTA JÚLIO DE MESQUITA FILHO - UNESP. E-MAIL: CINRAMILESI@YAHOO.COM.BR

O sucesso de grande número de Próteses Parciais Removíveis torna necessária uma investigação sobre as falhas nos procedimentos realizados pelos dentistas e prófeticos. O objetivo deste estudo foi analisar as

condições dos trabalhos para Prótese Parcial Removível enviados por estudantes e profissionais. Foram feitas sobre as condições procedimentais comuns e possíveis erros cometidos durante a confecção das próteses. Os dados foram coletados no período de 15 dias por técnicos de laboratório odontológico. Foi feita análise comparativa entre trabalhos enviados por dentistas e alunos de graduação. Uma amostra de 24 próteses foi enviada por alunos, e 272 por profissionais, sendo que, ao contrário dos estudantes, dos quais 100% enviaram trabalhos devidamente planejados, com preparo de apoio, plano guia e guia de transferência, enviaram trabalhos devidamente planejados, com preparo de apoio, plano guia e guia de transferência, apenas 13,23% além do hábito de enviar apenas a moldagem em laboratório. Conclui-se que apesar de todo o conhecimento teórico-prático adquirido na graduação, grande número de profissionais falham quanto aos procedimentos clínicos e laboratoriais, sendo como consequência, o insucesso de suas próteses.

P025 CONFEÇÃO DE PRÓTESE TOTAL, MUÇO SUPORTADA COM BASE DEFINITIVA

SANTOS, M.B.F., HIAN, L., SANTOS, J.F.F., MARCHINI, L., KIMPARA, E.T. UNESP-FOSIC. E-MAIL: MATEUSBERTOLINI@YAHOO.COM.BR

As próteses totais muco suportadas são opções de tratamento odontológico de grande utilidade clínica em países em desenvolvimento, nos quais os conceitos de prevenção oral se estabeleceram recentemente e oferecem maior qualidade funcional, com a utilização de implantes osteointegrados. A técnica mais difundida no Brasil para confecção de próteses totais muco suportadas utiliza, como base para os planos de orientação, chapas de prova confeccionadas em resina acrílica avinda quimicamente sobre modelos funcionais ativados. A técnica propõe aqui resgatar o uso de base definitiva confeccionada em resina acrílica avinda terminada, previamente sobre os modelos funcionais que são desde já perdidos. Tal proposta encontra respaldo principalmente na possibilidade de verificação prévia de erros de moldagem, melhor condição de retenção e estabilidade para registro das relações maxilo-mandibulares, maior segurança para o paciente no momento da prova dos dentes e melhoria da relação paciente-profissional, uma vez que o paciente tem a sensação final de retenção desde a verificação de adaptação da base definitiva. Desse modo, o presente trabalho se propõe a apresentar a técnica de uso da base definitiva em próteses totais muco suportadas.

P026 OTIMIZAÇÃO DA OCLUSÃO EM PRÓTESE TOTAL, MUÇO SUPORTADA

SANTOS, M.B.F., MOTTA, R.B., SILVA, F.H.D., SANTOS, J.F.F., PARES JÚNIOR, T.J.A. UNESP-FOSIC. E-MAIL: MATEUSBERTOLINI@YAHOO.COM.BR

A oclusão é um fator preponderante no sucesso das próteses totais muco suportadas. A literatura relata vários esquemas oclusais que podem ser aplicados nesta técnica, dentre os quais destacamos o oclusão unilateral e oclusão balanceada bilateral. Na técnica de uso mais frequente no Brasil, utiliza-se oclusão balanceada. Durante várias etapas da confecção da prótese total muco suportada o operador deve estar atento para realizar procedimentos que buscam obter oclusão oclusal. Nesse trabalho alguns procedimentos são aqui sendo descritos como facilitadores para a obtenção da oclusão balanceada. O uso da base definitiva, que proporciona maior retenção e estabilidade no momento do registro das relações maxilo-mandibulares, a aplicação do desgaste de Meyers, para a obtenção das curvas individuais durante a cera, montagem dos dentes partindo prótese superior montada, iniciando a montagem dos inferiores pelos caninos seguidos pela utilização da multa III, que propicia compensação entre os dentes superiores e inferiores das abduções dimensionais inferiores à proeminência e polimerização da resina acrílica avinda terminada, diminuindo a influência deste fenômeno sobre o plano oclusal e facilitando as análises oclusais finais.

P027 COMPARAÇÃO ENTRE RESPOSTAS A QUESTIONAMENTOS FEITOS A LABORATÓRIOS DE PRÓTESE E CIRURGIÕES DENTISTAS, SOBRE A REALIZAÇÃO DE PREPARO DE BOCA PARA PPR E AUTORIA DE PLANEJAMENTO

FERNANDES, J.R.V.B., PAVANELLI, C.A., NOGUEIRA, J.R.L., YAMAMOTO, E.T., SILVA, J.M.F. UNESP - SJC. E-MAIL: VIRGILIOVILAS@HOTMAIL.COM

Com o objetivo de verificar a coerência de informações obtidas de cirurgões dentistas (CD) e laboratoristas (LC) especializados em confecção de armações metálicas de próteses parciais removíveis (PPR), foram utilizados dois tipos de questionários diferentes, dirigidos a dentistas e laboratoristas, com perguntas simples e complementares, sobre quem realiza os planejamentos, quem escreve a história de intervenção e se realizam (CD) ou recebem modelos com preparações para apoio e planos de guia (LC) antes da confecção das armações. Com isso foi concluído que todos os CD afirmaram realizar preparações para apoio e plano de guia na boca, para os LC, 66,1% dos CD realizaram algum tipo de apoio e plano de guia na boca, mas apenas 15% deles enviaram ao LC algum planejamento das PPR.

P028 ESTUDO IN VITRO DA DEFORMAÇÃO E FADIGA DE GRAMPOS COBALTO E EM TITÂNIO PURO

FERNANDES, J.R.V.B., PAVANELLI, C.A., NOGUEIRA, J.R.L., YAMAMOTO, E.T., UMETSUBO, O.S. UNESP - SJC. E-MAIL: VIRGILIOVILAS@HOTMAIL.COM

Foi realizado um estudo experimental *in vitro* para investigar a deformação e fadiga de grampos circunferenciais simples de prótese parcial removível, fundidos em liga de cromo-cobalto e em titânio comercialmente puro. Para os ensaios foi utilizado um dispositivo experimentalmente construído a partir de um propulsor pneumático que tinha o objetivo de estimular repetidamente o movimento de abertura e fechamento dos corpos de prova, com velocidade de 10 ciclos por minuto, sobre uma matriz metalo-cerâmica. Na matriz foram realizados planos de guia para o tempo de aplicação e o controle manual, preparo para apoio manual e a obtenção de uma liga metálica, com resistência de 0,25mm, para receber os terminais removíveis dos espécimes ensaiados. O estudo dos ensaios mostrou que houve um círculo oclusal com o comando elástico do propulsor pneumático. Constatamos o dispositivo experimental e a metodologia utilizada, os resultados mostraram que não houve deformação por abertura ou fechamento por fadiga, até 20.000 ciclos, dos grupos circunferenciais, 20 fundidos em cromo-cobalto e 20 em titânio comercialmente puro, não havendo, portanto, variação que justificasse uma análise estatística sobre esse experimento. Foi concluído, portanto, que, quando

Anexo A - Parecer do Comitê de Ética em Pesquisa



CERTIFICADO
Comitê de Ética em Pesquisa-Local

CERTIFICAMOS, que o protocolo nº **04/2007-PH/CEP**, sobre **“Ablação de esmalte e dentina bovino e humanos com laser de Ti:Safira no regime de Femtossegundos – Análises morfológicas e físico-químicas comparativas ”**, sob a responsabilidade de **MARISTELA DUTRA-CORREA**, está de acordo com os Princípios Éticos, seguindo diretrizes e normas regulamentadoras de pesquisa, envolvendo seres humanos, conforme Resolução nº 196/96 do Conselho Nacional de Saúde e foi aprovado por este Comitê de Ética em Pesquisa.

São José dos Campos, 13 de fevereiro de 2007.



Prof. Dra. Suely Carvalho Mutti Naressi
Coordenadora do Comitê de Ética em Pesquisa-Local

Anexo B - Protocolos dos Procedimentos Básicos de Segurança

O laser utilizado pode ser classificado como um equipamento da Classe 4, de acordo com as normas da International Electrotechnical Commission IEC 825-1:1993.

Este laser gera radiações que podem produzir reflexões difusas perigosas, ou seja, acima da Classe 3B. Por este motivo as normas de segurança devem ser seguidas rigorosamente:

- uso de protetores oculares: item obrigatório sempre e de utilização irrestrita por todas as pessoas presentes no ambiente clínico e/ou laboratorial. Devem ser adequados ao comprimento de onda do laser utilizado.
- Materiais refletores: deve ser evitada a utilização de materiais e instrumentais reflexivos durante a prática laboratorial ou clínica.
- Aspiradores: utilizados em todos os procedimentos clínicos com laser de Classe 4, durante toda a intervenção. Devem ser aspiradores de alta potência acoplados a bomba de vácuo, para se evitar a inalação de produtos provenientes da vaporização tecidual.
- Habilitação: todos os pesquisadores ou clínicos necessitam de treinamento, além de conhecimento científico suficiente para manusear com segurança o equipamento.
- Ambiente clínico ou laboratorial: deve ser fechado e de uso restrito para pessoas habilitadas; é necessário um dispositivo de travamento e desligamento automático e também placa de advertência na porta.

Dutra-Corrêa M. Femtosecond laser ablation of bovine and human hard dental tissues: comparative morphological and physicochemical analysis. [doctorate thesis]. São José dos Campos: School of Dentistry of São José dos Campos: UNESP– São Paulo State University; 2007.

ABSTRACT

Bovine teeth have been conventionally used in dental research to replace human teeth. Differences in the physicochemical, structural and morphological properties of these substrates cause differences in their response to several treatments. This study investigated the ablation of enamel and dentin of bovine teeth (30) and human teeth (30) using a Ti:Sapphire laser at Femtosecond pulse width (70fs), $\lambda = 800 \pm 1 \text{ nm}$ and repetition rate of 1 KHz. Different output power levels and irradiation times were investigated. Morphological and physicochemical analysis were conducted. Irradiated specimens were evaluated under light microscopy, SEM and EDX. Microcavities in bovine and human enamel showed accurate ablation, with sharp margins and preserved morphologies. Human enamel did not exhibit induced thermal damage or microfractures; bovine enamel presented microfractures, probably due a lower resistance to laser ablation. The microcavities in dentin (bovine and human) presented defined borders, yet with microfractures, which were more frequent, wider and more intense in the bovine dentin, demonstrating a higher susceptibility to laser irradiation. Concerning the Ca/P ratio, the proportional alterations between the numbers of Ca atoms compared to P atoms were not statistically significant for any tissue. In this study Femtosecond Ti:Sapphire laser showed to be a fast, powerful and safe ablation system. Additionally, it promotes removal at small and specific depths. Considering the present results and depending on the type of tissue, it is clear that previous knowledge on the differences between them is required before direct extrapolation of results obtained in bovine substrate to the human substrate.

KEYWORDS: *Tooth, human and bovine; dentin; dental enamel; ablation; Ti:Sapphire; laser; Femtosecond; Energy Dispersive X-ray Spectroscopy (EDX or EDS); Scanning Electron Microscope (SEM).*