

MÁRCIA TONETTI CIARAMICOLI

**AVALIAÇÃO DA VARIAÇÃO DA TEMPERATURA EM AMOSTRAS
DE ESMALTE/DENTINA E DENTINA, APÓS IRRADIAÇÃO COM OS
LASERS DE Nd:YAG, Er:YAG (KAVO KEY LASER®) E Er:YAG
(KAVO KEY LASER® 3) – ANÁLISE COM TERMÔMETRO
DE RADIAÇÃO INFRAVERMELHA**

São Paulo

2004

Márcia Tonetti Ciaramicoli

**Avaliação da variação da temperatura em amostras de
esmalte/dentina e dentina, após irradiação com os lasers
de Nd:YAG, Er:YAG (Kavo KEY Laser®) e Er:YAG (Kavo KEY
Laser® 3) – Análise com termômetro de radiação infravermelha**

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

Área de Concentração: Dentística

Orientador: Prof. Dr. Rubens Corte Real de Carvalho

São Paulo

2004

FOLHA DE APROVAÇÃO

Ciaramicoli MT. Avaliação da variação da temperatura em amostras de esmalte/dentina e dentina, após irradiação com lasers de Nd:YAG, Er:YAG (Kavo KEY Laser®) e Er:YAG (Kavo KEY Laser® 3): análise com termômetro de radiação infravermelha [Tese de Doutorado]. São Paulo: Faculdade de Odontologia da USP; 2004.

São Paulo, ___/___/2004

Banca Examinadora

1) Prof(a). Dr(a). _____

Titulação: _____

Julgamento: _____ Assinatura: _____

2) Prof(a). Dr(a). _____

Titulação: _____

Julgamento: _____ Assinatura: _____

3) Prof(a). Dr(a). _____

Titulação: _____

Julgamento: _____ Assinatura: _____

4) Prof(a). Dr(a). _____

Titulação: _____

Julgamento: _____ Assinatura: _____

5) Prof(a). Dr(a). _____

Titulação: _____

Julgamento: _____ Assinatura: _____

À minha família,

Que é, e sempre será, meu porto seguro. Fonte inesgotável de amor, carinho, compreensão e companheirismo. Soube entender todos os momentos que precisei estar ausente.

É para vocês, **Silvio, Matheus, Mauricio** e **Elaine** que dedico este trabalho.

Em especial,

Aos meus pais, **Walter** e **Dirce**, que não mediram esforços na minha formação.

Agradeço o imensurável amor.

Amo muito vocês!

Prof. Dr. Rubens Corte Real de Carvalho
Obrigada pela orientação, aprendizado, apoio, incentivo e, sobretudo, por
dispor de seu tempo na elaboração desse trabalho.
Minha eterna gratidão e respeito.

AGRADECIMENTOS

- Ao Prof. Dr. Carlos de Paula Eduardo e ao LELO pela oportunidade de realizar esse trabalho.
- Ao Prof. Dr. Narciso Garone Netto por me introduzir na carreira universitária e por fazer parte da sua equipe.
- À Prof^a . Dr^a Cintia Helena Coury Saraceni pela oportunidade de trabalhar ao seu lado e, sobretudo, pelo apoio e incentivo.
- Ao Prof. Dr. Américo Mendes Carneiro Júnior pela ajuda na aquisição do termômetro de radiação infravermelha.
- À minha professora e amiga Angélica por toda paciência e principalmente pela correção do abstract.
- A Igor de Melo Lima sempre solícito, pela sua amizade.
- Ao técnico Sérgio Roberto de Lavor pelo grande auxílio prestado.
- Ao engenheiro Márcio Góis, do Laboratório de Metrologia da ECIL, sempre disposto a esclarecer minhas dúvidas.
- Ao amigo Marcelo Fardin pela imensurável ajuda, sem a qual seria impossível iniciar esse trabalho. Palavras seriam muito pouco para agradecer.
- À Maria Aparecida Rosa pela revisão gramatical.
- A Alexandre Tadeu Barbosa pela enorme gentileza e principalmente pela ajuda na correção dos gráficos.

- À Pós-graduanda Patrícia Freitas pela ajuda na elaboração das fotos.
- À estagiária didática Marília Vanzelli pelo grande auxílio no início deste trabalho.
- Ao técnico Aldo Francisco Gomes sempre disposto a ajudar.
- Aos funcionários do LELO, Haroldo Lima Bueno e Liliane de Souza e Souza, sempre solícitos e compreensivos.
- A todos os funcionários da S.D.O., em especial à Maria Aparecida Pinto e à bibliotecária Aguida Feliziani.
- A todos os meus colegas da UNIP e UNICID.
- Aos meus grandes amigos, Regina, Ruth, Luiz e Rita, companheiros de todas as horas. Vocês foram extremamente importantes nesse período da minha vida.

Muito Obrigada!

Ciaramicoli MT. Avaliação da variação da temperatura em amostras de esmalte/dentina e dentina, após irradiação com os lasers de Nd:YAG, Er:YAG (Kavo KEY Laser®) e Er:YAG (Kavo KEY Laser® 3): análise com termômetro de radiação infravermelha [Tese de Doutorado]. São Paulo: Faculdade de Odontologia da USP; 2004.

RESUMO

Desde o desenvolvimento do laser pelo norte-americano Theodore Harold Maiman em 1960, inúmeras pesquisas têm sido realizadas com o objetivo de avaliar os efeitos sobre os tecidos dentais, principalmente os relacionados com o aumento de temperatura no interior da câmara pulpar. Esta pesquisa foi desenvolvida com o objetivo de avaliar a variação de temperatura em amostras de esmalte/dentina e dentina, após irradiação com os lasers de Nd:YAG, Er:YAG (Kavo KEY Laser®) e Er:YAG (Kavo KEY Laser® 3), através de análise com termômetro de radiação infravermelha. Foram selecionados 110 terceiros molares isentos de cárie, obtidos através do Banco de Dentes Permanentes Humanos que pertence à Faculdade de Odontologia da Universidade de São Paulo e o projeto de pesquisa foi aprovado pelo Comitê de Ética em Pesquisa (CEP) com o parecer nº 44/03. As coroas foram separadas das raízes por meio de um disco de carborundum e todas as coroas foram totalmente incluídas no interior de um tubo de PVC com resina transparente. Os cortes foram realizados no aparelho de corte Labcut, paralelamente ao longo eixo das coroas, no sentido méso-distal, para obter 750 amostras, com 5 diferentes espessuras (1mm, 2mm, 3mm, 4mm e 5mm), sendo 350 amostras de esmalte/dentina e 400 amostras de dentina. Foi utilizado um termômetro de radiação infravermelha (MINIRAY 100 XL) para medição da variação de temperatura nos dois lados das amostras (frente e atrás), irradiadas em diferentes condições e parâmetros

com os lasers de Nd:YAG, Er:YAG (Kavo KEY Laser®) e Er:YAG (Kavo KEY Laser® 3). Os resultados obtidos com todos os lasers e parâmetros demonstraram que a associação refrigeração + espessura das amostras foi estatisticamente significativa, quanto à redução da variação de temperatura em comparação à associação ausência de refrigeração + espessura das amostras. Houve uma diminuição da variação da temperatura estatisticamente significativa de acordo com as espessuras das amostras irradiadas sem refrigeração, porém não o suficiente para evitar grandes elevações de temperatura. No geral, as variações das temperaturas foram sempre maiores no lado da frente das amostras, independente do uso ou não de refrigeração. Para o laser de Nd:YAG, houve menores variações de temperatura, estatisticamente significativa, nos grupos irradiados sem contato e sem a presença da tinta nanquim, independente da presença ou não de refrigeração.

Palavras-Chave: Temperatura – Termômetro de radiação infravermelha – Laser de Nd:YAG – Laser de Er:YAG

Ciaramicoli MT. Evaluation of the variance in temperature of the enamel/dentin and dentin samples after irradiation with Nd:YAG, Er:YAG (Kavo KEY Laser®) and Er:YAG (Kavo KEY Laser® 3) – Infrared radiation thermometer analysis [Tese de Doutorado]. São Paulo: Faculdade de Odontologia da USP; 2004.

ABSTRACT

The laser was developed in 1960 by Theodore Harold Maiman and many researches have been carried out with the aim to evaluate the effects on the dental tissues, mainly the effects related to the increase of temperature inside the pulp chamber. This research was developed with the purpose of evaluating the variance in temperature of the enamel/dentin and dentin samples after irradiation with Nd:YAG, Er:YAG (Kavo KEY Laser®) and Er:YAG (Kavo KEY Laser® 3) and an analysis with the infrared radiation thermometer was done. A hundred and ten teeth without dental caries were selected and obtained from the Human Permanent Teeth Bank that belongs to the Odontology College of the University of São Paulo and this research has been approved by the Ethic Research Committee (CEP), as the document nº 44/03 attests. The roots were separated from the crowns with the carburundum disc; all crowns were totally inserted inside a PVC tube with transparent resin and they were cut axially in the Labcut machine, in the mesio-distal way, to obtain 750 samples with five different thickness (1mm, 2mm, 3mm, 4mm e 5mm), 350 enamel/dentin samples and 400 dentin samples. An infrared radiation thermometer (MINIRAY 100XL) was used to measure the variance in temperature in both sides of the samples (front and behind), irradiated in different conditions and parameters with the Nd:YAG, Er:YAG (Kavo KEY Laser®) and Er:YAG (Kavo KEY Laser® 3). The results showed that the association of the refrigeration + samples' thickness was statistically significant in the reduction of the variance in temperature when compared

to the association of the refrigeration absence + samples' thickness. There was a statistically significant reduction of the variance in temperature according to the the samples' thickness irradiated without refrigeration, although it wasn't enough to avoid high temperature increase. In general, the variance in temperature was always higher in the front of samples, whether there was refrigeration or not. For the Nd:YAG laser, there was a lower variance in temperature, statistically significant, in the groups that were irradiated without contact and black ink, whether there was refrigeration or not.

Key-works: Temperature – Infrared radiation thermometer - Nd:YAG Laser – Er:YAG Laser

LISTA DE FIGURAS

Figura 4.1 - Amostras de esmalte/dentina e dentina	75
Figura 4.2 - Espessuras das amostras de esmalte/dentina e dentina	76
Figura 4.3 - Termômetro de radiação infravermelha – MINIRAY 100XL	77
Figura 4.4 - Visor e teclas de comando do termômetro de radiação infravermelha – MINIRAY 100XL	78
Figura 4.5 - Dispositivo para fixação das amostras, dos lasers e do termômetro de radiação infravermelha	81
Figura 4.6 - Termômetro posicionado na canaleta e preso com o clipe para evitar movimentação.....	81
Figura 4.7 - Mira laser do termômetro de radiação infravermelha – MINIRAY 100XL.....	84
Figura 4.8 - Peça de mão 2051 – Er:YAG (Kavo KEY Laser®) – posicionada perpendicularmente às hastes metálicas.....	84
Figura 4.9 - Laser de Nd:YAG – Pulse Master 1000 – USA.....	85
Figura 4.10 - Laser de Er:YAG (Kavo KEY Laser®) – Kavo Co	91
Figura 4.11 - Laser de Er:YAG (Kavo KEY Laser® 3) – Kavo Co.....	91

LISTA DE TABELAS

Tabela 5.1 - ANOVA para o resultado 1 – sem refrigeração.....	102
Tabela 5.2 - ANOVA para o resultado 1 – com refrigeração.....	106
Tabela 5.3 - Médias e desvio-padrão para o resultado 2 – sem refrigeração.....	108
Tabela 5.4 - ANOVA para o resultado 2 – sem refrigeração.....	109
Tabela 5.5 - Níveis descritivos da comparação múltipla pelo método de Tukey para o resultado 2 – sem refrigeração.....	110
Tabela 5.6 - Médias e desvio-padrão para o resultado 2 – com refrigeração.....	110
Tabela 5.7 - ANOVA para o resultado 2 – com refrigeração.....	112
Tabela 5.8 - ANOVA Final para o resultado 2 – com refrigeração.....	112
Tabela 5.9 - Níveis descritivos da comparação múltipla pelo método de Tukey para interação tecido*espessura – resultado 2 – com refrigeração.....	112
Tabela 5.10 - Níveis descritivos da comparação múltipla pelo método de Tukey para interação tecido*lado – resultado 2 – com refrigeração.....	113
Tabela 5.11 - Médias e desvio-padrão para o resultado 3 – sem refrigeração.....	114
Tabela 5.12 - ANOVA para o resultado 3 – sem refrigeração.....	115

Tabela 5.13 - Médias e desvio-padrão para o resultado 3 – com refrigeração.....	117
Tabela 5.14 - ANOVA para o resultado 3 – com refrigeração.....	119
Tabela 5.15 - Médias e desvio-padrão para o resultado 4 – sem refrigeração.....	121
Tabela 5.16 - ANOVA para o resultado 4 – sem refrigeração.....	123
Tabela 5.17 - Médias e desvio-padrão para o resultado 4 – com refrigeração.....	125
Tabela 5.18 - ANOVA para o resultado 4 – com refrigeração.....	127
Tabela 5.19 - Médias e desvio-padrão para o resultado 5 – dentina – sem refrigeração.....	129
Tabela 5.20 - ANOVA para o resultado 5 – dentina – sem refrigeração.....	131
Tabela 5.21 - Médias e desvio-padrão para o resultado 5 – dentina – com refrigeração.....	132
Tabela 5.22 - ANOVA Final para o resultado 5 – dentina – com refrigeração.....	134
Tabela 5.23 - Médias e desvio-padrão para o resultado 5 – esmalte/dentina – sem refrigeração.....	136
Tabela 5.24 - ANOVA para o resultado 5 – esmalte/dentina – sem refrigeração....	138
Tabela 5.25 - Médias e desvio-padrão para o resultado 5 – esmalte/dentina – com refrigeração.....	139
Tabela 5.26 - ANOVA Final para o resultado 5 – esmalte/dentina – com refrigeração.....	141
Apêndice A - Variação da temperatura (inicial e final) no lado da frente das amostras de esmalte/dentina irradiadas com o laser de Nd:YAG.....	183
Apêndice B - Variação da temperatura (inicial e final) no lado de trás das amostras de esmalte/dentina irradiadas com o laser de Nd:YAG.....	184

Apêndice C - Variação da temperatura (inicial e final) no lado da frente das amostras de dentina irradiadas com o laser de Nd:YAG.....	185
Apêndice D - Variação da temperatura (inicial e final) no lado de trás das amostras de dentina irradiadas com o laser de Nd:YAG.....	186
Apêndice E - Variação da temperatura (inicial e final) no lado da frente das amostras de esmalte/dentina irradiadas com os lasers de Er:YAG (Kavo KEY Laser®) e Er:YAG (Kavo KEY Laser® 3).....	187
Apêndice F - Variação da temperatura (inicial e final) no lado de trás das amostras de esmalte/dentina irradiadas com os lasers de Er:YAG (Kavo KEY Laser®) e Er:YAG (Kavo KEY Laser® 3)	188
Apêndice G - Variação da temperatura (inicial e final) no lado da frente das amostras de dentina irradiadas com os lasers de Er:YAG (Kavo KEY Laser®) e Er:YAG (Kavo KEY Laser® 3)	189
Apêndice H - Variação da temperatura (inicial e final) no lado de trás das amostras de dentina irradiadas com os lasers de Er:YAG (Kavo KEY Laser®) e Er:YAG (Kavo KEY Laser® 3)	190
Apêndice I - Médias e desvio-padrão (entre parênteses) para o resultado 1– sem refrigeração	191
Apêndice J - Níveis descritivos da comparação múltipla pelo método de Tukey para o resultado 1 – sem refrigeração – grupo dentina / com nanquim / atrás / com contato.....	191
Apêndice K - Níveis descritivos da comparação múltipla pelo método de Tukey para o resultado 1 – sem refrigeração – grupo dentina / com nanquim / atrás / sem contato.....	191
Apêndice L - Níveis descritivos da comparação múltipla pelo método de Tukey para o resultado 1 – sem refrigeração – grupo dentina / com nanquim / frente / com contato	192
Apêndice M - Níveis descritivos da comparação múltipla pelo método de Tukey para o resultado 1 – sem refrigeração – grupo dentina / com nanquim / frente / com contato	192

Apêndice N - Níveis descritivos da comparação múltipla pelo método de Tukey para o resultado 1 – sem refrigeração – grupo dentina / sem nanquim / atrás / com contato.....	192
Apêndice O - Níveis descritivos da comparação múltipla pelo método de Tukey para o resultado 1 – sem refrigeração – grupo dentina / sem nanquim / atrás / sem contato.....	192
Apêndice P - Níveis descritivos da comparação múltipla pelo método de Tukey para o resultado 1 – sem refrigeração – grupo dentina / sem nanquim / frente / com contato	193
Apêndice Q - Níveis descritivos da comparação múltipla pelo método de Tukey para o resultado 1 – sem refrigeração – grupo dentina / sem nanquim / frente / sem contato	193
Apêndice R - Níveis descritivos da comparação múltipla pelo método de Tukey para o resultado 1 – sem refrigeração – grupo esmalte/dentina / com nanquim / atrás / com contato	193
Apêndice S - Níveis descritivos da comparação múltipla pelo método de Tukey para o resultado 1 – sem refrigeração – grupo esmalte/dentina / com nanquim / atrás / sem contato	193
Apêndice T - Níveis descritivos da comparação múltipla pelo método de Tukey para o resultado 1 – sem refrigeração – grupo esmalte/dentina / com nanquim / frente / com contato.....	194
Apêndice U - Níveis descritivos da comparação múltipla pelo método de Tukey para o resultado 1 – sem refrigeração – grupo esmalte/dentina / com nanquim / frente / com contato.....	194
Apêndice V - Níveis descritivos da comparação múltipla pelo método de Tukey para o resultado 1 – sem refrigeração – grupo esmalte/dentina / sem nanquim / atrás / com contato	194
Apêndice W - Níveis descritivos da comparação múltipla pelo método de Tukey para o resultado 1 – sem refrigeração – grupo esmalte/dentina / sem nanquim / atrás / sem contato	194
Apêndice X - Níveis descritivos da comparação múltipla pelo método de Tukey para o resultado 1 – sem refrigeração – grupo esmalte/dentina / sem nanquim / frente / com contato	195

Apêndice Y -	Níveis descritivos da comparação múltipla pelo método de Tukey para o resultado 1 – sem refrigeração – grupo esmalte/dentina / sem nanquim / frente / sem contato.....	195
Apêndice Z -	Níveis descritivos da comparação múltipla pelo método de Tukey para o resultado 1 – sem refrigeração – espessura 1mm.....	195
Apêndice Aa -	Níveis descritivos da comparação múltipla pelo método de Tukey para o resultado 1 – sem refrigeração – espessura 2mm.....	196
Apêndice Bb -	Níveis descritivos da comparação múltipla pelo método de Tukey para o resultado 1 – sem refrigeração – espessura 3mm.....	196
Apêndice Cc -	Níveis descritivos da comparação múltipla pelo método de Tukey para o resultado 1 – sem refrigeração – espessura 4mm.....	196
Apêndice Dd -	Níveis descritivos da comparação múltipla pelo método de Tukey para o resultado 1 – sem refrigeração – espessura 5mm.....	197
Apêndice Ee -	Médias e desvio-padrão (entre parênteses) para o resultado 1– com refrigeração	197
Apêndice Ff -	Níveis descritivos da comparação múltipla pelo método de Tukey para o resultado 1 – com refrigeração – grupo dentina / com nanquim / atrás / com contato	197
Apêndice Gg -	Níveis descritivos da comparação múltipla pelo método de Tukey para o resultado 1 – com refrigeração – grupo dentina / com nanquim / atrás / sem contato	198
Apêndice Hh -	Níveis descritivos da comparação múltipla pelo método de Tukey para o resultado 1 – com refrigeração – grupo dentina / com nanquim / frente / com contato	198
Apêndice Ii -	Níveis descritivos da comparação múltipla pelo método de Tukey para o resultado 1 – com refrigeração – grupo dentina / com nanquim / frente / com contato	198
Apêndice Jj -	Níveis descritivos da comparação múltipla pelo método de Tukey para o resultado 1 – com refrigeração – grupo dentina / sem nanquim / atrás / com contato	198

Apêndice Kk -	Níveis descritivos da comparação múltipla pelo método de Tukey para o resultado 1 – com refrigeração – grupo dentina / sem nanquim / atrás / sem contato	199
Apêndice Ll -	Níveis descritivos da comparação múltipla pelo método de Tukey para o resultado 1 – com refrigeração – grupo dentina / sem nanquim / frente / com contato	199
Apêndice Mm -	Níveis descritivos da comparação múltipla pelo método de Tukey para o resultado 1 – com refrigeração – grupo dentina / sem nanquim / frente / sem contato	199
Apêndice Nn -	Níveis descritivos da comparação múltipla pelo método de Tukey para o resultado 1 – com refrigeração – grupo esmalte/dentina / com nanquim / atrás / com contato	199
Apêndice Oo -	Níveis descritivos da comparação múltipla pelo método de Tukey para o resultado 1 – com refrigeração – grupo esmalte/dentina / com nanquim / atrás / sem contato	200
Apêndice Pp -	Níveis descritivos da comparação múltipla pelo método de Tukey para o resultado 1 – com refrigeração – grupo esmalte/dentina / com nanquim / frente / com contato	200
Apêndice Qq -	Níveis descritivos da comparação múltipla pelo método de Tukey para o resultado 1 – com refrigeração – grupo esmalte/dentina / com nanquim / frente / com contato	200
Apêndice Rr -	Níveis descritivos da comparação múltipla pelo método de Tukey para o resultado 1 – com refrigeração – grupo esmalte/dentina / sem nanquim / atrás / com contato	200
Apêndice Ss -	Níveis descritivos da comparação múltipla pelo método de Tukey para o resultado 1 – com refrigeração – grupo esmalte/dentina / sem nanquim / atrás / sem contato	201
Apêndice Tt -	Níveis descritivos da comparação múltipla pelo método de Tukey para o resultado 1 – com refrigeração – grupo esmalte/dentina / sem nanquim / frente / com contato	201
Apêndice Uu -	Níveis descritivos da comparação múltipla pelo método de Tukey para o resultado 1 – com refrigeração – grupo esmalte/dentina / sem nanquim / frente / sem contato	201

Apêndice Vv - Níveis descritivos da comparação múltipla pelo método de Tukey para o resultado 1 – com refrigeração – espessura 1mm.....	201
Apêndice Ww - Níveis descritivos da comparação múltipla pelo método de Tukey para o resultado 1 – com refrigeração – espessura 2mm.....	202
Apêndice Xx - Níveis descritivos da comparação múltipla pelo método de Tukey para o resultado 1 – com refrigeração – espessura 3mm.....	202
Apêndice Yy - Níveis descritivos da comparação múltipla pelo método de Tukey para o resultado 1 – com refrigeração – espessura 4mm.....	202
Apêndice Zz - Níveis descritivos da comparação múltipla pelo método de Tukey para o resultado 1 – com refrigeração – espessura 5mm.....	203
Apêndice Aaa - Níveis descritivos da comparação múltipla pelo método de Tukey para o resultado 3 – sem refrigeração.....	203
Apêndice Bbb - Níveis descritivos da comparação múltipla pelo método de Tukey para o resultado 3 – com refrigeração.....	204
Apêndice Ccc - Níveis descritivos da comparação múltipla pelo método de Tukey para o resultado 4 – sem refrigeração.....	204
Apêndice Ddd - Níveis descritivos da comparação múltipla pelo método de Tukey para o resultado 4– com refrigeração.....	204
Apêndice Eee - Níveis descritivos da comparação múltipla pelo método de Tukey para o resultado 5 – dentina – sem refrigeração	205
Apêndice Fff - ANOVA para o resultado 5 – dentina – com refrigeração	205
Apêndice Ggg - Níveis descritivos da comparação múltipla pelo método de Tukey para interação tecido*lado – dentina – resultado 5 – com refrigeração	205
Apêndice Hhh - Níveis descritivos da comparação múltipla pelo método de Tukey para o resultado 5 – esmalte/dentina – sem refrigeração	206
Apêndice Iii - ANOVA para o resultado 5 – esmalte/dentina – com refrigeração	206

Apêndice Jjj - Níveis descritivos da comparação múltipla pelo método de Tukey para interação tecido*lado – esmalte/dentina – resultado 5 – com refrigeração.....	206
--	-----

LISTA DE GRÁFICOS

Gráfico 4.1 -	Grupos das amostras de esmalte/dentina irradiadas com o laser de Nd:YAG.....	88
Gráfico 4.2 -	Grupos das amostras de dentina irradiadas com o laser de Nd:YAG.....	88
Gráfico 4.3 -	Grupos das amostras de esmalte/dentina e dentina irradiadas com o laser de Er:YAG (Kavo KEY Laser [®]) – peça de mão 2051	93
Gráfico 4.4 -	Grupos das amostras de esmalte/dentina irradiadas com o laser de Er:YAG (Kavo KEY Laser [®]) – peça de mão 2051	94
Gráfico 4.5 -	Grupos das amostras de esmalte/dentina e dentina irradiadas com o laser de Er:YAG (Kavo KEY Laser [®]) – peça de mão 2055.....	95
Gráfico 4.6 -	Grupos das amostras de esmalte/dentina irradiadas com o laser de Er:YAG (Kavo KEY Laser [®] 3) – peça de mão 2060.....	96
Gráfico 4.7 -	Grupos das amostras de dentina irradiadas com o laser de Er:YAG (Kavo KEY Laser [®] 3) – peça de mão 2060.....	97
Gráfico 5.1 -	Médias da variação de temperatura para 4 fatores – resultado 1	99
Gráfico 5.2 -	Médias para o resultado 1 – esmalte/dentina – sem refrigeração ..	100
Gráfico 5.3 -	Médias para o resultado 1 – dentina – sem refrigeração	101
Gráfico 5.4 -	Médias para o resultado 1 – esmalte/dentina – com refrigeração ..	104
Gráfico 5.5 -	Médias para o resultado 1 – dentina – com refrigeração	104
Gráfico 5.6 -	Médias da variação de temperatura entre os fatores – resultado 2	107

Gráfico 5.7 -	Médias da variação de temperatura entre a interação tecido, lado e espessura das amostras – resultado 2 – sem refrigeração	108
Gráfico 5.8 -	Médias da variação de temperatura entre a interação tecido, lado e espessura das amostras – resultado 2 – com refrigeração	111
Gráfico 5.9 -	Médias da variação de temperatura entre os fatores – resultado 3	113
Gráfico 5.10 -	Médias da variação de temperatura entre a interação lado e espessura das amostras – resultado 3 – sem refrigeração	114
Gráfico 5.11 -	Interações para o resultado 3 – sem refrigeração.....	116
Gráfico 5.12 -	Médias da variação de temperatura para interação lado e espessura das amostras – resultado 3 – com refrigeração.....	117
Gráfico 5.13 -	Médias e desvio-padrão para o resultado 3 – com refrigeração.....	118
Gráfico 5.14 -	Interações para o resultado 3 – com refrigeração.....	119
Gráfico 5.15 -	Médias da variação de temperatura entre fatores – resultado 4.....	120
Gráfico 5.16 -	Médias da variação de temperatura entre a interação tecido, lado e espessura das amostras – resultado 4 – sem refrigeração	122
Gráfico 5.17 -	Médias e desvio-padrão para o resultado 4 – sem refrigeração.....	122
Gráfico 5.18 -	Interações para o resultado 4 – sem refrigeração.....	124
Gráfico 5.19 -	Médias da variação de temperatura entre a interação tecido, lado e espessura das amostras – resultado 4 – com refrigeração	125
Gráfico 5.20 -	Médias e desvio-padrão para o resultado 4 – com refrigeração.....	126
Gráfico 5.21 -	Interações para o resultado 4 – com refrigeração.....	127
Gráfico 5.22 -	Médias da variação de temperatura entre fatores – resultado 5.....	128
Gráfico 5.23 -	Médias da variação de temperatura entre a interação lado e espessura das amostras – resultado 5 – dentina – sem refrigeração	129

Gráfico 5.24 - Médias e desvio-padrão para o resultado 5 – dentina – sem refrigeração	130
Gráfico 5.25 - Interações para o resultado 5 – dentina – sem refrigeração	131
Gráfico 5.26 - Médias da variação de temperatura entre a interação lado e espessura das amostras – resultado 5 – dentina – com refrigeração	133
Gráfico 5.27 - Médias e desvio-padrão para o resultado 5 – dentina – com refrigeração	133
Gráfico 5.28 - Efeitos principais para o resultado 5 – dentina – com refrigeração	135
Gráfico 5.29 - Médias da variação de temperatura entre interação lado e espessura das amostras – resultado 5 – esmalte/dentina – sem refrigeração	136
Gráfico 5.30 - Médias e desvio-padrão para o resultado 5 – esmalte/dentina – sem refrigeração	137
Gráfico 5.31 - Interações para o resultado 5 – esmalte/dentina – sem refrigeração	138
Gráfico 5.32 - Médias da variação de temperatura entre a interação lado e espessura das amostras – resultado 5 – esmalte/dentina – com refrigeração	140
Gráfico 5.33 - Médias e desvio-padrão para o resultado 5 – esmalte/dentina – com refrigeração	140
Gráfico 5.34 - Interações para o resultado 5 – esmalte/dentina – com refrigeração	142

LISTA DE ABREVIATURA E SIGLAS

Cm	Centímetro
cm ²	Centímetro ao quadrado
CO ₂	Dióxido de carbono
Cr	Cromo
Er	Érbio
He-Ne	Hélio-Neônio
Ho	Hólmio
N	Nitrogênio
NaOCl	Hipoclorito de sódio
Nd	Neodímio
Min	minuto
ml/s	mililitros por segundo
mm	milímetro
mm/s	milímetro por segundo
ms	milissegundos
Ni	Níquel
Nm	nanômetro
rpm	rotação por minuto
s	segundo
YAG	Yttrium – Aluminium – Garnet
YAP	Yttrium – Aluminium – Paladium

LISTA DE SÍMBOLOS

°C	graus Celsius
Hz	Hertz
J	Joule
J/cm ²	Joule por centímetro ao quadrado
M	Mol
mJ	milijoule
N	Newton
pH	potencial hidrogeniônico
W	Watt
μ	micrômetro
μs	microsegundos
μL	microlitro
%	porcentagem

SUMÁRIO

	p.
1 INTRODUÇÃO	27
2 REVISÃO DA LITERATURA	30
2.1 Resposta dos tecidos dentais ao calor.....	30
2.2 Interação dos lasers de alta potência com os tecidos dentais	32
2.3 Efeitos da irradiação do laser de Nd:YAG sobre a polpa.....	36
2.4 Efeitos da irradiação do laser de Er:YAG sobre a polpa.....	53
2.5 Comparação dos efeitos dos lasers de Nd:YAG e Er:YAG sobre a polpa.....	66
3 PROPOSIÇÃO	71
4 MATERIAL E MÉTODOS	72
4.1 Material.....	72
4.1.1 Equipamentos.....	72
4.1.2 Instrumental e material	73
4.2 Métodos.....	74
4.2.1 Preparo das amostras.....	74
4.2.2 Termômetro de radiação infravermelha	76
4.2.2.1 Emissividade	78
4.2.3 Dispositivo para fixação das amostras, dos lasers e do termômetro de radiação infravermelha.....	79
4.2.4 Irradiação com os lasers de Nd:YAG, Er:YAG (Kavo KEY Laser®) e Er:YAG (Kavo KEY Laser® 3)	82
4.2.4.1 Irradiação com o laser de Nd:YAG.....	85
4.2.4.2 Irradiação com os lasers de Er:YAG (Kavo KEY Laser®) e Er:YAG (Kavo KEY Laser® 3)	89
4.2.5 Análise estatística.....	97

5 RESULTADOS	98
5.1 Laser de Nd:YAG – fibra de 300µm – 40mJ-25Hz-1W (Resultado 1)	99
5.1.1 Sem refrigeração	100
5.1.2 Com refrigeração	103
5.2 Laser de Er:YAG (Kavo KEY Laser®) – fibra 2051 – 250mJ-4Hz (Resultado 2)	107
5.2.1 Sem refrigeração	107
5.2.2 Com refrigeração	110
5.3 Laser de Er:YAG (Kavo KEY Laser®) – fibra 2051 – 300mJ-6Hz (Resultado 3)	113
5.3.1 Sem refrigeração	114
5.3.2 Com refrigeração	116
5.4 Laser de Er:YAG (Kavo KEY Laser®) – fibra 2055 – 60mJ-2Hz (Resultado 4)	120
5.4.1 Sem refrigeração	121
5.4.2 Com refrigeração	124
5.5 Laser de Er:YAG (Kavo KEY Laser® 3) – fibra 2060 (Resultado 5)	128
5.5.1 Dentina – Sem refrigeração	129
5.5.2 Dentina – Com refrigeração	132
5.5.3 Esmalte/dentina – Sem refrigeração	135
5.5.4 Esmalte/dentina– Com refrigeração	139
6 DISCUSSÃO	143
7 CONCLUSÕES	170
REFERÊNCIAS	175
APÊNDICES	182
ANEXOS	207

1 INTRODUÇÃO

Na área da saúde, é essencial que inúmeras pesquisas sejam feitas, antes do lançamento no mercado de novos medicamentos e equipamentos. Este é um cuidado necessário para se garantir segurança, fundamentação científica e aprimoramento das técnicas, o que resultará em melhor qualidade de vida das pessoas que venham a fazer uso desses produtos ou técnicas.

Os efeitos biológicos da irradiação laser têm sido estudados, desde o desenvolvimento do primeiro laser em 1960 pelo norte-americano Theodore Harold Maiman (MAIMAN, 1960).

Cada laser possui características e propriedades distintas e o efeito da irradiação laser no tecido alvo depende diretamente do comprimento de onda e da absorção do tecido.

O feixe laser, ao atingir a superfície do tecido alvo, pode apresentar quatro tipos de interações: absorção pelo tecido alvo; transmissão, quando a luz atravessa a região irradiada; reflexão, quando atinge o tecido e em seguida é refletida e espalhamento, quando o feixe espalha-se no interior do tecido em várias direções. Os efeitos terapêuticos desejados na irradiação de tecidos biológicos são obtidos quando ocorre absorção do feixe laser.

Os efeitos causados pela absorção da irradiação laser sobre os tecidos podem ser térmicos (coagulação, vaporização, corte ou carbonização tecidual) ou não térmicos (fotoquímicos, elétricos, fotomecânicos, entre outros).

Os efeitos térmicos resultam da absorção pelos tecidos da energia transportada pelo feixe laser e da degradação local em calor, isto é, conversão de energia eletromagnética em energia térmica. A ação térmica é modulada então pela condutividade térmica dos tecidos atingidos e pela vascularização local. O calor flui do tecido aquecido para os tecidos circunvizinhos à região de incidência do feixe laser. Este fluxo deve ser minimizado, a fim de que o dano térmico seja reduzido. Desta forma, deve ser depositada energia suficiente em tempo menor, o que levaria o calor a difundir-se para o tecido vizinho por condução (relaxação térmica).

O comprimento de onda do laser deve ser absorvido pelo tecido alvo, de modo a não causar aumento excessivo da temperatura intrapulpar, pois de acordo com Zach e Cohen (1965), aumentos de temperatura superiores a $5,5^{\circ}\text{C}$ durante 1 minuto poderiam levar a alterações pulparens irreversíveis.

Para procedimentos clínicos, é fundamental conhecer a interação do laser com o tecido alvo, bem como aplicar a técnica adequada de irradiação. Os parâmetros de energia adequados para cada procedimento deverão ser seguidos, bem como o controle da refrigeração que é necessário para prevenir efeitos térmicos quando se irradia tecidos duros, evitando danos indesejáveis aos tecidos adjacentes.

Do desenvolvimento à utilização dos lasers em odontologia, suas indicações clínicas, vantagens e limitações têm sido evidenciadas em inúmeras pesquisas avaliando os efeitos da irradiação dos diferentes comprimentos de onda nos tecidos orais moles e nos dentais duros.

Em virtude da quantidade de parâmetros possíveis, a serem utilizados com os lasers disponíveis para aplicação em Odontologia, surge a necessidade de maiores investigações, a respeito do comportamento da variação da temperatura produzida durante as irradiações.

2 REVISÃO DA LITERATURA

2.1 Resposta dos tecidos dentais ao calor

Postle, Lefkowitz e McConnell (1959) avaliaram a resposta pulpar de 88 dentes de cães frente à aplicação de calor. As temperaturas aplicadas foram de 6,72°C, 12,34°C e 28,13°C. Não foram realizados preparos cavitários. Um total de 88 dentes foi dividido em grupos e estes avaliados após 24 horas, 7 dias e 30 dias, de acordo com o grupo. Os dentes submetidos às temperaturas de 6,72°C e 12,34°C responderam de maneira semelhante. Análise histológica mostrou a presença de odontoblastos ectópicos e áreas de vesiculação evidentes, após 24 horas. Após uma semana, foi possível observar a presença de células inflamatórias e após um mês, os dentes mostraram-se completamente recuperados. A aplicação da temperatura de 28,13°C resultou, após uma semana, em hiperemia e inflamação. Houve a formação de dentina secundária nos dentes que foram submetidos à temperatura de 12,34°C e 28,13°C.

Zach e Cohen (1965) observaram a resposta pulpar frente a estímulos térmicos externos. Sensores térmicos foram introduzidos em cavidades produzidas na face lingual de dentes anteriores e na oclusal de dentes posteriores de macacos *rhesus*, utilizando-se como fonte de calor um ferro de solda aplicado na face

vestibular dos dentes. Os quadrantes opostos aos testes térmicos foram utilizados para a avaliação histológica. Aumentos de temperatura intrapulpar a partir de 5,5°C apresentaram alterações histológicas evidentes, levando 15% dos dentes irradiados à necrose.

A densidade e o calor específico dos dentes, bem como valores de difusão térmica baseados na condutividade térmica, foram reportados por Brown, Dewey e Jacobs (1970). Os valores obtidos para difusão térmica indicaram que a condução de calor ocorre mais rapidamente no esmalte do que na dentina. Segundo os autores, é aparente que o esmalte submetido à mudanças de temperatura, tende a alcançar uma nova temperatura mais rapidamente do que a dentina. Desta forma, quando os dentes entram em contato com baixas temperaturas, o esmalte contrai em direção à dentina, resultando em um estresse térmico ao redor da circunferência do dente. Se a mudança de temperatura for extremamente elevada, rachaduras podem desenvolver-se no esmalte.

A espessura de dentina remanescente entre a parede pulpar ou axial e a polpa dental é o fator isolado mais importante na determinação da proteção da polpa. A conservação da dentina remanescente é mais importante do que sua substituição por um material de base ou forramento. A dentina remanescente age como uma barreira de proteção contra os estímulos lesivos, sejam eles físicos ou químicos e quanto maior a espessura de dentina remanescente, maior será a proteção à polpa. Quando a dentina remanescente tiver uma espessura muito fina, a polpa estará sujeita a todo tipo de estímulo, aplicado ao elemento dental e sua capacidade de resposta será menor (WEBER; GARONE NETTO, 1980).

Variações da temperatura intrapulpar, durante preparos cavitários convencionais em terceiros molares, foram analisadas por Lauer et al. (1990). Foram

utilizadas pontas diamantadas em alta e ultra-alta velocidade, analisando-se os efeitos do resfriamento com spray de água. Neste estudo, os autores utilizaram uma turbina Super Torque LUX 630B e um micromotor INTRA K 186B e dois contra-ângulos, sendo o primeiro um INTRAMATIC LUX 24L e o segundo um INTRA LUX 2304LD (Kavo). Para a medição da variação da temperatura foi utilizado um *Thermocouple* conectado a um medidor de temperatura digital que permitiu a monitoração contínua da variação da temperatura. Durante os preparos cavitários, padronizou-se a força em 1N para turbina de alta velocidade e 2N para o micromotor. Os autores concluíram que a espessura da dentina remanescente que recobre a polpa é um fator que pode influenciar no aquecimento, sendo nesse caso o contra-ângulo de alta velocidade o mais indicado.

2.2 Interação dos lasers de alta potência com os tecidos dentais

A emissão estimulada foi descrita pela primeira vez por Albert Einstein em 1917. No entanto, apenas em 1960 foi desenvolvido por Maiman, nos EUA, o primeiro laser de ação pulsado; o laser de Rubi (MAIMAN, 1960).

Logo em seguida, foram desenvolvidos os lasers de Nd:YAG, em 1961, o laser de Argônio, em 1964 e o laser de dióxido de carbono (CO₂), em 1965. Mais tarde surgiram os lasers de Ho:YAG, diodos e Er:YAG.

Stern e Sognaes (1964) utilizaram o laser de Rubi para o preparo de cavidades por meio de efeito térmico. No entanto, os resultados deste estudo demonstraram que a irradiação provocava no esmalte fusão e presença de crateras

em sua superfície e, carbonização em dentina, quando um único pulso era empregado com duração de milésimos de segundos, resultando em densidades de energia variando de 500 a 2000J/cm². Estes resultados desfavoráveis foram atribuídos à falta de interação deste comprimento de onda com os tecidos duros dentais. Segundo o autor, parâmetros elevados de energia foram empregados para remoção de esmalte e dentina, provocando danos térmicos aos tecidos adjacentes, devido ao excesso de calor produzido durante a irradiação.

Este primeiro estudo concentrou a aplicação do laser de Rubi no esmalte, dentina e tecidos moles, avaliando sua atuação sobre a polpa. Assim como essa pesquisa, outros trabalhos foram realizados com outros lasers, a fim de verificar a interação da irradiação laser com a polpa. Entretanto, estes estudos foram desanimadores, pois mostraram que os lasers provocavam elevação da temperatura, resultando em severos danos pulpare, incluindo hiperemia, áreas de necrose com degeneração do tecido pulpar e ausência de células na camada odontoblástica, quando aplicados sobre os tecidos duros (KINERSLY et al., 1965; YAMAMOTO et al., 1972).

Os efeitos da irradiação do laser de dióxido de carbono em esmalte e dentina foram estudados por Lobene, Bhussry e Fine (1968). O esmalte na superfície oclusal apresentou-se com aspecto de giz opaco, sem evidências de selamento das fissuras. Várias trincas no esmalte foram observadas no limite amelo-dentinário, assim como, a dentina próxima à área irradiada apresentou-se destruída e queimada. Os resultados indicaram temperatura suficientemente alta para provocar carbonização do material orgânico da dentina.

Adrian, Bernier e Sprague (1971) estudaram os efeitos da irradiação do laser de Rubi em polpas dentais de cães, através de análise histológica. Densidades de

energia entre 1880 a 2330J/cm² provocaram mínimas alterações pulpares e não foram suficientes para causar alterações no esmalte de incisivos de cães. Segundo estes autores, a densidade de energia necessária para produzir alterações no esmalte poderia causar necrose pulpar.

De acordo com Zakariasen e Dederich (1991), a absorção da irradiação laser resulta em aumento da temperatura, porém o processo da condução de calor deve ser determinado antes da irradiação. A produção de calor pode ser controlada por vários fatores, tais como: potência, comprimento de onda e tempo de exposição. Quanto maior o tempo de exposição, maior será a condução de calor aos tecidos adjacentes à área irradiada. Desta forma, a grande quantidade de parâmetros possíveis para irradiação laser pode resultar em diferentes efeitos aos tecidos.

Segundo Dederich (1993), quando a luz laser atinge um tecido, esta poderá ser refletida, espalhada, absorvida ou transmitida. A reflexão limita a quantidade de energia que entra no tecido. A luz laser é refletida rapidamente da superfície irradiada, de modo que a energia é dissipada tão efetivamente após a reflexão que haverá pouco perigo de injúria aos tecidos. O espalhamento ocorre quando a energia laser passa de molécula a molécula dentro do tecido. Isto é influenciado pelo grau de absorção. Alta absorção minimiza o espalhamento, pois a distribuição de energia sobre uma grande quantidade de tecido minimizará os efeitos térmicos. A absorção pode ocorrer após uma pequena quantidade de espalhamento ter ocorrido, e é responsável pelos efeitos térmicos nos tecidos, resultando em conversão de energia eletromagnética em energia térmica. Em dentística, a maioria dos efeitos nos tecidos, resultante da irradiação laser, é termicamente induzida.

Por esta razão, o autor ressalta que é extremamente necessário o conhecimento dos parâmetros corretos para a irradiação laser, tais como:

comprimento de onda, potência e propriedades ópticas dos tecidos. O comprimento de onda, por exemplo, determina a qualidade ou tipo de reação entre o laser e o tecido, enquanto que a quantidade de energia e as propriedades dos tecidos determinam a extensão dessa reação.

O efeito dos lasers sobre os tecidos alvos é em grande parte dependente do comprimento de onda, da densidade de energia empregada e das características particulares de absorção dos tecidos (ITO; NISHIKATA; MURAI, 1993)

Segundo Cerisier, Pasquetti e Simeone (1996), parâmetros tecnológicos podem influenciar no aumento da temperatura intrapulpar, tais como: potência, tempo de exposição, angulação da fibra em relação à estrutura dental, propriedades termofísicas, constituição e propriedades ópticas e térmicas dos dentes.

A irradiação laser nos tecidos duros envolve conversão da luz em energia térmica. A produção de calor proveniente de qualquer laser tem potencial de provocar irreversíveis danos pulpares, sendo que a quantidade de calor produzido pode ser controlada pela potência do laser, comprimento de onda, diâmetro da fibra, duração da exposição, remanescente de dentina entre a área irradiada e o tecido pulpar, a área sobre a qual a energia é aplicada e o local da produção de calor. Pouca energia é absorvida quando os tecidos duros são irradiados, desta forma, o calor poderá interagir diretamente com a polpa e provocar mortificação pulpar (Gonzalez et al., 1996).

A elevação da temperatura intrapulpar está diretamente relacionada com a espessura do remanescente de dentina que recobre a polpa e com a densidade de energia resultante da irradiação. O ideal seria que a elevação da temperatura não ultrapassasse 3°C e que as irradiações fossem realizadas em elementos dentais

com remanescente de dentina recobrando a polpa igual ou superior a 2mm (McNAIR; FRIED; FEATHERSTONE, 1997).

Anic et al. (1998) consideraram que múltiplos fatores podem influenciar os efeitos do laser na superfície da dentina. Alguns dos efeitos são extremamente dependentes do comprimento de onda, ao passo que outros podem ser dependentes da energia. Os efeitos podem variar de acordo com os parâmetros usados, com a distância entre o tecido alvo e a ponta da fibra e de acordo com o ângulo entre a ponta da fibra e a superfície dentinária.

A interação térmica com o tecido a ser tratado é uma consequência inevitável quando se aplicam os lasers. Por conseguinte, a temperatura que se desenvolve na polpa é um fator muito importante quando se procura avaliar a indicação do laser no tratamento do dente vitalizado. De acordo com Zach e Cohen (1965), o aumento crítico da temperatura seria de 5,5°C acima de 37°C. Esses níveis de temperatura irritam as fibras aferentes do tipo C no interior da polpa e a liberação de neuropeptídeos altera a microcirculação, provocando hiperemia. O aumento da temperatura em mais de 7 à 8°C leva à precipitação das proteínas e à necrose irreversível de células e tecidos. A temperatura acima de 49°C é acompanhada pela paralisação completa da circulação da polpa (GUTKNECH; EDUARDO, 2004).

2.3 Efeitos da irradiação do laser de Nd:YAG sobre a polpa

White et al. (1990) realizaram um estudo, *in vitro*, a fim de verificar os efeitos do laser de Nd:YAG na morfologia pulpar de trinta dentes humanos. Imediatamente

após a extração, 14 dentes foram irradiados à uma distância de 5mm da superfície vestibular, após realização de preparos de classe V com remanescente de dentina protegendo a polpa entre 0,3 a 2mm. Cinco dentes foram irradiados na superfície do esmalte e 9 dentes irradiados na superfície de dentina. Foi utilizada uma fibra de 200µm e energias de 20, 36, 60, 90, 120 e 240J. Três dentes foram mantidos como controle: um intacto e dois com preparos cavitários. A análise histológica mostrou que não houve relação entre a modificação da morfologia pulpar e as energias empregadas. Não ocorreram alterações significantes na polpa quando o remanescente dentinário era maior do que 1mm e a energia empregada de 240J. Somente ocorreram modificações na morfologia pulpar, nos dentes que possuíam um remanescente dentinário menor do que 1mm.

O laser de Nd:YAG tem sido utilizado em inúmeras aplicações clínicas e segundo Myers e Mc Daniel (1991), a potência empregada para irradiação em tecidos duros deve ser entre 0,5 e 1,25W. Estudos *in vitro*, realizados para avaliar a temperatura intrapulpar, têm mostrado um aumento mínimo da temperatura, desde que o laser de Nd:YAG seja empregado dentro de parâmetros seguros em um remanescente de dentina que recobre a polpa maior do que 1mm.

White, Goodis e Rose (1991) observaram que as superfícies dentinárias irradiadas com o laser de Nd:YAG apresentaram modificações em sua superfície com aumento da rugosidade superficial, promovendo parcial obliteração dos túbulos dentinários, existindo uma tendência à diminuição da condutância hidráulica quando altas temperaturas são empregadas. Aumentos significantes na temperatura intrapulpar não foram observados quando a espessura de dentina foi superior a 1mm ou quando a energia utilizada não ultrapassou a 1W.

Goodis et al. (1992) analisaram os efeitos do laser de Nd:YAG sobre o tecido pulpar, *in vivo*. Trinta molares isentos de doença periodontal ou trauma oclusal foram selecionados neste estudo. O laser de Nd:YAG foi empregado com potências entre 0,3 a 3W e taxas de repetição de 10 a 30Hz, utilizando-se a fibra de 320 μ m. As faces vestibulares ou linguais dos dentes foram irradiadas por 2min e apenas dois dentes não foram irradiados e permaneceram como controle. A vitalidade pulpar foi mensurada uma semana e um mês após a irradiação, através de estímulos térmicos e elétricos. Os resultados mostraram que todos os dentes permaneceram com vitalidade e responderam aos testes térmicos e elétricos, comparando-os com os dentes controle.

White et al. (1992) analisaram a temperatura superficial e penetração térmica do laser de Nd:YAG irradiado sobre esmalte e dentina. Foram utilizados neste estudo, terceiros molares humanos, sendo classificados como: isentos de cárie, cárie oclusal limitada ao esmalte ou cárie cervical em dentina. Os espécimes foram seccionados longitudinalmente, formando uma superfície plana contendo esmalte, dentina e cemento. As amostras foram presas por fórceps no terço apical, umidificadas e um sugador de alta potência foi posicionado à 10mm de distância, a fim de simular uma condição clínica. Foram utilizados no experimento um instrumento cortante rotatório carbide nº 330, um ferro de solda, café quente e o laser pulsado de Nd:YAG, empregando-se uma fibra de 320 μ m de diâmetro. O ferro de solda aquecido foi posicionado diretamente sobre a superfície dental, o café quente (65°C) aplicado com um conta-gotas por 30s e o laser de Nd:YAG foi irradiado em contato com a superfície dental, com potências variando de 0,3 a 3,0W, energias de 30 a 150mJ por pulso e 10 a 30Hz de taxa de repetição. As densidades de energia variaram de 37,5 a 187,5J/cm². Foram estudadas as distâncias de

penetração térmicas, diâmetro do ponto de calor e a dimensão do efeito térmico. Para a análise da penetração térmica foi utilizada uma câmera termográfica, a qual foi posicionada à 90° da face de irradiação.

Os resultados mostraram que o ferro de solda e os instrumentos rotatórios possuem a mesma distância de penetração térmica. Em dentina sadia, o laser de Nd:YAG tem a mesma distância de penetração térmica que os instrumentos rotatórios, quando empregado com parâmetros superiores a 1,0W, 10Hz e 30s de tempo exposição. A dentina possui uma distância de penetração térmica maior do que o esmalte. Os autores citados acima, concluíram que quando o laser de Nd:YAG for utilizado com um tempo menor de exposição, empregando-se baixas energias e freqüências, a penetração térmica será menor do que a gerada pelo instrumento cortante rotatório refrigerado.

A eficácia do laser de Nd:YAG na redução da hipersensibilidade dentinária cervical e os efeitos do laser na vitalidade pulpar foram verificados por Gelskey, White e Pruthi (1993). Foram selecionados 19 pacientes com no mínimo 2 dentes sensíveis, localizados em quadrantes diferentes, sem evidências de trauma oclusal ou patologia pulpar. Um quadrante recebeu apenas o tratamento com o laser de He-Ne e no outro quadrante foi aplicado o laser de He-Ne associado ao laser de Nd:YAG. O grau de hipersensibilidade dentinária cervical foi mensurado numa escala de 0 a 10, por respostas subjetivas dos pacientes, através do estímulo mecânico, utilizando-se a sonda exploradora e pelo estímulo com jato de ar proveniente da seringa tríplice. Para avaliar a vitalidade pulpar foi empregado o estímulo elétrico. Os parâmetros empregados para irradiação foram de 30mJ, 10Hz por um período de 10s. O tempo de exposição foi sendo aumentado progressivamente de 10 para 40s e a energia de 30mJ, para o máximo de 100mJ ou

até o paciente relatar desconforto. Uma fibra de 320 μ m foi utilizada no modo contato e também no modo não contato, com aproximadamente 5mm de distância. As avaliações foram realizadas uma semana, um mês e três meses após as irradiações.

Os resultados indicaram que nas avaliações realizadas no decorrer de três meses, o nível de desconforto diminuiu. Todos os dentes envolvidos na pesquisa permaneceram com vitalidade pulpar, após as irradiações. Os autores concluíram que os lasers de He-Ne e Nd:YAG reduzem a hipersensibilidade dentinária cervical, sem causar mortificação pulpar.

Yu et al. (1993) estudaram, *in vitro*, o aumento de temperatura na câmara pulpar de dentes humanos irradiados com os lasers de CO₂, Nd:YAG e Argônio. Os autores avaliaram os efeitos do diâmetro do feixe, potência, densidade de energia e comprimento de onda sobre a variação da temperatura intrapulpar. Os dentes foram seccionados no sentido mesio-distal e um *microthermocouple* foi posicionado no interior da câmara pulpar. Para cada laser, foram empregadas três diferentes potências (4, 2 e 1W), três diâmetros de feixe (1, 4 e 8mm) e duas densidades de energia (51J/cm² e 102J/cm²). Os autores observaram que o aumento da densidade de energia pode provocar uma elevação da temperatura intrapulpar. Além disso, verificaram que existem diferentes aumentos da temperatura, dependendo do diâmetro do feixe que foi utilizado, associado à determinada densidade de energia e que esse fato independe do tipo de laser empregado. Para os lasers de Argônio e Nd:YAG, constataram que o aumento da temperatura foi diretamente proporcional ao aumento da potência.

Arcoria, Dusek e Vitasek-Arcoria (1994) realizaram um estudo, *in vitro*, em molares de 18 ratos machos, a fim de observar os efeitos do laser de Nd:YAG sobre a superfície do esmalte, através de análise ao microscópio eletrônico de varredura e,

sobre o tecido pulpar, por análise histológica. Os 18 ratos foram divididos em dois grupos, contendo 9 animais cada, para ambos os grupos as superfícies oclusais dos 1° e 3° molares de cada quadrante foram irradiadas com o laser de Nd:YAG e os 2° molares não receberam a irradiação, permanecendo como controle. Os parâmetros empregados foram: ratos 1 e 10 - 0,6W, 30mJ, 20Hz; ratos 2 e 11 - 1,2W, 30mJ, 40Hz; ratos 3 e 12 - 1,8W, 30mJ, 60Hz; ratos 4 e 13 - 2,4W, 30mJ, 80Hz; ratos 5 e 14 - 0,6W, 60mJ, 10Hz; ratos 6 e 15 - 1,2W, 60mJ, 20Hz; ratos 7 e 16 - 1,8W, 60mJ, 30Hz; ratos 8 e 17 - 1,0W, 100mJ, 10Hz, ratos 9 e 18 - 2,0W, 100mJ, 20Hz. Utilizou-se a fibra óptica de 300µm e tempo de exposição de 30s. Os animais foram sacrificados em dois períodos, uma e seis semanas, após as irradiações. A análise ao microscópio eletrônico de varredura mostrou que o laser de Nd:YAG produziu uma grande variedade de alterações na superfície do esmalte, desde uma leve rugosidade até a formação de rachaduras, quando altas energias foram empregadas. As rugosidades foram maiores com o uso de 2,4W em comparação com as demais potências. A análise histológica mostrou que houve necrose pulpar nos dentes dos ratos de nº 4, 7, 9, 13, 16 e 18. A espessura de dentina remanescente dos ratos era de aproximadamente 0,75mm e, em alguns ratos, inferior a 0,4mm. Segundo os autores, é importante ressaltar que a espessura de dentina remanescente que recobre a polpa em dentes de rato é muito menor do que a encontrada em dentes humanos.

White, Fagan e Goodis (1994a) avaliaram a resposta pulpar em procedimentos operatórios, após o uso do laser de Nd:YAG. Quarenta terceiros molares isentos de cárie ou restauração, parcial ou totalmente erupcionados foram ocasionalmente divididos em quatro grupos de tratamento. Anteriormente à realização dos preparos cavitários de classe I e V com uma broca carbide em alta

rotação, verificou-se a vitalidade pulpar em todos os dentes. O laser de Nd:YAG foi utilizado empregando-se uma fibra de 320 μ m, em contato. Cada preparo foi exposto a 0 (controle); 0,5; 1,0; 2,0; 3,0 a 10Hz de taxa de repetição por 2min. Os grupos 1 e 2, os quais possuíam um remanescente dentinário menor do que 2mm e maior do que 2mm, respectivamente, foram restaurados com resina composta e extraídos imediatamente. Os grupos 3 e 4, os quais possuíam um remanescente dentinário menor do que 2mm e maior do que 2mm, respectivamente, foram restaurados com resina composta, extraídos após 1 semana e, anteriormente à extração, foram realizados testes de vitalidade pulpar, demonstrando que os dentes permaneciam assintomáticos e com vitalidade. Todos os dentes foram submetidos à análise histológica. De acordo com os resultados, não houve efeitos pulpares adversos com as seguintes condições de irradiação: remanescente dentinário maior do que 2mm e a potência empregada de 3W ou menos e com remanescente dentinário igual a 1mm e potência de 2W.

Mudanças na temperatura intrapulpar foram investigadas por White, Goodis e Kudler (1994b), após a irradiação do laser de Nd:YAG em 120 amostras com diferentes espessuras de dentina (2,0; 1,5; 1,0; 0,5 e 0,2mm). Anteriormente à obtenção das amostras, os canais foram preparados e preenchidos com uma pasta termocondutora e acoplado, nos seus interiores, um termopar. Para a irradiação do laser de Nd:YAG foram empregadas oito combinações diferentes de parâmetros. Baixas energias de 0,3W e 10Hz e altas energias de 3W e 20Hz, aplicadas por 30s, produziram densidades de energia entre 37,5 a 187,5J/cm². Cada parâmetro foi repetido três vezes, sendo usadas amostras diferentes para cada repetição. Os aumentos de temperatura foram registrados em intervalos de 10, 15 e 30s. Empregou-se o teste estatístico ANOVA ($p < 0,05$) para determinar os efeitos das

variáveis independentes tais como: espessura de dentina, potência, frequência e tempo, na variação da temperatura intrapulpar. Os resultados mostraram que, apesar do aumento da potência (W) e da taxa de repetição do laser (Hz), não houve aumento da temperatura intrapulpar, dependendo da espessura da dentina remanescente, isto é, baixas temperaturas foram registradas quando a espessura de dentina era de 2,0mm. Grandes elevações da temperatura ocorreram quando a espessura de dentina era inferior a 1,0mm. Os dados mostraram que conforme a potência e a taxa de repetição aumentavam, proporcionalmente aumentava a temperatura intrapulpar. Concluíram que a elevação da temperatura intrapulpar está diretamente relacionada ao aumento da potência e da taxa de repetição do laser.

Danos causados pela irradiação laser são dependentes da energia de exposição e da espessura de dentina remanescente sobre a polpa. Baseados nisso, Hirata, Nakashima e Aono (1994) realizaram um estudo, a fim de examinar os efeitos térmicos provocados pela irradiação do laser de Nd:YAG em amostras com diferentes espessuras de dentina humana e determinar parâmetros seguros para a irradiação nos tratamentos odontológicos. Amostras de dentina de 0,5; 1,0; 1,5 e 2,0mm de espessura foram irradiadas com uma fibra de 0,4mm de diâmetro, em contato, variando-se as potências de 0,45 a 3,4W e taxas de repetição de 10 a 20Hz, expostas à irradiação por 2s. As variações da temperatura das amostras foram mensuradas por um pequeno tipo de *thermocouple K*. Houve um aumento da temperatura de 14,4°C, nas amostras com 0,5mm de espessura, irradiadas com 3,4W. Nas amostras com espessuras maiores do que 1,0mm, ocorreram alterações da temperatura, entretanto, não foram acima de 2°C. Isto sugere, segundo os autores, que a irradiação com o laser de Nd:YAG torna-se segura quando o

remanescente de dentina que recobre a polpa for igual ou superior a 1mm, sem causar danos aos tecidos pulpaes.

Tanji e Matsumoto (1994) realizaram um estudo comparativo das alterações morfológicas na superfície dentinária, após aplicação dos lasers de Nd:YAG, CO₂ e Argônio. Foram utilizados 30 dentes humanos, sendo que o laser de Nd:YAG aplicado em 6 dentes, no modo contato, empregando-se a fibra de 320µm de diâmetro com 2W de potência, 20Hz de taxa de repetição por 1s. Três condições de irradiação foram estudadas: sem refrigeração, com jato de ar e com *spray* de água. Os autores observaram, ao microscópio eletrônico de varredura, diferenças no padrão das superfícies dentinárias entre os três lasers. O laser de Nd:YAG provocou fusão da superfície dentinária com parcial obliteração dos túbulos dentinários e, em algumas áreas houve a formação de crateras com margens irregulares, contudo não ocorreu carbonização no interior das crateras comparadas àquelas produzidas pelos lasers de CO₂ e Argônio. Concluíram que o uso de jatos de ar, bem como o de *spray* de água durante a aplicação do laser, diminuem o risco de carbonização e impedem a formação de crateras na superfície dentinária.

Lan e Liu (1995) realizaram um estudo, *in vitro*, para analisar a obliteração dos túbulos dentinários frente à observação, através do microscópio eletrônico de varredura, após a irradiação da superfície de dentina com o laser de Nd:YAG. Foram obtidas amostras de dentina proveniente de 30 dentes humanos e estas foram igualmente divididas em cinco grupos (A e E). Os grupos de A a D receberam a irradiação laser, enquanto que o grupo E foi mantido como controle. Para os quatro grupos experimentais (A a D) foram utilizados os seguintes parâmetros para utilização do laser: A, 20mJ; B, 30mJ; C, 40mJ; D, 50mJ e 10Hz de taxa de repetição, por um tempo de exposição de 2min. Utilizou-se uma fibra de 400µm de

diâmetro e a irradiação foi realizada em contato com a área de dentina exposta. Em análise ao microscópio eletrônico de varredura, os autores observaram modificações nas superfícies de dentina em todas as amostras irradiadas, sendo que o padrão de modificação alterou de um nível de energia para outro.

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

Liu e Lan (1995) avaliaram a associação do laser de Nd:YAG com aplicação de Duraphat no tratamento da hipersensibilidade dentinária cervical. Trinta dentes foram selecionados para essa pesquisa; metade dos dentes foi irradiada com o laser de Nd:YAG e a outra metade recebeu a irradiação do laser associado ao Duraphat. Os parâmetros empregados para a utilização do laser foram de 30 a 80mJ, 10Hz e o tempo de irradiação não excedeu a 2min. Nenhum tipo de técnica anestésica foi administrado e o grau de hipersensibilidade dentinária cervical foi mensurado por um estímulo mecânico, através de uma sonda exploradora e pelo estímulo com o jato de ar, empregando-se uma forte corrente de ar, proveniente da seringa tríplice direcionada ao terço cervical dos dentes selecionados. Anteriormente à irradiação, verificou-se a vitalidade pulpar através do estímulo elétrico. Os resultados indicaram que imediatamente após o término do tratamento e após 3 meses, o nível de desconforto relatado pelos pacientes diminuiu. Os autores concluíram que ambos os tratamentos possuem capacidade de reduzir de maneira eficaz a hipersensibilidade dentinária cervical, sem provocar comprometimento pulpar.

O laser de Nd:YAG, quando em contato com a dentina, segundo Lan e Liu (1996), provoca fusão e obliteração dos túbulos dentinários, mas sem a formação de rachaduras na superfície dentinária. Baseados neste relato, os autores acima citados realizaram um estudo clínico, a fim de avaliar a eficiência do laser de Nd:YAG no tratamento da hipersensibilidade dentinária cervical. Participaram deste estudo trinta pacientes que possuíam dois quadrantes com dentes com hipersensibilidade dentinária cervical. Um quadrante recebeu a irradiação com laser de Nd:YAG e o outro permaneceu como controle. Os parâmetros empregados foram de 30mJ de energia, 10Hz de taxa de repetição e 2min de tempo de exposição. O grau de hipersensibilidade dentinária cervical foi mensurado por estímulo mecânico e pelo jato de ar proveniente da seringa tríplice e a vitalidade pulpar, avaliada no início e ao final do tratamento, por um estímulo elétrico. Os autores concluíram que o laser de Nd:YAG reduziu a hipersensibilidade dentinária cervical após três meses de avaliação e todos os dentes permaneceram com vitalidade, sem detrimentos de lesões pulpares.

Wilder-Smith et al. (1995) realizaram um estudo para determinar quais os parâmetros clínicos relevantes para o emprego apenas do laser de Nd:YAG ou associado à raspagem periodontal, com a finalidade de limpeza e promoção da lisura da superfície radicular. Sessenta dentes humanos, unirradiculares, foram utilizados neste estudo e divididos aleatoriamente em quatro grupos: grupo 1 – 25 dentes – associação da raspagem radicular com a irradiação do laser de Nd:YAG; grupo 2 – 5 dentes – somente raspagem radicular; grupo 3 – 25 dentes – somente irradiação com o laser de Nd:YAG; grupo 4 – 5 dentes – permaneceram como controle, não receberam nenhum tipo de tratamento. O laser de Nd:YAG foi utilizado empregando-se 5W de potência e duração de pulso de 0,1s. Os dentes irradiados

foram divididos em 5 subgrupos, contendo 5 dentes cada, os quais foram irradiados com 0,77J por 1, 2, 3, 4 ou 5min, respectivamente, correspondendo as densidades de energia de 230,67 a 1.153,33J/cm². Utilizou-se uma fibra de 300µm de diâmetro, desfocalizada, mantendo-se uma distância de 5mm da superfície radicular durante a irradiação.

A microscopia de luz mostrou rachaduras ocasionais na maioria das amostras que receberam a raspagem radicular. As amostras que receberam a associação da raspagem com a irradiação do laser de Nd:YAG não mostraram nenhuma alteração quando o tempo de exposição foi de 3min (692,01J/cm²) ou menos. A irradiação por 1min (230J/cm²) promoveu pouco efeito sobre a camada de esfregaço. Aumentando-se o tempo de exposição para 2min (461,34J/cm²) pôde-se observar, em 10 a 20% da superfície de cada amostra, uma remoção parcial ou total da camada de esfregaço e poucos túbulos dentinários tornaram-se visíveis. Porém, nas amostras irradiadas por 4min (922,68J/cm²), foi possível observar a presença de rugosidades e rachaduras entre 25 a 40% da superfície de cada amostra. Irradiações por 5min (1.153,33J/cm²) produzem mais áreas de rugosidade, fissuras e rachaduras, bem como pequenas áreas localizadas de carbonização, em cerca de 60 a 70% da superfície das amostras. Quanto aos efeitos térmicos, após 1min de irradiação houve um aumento da temperatura intrapulpar de 9°C, com um aumento de 3,5°C para cada minuto adicional de irradiação, sendo que após 5 minutos de irradiação o aumento de temperatura foi de 22,5°C. O aumento da temperatura intrapulpar foi maior do que da superfície radicular (p<0,0001). Os autores concluíram que o laser de Nd:YAG provoca um aumento significativo na temperatura intrapulpar, na superfície radicular, bem como remove a camada de esfregaço.

Gutknecht et al. (1997) recomendam o uso do laser de Nd:YAG para o tratamento da hipersensibilidade dentinária cervical, empregando-se os parâmetros de 30mJ de energia e 10Hz de taxa de repetição. Segundo os autores, com esses parâmetros os túbulos dentinários são selados sem provocar o aquecimento da estrutura dental.

A atuação do laser de Nd:YAP no retratamento endodôntico foi estudado por Farge, Nahas e Bonin (1998). O laser de Nd:YAP foi utilizado sozinho ou em combinação com instrumentos manuais em trinta incisivos centrais, para remover vários seladores intracanaís e instrumentos quebrados. Foram estabelecidos níveis de energia de 170, 200 e 300mJ e taxas de repetição de 5, 10 e 30Hz, onde foram empregados 9 combinações diferentes de parâmetros. Durante as irradiações, a elevação da temperatura foi mensurada através de um termômetro Fluke 51 K/J (John Fluke Co., Everett, WA), posicionado externamente à superfície radicular. Após as irradiações, as amostras foram submetidas à avaliação ao microscópio eletrônico de varredura e os autores observaram que houve preservação das paredes de dentina dos canais radiculares, sem elevação térmica dos tecidos periodontais com o emprego da energia de 200mJ, 10Hz de taxa de repetição e tempo de exposição de 1s.

Lan (1999) realizou um estudo a fim de avaliar a elevação de temperatura em superfícies radiculares, após a irradiação com o laser de Nd:YAG. O laser foi irradiado por 15s, intracanal, no terço apical de 90 dentes unirradulares, os quais foram ocasionalmente divididos em três grupos (A, B, C). A frequência foi a variável utilizada em todos os grupos. Para o grupo A empregou-se 20Hz; para o grupo B 25Hz e grupo C 30Hz e as energias empregadas em todos os grupos foram de 50, 80, 100, 150 e 200mJ. A variação da temperatura foi obtida com um termômetro

digital (YF 160, tipo K; Yu Hong Co., Tapei, Taiwan). Anteriormente à irradiação, a metade inferior das raízes ficou imersa em água e o laser de Nd:YAG era aplicado somente quando a temperatura da água atingia 37°C.

O autor concluiu que parâmetros considerados seguros para que a variação da temperatura não exceda 10°C devem ser abaixo de 100mJ e 20Hz; 80mJ e 25Hz; 60mJ e 30Hz, respectivamente. Estes resultados foram baseados no tempo de duração da irradiação e, segundo o autor, a diminuição do tempo de irradiação seria outra maneira de prevenir o aumento da temperatura na superfície radicular e nos tecidos adjacentes à área irradiada.

De acordo com Santucci (1999), o aumento da temperatura intrapulpar, *in vivo*, provocado por uma exposição acidental da dentina durante a irradiação em tecidos moles com o laser de Nd:YAG ou durante uma exposição intencional, como por exemplo, no tratamento da hipersensibilidade dentinária cervical, poderá ter seus efeitos reduzidos em virtude do ligamento periodontal intacto, do tecido ósseo e da circulação pulpar. O autor sustenta a hipótese de que as estruturas periodontais de suporte e a vascularização pulpar permitem o emprego de parâmetros mais elevados do que o preconizado por White et al. (1994a), sem evidências clínicas de danos pulpares. Embora, ressalte a necessidade de mais pesquisas para determinar parâmetros seguros e eficazes para as diversas aplicações do laser de Nd:YAG.

Yonaga, Kimura e Matsumoto (1999) realizaram um estudo *in vivo*, a fim de avaliar os efeitos do laser de Nd:YAG no tratamento da hipersensibilidade dentinária cervical. Foram selecionados 180 dentes, provenientes de 54 pacientes, com idade em torno de 21 a 73 anos. Os dentes foram divididos ocasionalmente em quatro grupos de 45 dentes cada. No grupo 1, a irradiação foi sem contato no terço cervical por 1min (0,90J/cm²); no grupo 2, duas irradiações de 0,5s com intervalo de 10s, em

contato, no terço cervical, com nanquim ($2.486,86\text{J}/\text{cm}^2$); no grupo 3: irradiação sem contato, no terço apical por 1min ($0,90\text{J}/\text{cm}^2$); no grupo 4: duas irradiações de 0,5s com intervalo de 10s, sem contato, no terço apical, com nanquim ($146,15\text{J}/\text{cm}^2$). O grau de hipersensibilidade dentinária cervical foi mensurado através de escores de 0 a 3, aplicando-se um jato de ar proveniente da seringa tríplice e as avaliações foram efetuadas antes e após as irradiações, 1 semana, 1 mês e 2 meses do início do tratamento. Foram realizadas tomadas radiográficas periapicais e testes de vitalidade pulpar.

Os resultados demonstraram que não houve injúria pulpar em virtude dos sintomas relatados pelos pacientes e todos os dentes permaneceram com vitalidade durante todo o período da pesquisa. As irradiações associadas com nanquim foram mais efetivas na redução do grau de hipersensibilidade dentinária cervical.

Yamada et al. (2000) afirmaram que o laser de Nd:YAG pode causar o mínimo de danos térmicos à estrutura dental quando forem utilizados parâmetros corretos de irradiação associados à refrigeração.

Muitos lasers têm sido empregados como coadjuvantes da terapia endodôntica, a fim de aumentar o índice de sucesso e diminuir a dor pós-operatória. O estudo proposto por Strefezza et al. (2000) foi de determinar a variação de temperatura, externamente à superfície radicular, durante a irradiação intracanal com o laser de Nd:YAG. Trinta e dois caninos superiores foram utilizados neste estudo e, anteriormente às irradiações, os dentes foram instrumentados até a lima de número 45, permanecendo no terço apical um remanescente dentinário maior do que 1mm. Os parâmetros empregados foram de 100 ou 60mJ de energia e 5 ou 15Hz de taxa de repetição e a fibra utilizada de $300\mu\text{m}$. Os dentes foram divididos em oito grupos de acordo com os parâmetros, sendo que os canais radiculares

foram irradiados das seguintes formas: com a fibra estática a 1mm do forame apical, realizando-se 4 irradiações de 3 segundos, com intervalo de 20s entre cada irradiação, ou com movimentos contínuos circulares do ápice até a porção coronária radicular, por 2mm/s. A monitoração da temperatura foi obtida através de um *thermocouple* tipo K posicionado no forame apical. Os resultados mostraram que houve uma variação da temperatura entre 1°C e 10°C, valores considerados seguros, segundo os autores, para o tecido periodontal, durante o tratamento endodôntico.

Matsumoto et al. (2001) efetuaram um estudo, a fim de investigar mudanças morfológicas em dentina humana, através de análise ao microscópio eletrônico de varredura e de transmissão, após a irradiação com o laser de Nd:YAG. Os parâmetros empregados foram de 200mJ de energia, 2W de potência, 20Hz de taxa de repetição, tempo de exposição de 5s e uma fibra de 320µm de diâmetro. A observação ao microscópio eletrônico de varredura revelou uma estrutura irregular e amorfa produzida após a irradiação, segundo os autores, provavelmente resultante da alta temperatura gerada pelo laser de Nd:YAG.

Ciaramicoli, Carvalho e Eduardo (2003) realizaram um estudo *in vivo*, com o objetivo de avaliar o desempenho do laser de Nd:YAG no tratamento da hipersensibilidade dentinária cervical, após tentativa de remoção e controle dos fatores etiológicos desencadeantes do problema. Participaram deste estudo 20 pacientes, em um total de 145 dentes divididos em dois grupos distintos (com e sem tratamento periodontal) e em três subgrupos (molares, pré-molares e incisivos e caninos), em que 104 dentes foram irradiados com o laser de Nd:YAG e avaliados em oito ocasiões: uma antes do início do tratamento, seis durante o tratamento, isto é, no início e ao final de cada sessão de irradiação e a última, após 6 meses. O grau

de hipersensibilidade dentinária cervical foi verificado, em cada uma destas etapas, empregando-se uma sonda exploradora e o jato de ar proveniente da seringa tríplice.

No início e após 6 meses foram realizadas tomadas radiográficas periapicais e testes de vitalidade pulpar, através do frio e calor, a fim de constatar a presença ou não de patologia pulpar e avaliar a resposta pulpar frente à estes estímulos. Foram usados os seguintes parâmetros para irradiação: 40mJ de energia, 25Hz de taxa de repetição e 1W de potência e a fibra utilizada na pesquisa foi de 300 μ m. Para o grupo 1, com tratamento periodontal, os dentes foram irradiados à uma distância de 5mm, perpendicular ao longo eixo da raiz (não contato) por 30s ($dE_{nc}= 0,725J/cm^2$) e com contato sobre a superfície de dentina exposta por mais 30s ($dE_c= 56,60J/cm^2$), num total de 1min. No grupo 2, sem tratamento periodontal, o laser foi aplicado em contato com a superfície de dentina exposta por 30s ($dE_c= 56,60J/cm^2$). Permaneceram 41 dentes como controle, os quais não receberam a irradiação. Os resultados demonstraram que houve uma diminuição estatisticamente significativa do grau de hipersensibilidade dentinária cervical tanto para os grupos que foram irradiados com o laser de Nd:YAG, quanto para os dentes controle. Os autores concluíram que os parâmetros utilizados na pesquisa foram eficazes no tratamento da hipersensibilidade dentinária cervical, não provocando comprometimento pulpar, visto que os dentes permaneceram com vitalidade durante todo o período da pesquisa.

2.4 Efeitos da irradiação do laser de Er:YAG sobre a polpa

Burkes et al. (1992) realizaram um estudo, *in vitro*, em dentes humanos para observar mudanças na estrutura dental e alterações na temperatura intrapulpar resultantes da irradiação com o laser de Er:YAG. Termopares foram colocados no interior da câmara pulpar dos dentes e acoplados a um monitor de temperatura digital (NCC Hi-Lo Temp, Model 8200, Mallinckrodt, Inc.). As temperaturas foram monitoradas e registradas durante toda a irradiação. Dois dentes foram irradiados sem refrigeração, utilizando-se 58mJ de energia e 10Hz de taxa de repetição; outros três dentes irradiados com refrigeração e com energias de 56mJ, 60mJ e 95mJ respectivamente e com uma taxa de repetição de 10Hz.

Os autores concluíram que quando o laser foi aplicado sem refrigeração a ablação do esmalte foi ineficiente. Nas áreas onde ocorreu ablação, a análise ao microscópio eletrônico de varredura mostrou que houve fusão do esmalte com rachaduras e fissuras largas e irregulares. A ablação do esmalte foi eficiente quando o laser foi aplicado com refrigeração e o parâmetro empregado foi de 56mJ e 10Hz. Baixas temperaturas foram registradas quando a irradiação foi associada à refrigeração. Entretanto, a irradiação sem refrigeração produziu uma rápida elevação da temperatura intrapulpar.

Hibst e Keller (1992a) estudaram a influência da água sobre a superfície dental durante a irradiação com o laser de Er:YAG, em relação à eficiência de ablação e o aumento de temperatura. Os autores observaram que a camada de água era evaporada pela parte inicial do pulso do laser e a maior parte da energia

era consumida pelo processo de ablação. Verificaram que o filme de água reduz o efeito térmico, tanto para pulsos simples como para múltiplos.

Hibst e Keller (1992b) realizaram um estudo clínico utilizando o laser de Er:YAG para remoção do tecido cariado. A maioria dos pacientes não relatou dor durante a remoção da cárie e concluíram que a percepção da dor é menor do que com a remoção convencional do tecido cariado. Verificaram a ausência de danos térmicos à polpa.

O laser de Er:YAG foi utilizado por Li, Code e Van De Merwe (1992) para determinar a profundidade de ablação em esmalte e dentina, *in vitro*. O laser foi empregado à uma distância focal de 63mm e os parâmetros para irradiação foram de 25 a 365mJ de energia, 2 e 5Hz de taxa de repetição. Foram obtidas amostras com espessuras entre 0,5 e 0,75mm e após a irradiação a eficiência de ablação foi comparada com o esmalte de dentes íntegros. Para minimizar os efeitos térmicos, as amostras foram irradiadas com refrigeração. As áreas irradiadas foram observadas por um microscópio de luz e mensuradas por um micrômetro ocular. Os danos térmicos adjacentes às áreas irradiadas foram visualmente avaliados.

Os resultados mostraram que a taxa de repetição de 5Hz produziu uma ablação mais eficiente do que o emprego de 2Hz. Segundo os autores, a escolha entre as taxas de repetição está na dependência da velocidade de ablação, isto é, quanto maior a taxa de repetição, maior a velocidade de ablação e também, maiores serão os efeitos térmicos. Os danos térmicos observados neste estudo sugerem o emprego de uma densidade de energia menor do que $80\text{J}/\text{cm}^2$ para ablação do esmalte e de $74\text{J}/\text{cm}^2$ para ablação de dentina, com a utilização de taxas de repetição de 2 e 5Hz.

Keller e Hibst (1995) relataram que o aumento de temperatura intrapulpar provocado pelo laser de Er:YAG, através do emprego de um pulso simples é limitado pelas paredes da câmara pulpar. Porém, com pulsos múltiplos o calor é acumulativo. Os autores afirmam que o número de pulsos influencia na tolerância do tecido pulpar aos parâmetros do laser.

Sonntag et al. (1996) avaliaram histologicamente a resposta pulpar, após 1 hora, 7 e 28 dias respectivamente, da realização, *in vivo*, de preparos cavitários de classe V em 133 dentes de 4 cães adultos. Foram utilizados neste estudo o laser de Er:YAG, o laser livre de elétrons (FEL-Mark III free elétron lasers) e a alta rotação. Cada grupo de tratamento foi representado por 3 dentes de cada quadrante dos quatro animais e quatro dentes foram mantidos como controle. O laser de Er:YAG foi utilizado empregando-se uma fibra de 300µm de diâmetro, 56mJ de energia, 10Hz de taxa de repetição e 250µs/pulso. Os parâmetros para o FEL foram de 10mJ de energia, 10Hz de taxa de repetição, 2,0µs/pulso, aplicado com uma fibra de 300µm. A profundidade dos preparos foi de 0,5mm além do limite amelo-dentinário e as cavidades foram seladas com óxido de zinco e eugenol. Os animais foram sacrificados e os dentes submetidos à análise histológica e, de acordo com a avaliação histológica, 36 dentes irradiados com o laser de Er:YAG apresentaram resposta inflamatória ou não possuíam inflamação e 7 dentes com resposta moderada ou severa. O grupo FEL resultou em 46 dentes com inflamação leve ou polpa normal e apenas 1 dente com resposta severa. Os resultados indicaram que o laser de Er:YAG associado à refrigeração, pode ser utilizado para realizar preparos cavitários, sem provocar danos ao tecido pulpar e as mudanças que ocorreram à polpa foram semelhantes às aquelas provocadas pelo emprego da alta rotação.

Dostálova et al. (1997) realizaram um estudo *in vivo* e *in vitro*, com a finalidade de obter informações sobre os reais efeitos da ablação em dentes humanos, após a irradiação com o laser de Er:YAG. Foram utilizados quatro pré-molares íntegros, dois inferiores e dois superiores, os quais foram posteriormente extraídos em virtude de tratamento ortodôntico. Anteriormente à exodontia, preparos cavitários, com 3 x 5mm de diâmetro e 3mm de profundidade, foram realizados nas faces vestibulares de cada dente e os parâmetros empregados para o laser de Er:YAG foram de 150 pulsos, 350mJ de energia e 2Hz de taxa de repetição. Logo após a exodontia, os dentes foram armazenados por 14 dias em formol a 10% e formaldeído a 4%, sendo posteriormente preparados para análise histológica.

Segundo os autores acima citados, pode-se observar os túbulos dentinários com um curso radial e o esmalte apresentando-se calcificado. Não foram observadas rachaduras ou qualquer injúria estrutural. Os odontoblastos permaneceram com o seu aspecto morfológico normal e, desta forma, nenhuma reação inflamatória pulpar foi observada.

Pelagalli et al. (1997) compararam a irradiação com o laser de Er:YAG à utilização de instrumentos rotatórios para a remoção de tecido cariado e preparos cavitários. Foram selecionados pacientes entre 12 a 60 anos de idade com lesões cariosas em dentes com indicações para exodontia, por motivos diversos. Foram empregadas energias entre 80 a 120mJ e taxas de repetição entre 5 a 10Hz. Uma análise histológica foi realizada, empregando-se um estudo "cego", em dentes extraídos imediatamente, 48 horas, 30 dias e 1 ano, após os procedimentos convencionais e a laser. Nos resultados, apenas 1 entre 45 dentes examinados apresentou aspecto inflamatório severo no pós-operatório imediato. O mesmo fato ocorreu no grupo tratado convencionalmente. Não foram observadas

histologicamente alterações pulpare, em dentes com aparente exposição pulpar. Segundo os autores, em caso de exposição, o laser teria algumas vantagens, tais como, esterilização e selamento, sem causar nenhum dano permanente ao tecido pulpar. Concluíram que a utilização do laser de Er:YAG é efetiva tanto na remoção de cárie como na realização de preparos cavitários.

Os efeitos térmicos da irradiação com o laser de Er:YAG em canais radiculares foram avaliados por Cecchini et al. (1998). Dentes humanos extraídos foram preparados, através de instrumentação endodôntica com limas. O termopar foi conectado na superfície da raiz, a 1mm do forame apical. As amostras foram imersas em banho térmico à 37°C e irradiadas com o laser de Er:YAG, utilizando fibra óptica endodôntica de 0,375mm de diâmetro e 18mm de comprimento, a qual foi inserida a 1mm do forame apical e movimentada no sentido da coroa por 2mm/s. As energias utilizadas foram de 40mJ e 80mJ, com taxa de repetição de 10Hz. Os resultados deste estudo indicaram aumentos de no máximo 2° à 4°C, para um remanescente dentinário de 1mm de espessura.

As alterações da temperatura no interior da câmara pulpar durante a irradiação com o laser de Er:YAG foram estudadas por Glockner et al. (1998). Foram utilizados 20 dentes humanos, incisivos e caninos permanentes, incluídos em “metal Mellote” por apresentar boas qualidades de condução térmica. As polpas foram removidas apicalmente, após a ressecção do ápice dental em aproximadamente 5mm. Os cilindros de “metal Mellote” foram ajustados em blocos de cobre e parafusados firmemente. Os blocos de cobre fazem parte do sistema para a manutenção da temperatura em 37°C. As medições das temperaturas foram obtidas por um termoelemento do tipo K (Ni-Cr-N1) com diâmetro de 0,5mm, que foi introduzido na porção apical para a coronária em contato com a parede da câmara

pulpar. Preparos cavitários realizados com o laser de Er:YAG foram comparados a preparos cavitários com pontas montadas diamantadas, analisando a variação da temperatura na câmara pulpar. O laser foi ajustado a 500mJ de energia, 10Hz de taxa de repetição, com duração de pulso de 200 μ s. A refrigeração utilizada durante as irradiações foi de 25ml/min e os preparos cavitários realizados com pontas diamantadas (forma de pêra) foram realizados a 160.000rpm, com mínima pressão e com refrigeração de 50ml/min.

Os resultados mostraram que nas cavidades preparadas com o laser de Er:YAG houve uma redução da temperatura, de 37°C para 30-25°C, com aumento somente após ocorrer exposição pulpar. Nos preparos cavitários com pontas diamantadas, o aumento de temperatura atingiu até 70°C, mesmo antes da trepanação da câmara pulpar. Os autores concluíram que a refrigeração com spray de água tem importante papel na ablação dos tecidos. O laser de Er:YAG demonstrou ser um meio mais seguro de proteger a polpa contra o estresse térmico, em comparação aos preparos convencionais com pontas diamantadas.

A ablação e as alterações morfológicas do esmalte e da dentina após a irradiação com o laser de Er:YAG foram avaliadas por Hossain et al. (1999), levando-se em consideração a presença ou ausência de refrigeração com água. Foram utilizados dentes humanos extraídos, divididos em quatro grupos de 20 amostras: grupo 1 – irradiação do esmalte com jato de água; grupo 2 – irradiação do esmalte sem água; grupo 3 – irradiação da dentina com jato de água e grupo 4 – irradiação da dentina sem água. As irradiações seguiram os parâmetros de energia de 100, 200, 300 e 400mJ, com taxa de repetição de 2Hz e tempo de exposição de 5 segundos. Nos grupos com jato de água, o volume de vazão foi de 1ml/min. As avaliações do grau de ablação foram realizadas com estereomicroscópio, para

mensurar a largura e profundidade das cavidades. Estas análises apresentaram uma relação linear entre o grau de ablação e a energia por pulso da emissão do laser de Er:YAG, tanto em esmalte como em dentina. A avaliação ao microscópio eletrônico de varredura revelou que um fino jato de água diretamente no local da irradiação não diminui a ablação e não causa carbonização nos tecidos circunvizinhos.

Hossain et al. (2000) investigaram os efeitos do laser de Er:YAG, *in vitro*, na resistência ácida dos tecidos duros dentais, quanto à prevenção da formação de cárie. Foram utilizados 40 incisivos para estudo em esmalte e 40 molares para o estudo em dentina. Três cavidades foram preparadas em todos os dentes, com alta rotação e possuíam as seguintes dimensões: esmalte (3x3x1mm) e dentina (2x2x2mm). Os parâmetros empregados para o laser de Er:YAG foram de 400mJ de energia, 2Hz de taxa de repetição, com e sem refrigeração, tempo de exposição de 4s em todas as paredes das cavidades. A distância entre as superfícies das amostras e o laser foi de 2cm. As amostras foram submetidas à 2 μ L de 0,1M de ácido láctico (pH 4,8) por 24 horas à 36°C, para simular a formação de cárie, artificialmente. A perda de íons cálcio foi determinada por um espectrofotômetro e as alterações morfológicas investigadas através de microscópio eletrônico de varredura.

Houve diferença estatisticamente significativa entre as amostras irradiadas com e sem refrigeração quanto à perda de cálcio, sendo que a perda de cálcio foi menor nas amostras irradiadas sem refrigeração. A análise ao microscópio eletrônico de varredura mostrou leve derretimento das superfícies de esmalte e dentina irradiadas com refrigeração, sem a presença de danos térmicos. Contudo, sem refrigeração, as amostras de esmalte e dentina ficaram com o aspecto de “lava”, indicando uma degeneração térmica. Os resultados deste estudo sugerem

que o laser de Er:YAG irradiado com ou sem refrigeração parece ser efetivo na prevenção de cáries.

Nguyen et al. (2000) mensuraram o tempo necessário para remoção do tecido cariado, bem como a variação da temperatura intrapulpar provocada pelo uso do laser de Er:YAG, *in vitro*. As irradiações foram realizadas na região de sulcos e fóssulas e em dentina, empregando-se refrigeração com spray ar/água, fibra de 600µm de diâmetro, em contato, taxas de repetição de 10, 25 e 35Hz e densidades de energia de 10, 20 e 40J/cm². O tempo para remoção de tecido cariado foi obtido através de 3 preparações por cada densidade de energia e tipo de cárie. Variações na temperatura intrapulpar foram analisadas por um *thermocouple*, associado à uma pasta termo condutora, o qual foi inserido no interior da câmara pulpar. Os dados foram analisados pelos testes estatísticos ANOVA e exato de Fisher, sendo as variáveis independentes: o tipo da lesão de cárie, freqüência e densidade de energia e, as variáveis dependentes: o tempo de remoção da cárie (min) e mudanças de temperatura (°C). O tempo de remoção das cáries de esmalte foi mais lento do que em dentina.

Não foi encontrada diferença estatisticamente significativa entre as densidades de energia de 10 a 20J/cm², apesar da taxa de repetição e do tipo da lesão de cárie. O menor tempo para remoção do tecido cariado foi obtido com o emprego de 40J/cm². Houve um aumento na temperatura intrapulpar de 6,9°C com um desvio padrão de 3,14°C.

Gouw-Soares et al. (2001) avaliaram, *in vitro*, dois diferentes parâmetros de irradiação do laser de Er:YAG, para aplicação em esmalte e dentina, quanto à segurança e eficácia. Foram usados, neste estudo, oito incisivos superiores humanos. Para medir a temperatura durante os preparos cavitários, *thermocouples*

do tipo T foram inseridos dentro dos canais radiculares até preencherem a câmara pulpar. Os dentes foram divididos em dois grupos (G1 e G2) de 4 dentes cada. Cavidades de classe V foram preparadas nas faces linguais e vestibulares de todos os dentes, com o laser de Er:YAG (Opus 20, Opus Dent, Tel Aviv, Israel), utilizando-se uma fibra de 1,0mm de diâmetro sob refrigeração ar/água (0,155ml/s). Os parâmetros empregados para irradiação foram: G1 – 10Hz de taxa de repetição e 500mJ de energia ($63,69\text{J}/\text{cm}^2$) e G2 – 10Hz de taxa de repetição e 850mJ de energia ($108,28\text{J}/\text{cm}^2$). Os resultados indicaram que os parâmetros escolhidos pelos autores, para os preparos de classe V, são seguros e efetivos, pois as variações de temperatura foram menores do que 3°C para todos os preparos cavitários em ambos os grupos.

Rocha (2001) realizou um estudo *in vivo* e *in vitro* para avaliar a eficiência do laser de Er:YAG no tratamento da hipersensibilidade dentinária cervical. O estudo clínico foi realizado em pacientes que apresentavam dentes com hipersensibilidade dentinária cervical. O tratamento foi realizado em cinco sessões: a primeira para triagem, a segunda para exames (clínicos e radiográficos) e tentativa de remoção dos fatores etiológicos que poderiam estar provocando a hipersensibilidade dentinária cervical. Na terceira e quarta sessões, os pacientes foram submetidos à irradiação laser com o seguinte protocolo: energia de 60mJ, taxa de repetição de 2Hz, 20s de tempo de exposição, sendo que as mesmas eram repetidas 4 vezes, com intervalos de 1min, com movimentos de varredura, sob refrigeração e sem uso de anestésicos. A quinta sessão foi somente para avaliação. Os pacientes foram avaliados e registrados subjetivamente em uma escala de dor de 0 a 3, no início e ao final de cada sessão de irradiação laser, e um mês após a última sessão. Os resultados mostraram que, para o grupo irradiado, houve diferença significativa do

início para o final de cada sessão e também entre as sessões. Para o grupo controle, não houve diferença significativa entre o início e o final de cada sessão, mas houve diferença entre as sessões. Para o estudo morfológico, foram selecionados nove dentes e estes foram seccionados em discos, preservando a região cervical dos mesmos. Metade da superfície foi irradiada com o laser de Er:YAG, com o mesmo protocolo utilizado clinicamente e a outra metade foi deixada como controle, sem receber irradiação laser. A análise ao microscópio eletrônico de varredura mostrou que a superfície irradiada apresentou redução do diâmetro dos túbulos dentinários, com parcial ou total obstrução. Para o grupo controle, observou-se maior quantidade de esfregaço e túbulos dentinários abertos. Os resultados obtidos indicaram que o laser de Er:YAG pode contribuir para o tratamento da hipersensibilidade dentinária cervical.

O uso de técnicas que produzem ou transmitem calor do interior dos canais radiculares para os tecidos adjacentes à estes, tais como ocorre com a irradiação laser, motivaram a realização de pesquisas para quantificar valores para prevenir danos aos tecidos. Não há consenso entre os pesquisadores em como a fibra óptica poderia ser introduzida do ápice do canal radicular para a região cervical, de modo a promover limpeza e não gerar calor excessivo. Pécora et al. (2002) realizaram um estudo *in vitro*, a fim de avaliar o aumento da temperatura externamente aos três terços radiculares de 50 caninos humanos, utilizando 5 diferentes técnicas de manuseio da fibra óptica do ápice até o terço cervical radicular. Os dentes foram instrumentados e irrigados com hipoclorito de sódio a 2% e com uma irrigação final com água destilada deionizada. O laser de Er:YAG foi irradiado com a fibra 50/28 e os parâmetros empregados foram de 112mJ de energia e 10Hz de taxa de repetição.

As técnicas utilizadas foram as seguintes: grupo 1 – cada terço radicular foi irradiado durante 1s em cada parede, começando pelo terço apical, interrompendo-se a irradiação entre os terços; grupo 2 – irradiação no terço apical por 2s, sem movimentação da fibra e em seguida, irradiação contínua com movimentação da fibra óptica do terço apical para o cervical, por 12s, grupo 3 – a fibra ativada no ápice radicular e removida lentamente, em linha reta, até a entrada do canal, por 12s; grupo 4 – a fibra ativada no ápice radicular e removida lentamente, em movimentos circulares, em contato com todas as paredes, até a entrada do canal, por 12s; grupo 5 – fibra ativada no ápice radicular e removida até a entrada do canal com movimentos circulares, por 6s, reinsertando-se a fibra logo em seguida à sua remoção, sendo realizados novamente os movimentos circulares do ápice até o terço cervical por mais 6s, totalizando 12s. A temperatura radicular externa foi significativamente mais baixa para o grupo 1 em comparação com os outros grupos. Houve diferença estatística entre os três terços radiculares e o terço médio teve um aumento de temperatura maior, em virtude da dissipação do calor. Os autores concluíram que as cinco técnicas provocaram aumento de temperatura, sem causar, entretanto, danos aos tecidos adjacentes.

Sasaki et al. (2002) analisaram a morfologia do cimento e dentina radicular após a irradiação com o laser de Er:YAG, empregando-o com ou sem refrigeração. Os parâmetros utilizados foram de 40mJ de energia e 10Hz de taxa de repetição. A refrigeração durante a irradiação laser não afetou o processo de ablação e, após a irradiação associada à refrigeração, a superfície dentinária mostrou-se com uma aparência mais lisa e limpa do que a irradiação sem refrigeração. A irradiação foi efetiva na redução dos efeitos térmicos e na limpeza da superfície irradiada.

Tanji (2002) avaliou as variações da temperatura em dentina bovina, durante quatro diferentes condições de irradiação com o laser de Er:YAG, bem como analisou, através de microscopia de luz e microscopia eletrônica de varredura, as alterações morfológicas ocorridas. Foram utilizados 80 incisivos bovinos extraídos, cujas coroas foram seccionadas longitudinalmente, para obtenção de fatias de dentina com espessuras de 2mm, que foram divididas em quatro grupos de vinte dentes cada, para irradiações com o laser de Er:YAG: grupo 1 – 250mJ de energia, 2Hz de taxa de repetição, sob refrigeração ar/água, tempo de exposição de 20s (densidade de energia = $80,24\text{J}/\text{cm}^2$); grupo 2 – 250mJ de energia, 2Hz de taxa de repetição, sem refrigeração ar/água, tempo de exposição de 20s (densidade de energia = $80,24\text{J}/\text{cm}^2$); grupo 3 – 250mJ de energia, 4Hz de taxa de repetição, sob refrigeração ar/água, tempo de exposição de 10s (densidade de energia = $80,24\text{J}/\text{cm}^2$), grupo 4 – 250mJ de energia, 4Hz de taxa de repetição, sem refrigeração ar/água, tempo de exposição de 10s (densidade de energia = $80,24\text{J}/\text{cm}^2$). A peça de mão 2051 foi posicionada a 12mm da face vestibular das amostras, perpendicularmente. Durante as irradiações, as variações de temperatura foram monitoradas por uma câmara termográfica. Os testes estatísticos (ANOVA) mostraram que os aumentos de temperatura durante as irradiações com o laser de Er:YAG, nos grupos sem refrigeração ar/água, foram significativamente maiores, em comparação aos grupos irradiados com refrigeração ar/água. Os tempos de retorno às temperaturas iniciais, após as irradiações foram maiores para os grupos irradiados sem refrigeração. Em microscopia óptica, foram observadas trincas e carbonizações somente nos grupos sem refrigeração. A análise ao microscópio eletrônico de varredura revelou fusões e recristalizações da dentina, nas cavidades realizadas com o laser de Er:YAG, nos dois grupos sem refrigeração.

Kim, Jeoung e Kim (2003) investigaram, *in vitro*, os efeitos da água na ablação dos tecidos duros dentais com o laser de Er:YAG, relacionando a energia e a taxa de repetição, bem como, o índice de água necessário para promover uma ablação efetiva. Neste estudo, foram utilizados molares humanos, seccionados em duas partes com um disco em baixa rotação, no sentido vestibulo-lingual. As amostras foram ocasionalmente divididas em 18 grupos, de acordo com as seguintes condições de irradiação: índice de água – alto (13,50ml/min); médio (6,75ml/min) e baixo (1,69ml/min) e para cada índice de água, as amostras foram submetidas de acordo com as combinações de energia de 400 e 250mJ e taxas de repetição de 5, 10 e 20Hz. A peça de mão do laser foi posicionada à distância de 7mm, perpendicularmente à superfície de esmalte e dentina. A quantidade de ablação foi determinada pelos diferentes pesos das amostras, mensurados antes e após as irradiações. Cada amostra foi irradiada três vezes durante 3s. Os resultados mostraram que a energia de 250mJ associada com o índice de água de 1,69ml/min resultou em uma ablação mais efetiva tanto no esmalte quanto na dentina. Com 400mJ de energia e índice de água de 1,69ml/min, a remoção de dentina foi alta, porém para uma ablação mais eficiente do esmalte foi necessário associar essa energia ao índice de água de 6,75ml/min.

Os autores concluíram que uma melhor ablação ocorre quando a energia e a taxa de repetição são aumentadas. Entretanto, apesar deste estudo não ter analisado os efeitos térmicos, os autores ressaltam a necessidade de um alto índice de água durante a ablação para prevenir danos térmicos aos tecidos adjacentes, principalmente quando o tecido alvo possuir pouca água e poucos componentes orgânicos e quando altas taxas de repetição e energias forem empregadas.

Theodoro et al. (2003) compararam a variação de temperatura em superfícies radiculares, resultante da irradiação com os lasers de Er:YAG e diodo. Foram utilizados neste estudo, 15 dentes, cujas superfícies radiculares foram raspadas e aplainadas com os instrumentos manuais, anteriormente à aplicação dos lasers. Os dentes foram divididos em três grupos, com 5 dentes cada e as faces vestibulares e linguais foram irradiadas. Os parâmetros empregados para irradiação foram: grupo A – laser de Er:YAG, 2,94 μ m, 100mJ, 10Hz, tempo de exposição de 30 segundos; grupo B – laser de diodo, 810nm, 1W, 0,05ms, tempo de exposição de 30s e grupo C – laser de diodo, 810nm, 1,4W, 0,05ms, tempo de exposição de 30s. A variação de temperatura foi monitorada antes e após as irradiações, por um termopar do tipo T, posicionado no interior da câmara pulpar. Os resultados mostraram que as temperaturas finais foram mais baixas do que as temperaturas registradas antes das irradiações para o laser de Er:YAG (grupo A: $-2,2^{\circ}\text{C}\pm 1,5^{\circ}\text{C}$). Entretanto, houve uma elevação gradual da temperatura, de acordo com o progresso do tratamento com o laser de diodo (grupo B: $1,6^{\circ}\text{C}\pm 0,8^{\circ}\text{C}$; grupo C: $3,3^{\circ}\text{C}\pm 1,0^{\circ}\text{C}$), demonstrando diferenças estatisticamente significantes nos três grupos.

2.5 Comparação dos efeitos dos lasers de Nd:YAG e Er:YAG sobre a polpa

De acordo com Miller e Truhe (1993) o laser de Nd:YAG tem afinidade por tecidos pigmentados e por essa razão seria interessante aplicar uma camada de um pigmento preto sobre as superfícies dos dentes anteriormente à irradiação laser. O laser de Nd:YAG é transmitido pela água, sua penetração é maior em dentina,

comparando-se com outros lasers. Os autores também relatam que o laser de Er:YAG pode remover esmalte, dentina e tecido cariado sem produzir efeitos térmicos significantes, *in vitro*.

Wigdor et al. (1993) investigaram, *in vitro*, os efeitos dos lasers de CO₂, Nd:YAG e Er:YAG sobre a dentina, através de análise em microscópio eletrônico de varredura e sobre a polpa com microscópio de luz. Em virtude das diferenças de absorção dos três lasers, foram usadas diferentes potências para criar efeitos semelhantes, especialmente para evidenciar danos térmicos e mudanças na micromorfologia da dentina. Foram utilizados 4 incisivos humanos e, em apenas um dos elementos, foi criada uma cavidade na face vestibular, com uma broca carbide em baixa rotação, com 3mm de diâmetro e 2mm de profundidade, que permaneceu como dente controle. Os outros três dentes foram irradiados, sendo utilizado apenas um dente para cada laser citado acima. Os resultados mostraram que o laser de Er:YAG provocou menos efeitos térmicos do que os lasers de CO₂ e Nd:YAG, quando comparados com o dente controle. Presença de rachadura na dentina, em virtude da irradiação com laser de Nd:YAG, foi evidente sugerindo um aumento de temperatura. Ocorreram mudanças histológicas drásticas, provocadas pelo laser de Nd:YAG, incluindo a destruição da camada de odontoblastos. Os autores concluíram que os lasers de CO₂ e Nd:YAG podem provocar efeitos térmicos danosos à dentina e à polpa. O laser de Er:YAG produziu menos danos térmicos, em virtude da alta eficiência de absorção pela água e hidroxiapatita.

O volume de ablação e o aumento da temperatura na superfície dentinária foram investigados por Mehl et al. (1997), após irradiações com os lasers de Er:YAG e Nd:YAG. Para determinar o índice de ablação, 220 fatias de dentina foram preparadas provenientes de molares humanos extraídos. As fatias foram retiradas

entre a camada de esmalte e a polpa, de modo a se obter dois tipos de corte: um vertical, para obtenção de amostras com túbulos dentinários perpendiculares à superfície e outro corte horizontal, para obtenção de amostras com túbulos dentinários paralelos à superfície. Foram empregados neste estudo dois lasers de Er:YAG (KEY I e KEY II, Kavo) e o laser de Nd:YAG (Sunlase 800, Sunrise Technologies / Orbis). Os parâmetros para irradiação com o laser de Er:YAG foram de 250 a 400mJ de energia, 3 a 15Hz de taxa de repetição e 20 a 80s de tempo de exposição. No caso do laser de Nd:YAG, as energias variaram de 83 a 100mJ, 10 a 20Hz de taxa de repetição, 20 a 60s de tempo de exposição e foi utilizada a fibra de 320µm, verificando-se a influência de angulação da fibra (90°, 45° e 10°), bem como a irradiação com e sem nanquim. Foram utilizadas nove amostras para cada parâmetro de irradiação. O índice de ablação foi mensurado tridimensionalmente com um laserscan 3D por superposição de imagens. A avaliação da temperatura foi verificada, aplicando-se uma solução de Ringers sobre as fatias de dentina (0,65ml) e inserindo-se retrogradamente uma fibra fina e flexível de NiCr-Ni (GTF 300GS, Greisinger Eletronic, Regenstanf, Germany) nos canais radiculares até a câmara pulpar.

Os resultados mostraram que um alto índice de ablação ocorreu sem refrigeração, mas às custas de grande elevação da temperatura, porém quando a refrigeração foi empregada não se observou elevação da temperatura. Com o laser de Nd:YAG, a ablação ocorreu apenas com a utilização do nanquim e com o parâmetro máximo de energia empregado (100mJ e 20Hz). Comparando-se os dois lasers, o de Nd:YAG produz uma ablação menos efetiva e o ângulo de incidência da fibra sobre a superfície dentinária não influencia no aumento da temperatura. Entretanto, o aumento da temperatura está diretamente dependente da direção dos

túbulos dentinários, isto é, túbulos paralelos à superfície previnem a condução de calor, enquanto que túbulos transversais conduzem mais rapidamente o calor. Os autores concluíram que o laser Er:YAG empregado com refrigeração não provoca nenhum dano pulpar. Porém, quando a densidade de energia ultrapassou a $80\text{J}/\text{cm}^2$, para o laser de Nd:YAG, ocorreu um aumento da temperatura que excedeu a 8°C , aumento este que pode resultar em danos irreversíveis à polpa.

Armengol, Jean e Marion (2000) compararam o aumento da temperatura durante preparos cavitários realizados com os lasers de Er:YAG, Nd:YAP e o alta rotação, *in vitro*. Dezoito dentes foram seccionados longitudinalmente e divididos em seis grupos: grupo 1 – preparo realizado com uma broca carbide e o alta rotação; grupo 2 – preparo realizado com o laser de Er:YAG aplicado perpendicularmente à estrutura dental com uma distância focal de 10mm, 140mJ de energia e 4Hz de taxa de repetição e grupo 3 – preparo cavitário realizado com o laser de Nd:YAP, em contato, energia de 240mJ e taxa de repetição de 10Hz. Não foi utilizada refrigeração ar/água para os grupos 1, 2 e 3. Os grupos 4, 5 e 6 foram preparados da mesma forma, porém com refrigeração ar/água. Os aumentos de temperatura foram registrados por um microtermopar e foram utilizadas amostras de dentina com quatro espessuras diferentes (2,0; 1,5; 1,0 e 0,5mm). Os autores concluíram que a refrigeração ar/água foi essencial para prevenir o aumento da temperatura. O laser de Nd:YAP induziu maiores temperaturas do que o laser de Er:YAG e o alta-rotação, independente da espessura de dentina. A irradiação com o laser de Er:YAG provocou alterações da temperatura significativamente baixas quando as espessuras de dentina das amostras eram 1,5 e 2,0mm e os aumentos de temperatura gerados pelo laser de Er:YAG foram bem semelhantes aos do alta rotação.

Yamada et al. (2001) realizaram um estudo *in vitro* em 20 dentes humanos, acometidos de cáries radiculares, com a finalidade de comparar a remoção da cárie de dentina, através do método mecânico convencional e dos lasers de Nd:YAG e Er:YAG. As lesões de cárie foram padronizadas através do Diagnodent (Kavo). As lesões de cárie foram demarcadas com nanquim e divididas em duas metades de tamanhos aproximados, sendo que em 10 lesões, uma das metades foi removida com o tratamento mecânico convencional e a outra metade, com o laser de Er:YAG. Nas outras 10 lesões, uma das metades foi também removida com o tratamento mecânico convencional e a outra metade, com o laser de Nd:YAG. Os parâmetros empregados para irradiação foram: Er:YAG – 200mJ de energia, 2Hz de taxa de repetição e spray de água (1ml/min); Nd:YAG – 6W de energia, 20Hz de taxa de repetição e spray de água contínuo (120ml/min). Os autores concluíram que o tempo de irradiação necessário para os lasers de Er:YAG e Nd:YAG removerem o tecido cariado foi duas ou três vezes mais longo do que o tratamento mecânico convencional. A análise ao microscópio eletrônico de varredura mostrou paredes cavitárias com irregularidades, sem carbonização ou rachaduras na dentina. A variação da temperatura foi monitorada pelo sistema thermovision[®]870 (Agema, Sweden) e, independente do método empregado para remoção do tecido cariado, o aumento de temperatura foi lento e não excedeu à 3-4°C.

3 PROPOSIÇÃO

O objetivo desse estudo foi analisar a variação da temperatura provocada pela irradiação de três lasers, em amostras de esmalte/dentina e dentina, com 5 diferentes espessuras (1mm, 2mm, 3mm, 4mm e 5mm), através de um termômetro de irradiação infravermelha, analisando-se diferentes parâmetros e condições de irradiação:

- **Laser de Nd:YAG**

Presença ou não de refrigeração;
Quanto ao lado das amostras (frente e atrás);
Irradiação com e sem contato;
Aplicação ou não da tinta nanquim,
Tecido envolvido (esmalte/dentina e dentina).

- **Laser de Er:YAG (Kavo KEY Laser®)**

Presença ou não de refrigeração;
Quanto ao lado das amostras (frente e atrás),
Tecido envolvido (esmalte/dentina e dentina).

- **Laser de Er:YAG (Kavo KEY Laser®3)**

Presença ou não de refrigeração;
Quanto ao lado das amostras (frente e atrás),
Tecido envolvido (esmalte/dentina e dentina).

4 MATERIAL E MÉTODOS

Cento e dez terceiros molares foram utilizados neste estudo. Após a exodontia ficaram imersos por 30 minutos, em uma solução de NaOCl a 0,5%, para promover desinfecção. Em seguida, foram imersos em água destilada e mantidos sob refrigeração. As raízes foram separadas das coroas por meio de um disco de carborundum em baixa rotação e todas as coroas foram totalmente incluídas no interior de um tubo de PVC com resina transparente. Os cortes foram realizados no aparelho de corte Labcut, paralelamente ao longo eixo das coroas, no sentido méso-distal, para obtenção de amostras de esmalte/dentina e dentina. A variação da temperatura foi monitorada com um termômetro de irradiação infravermelha, antes e após a utilização dos lasers de Nd:YAG, Er:YAG (Kavo KEY Laser®) e Er:YAG (Kavo KEY Laser® 3), em diferentes condições de irradiação.

4.1 Material

4.1.1 Equipamentos

Estufa Fanem – Franz Sturm e Cia LTDA – São Paulo, SP;

Labcut – Extec Corp. – Enfield – USA;

Laser de Nd:YAG – Pulse Master 1000 – American Dental Technologies, Inc. – USA;
Laser de Er:YAG – Kavo KEY Laser (1242) - Kavo Co. – Biberach – Germany;
Laser de Er:YAG – Kavo KEY Laser 3 (1243)- Kavo Co. – Biberach – Germany;
Paquímetro – Carl Mahr D7300 – Esslingen A. N. – German;
Politriz - Ecomet – Buehler – USA;
Seringa tríplice – Dabi Atlante – São José dos Campos – SP;
Sugador de alta potência – Ciclone Dabi Atlante – São José dos Campos – SP,
Termômetro de Radiação Infravermelha – MINIRAY 100XL – Eurotron Instruments
S.A. – Italy.

4.1.2 Instrumental e material

Ácido fosfórico a 37% - FGM Produtos Odontológicos LTDA – Joinville – SC;
Aplicadores descartáveis KG Brush – KG Sorensen Indústria e Comércio LTDA –
Barueri – SP;
Baixa rotação – Kavo Intramatic II – Brasil;
Cureta dupla nº 17 – Duflex ref. 11.220;
Discos de Carborundum – Dedeco International Inc. – Long Eddy – NY;
Fibra óptica de 300µm de diâmetro (Nd:YAG) – American Dental Technologies, Inc.
– USA;
Fibra 50/10 – Er:YAG KEY Laser (1242) – Kavo Co. – Biberach – Germany;
Mandril para peça reta – KG Sorensen Indústria e Comércio LTDA – Barueri – SP;
Nanquim – Faber Castell do Brasil LTDA – São Carlos – SP;

Peça de mão 2055 – Er:YAG KEY Laser (1242) – Kavo Co. – Biberach – Germany;
Peça de mão 2058 – Er:YAG KEY Laser – Kavo Co. (1242) – Biberach – Germany;
Peça de mão 2060 – Er:YAG KEY Laser 3 – Kavo Co.(1243) – Biberach – Germany;
Peça reta – Kavo Intramatic II – Brasil;
Pontas descartáveis para sugador – Hygi Last – W. Barbosa LTDA – Bragança Paulista – SP;
Resigel Líquido – Redelease – São Paulo – SP;
Seringa hipodérmica descartável de 5ml – Plastipak – Becton Dickinson – Ind. Cirúrgicas LTDA – Curitiba – PR;
Tinta spray preta – 3M do Brasil – Sumaré – SP,
Tubo de PVC – Tubos e Conexões Tigre LTDA – Joinville – SC.

4.2 Métodos

4.2.1 Preparo das amostras

Os dentes foram obtidos através do Banco de Dentes Permanentes Humanos que pertence à Faculdade de Odontologia da Universidade de São Paulo. O projeto de pesquisa foi aprovado pelo Comitê de Ética em Pesquisa (CEP) com o parecer nº 44/03 (Anexo A). As raízes foram separadas das coroas por meio de um disco de carborundum montado em mandril para peça reta em baixa rotação, sempre sob refrigeração com água corrente e a polpa coronária foi removida com auxílio de uma cureta. Anteriormente à inclusão, as coroas foram condicionadas com ácido fosfórico

a 37% por 15s e lavadas por mais 15s com spray ar/água proveniente da seringa tríplice, a fim de que as amostras de esmalte/dentina e dentina não se desprendessem da resina durante e após a realização dos cortes, principalmente as amostras de pouca espessura. Após esse passo, todas as coroas foram totalmente incluídas, em resina transparente, no interior de uma estrutura cilíndrica oca de PVC de 2,0cm de diâmetro e 2,5cm de comprimento. Os cortes foram realizados no aparelho de corte Labcut, paralelamente ao longo eixo das coroas, no sentido méso-distal e foram obtidas amostras de dois tecidos (esmalte/dentina e dentina), padronizadas com auxílio de um paquímetro (figuras 4.1 e 4.2):

- 400 amostras de esmalte/dentina: 1mm, 2mm, 3mm, 4mm e 5mm (80 de cada),
- 350 amostras de dentina: 1mm, 2mm, 3mm, 4mm e 5mm (70 de cada).

Para obtenção das 750 amostras, somente foram selecionados dentes que possuíam uma largura de 10 a 12mm no sentido méso-distal.

As amostras foram conservadas em água destilada e mantidas em estufa à 37°C até o momento das irradiações.



Figura 4.1 – Amostras de esmalte/dentina e dentina



Figura 4.2 – Espessuras das amostras de esmalte/dentina e dentina

4.2.2 Termômetro de radiação infravermelha

O termômetro de radiação infravermelha é de fabricação EUROTRON, modelo MINIRAY 100XL, nº série 46281, proveniente do Laboratório de Metrologia ECIL – Piedade – SP – Brasil (figura 4.3).

Este termômetro é uma ferramenta para a manutenção e monitoração periódica de processos na medição rápida e simples das temperaturas, em contato com o alvo ou a uma certa distância. Um método opcional de pontaria por Laser simplifica a identificação da área da superfície a medir. Emissividade ajustável de 0,30 a 1,0.

Liga e desliga através de um gatilho presente na sua haste e basta acionar apenas uma vez para qualquer uma dessas funções. Desliga-se automaticamente, se nenhuma tecla for pressionada por mais de 40 segundos. Possui teclas localizadas logo abaixo do visor (figura 4.4) que comandam as funções básicas do termômetro, tais como:

- “Hold”: permite a retenção da temperatura medida e sua visualização no mostrador;

- “Min/Max”: mostra a temperatura mínima, máxima e a média;
- “*”: para inibir ou desinibir o Laser,
- 2nd e set 3: pressionando-se em seqüência essas duas teclas, consegue-se alterar a emissividade de 0,30 a 1,0.

Possui um foco espectral de 8 a 14 μ m e faixa de operação entre -32°C e 520°C . O termômetro MINIRAY 100XL foi calibrado contra uma fonte de radiação de emissividade previamente calibrada por um padrão de transferência Land Modelo Cyclops300, Certificado de Calibração LAPIR 033/00, emitido pelo IMETRO (Anexo B).



Figura 4.3 – Termômetro de radiação infravermelha – Miniray 100XL



Figura 4.4 - Visor e teclas de comando do termômetro de radiação infravermelha – Miniray 100XL

4.2.2.1 Emissividade

Para o correto monitoramento da variação da temperatura, houve a necessidade de se padronizar a emissividade das amostras. A emissividade é uma medida da capacidade de um objeto absorver, transmitir e emitir energia infravermelha. De acordo com os objetos, essa emissividade pode variar de 0,0 (espelho brilhante) a 1,0 (corpo negro). Desta forma, as emissividades das amostras foram determinadas da seguinte forma:

- utilizou-se uma tinta spray preta que foi aplicada sobre toda a superfície de uma amostra, a fim de simular as amostras de esmalte/dentina e dentina, após aplicação do nanquim. Um objeto inteiramente coberto por tinta preta possui uma emissividade padrão de 0,98;
- termômetro de radiação infravermelha foi então posicionado perpendicularmente à amostra e a sua mira acionada através do gatilho. O gatilho foi mantido pressionado até aparecer no visor os valores da emissividade e esta foi ajustada até o valor de 0,98, pressionando-se em seqüência a tecla 2nd e set3. Após o ajuste da emissividade, o gatilho do termômetro foi novamente acionado para obtenção da temperatura, por exemplo, 25°C,
- Obtida a temperatura, mirou-se o termômetro para uma amostra que não foi pintada com a tinta spray preta e a emissividade foi ajustada até atingir a mesma temperatura (25°C).

Assim, foi padronizada a emissividade de 0,98 para as amostras escuras (com nanquim) e 0,95 para as amostras claras (sem nanquim).

4.2.3 Dispositivo para fixação das amostras, dos lasers e do termômetro de radiação infravermelha.

Para padronização das irradiações e das medições das temperaturas foi desenvolvido um dispositivo para fixação das amostras, dos lasers e do termômetro de radiação infravermelha (figura 4.5).

Este dispositivo consiste de uma base retangular de madeira revestida de fórmica preta com largura de 9,5cm, comprimento de 89cm e altura de 3,4cm. Nas duas extremidades foram feitas duas canaletas retangulares paralelas ao comprimento da base com 19cm de comprimento, largura de 2,7cm e altura de 3,4cm para o encaixe da base do termômetro de radiação infravermelha, porém com liberdade de movimento no comprimento da base, a fim de poder variar a distância do termômetro à amostra.

Perfurações paralelas ao comprimento das ranhuras foram confeccionadas, nas quais se encaixavam um clipe em diferentes posições no sentido do comprimento para travar a movimentação do termômetro, depois de estabelecida a distância desejada da amostra (figura 4.6).

O termômetro possui uma mira laser com diâmetro variável de acordo com a proximidade do alvo, sendo que o menor diâmetro é proporcional a menor distância do alvo.

No centro da base e perpendicularmente à mesma, uma estrutura retangular foi fixada, com 14cm de altura e com secção quadrangular de 2,4cm, feita com a mesma madeira da base. Na parte superior da estrutura retangular foi preso outro clipe em formato de meia-lua para retenção das amostras.

Duas hastes com 14,7cm de altura foram construídas, em apenas um dos lados, para manter fixas as fibras dos lasers, localizadas à 3,0cm e 10cm de distância, respectivamente, da estrutura retangular.

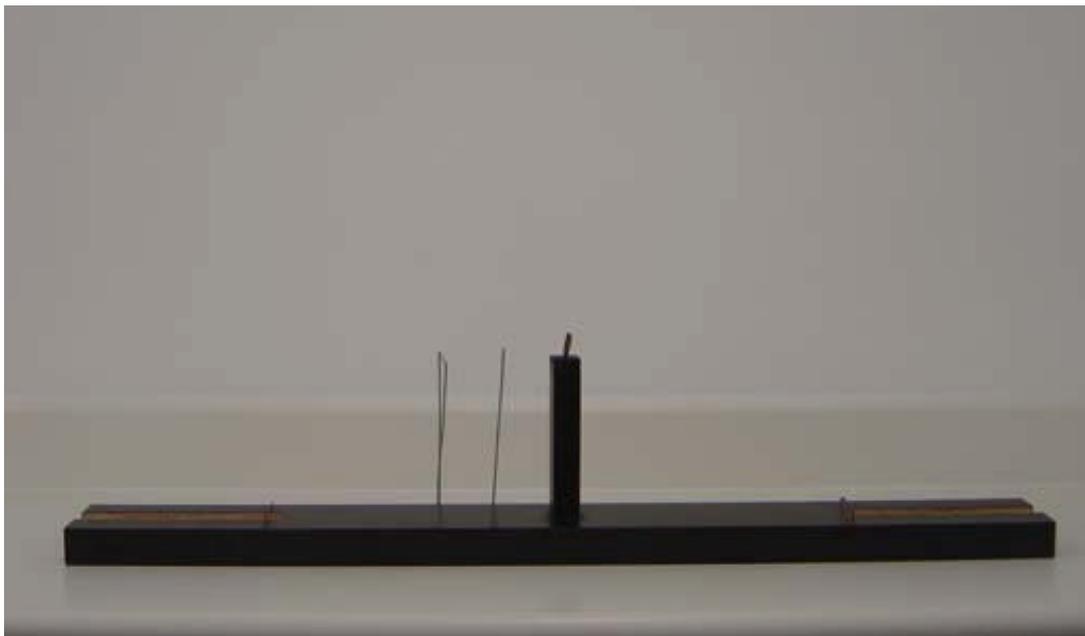


Figura 4.5 - Dispositivo para fixação das amostras, dos lasers e do termômetro de radiação infravermelha



Figura 4.6 – Termômetro posicionado na canaleta e preso com o clipe para evitar movimentação

4.2.4 Irradiação com os lasers de Nd:YAG, Er:YAG (Kavo KEY Laser®), Er:YAG (Kavo KEY Laser® 3)

Para a utilização dos lasers de Nd:YAG e Er:YAG, dentro do Laboratório Experimental de Laser em Odontologia (LELO), serão seguidas condutas rigorosas de manuseio de acordo com as normas de segurança internacionais (Normas Internacionais – ANSI Z 136.1 – 1993) e segundo o protocolo de segurança do LELO (Anexo C).

A temperatura inicial foi padronizada em 24°C para possibilitar o monitoramento da variação de temperatura, à medida que a irradiação laser era aplicada.

As amostras eram mantidas em estufa à 37°C até o início das irradiações. Eram colocadas no clipe localizado no centro do dispositivo para fixação das amostras e as irradiações tinham início somente após as amostras terem atingido a temperatura de 24°C. Essa temperatura foi determinada utilizando-se o termômetro de radiação infravermelha. O termômetro era posicionado na canaleta existente no dispositivo para fixação das amostras e a mira laser era acionada, pressionando-se o botão “*” e o gatilho do termômetro. O alvo gerado pela mira laser deveria estar englobando todas as superfícies das amostras durante as medições das temperaturas (figura 4.7), isto é, para a inicial padronizada e a variação da temperatura após as irradiações (final).

As peças de mão dos lasers foram posicionadas perpendicularmente às duas hastes metálicas e foram presas através de fitas adesivas, de modo que a irradiação dos lasers foi realizada perpendicularmente às superfícies das amostras (figura 4.8).

Durante todo o período de irradiação dos lasers, a aspiração foi constante através do sugador de alta potência, a fim de evitar a inalação de produtos provenientes das amostras. O sugador foi posicionado a 5mm da área de incidência do laser, preso à primeira haste metálica com fitas adesivas.

Cada amostra foi irradiada duas vezes. Na primeira foi verificada a variação de temperatura no momento em que a irradiação atingia o corpo de prova e na segunda, observou-se a mudança de temperatura em virtude das espessuras das amostras. Para a segunda irradiação, aguardou-se as amostras atingirem novamente a temperatura padronizada de 24°C.

Na primeira irradiação, o termômetro era posicionado entre a amostra e as hastes que mantinham os lasers fixos. Media-se a temperatura após a irradiação dessa superfície, a qual foi estabelecida como variação de temperatura no lado da frente das amostras. No caso das amostras de esmalte/dentina, essa superfície era sempre de esmalte. Na segunda irradiação, o termômetro era posicionado na extremidade oposta às hastes para fixação dos lasers. Determinava-se a alteração da temperatura nessa superfície, denominada como variação de temperatura no lado de trás das amostras.

Foram 1.500 leituras da variação de temperatura, sendo 750 iniciais e 750 finais (Tabelas A a H - Apêndice). Das quais 800 leituras provenientes das amostras de esmalte/dentina (400 iniciais e 400 finais) e 700 leituras das amostras de dentina (350 iniciais e 350 finais).

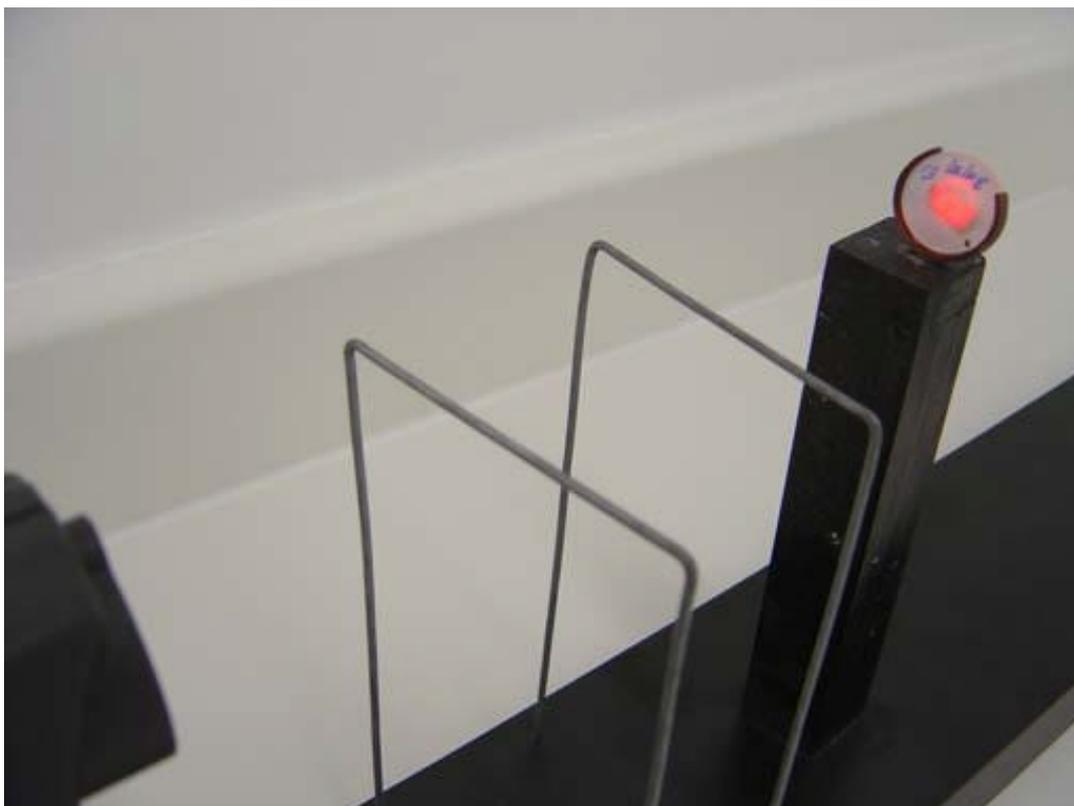


Figura 4.7 – Mira laser do termômetro de radiação infravermelha – Miniray 100XL.



Figura 4.8 – Peça de mão 2051 – Er:YAG (Kavo KEY Laser®) – posicionada perpendicularmente às hastes metálicas

4.2.4.1 Irradiação com o laser de Nd:YAG

O laser de Nd:YAG emite fluorescência no infravermelho, em três principais comprimentos de onda diferentes: $0,9\mu\text{m}$; $1,06\mu\text{m}$ e $1,35\mu\text{m}$. Apresenta linha mais intensa em $1,064\mu\text{m}$, sendo necessária uma luz guia para sua localização e aplicações, que usualmente é o laser de hélio-neônio (figura 4.9).



Figura 4.9 – Laser de Nd:YAG – Pulse Master 1000 – USA

Os parâmetros empregados para o laser de Nd:YAG, em todas as amostras, foram de 40mJ de energia, 25Hz de taxa de repetição e 30s de tempo de exposição.

Parâmetros utilizados no tratamento da hipersensibilidade dentinária cervical.

Utilizou-se uma fibra óptica de 300µm de diâmetro, constituída de sílica pura, revestida com uma capa de poliamida.

Para analisar a variação de temperatura com o laser de Nd:YAG, este foi aplicado sobre a superfície das amostras de duas diferentes formas: em contato (focalizado) e sem contato (desfocalizado).

No caso da forma focalizada (contato) o diâmetro que a luz laser incide sobre o elemento dental corresponde ao diâmetro da fibra (300µm). Entretanto, na forma desfocalizada (sem contato) ocorre uma divergência da luz laser. A fibra foi posicionada à uma distância de 5mm e o diâmetro que a luz incidiu sobre o longo eixo do dente foi de 2,65mm. Esse diâmetro foi obtido, posicionando-se o feixe de luz laser sobre uma folha de papel milimetrado, onde a fibra foi presa a uma régua milimetrada a 5mm da folha de papel e o diâmetro da luz laser foi medido, através de um paquímetro.

Embora a área de incidência da luz laser na forma desfocalizada foi maior, a densidade de energia obtida foi menor ($dE_{nc} = 0,725J/cm^2$), pois o efeito de desfocalização é o fornecimento de menor densidade de energia, em comparação com a forma contato, onde a área de incidência é menor, porém a densidade de energia é maior ($dE_c = 56,60J/cm^2$).

As variáveis empregadas foram: espessura das amostras, irradiação e medição da variação da temperatura na frente e atrás das amostras, irradiação com e sem refrigeração, irradiação com e sem tinta nanquim.

A refrigeração foi obtida através da seringa tríplice, apertando-se completamente o botão correspondente ao ar durante todo o tempo de irradiação. A

seringa tríplice foi posicionada perpendicularmente e à uma distância de 2cm das amostras, presa por fitas adesivas às hastes metálicas para fixação dos lasers.

A aplicação da tinta nanquim foi realizada com microbrush, de modo que toda superfície da amostra ficasse completamente recoberta. As amostras foram irradiadas, somente quando a tinta nanquim estava completamente seca.

As amostras de esmalte/dentina e dentina foram divididas em 18 grupos, cada grupo constituído de 25 amostras, isto é, nos grupos de 1 a 8 foram irradiadas amostras de esmalte/dentina e nos grupos de 9 a 16, amostras de dentina, com espessuras de 1mm, 2mm, 3mm, 4mm e 5mm (5 de cada), divididos da seguinte forma.

- grupo 1: esmalte/dentina, sem nanquim, contato, com refrigeração;
- grupo 2: esmalte/dentina, sem nanquim, contato, sem refrigeração;
- grupo 3: esmalte/dentina, sem nanquim, sem contato, com refrigeração;
- grupo 4: esmalte/dentina, sem nanquim, sem contato, sem refrigeração;
- grupo 5: esmalte/dentina, com nanquim, contato, com refrigeração;
- grupo 6: esmalte/dentina, com nanquim, contato, sem refrigeração;
- grupo 7: esmalte/dentina, com nanquim, sem contato, com refrigeração,
- grupo 8: esmalte/dentina, com nanquim, sem contato, sem refrigeração.

Os grupos 9 a 16 foram realizados da mesma forma, seguindo a mesma seqüência, porém em amostras de dentina (Gráficos 4.1 e 4.2).

Nd:YAG – 40 mJ – 25 Hz – 1W – esmalte/dentina										
		sem nanquim				com nanquim				
		contato		sem contato		contato		sem contato		
		com refr.	sem refr.	com refr.	sem refr.	com refr.	sem refr.	com refr.	sem refr.	
Atrás	Frente	1mm	G R U 1 P O	G R U 2 P O	G R U 3 P O	G R U 4 P O	G R U 5 P O	G R U 6 P O	G R U 7 P O	G R U 8 P O
		2mm								
		3mm								
		4mm								
		5mm								

refr.= refrigeração

Gráfico 4.1 - Grupos das amostras de esmalte/dentina irradiadas com o laser de Nd:YAG

Nd:YAG – 40 mJ – 25 Hz – 1W – dentina										
		sem nanquim				com nanquim				
		contato		sem contato		contato		sem contato		
		com refr.	sem refr.	com refr.	sem refr.	com refr.	sem refr.	com refr.	sem refr.	
Atrás	Frente	1mm	G R U 9 P O	G R U 10 P O	G R U 11 P O	G R U 12 P O	G R U 13 P O	G R U 14 P O	G R U 15 P O	G R U 16 P O
		2mm								
		3mm								
		4mm								
		5mm								

Refr. = refrigeração

Gráfico 4.2 – Grupos das amostras de dentina irradiadas com o laser de Nd:YAG

4.2.4.2 Irradiação com os lasers de Er:YAG (Kavo KEY Laser®) e Er:YAG (Kavo KEY Laser® 3)

Os lasers de Er:YAG são equipamentos de classe II (figura 4.10 e 4.11). Emitindo no comprimento de onda de $2,94\mu\text{m}$, apresentam grande absorção pela água e desta forma não podem ser guiados por fibras ópticas de quartzo ou sílica, que apresentam alto teor de OH. São, então, empregadas fibras cristalinas (por exemplo: safira) a fim de que não ocorra perda de energia pela fibra. As lentes das peças de mão foram posicionadas a 12mm da amostra. De acordo com o fabricante, a distância focal ideal é de 12 a 15mm a partir da lente da peça de mão. Com exceção, para peça de mão 2055, que foi empregada em contato com a fibra 50/10.

O spray de água foi padronizado em 5ml/min para os lasers de Er:YAG. Para ajustar o fluxo de água, foi utilizada uma seringa hipodérmica descartável de 5ml. O laser foi posicionado, de tal forma que a sua saída de água pudesse preencher o interior da seringa. Após 1min, a água derivada do spray deveria completar o 5ml da seringa. As saídas de água eram somente reguladas e padronizadas quando o fluxo de água desejado era alcançado em 1min. Como os lasers utilizados pertencem ao L.E.L.O, estes eram utilizados por outras pessoas, sendo assim, o fluxo de água poderia ser desregulado. Então, regulava-se o fluxo de água, inicialmente, a cada período de irradiação.

Com exceção, para o laser de Er:YAG (Kavo KEY Laser®), empregado com a peça de mão 2055 e fibra 50/10, que não possui saída de água, sendo assim, a refrigeração foi obtida através da seringa tríplex, apertando-se completamente o botão correspondente ao ar, a fim de obter forte corrente de ar durante todo o tempo

de exposição do laser. A seringa tríplice foi posicionada perpendicularmente e à 2cm de distância das amostras, presa com fita adesiva às hastes metálicas para fixação dos lasers.

As diferentes peças de mão são equipadas com distintos componentes ópticos e sistemas de transmissão, especialmente lentes e fibras ópticas e cada uma com uma função específica. Portanto, existem entre elas diferentes características de transmissão.

Para o cálculo das densidades de energia, além da energia empregada é necessário o conhecimento do diâmetro da fibra. Segundo o fabricante, o diâmetro da fibra das peças de mão 2051 (Er:YAG – Kavo KEY Laser®) e 2060 (Er:YAG – Kavo KEY Laser® 3), na distância focal de 12mm, é de 0,63mm.

A peça de mão 2055 foi utilizada de forma a contatar o tecido alvo, através da fibra 50/10 (diâmetro exterior da fibra de 0,470mm) acoplada a ela. Por esta fibra passa o feixe laser e neste caminho do feixe há uma perda de energia pela absorção do material, de forma que a energia visualizada no display do aparelho deve ser multiplicada pelo fator de transmissão correspondente desta fibra (0,54), para se obter a energia real incidida no tecido. Esta fibra absorve parte da energia do laser que causa um leve aquecimento no conector da fibra, particularmente durante o uso com altas frequências e altas potências. Durante aplicações clínicas é necessário envolver essa fibra com um protetor de silicone para proteção dos pacientes.



Figura 4.10 – Laser de Er:YG (Kavo KEY Laser®) – Kavo Co



Figura 4.11 – Laser de Er:YAG (Kavo KEY Laser® 3) – Kavo Co

A) Laser de Er:YAG (Kavo KEY Laser®)

Foram utilizadas duas peças de mão, 2051 e 2055, para finalidades distintas.

As variáveis empregadas foram: espessura das amostras, irradiação e medição da variação da temperatura na frente e atrás das amostras, irradiação com e sem refrigeração.

A peça de mão 2051 foi empregada com dois diferentes parâmetros com finalidades distintas. O primeiro deles foi de:

- 250mJ de energia, 4Hz de taxa de repetição, tempo de exposição de 10s. Fluxo de água de 5ml/min. Densidade de energia de $80,24\text{J}/\text{cm}^2$.

As amostras de esmalte/dentina, irradiadas com esses parâmetros, tiveram por objetivo observar as mudanças de temperatura provocadas pelo laser de Er:YAG, em procedimentos de prevenção e nas amostras de dentina para simular a variação de temperatura durante um preparo cavitário.

As amostras foram divididas em quatro grupos (17 a 20), cada grupo constituído de 25 amostras. Nos grupos 17 e 18, foram irradiadas amostras de esmalte/dentina e nos grupos 19 e 20 irradiadas amostras de dentina, com espessuras de 1mm, 2mm, 3mm, 4mm e 5mm (5 de cada), divididas da seguinte forma (Gráfico 4.3):

- grupo 17: esmalte/dentina, sem contato, com refrigeração;
- grupo 18: esmalte/dentina, sem contato, sem refrigeração;
- grupo 19: dentina, sem contato, com refrigeração,
- grupo 20: dentina, sem contato, sem refrigeração.

Er:YAG (Kavo KEY Laser [®]) – 250 mJ – 4 Hz - 2051					
		esmalte/dentina		dentina	
		sem contato		sem contato	
		com refrigeração	sem refrigeração	com refrigeração	sem refrigeração
Atrás	Frente	G R U P O 17	G R U P O 18	G R U P O 19	G R U P O 20
	1mm				
	2mm				
	3mm				
	4mm				
5mm					

Gráfico 4.3 - Grupos das amostras de esmalte/dentina e dentina irradiadas com o laser de Er:YAG (Kavo KEY Laser[®]) – peça de mão 2051

O segundo parâmetro de irradiação, empregado com a peça de mão 2051 foi:

- 300mJ de energia, 6Hz de taxa de repetição, tempo de exposição de 10s. Fluxo de água de 5ml/min. Densidade de energia de 96,24J/cm².

Foram irradiadas apenas amostras de esmalte/dentina, pois são parâmetros empregados para preparos cavitários em esmalte.

As amostras foram divididas em dois grupos (21 e 22), constituído de 25 amostras cada, com espessuras de 1mm, 2mm, 3mm, 4mm e 5mm (5 de cada), da seguinte forma (Gráfico 4.4):

- grupo 21: esmalte/dentina, sem contato, com refrigeração e
- grupo 22: esmalte/dentina, sem contato, sem refrigeração

Er:YAG (Kavo KEY Laser®) – 300 mJ – 6 Hz - 2051					
		esmalte/dentina		dentina	
		sem contato		sem contato	
		com refrigeração	sem refrigeração	com refrigeração	sem refrigeração
Atrás	Frente	G R U P O 21	G R U P O 22	-----	-----
	1mm				
	2mm				
	3mm				
	4mm				
5mm					

Gráfico 4.4 - Grupos das amostras de esmalte/dentina irradiadas com o laser de Er:YAG (Kavo KEY Laser®) – peça de mão 2051

A peça de mão 2055 foi empregada em contato, com a fibra 50/10, em amostras de esmalte/dentina e dentina, utilizando-se 60mJ de energia, 2Hz de taxa de repetição, tempo de exposição de 10s. Densidade de energia de 18,72J/cm².

A refrigeração durante a irradiação foi obtida através de jatos de ar proveniente da seringa tríplice, conforme descrito anteriormente.

As amostras foram divididas em quatro grupos (23 a 26), cada grupo constituído de 25 amostras. Nos grupos 23 e 24 foram irradiadas amostras de esmalte/dentina e nos grupos 25 e 26 amostras de dentina, com espessuras de 1mm, 2mm, 3mm, 4mm e 5mm, 5 de cada (Gráfico 4.5).

- grupo 23: esmalte/dentina, contato, com refrigeração;
- grupo 24: esmalte/dentina, contato, sem refrigeração;
- grupo 25: dentina, contato, com refrigeração,
- grupo 26: dentina, contato, sem refrigeração.

Er:YAG (Kavo KEY Laser®) – 60 mJ – 2 Hz - 2055						
		esmalte/dentina		dentina		
		contato		contato		
		com refrigeração	sem refrigeração	com refrigeração	sem refrigeração	
Atrás	Frente	1mm	G R U P O 23	G R U P O 24	G R U P O 25	G R U P O 26
		2mm				
		3mm				
		4mm				
		5mm				

Gráfico 4.5 - Grupos das amostras de esmalte/dentina e dentina irradiadas com o laser de Er:YAG (Kavo KEY Laser®) – peça de mão 2055

B) Laser de Er:YAG (Kavo KEY Laser® 3)

São equipamentos de Classe II com o emprego semelhante ao do Er:YAG (Kavo KEY Laser®).

De acordo com o fabricante, possui um piloto automático que facilita a eliminação seletiva e completa de concreções, sem risco de efeitos térmicos secundários (sistema de feedback).

As variáveis utilizadas foram as espessuras das amostras, irradiação e medição da variação da temperatura na frente e atrás das amostras e irradiação com e sem refrigeração.

A peça de mão empregada foi a 2060 com as seguintes energias:

- 160mJ de energia, 10Hz de taxa de repetição e tempo de exposição de 10s.

Fluxo de água de 5ml/min. Densidade de energia 51,33J/cm².

As amostras foram divididas em dois grupos (27 e 28), constituídas de 25 amostras cada, com espessuras de 1mm, 2mm, 3mm, 4mm e 5mm, 5 de cada (Gráfico 4.6). Foram irradiadas apenas amostras de esmalte/dentina, a fim de verificar a variação de temperatura durante preparos cavitários em esmalte.

- grupo 27: esmalte/dentina, sem contato, com refrigeração e
- grupo 28: esmalte/dentina, sem contato, sem refrigeração.

		Er:YAG (Kavo KEY Laser [®] 3) – 160 mJ – 10 Hz - 2060	
		esmalte/dentina	
		sem contato	
		com refrigeração	sem refrigeração
Atrás	Frente	G R U P O 27	G R U P O 28
	1mm		
	2mm		
	3mm		
	4mm		
5mm			

Gráfico 4.6 – Grupos das amostras de esmalte/dentina irradiadas com o laser de Er:YAG (Kavo KEY Laser[®] 3) – peça de mão 2060

Para simular a variação de temperatura durante preparos cavitários em dentina, foram utilizados os seguintes parâmetros:

- 200mJ de energia, 6Hz de taxa de repetição e tempo de exposição de 10s. Fluxo de água de 5ml/min. Densidade de energia de 64,16J/cm².

As amostras foram divididas em dois grupos (29 e 30), sendo cada grupo constituído de 25 amostras com espessuras de 1mm, 2mm, 3mm, 4mm e 5mm, 5 de cada (Gráfico 4.7).

- grupo 29: dentina, sem contato, com refrigeração e
- grupo 30: dentina, sem contato, sem refrigeração.

		Er:YAG (Kavo KEY Laser® 3) – 200 mJ – 6 Hz - 2060	
		dentina	
		sem contato	
		com refrigeração	sem refrigeração
Atrás	Frente	G R U P O 29	G R U P O 30
	1mm		
	2mm		
	3mm		
	4mm		
5mm			

Gráfico 4.7 – Grupos das amostras de dentina irradiadas com o laser de Er:YAG (Kavo KEY Laser® 3) – peça de mão 2060

4.2.5 Análise Estatística

De posse dos resultados da variação da temperatura após irradiação com os lasers de Nd:YAG, Er:YAG (Kavo KEY Laser®) e Er:YAG (Kavo KEY Laser®3), os dados foram analisados estatisticamente empregando-se os testes: Análise de Variância (ANOVA), para verificarmos se as variáveis foram significantes; Comparação Múltipla pelo método de Tukey, para observarmos onde as diferenças foram significativas.

5 RESULTADOS

Cada laser foi analisado separadamente e para cada um deles foram estudadas as influências de alguns fatores, entre eles: presença ou ausência de refrigeração, irradiação em contato e sem contato com a superfície das amostras, tecido envolvido (esmalte/dentina e dentina), lado (frente e atrás) e espessura das amostras.

Estes fatores não foram avaliados em todos os lasers.

As temperaturas utilizadas na análise foram as variações da temperatura entre início e final da irradiação, isto é, temperatura inicial menos temperatura final.

Para cada laser sempre foram feitas 5 amostras por grupo da combinação dos fatores acima.

Verificamos a influência dos fatores na variação da temperatura, primeiramente de forma descritiva, através de gráficos e tabelas e depois testamos se as diferenças observadas foram ou não significativas (Análise Inferencial).

Para todos os lasers estudamos separadamente os casos com e sem refrigeração, pois a diferença entre eles é sempre muito grande.

5.1 Laser de Nd:YAG – fibra 300µm – 40mJ - 25Hz - 1W (Resultado 1)

Para este laser foram analisadas as seguintes variáveis: tecido (esmalte/dentina e dentina), aplicação ou não da tinta nanquim, irradiação com contato e sem contato, lado (frente e atrás) e espessura das amostras, além da irradiação com e sem refrigeração.

Como os cinco fatores foram importantes na análise, este estudo ficou bem complexo, pois as interações foram bem significativas.

Estão representadas no Gráfico 5.1 as médias da variação de temperatura para somente 4 fatores (não foi possível incluir a espessura e o lado) de onde podemos observar a grande diferença entre os dados com e sem refrigeração.

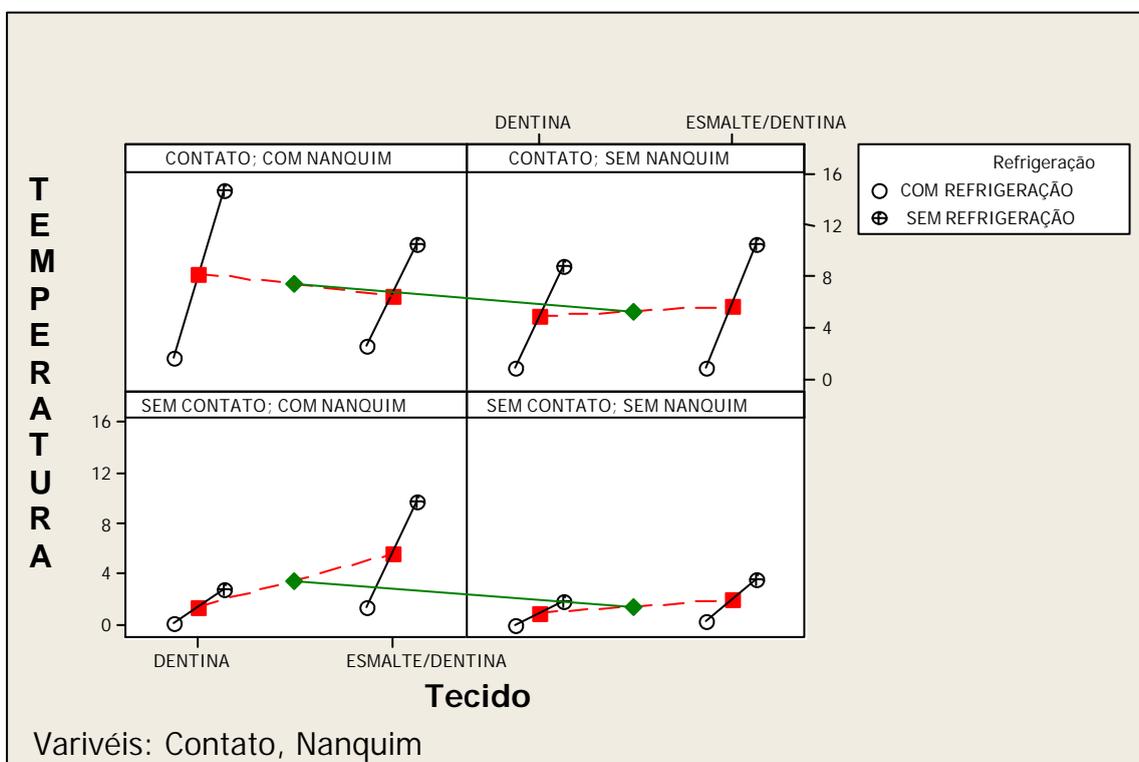


Gráfico 5.1 – Médias da variação da temperatura para 4 fatores – resultado 1

5.1.1 Sem refrigeração

Na Tabela I (Apêndice) temos representadas as médias e os desvios-padrão. Pelos desvios-padrão notamos certas diferenças entre os grupos, com alguns chegando a ter valores superiores a 2, enquanto outros valores abaixo de 0,15. Separamos as médias nos dois tecidos para fazer os gráficos, pois caso contrário a quantidade de linhas num único gráfico impediria uma correta leitura. No Gráfico 5.2 estão representadas as médias para as amostras de esmalte/dentina (grupos 2, 4, 6 e 8) e as médias para as amostras de dentina estão no Gráfico 5.3 (grupos 10, 12, 14 e 16).

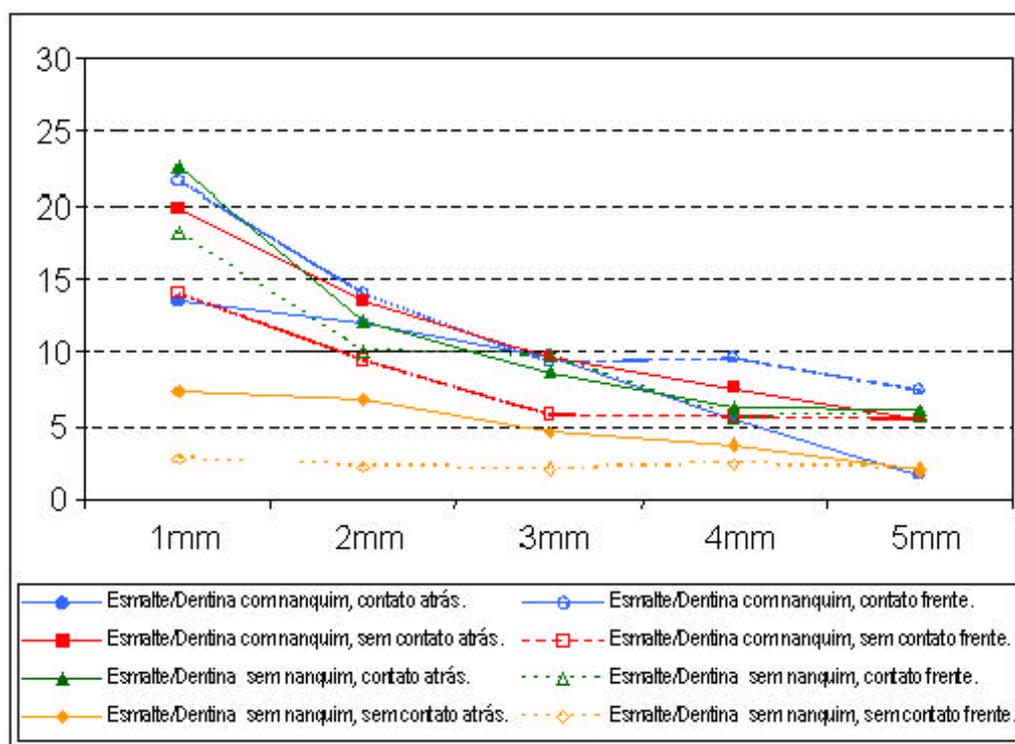


Gráfico 5.2 – Médias para o resultado 1 – esmalte/dentina – sem refrigeração

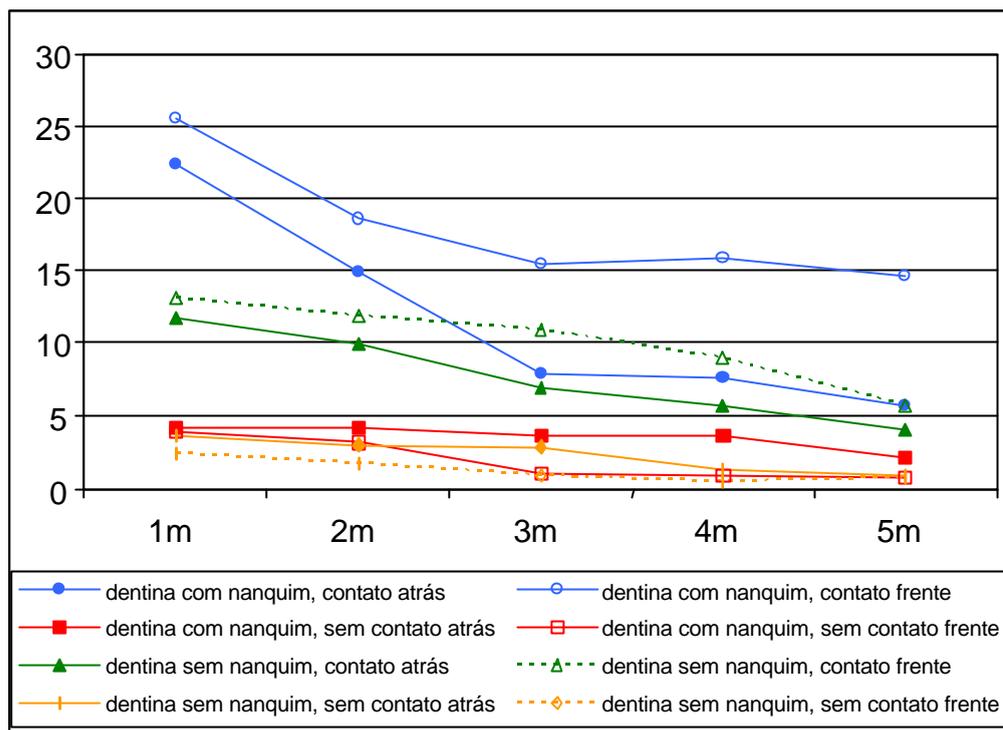


Gráfico 5.3 – Médias para o resultado 1 – dentina – sem refrigeração

Para verificarmos se os fatores foram significantes, ou seja, se houve diferença entre as médias, utilizamos uma *Análise de Variância para 5 fatores fixos* (ANOVA).

Verificando a igualdade das variâncias através do *teste de Levene*, obtivemos o nível descritivo de 0,006¹, pelo qual concluímos que as variabilidades dos grupos não foram iguais. Verificando a normalidade dos resíduos através do *teste de Anderson-Darling*, obtivemos o nível descritivo < 0,005, pelo qual concluímos que os resíduos não seguiram uma distribuição Normal. Com estes resultados não era possível utilizar diretamente a ANOVA.

¹ O nível descritivo de um teste é a probabilidade de estarmos cometendo um erro ao rejeitarmos a hipótese, sendo que esta é verdadeira. Na maioria dos testes, a hipótese testada é a hipótese de igualdade, no caso acima, a hipótese é que as variâncias dos grupos não sejam todas iguais.

Para podermos fazer a análise, utilizamos um artifício de transformarmos os resultados individuais para obtermos a adequação às hipóteses. No nosso caso, calculamos as raízes quadradas dos valores.

Verificando a igualdade das variâncias, agora para a variável transformada através do *teste de Levene*, obtivemos o nível descritivo de 0,952, pelo qual concluímos que as variabilidades dos grupos foram iguais. Verificando a normalidade dos resíduos através do *teste de Anderson-Darling*, obtivemos o nível descritivo de 0,480, pelo qual concluímos que os resíduos seguiram uma distribuição normal. Com estes resultados utilizamos a ANOVA com segurança para a variável transformada.

Na Tabela 5.1 temos o resultado da ANOVA por onde podemos concluir que a interação entre tecido, nanquim, lado, contato e espessura foi significativa.

Tabela 5.1 – ANOVA para o resultado 1 – sem refrigeração

Fonte de variação	Graus de liberdade	Soma de Quadrados	Quadrados Médios	Estatística F	Nível descritivo
Tecido	1	14,6624	14,6624	959,84	0,000
Nanquim	1	33,4754	33,4754	2191,39	0,000
Lado	1	0,0522	0,0522	3,42	0,065
Contato	1	169,2227	169,223	11077,79	0,000
Espessura	4	102,2502	25,5625	1673,39	0,000
Tecido*Nanquim	1	0,0103	0,0103	0,67	0,412
Tecido*Lado	1	1,5648	1,5648	102,43	0,000
Tecido*Contato	1	35,5988	35,5988	2330,39	0,000
Tecido*Espessura	4	2,9654	0,7413	48,53	0,000
Nanquim*Lado	1	2,9301	2,9301	191,81	0,000
Nanquim*Contato	1	3,0225	3,0225	197,86	0,000
Nanquim*Espessura	4	2,4205	0,6051	39,61	0,000
Lado*Contato	1	23,8324	23,8324	1560,14	0,000
Lado*Espessura	4	3,7082	0,9271	60,69	0,000
Contato*Espessura	4	7,1956	1,7989	117,76	0,000
Tecido*Nanquim*Lado	1	0,7088	0,7088	46,40	0,000
Tecido*Nanquim*Contato	1	19,2467	19,2467	1259,94	0,000
Tecido*Nanquim*Espessura	4	1,1771	0,2943	19,26	0,000
Tecido*Lado*Contato	1	0,6649	0,6649	43,52	0,000
Tecido*Lado*Espessura	4	0,855	0,2137	13,99	0,000
Tecido*Contato*Espessura	4	0,4819	0,1205	7,89	0,000
Nanquim*Lado*Contato	1	2,5327	2,5327	165,80	0,000
Nanquim*Lado*Espessura	4	0,9362	0,234	15,32	0,000
Nanquim*Contato*Espessura	4	0,4241	0,106	6,94	0,000
Lado*Contato*Espessura	4	0,8492	0,2123	13,90	0,000
Tecido*Nanquim*Lado*Contato	1	0,0092	0,0092	0,60	0,438
Tecido*Nanquim*Lado*Espessura	4	0,7133	0,1783	11,67	0,000
Tecido*Nanquim*Contato*Espessura	4	5,2399	1,31	85,75	0,000
Tecido*Lado*Contato*Espessura	4	2,4621	0,6155	40,29	0,000
Nanquim*Lado*Contato*Espessura	4	1,9054	0,4763	31,18	0,000
Tecido*Nanquim*Lado*Contato*Espessura	4	0,7135	0,1784	11,68	0,000
Resíduo	320	4,8883	0,0153		
Total	399	446,7196			

Para descobrirmos onde as diferenças foram significativas, fizemos uma *Comparação Múltipla pelo método de Tukey* e, como o resultado foi extenso, foram criadas tabelas menores a partir da tabela original comparando para cada grupo as médias, ao longo das espessuras (Tabelas J a Y – Apêndice) e para cada espessura, a diferença entre os grupos (Tabelas Z a Dd – Apêndice).

5.1.2 Com refrigeração

Na Tabela Ee (Apêndice) estão representadas as médias e desvios-padrão. Pelos desvios-padrão, podemos notar certas diferenças entre os grupos, com alguns chegando a ter valores superiores a 2, enquanto outros valores abaixo de 0,10.

Separamos as médias da variação de temperatura para os dois tecidos (esmalte/dentina e dentina) para fazer os gráficos, pois caso contrário a quantidade de linhas num único gráfico impediria uma correta leitura. No Gráfico 5.4 temos representadas as médias da variação de temperatura para as amostras de esmalte/dentina (grupos 1, 3, 5 e 7) e as médias da variação de temperatura para as amostras de dentina estão representadas no Gráfico 5.5 (grupos 9, 11, 13 e 15).

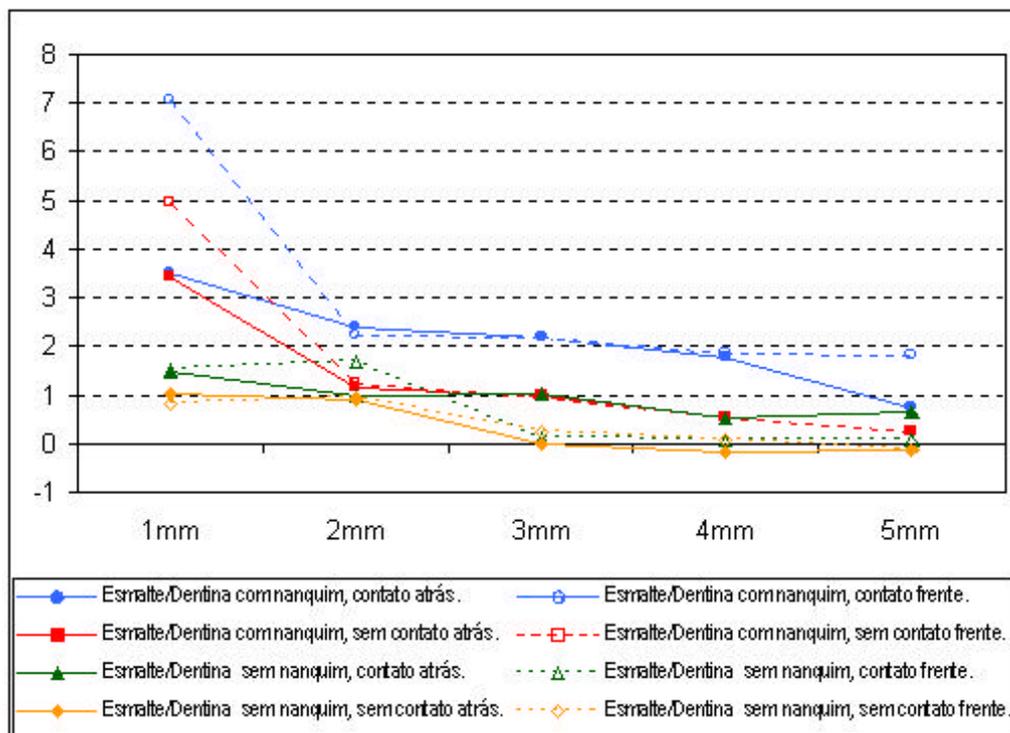


Gráfico 5.4 – Médias para o resultado 1 – esmalte/dentina – com refrigeração

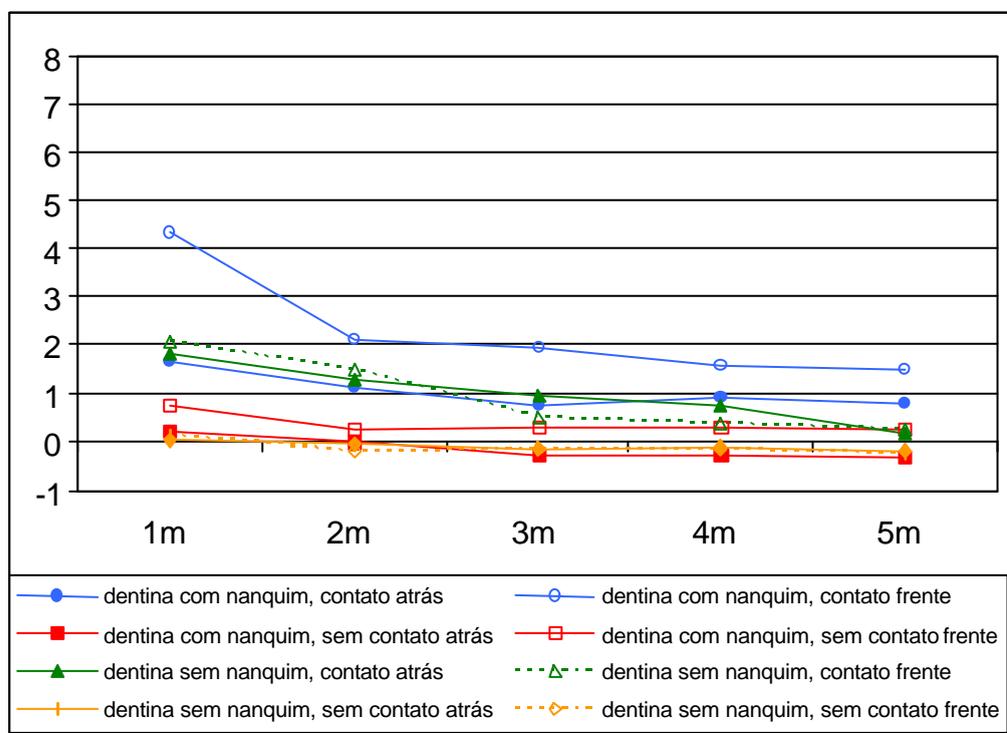


Gráfico 5.5 – Médias para o resultado 1 – dentina – com refrigeração

Para verificarmos se os fatores foram significantes, ou seja, se houve diferença entre as médias, utilizamos uma *Análise de Variância para 5 fatores fixos (ANOVA)*.

Verificando a igualdade das variâncias através do *teste de Levene*, obtivemos o nível descritivo de 0,006, pelo qual concluímos que as variabilidades dos grupos não foram iguais. Verificando a normalidade dos resíduos através do *teste de Anderson-Darling*, obtivemos o nível descritivo $< 0,005$, pelo qual concluímos que os resíduos não seguiram uma distribuição normal. Com estes resultados não podíamos utilizar diretamente a ANOVA.

Para podermos fazer a análise, transformamos os resultados individuais para obtermos a adequação às hipóteses. No nosso caso, foram calculadas as raízes quadradas dos valores.

Verificando a igualdade das variâncias agora para a variável transformada, através do *teste de Levene*, obtivemos o nível descritivo de 0,458, pelo qual concluímos que as variabilidades dos grupos foram iguais. Verificando a normalidade dos resíduos através do *teste de Anderson-Darling*, obtivemos o nível descritivo de 0,110, pelo qual concluímos que os resíduos seguiram uma distribuição Normal. Com estes resultados utilizamos a ANOVA com segurança para a variável transformada.

Na Tabela 5.2 temos o resultado da ANOVA por onde podemos observar que a interação entre tecido, nanquim, lado, contato e espessura foi significativa.

Tabela 5.2 – ANOVA para o resultado 1 – com refrigeração

Fonte de variação	Graus de liberdade	Soma de Quadrados	Quadrados Médios	Estatística F	Nível descritivo
Tecido	1	6,423	7,349	294,40	0,000
Nanquim	1	13,687	12,229	489,88	0,000
Lado	1	0,544	1,340	53,68	0,000
Contato	1	22,781	23,133	926,73	0,000
Espessura	4	25,194	5,616	224,96	0,000
Tecido*Nanquim	1	2,557	2,693	107,86	0,000
Tecido*Lado	1	0,470	0,578	23,14	0,000
Tecido*Contato	1	3,909	3,152	126,25	0,000
Tecido*Espessura	4	2,922	0,687	27,52	0,000
Nanquim*Lado	1	2,806	1,970	78,90	0,000
Nanquim*Contato	1	0,603	0,855	34,27	0,000
Nanquim*Espessura	4	3,091	0,723	28,96	0,000
Lado*Contato	1	0,099	0,144	5,77	0,017
Lado*Espessura	4	1,022	0,188	7,52	0,000
Contato*Espessura	4	0,282	0,087	3,50	0,008
Tecido*Nanquim*Lado	1	0,223	0,168	6,74	0,010
Tecido*Nanquim*Contato	1	0,000	0,000	0,00	0,995
Tecido*Nanquim*Espessura	4	1,332	0,292	11,68	0,000
Tecido*Lado*Contato	1	0,006	0,003	0,10	0,753
Tecido*Lado*Espessura	4	0,136	0,039	1,56	0,185
Tecido*Contato*Espessura	4	1,566	0,359	14,37	0,000
Nanquim*Lado*Contato	1	0,919	0,819	32,80	0,000
Nanquim*Lado*Espessura	4	0,997	0,212	8,48	0,000
Nanquim*Contato*Espessura	4	0,469	0,140	5,60	0,000
Lado*Contato*Espessura	4	0,924	0,242	9,71	0,000
Tecido*Nanquim*Lado*Contato	1	0,004	0,033	1,32	0,252
Tecido*Nanquim*Lado*Espessura	4	0,235	0,043	1,70	0,150
Tecido*Nanquim*Contato*Espessura	4	0,088	0,017	0,67	0,612
Tecido*Lado*Contato*Espessura	4	0,028	0,006	0,24	0,915
Nanquim*Lado*Contato*Espessura	4	0,553	0,124	4,95	0,001
Tecido*Nanquim*Lado*Contato*Espessura	4	0,422	0,106	4,23	0,002
Resíduo	266	6,640	0,025		
Total	345	100,932			

Para descobrirmos onde as diferenças foram significativas, fizemos uma *Comparação Múltipla pelo método de Tukey* e, como o resultado foi extenso, foram criadas tabelas menores a partir da tabela original comparando para cada grupo as médias, ao longo das espessuras (Tabelas Ff a Uu – Apêndice) e para cada espessura, a diferença entre os grupos (Tabelas Vv a Zz – Apêndice).

5.2 Laser de Er:YAG (Kavo KEY Laser®) - fibra 2051- 250mJ e 4Hz (Resultado 2)

Com estes parâmetros empregados estudamos os seguintes fatores: irradiação com e sem refrigeração, tecido envolvido (esmalte/dentina e dentina), lado (frente e atrás) e espessura das amostras (grupos 17 a 20).

Estão representadas as médias para os fatores citados acima no Gráfico 5.6, onde podemos observar a grande diferença entre os dados, com e sem refrigeração.

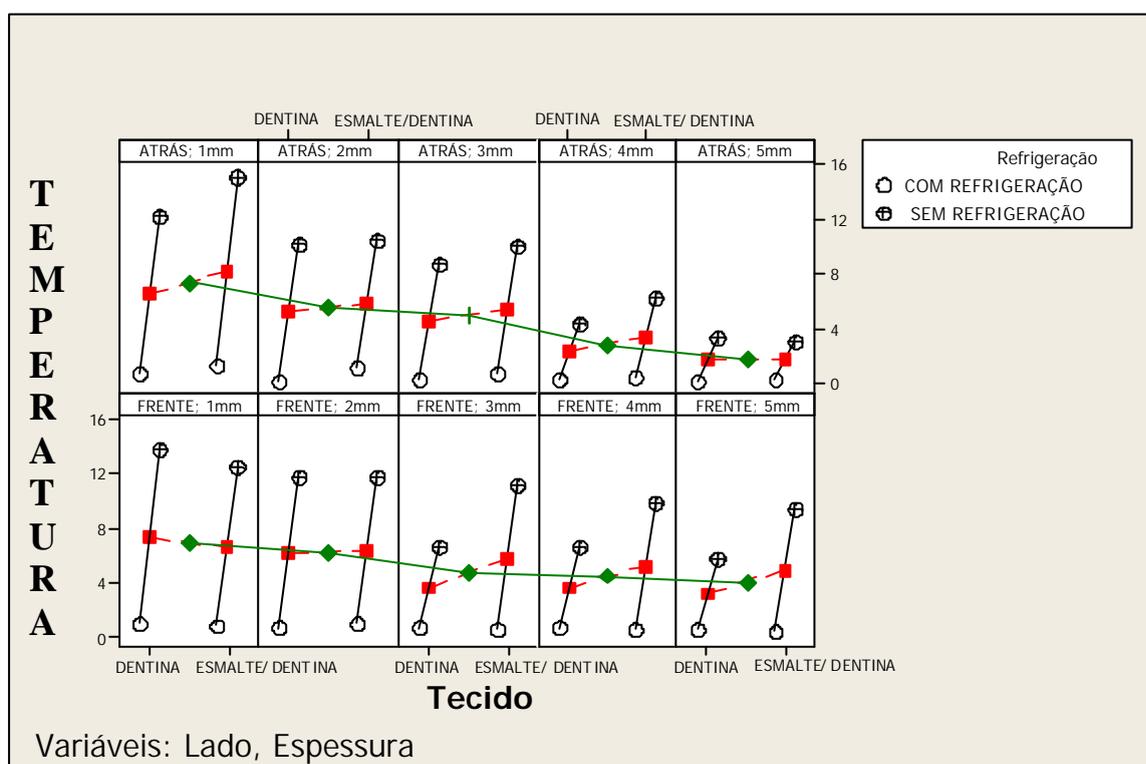


Gráfico 5.6 – Médias da variação de temperatura entre os fatores - resultado 2

5.2.1 Sem refrigeração

Análise estatística dos grupos 18 (esmalte/dentina) e 20 (dentina).

Na Tabela 5.3 temos as médias e os desvios-padrão e no Gráfico 5.7 estão representadas as médias da variação de temperatura, frente às interações: tecido (esmalte/dentina e dentina), lado das amostras (frente e atrás) e espessura.

Tabela 5.3 – Médias e desvio-padrão (entre parênteses) para o resultado 2 – sem refrigeração

Tecido	Lado	Espessura					Total
		1mm	2mm	3mm	4mm	5mm	
Dentina	Atrás	12,32 (0,34)	10,26 (0,78)	8,82 (0,76)	4,38 (0,24)	3,32 (0,41)	7,82 (3,55)
	Frente	13,80 (0,37)	11,86 (0,18)	6,60 (0,37)	6,70 (0,25)	5,84 (0,38)	8,96 (3,31)
Esmalte	Atrás	15,12 (0,29)	10,56 (0,92)	10,12 (0,22)	6,26 (0,30)	3,16 (0,48)	9,04 (4,18)
	Frente	12,46 (0,33)	11,78 (0,49)	11,24 (0,15)	9,88 (0,26)	9,46 (0,50)	10,96 (1,20)
Total		13,43 (1,21)	11,12 (0,95)	9,20 (1,82)	6,81 (2,04)	5,45 (2,65)	9,20 (3,40)

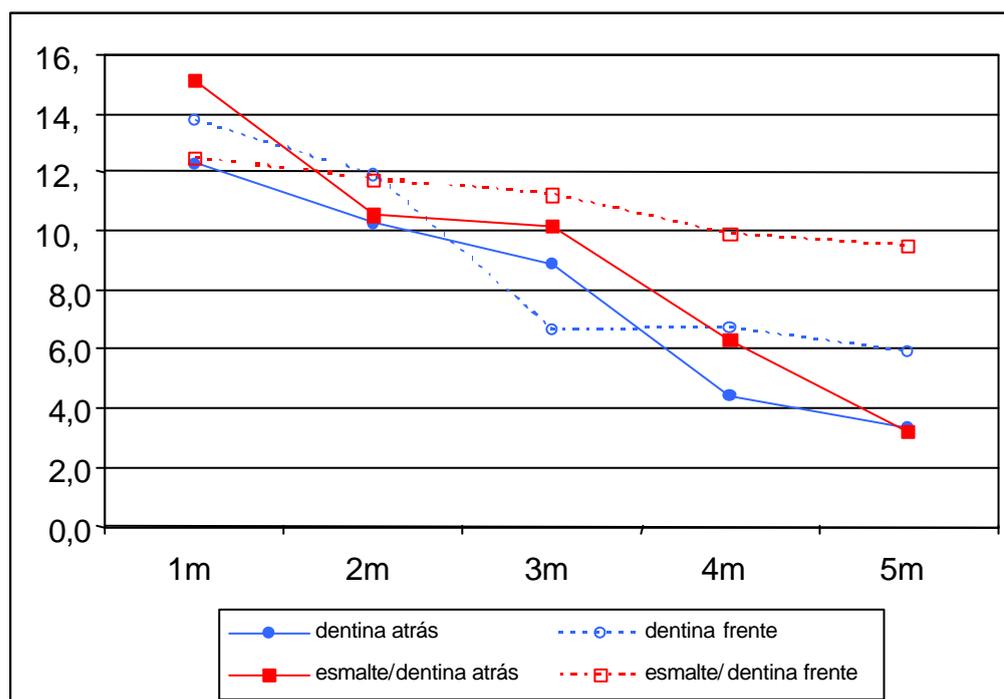


Gráfico 5.7 – Médias da variação de temperatura entre a interação tecido, lado e espessura das amostras - resultado 2 – sem refrigeração

Para verificarmos se os fatores foram significantes, ou seja, se houve diferença entre as médias, utilizamos uma *Análise de Variância para 3 fatores fixos* (ANOVA).

Verificando a igualdade das variâncias através do *teste de Levene*, obtivemos o nível descritivo de 0,314, pelo qual concluímos que as variabilidades dos grupos foram iguais. Verificando a normalidade dos resíduos através do *teste de Anderson-Darling*, obtivemos o nível descritivo de 0,353, pelo qual concluímos que os resíduos seguiram uma distribuição normal. Assim, utilizamos com segurança a ANOVA.

O resultado da ANOVA encontra-se na Tabela 5.4, onde podemos concluir que a interação entre tecido, espessura e lado das amostras foi significativa.

Tabela 5.4 – ANOVA para o resultado 2 – sem refrigeração

Fonte de variação	Graus de liberdade	Soma de Quadrados	Quadrados Médios	Estatística F	Nível descritivo
Tecido	1	65,125	65,125	323,76	0,000
Espessura	4	827,078	206,77	1027,94	0,000
Lado	1	58,522	58,522	290,94	0,000
Tecido*Espessura	4	28,674	7,168	35,64	0,000
Tecido*Lado	1	3,802	3,802	18,90	0,000
Espessura*Lado	4	96,016	24,004	119,33	0,000
Tecido*Espessura*Lado	4	51,72	12,93	64,28	0,000
Resíduo	80	16,092	0,201		
Total	99	1147,029			

Para descobrirmos onde as diferenças foram significativas, fizemos uma *Comparação Múltipla pelo método de Tukey* e os resultados encontram-se na Tabela 5.5, onde podemos observar que, no geral, a grande maioria das médias das variações de temperatura foram diferentes entre si.

Tabela 5.5 – Níveis descritivos da Comparação múltipla pelo método de Tukey para o resultado 2 – sem refrigeração (as diferenças significativas estão hachuradas)

Tecido	Lado	Espessura	Dentina										Esmalte									
			Atrás					Frente					Atrás					Frente				
			1mm	2mm	3mm	4mm	5mm	1mm	2mm	3mm	4mm	5mm	1mm	2mm	3mm	4mm	5mm	1mm	2mm	3mm	4mm	5mm
Dentina	Atrás	1mm		0,0001	0,0001	0,0001	0,0001	0,0001	0,0001	0,0001	0,0001	0,0001	0,0003	0,9842	0,0001	0,0001	0,0001	1,0000	0,9278	0,0331	0,0001	0,0001
		2mm	0,0001		0,0005	0,0001	0,0001	0,0001	0,9999	1,0000	0,0001	0,0001	0,0001	0,0001	0,0001	0,0001	0,0001	0,0001	0,0002	0,0890	0,9983	0,3625
		3mm	0,0001	0,0005		0,0001	0,0001	0,0001	0,0001	0,0026	0,0001	0,0001	0,0001	0,0001	0,0001	0,0001	0,0001	0,0001	0,0001	0,0001	0,0407	0,7570
		4mm	0,0001	0,0001	0,0001		0,0407	0,0001	0,0001	0,0001	0,0001	0,0069	0,0001	0,0001	0,0001	0,0001	0,0004	0,0001	0,0001	0,0001	0,0001	0,0001
		5mm	0,0001	0,0001	0,0001	0,0407		0,0001	0,0001	0,0001	0,0001	1,0000	0,0001	0,0001	0,0001	0,0001	0,0001	0,0001	0,0001	0,0001	0,0001	0,0001
	Frente	1mm	0,0001	0,0001	0,0001	0,0001	0,0001		0,0001	0,0001	0,0001	0,0001	0,0020	0,0001	0,0001	0,0001	0,0001	0,0001	0,0001	0,0001	0,0001	0,0001
		2mm	0,0001	0,9999	0,0001	0,0001	0,0001	0,0001		0,9902	0,0001	0,0001	0,0001	0,0026	0,0001	0,0001	0,0001	0,0001	0,0069	0,6616	0,6616	0,0268
		3mm	0,0001	1,0000	0,0026	0,0001	0,0001	0,0001	0,9902		0,0001	0,0001	0,0001	0,0001	0,0001	0,0001	0,0001	0,0001	0,0001	0,0215	1,0000	0,7106
		4mm	0,0001	0,0001	0,0001	0,0001	0,0001	0,0001	0,0001	0,0001		0,0001	0,0001	0,0001	0,9996	0,9902	0,9942	0,0001	0,0001	0,0001	0,0001	0,0001
		5mm	0,0001	0,0001	0,0001	0,0069	1,0000	0,0001	0,0001	0,0001	0,0001		0,0001	0,0001	0,0001	0,0001	0,0001	0,0001	0,0001	0,0001	0,0001	0,0001
Esmalte	Atrás	1mm	0,0003	0,0001	0,0001	0,0001	0,0001	0,0020	0,0001	0,0001	0,0001	0,0001		0,0001	0,0001	0,0001	0,0001	0,0016	0,0001	0,0001	0,0001	0,0001
		2mm	0,9842	0,0001	0,0001	0,0001	0,0001	0,0001	0,0026	0,0001	0,0001	0,0001	0,0001		0,0001	0,0001	0,0001	0,8390	1,0000	0,8000	0,0001	0,0001
		3mm	0,0001	0,0001	0,0001	0,0001	0,0001	0,0001	0,0001	0,0001	0,9996	0,0001	0,0001	0,0001		1,0000	0,4576	0,0001	0,0001	0,0001	0,0001	0,0001
		4mm	0,0001	0,0001	0,0001	0,0001	0,0001	0,0001	0,0001	0,0001	0,9902	0,0001	0,0001	0,0001	1,0000		0,2413	0,0001	0,0001	0,0001	0,0001	0,0001
		5mm	0,0001	0,0001	0,0001	0,0004	0,0001	0,0001	0,0001	0,0001	0,9942	0,0001	0,0001	0,0001	0,4576	0,2413		0,0001	0,0001	0,0001	0,0001	0,0001
	Frente	1mm	1,0000	0,0001	0,0001	0,0001	0,0001	0,0001	0,0001	0,0001	0,0001	0,0001	0,0016	0,8390	0,0001	0,0001	0,0001		0,6616	0,0069	0,0001	0,0001
		2mm	0,9278	0,0002	0,0001	0,0001	0,0001	0,0001	0,0069	0,0015	0,0001	0,0001	0,0001	1,0000	0,0001	0,0001	0,0001	0,6616		0,9278	0,0001	0,0001
		3mm	0,0331	0,0890	0,0001	0,0001	0,0001	0,0001	0,6616	0,0215	0,0001	0,0001	0,0001	0,8000	0,0001	0,0001	0,0001	0,0069	0,9278		0,0012	0,0001
		4mm	0,0001	0,9983	0,0407	0,0001	0,0001	0,0001	0,6616	1,0000	0,0001	0,0001	0,0001	0,0001	0,0001	0,0001	0,0001	0,0001	0,0001	0,0012		0,9942
		5mm	0,0001	0,3625	0,7570	0,0001	0,0001	0,0001	0,0268	0,7106	0,0001	0,0001	0,0001	0,0001	0,0001	0,0001	0,0001	0,0001	0,0001	0,0001	0,9942	

5.2.2 Com refrigeração

Foram analisados estatisticamente os grupos 17 e 19.

Na Tabela 5.6 estão representadas as médias e os desvios padrão e no Gráfico 5.8 estão representadas as médias da variação de temperatura, frente às interações: tecido (esmalte/dentina e dentina), lado das amostras (frente e atrás) e espessura.

Tabela 5.6 – Médias e desvio-padrão (entre parênteses) para o resultado 2 – com refrigeração

Lado	Espessura					Total
	1mm	2mm	3mm	4mm	5mm	
Atrás	0,72 (0,19)	0,24 (0,17)	0,30 (0,16)	0,30 (0,19)	0,20 (0,07)	0,35 (0,24)
Frente	0,90 (0,31)	0,62 (0,22)	0,60 (0,19)	0,56 (0,15)	0,42 (0,16)	0,62 (0,25)
Total	1,38 (0,36)	1,14 (0,09)	0,78 (0,19)	0,54 (0,18)	0,32 (0,23)	0,83 (0,45)

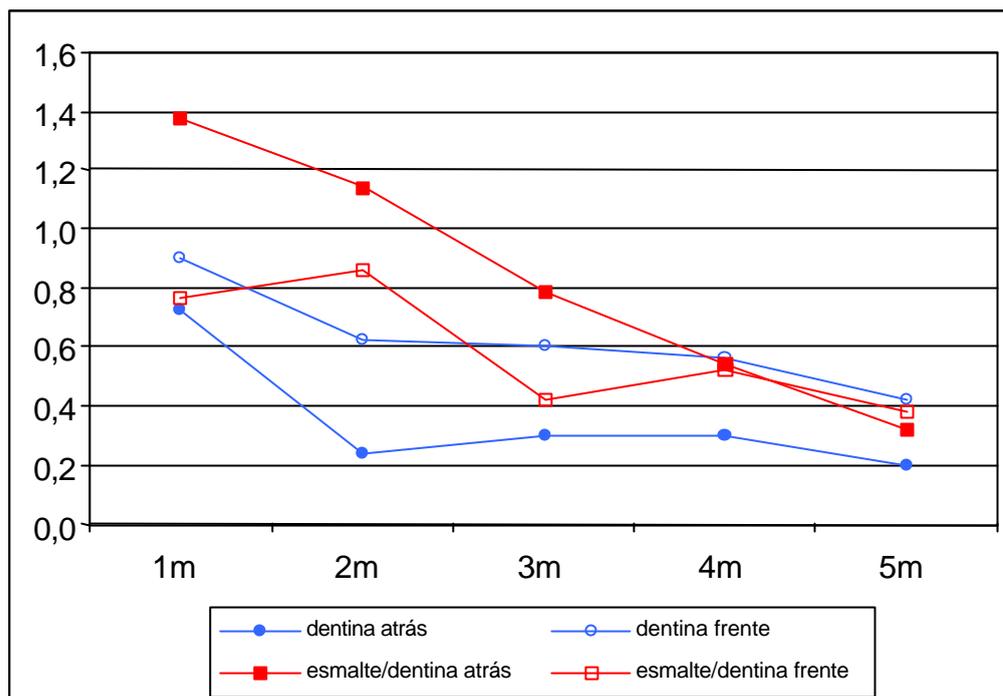


Gráfico 5.8 – Médias da variação da temperatura entre a interação tecido, lado e espessura das amostras - resultado 2 – com refrigeração

Para verificarmos se os fatores foram significantes, ou seja, se houve diferença entre as médias das variações de temperatura, utilizamos uma *Análise de Variância para 3 fatores fixos (ANOVA)*.

Verificando a igualdade das variâncias através do *teste de Levene*, obtivemos o nível descritivo de 0,710, pelo qual concluímos que as variabilidades dos grupos foram iguais. Verificando a normalidade dos resíduos através do *teste de Anderson-Darling*, obtivemos o nível descritivo de 0,174, pelo qual concluímos que os resíduos seguiram uma distribuição normal. Desta forma, utilizamos com segurança a ANOVA.

Na Tabela 5.7, o resultado da ANOVA mostrou que a interação entre tecido, lado e espessura não foi significativa. Como a interação espessura*lado ficou num valor próximo aos 5%, decidimos refazer a ANOVA retirando as interações não significativas e chegamos ao modelo apresentado na Tabela 5.8.

Tabela 5.7 – ANOVA para o resultado 2 – com refrigeração

Fonte de variação	Graus de liberdade	Soma de Quadrados	Quadrados Médios	Estatística F	Nível descritivo
Tecido	1	1,2544	1,2544	29,48	0,000
Espessura	4	4,4346	1,1087	26,06	0,000
Lado	1	0,0036	0,0036	0,08	0,772
Tecido*Espessura	4	0,8786	0,2197	5,16	0,001
Tecido*Lado	1	1,6384	1,6384	38,51	0,000
Espessura*Lado	4	0,4254	0,1064	2,50	0,049
Tecido*Espessura*Lado	4	0,3806	0,0952	2,24	0,072
Resíduo	80	3,404	0,0426		
Total	99	12,4196			

Tabela 5.8 – ANOVA Final para o resultado 2 – com refrigeração

Fonte de variação	Graus de liberdade	Soma de Quadrados	Quadrados Médios	Estatística F	Nível descritivo
Tecido	1	1,2544	1,2544	26,22	0,000
Espessura	4	4,4346	1,1087	23,17	0,000
Lado	1	0,0036	0,0036	0,08	0,784
Tecido*Espessura	4	0,8786	0,2197	4,59	0,002
Tecido*Lado	1	1,6384	1,6384	34,25	0,000
Resíduo	88	4,21	0,0478		
Total	99	12,42			

Para descobrirmos onde as diferenças foram significativas, fizemos uma *Comparação Múltipla pelo método de Tukey*, considerando primeiramente a interação tecido*espessura (Tabela 5.9) e depois a interação tecido*lado (Tabela 5.10).

Tabela 5.9 – Níveis descritivos da Comparação múltipla pelo método de Tukey para interação tecido*espessura – resultado 2 – com refrigeração (as diferenças significativas estão hachuradas)

Tecido	Espessura	Dentina					Esmalte/dentina				
		1mm	2mm	3mm	4mm	5mm	1mm	2mm	3mm	4mm	5mm
Dentina	1mm		0,0072	0,0140	0,0072	0,0001	0,2075	0,6406	0,5005	0,1324	0,0004
	2mm	0,0072		1,0000	1,0000	0,9660	0,0000	0,0000	0,7708	0,9901	0,9981
	3mm	0,0140	1,0000		1,0000	0,9140	0,0000	0,0000	0,8749	0,9981	0,9901
	4mm	0,0072	1,0000	1,0000		0,9660	0,0000	0,0000	0,7708	0,9901	0,9981
	5mm	0,0001	0,9660	0,9140	0,9660		0,0000	0,0000	0,1038	0,4323	1,0000
Esmalte	1mm	0,2075	0,0000	0,0000	0,0000	0,0000		0,9993	0,0003	0,0000	0,0000
	2mm	0,6406	0,0000	0,0000	0,0000	0,0000	0,9993		0,0036	0,0003	0,0000
	3mm	0,5005	0,7708	0,8749	0,7708	0,1038	0,0003	0,0036		0,9993	0,2546
	4mm	0,1324	0,9901	0,9981	0,9901	0,4323	0,0000	0,0003	0,9993		0,7081
	5mm	0,0004	0,9981	0,9901	0,9981	1,0000	0,0000	0,0000	0,2546	0,7081	

Tabela 5.10 – Níveis descritivos da Comparação múltipla pelo método de Tukey para interação tecido*lado – resultado 2 – com refrigeração (as diferenças significativas estão hachuradas)

Tecido	Lado	dentina		esmalte/dentina	
		atrás	frente	atrás	frente
Dentina	Atrás		0,0002	0,0000	0,0014
	Frente	0,0002		0,0051	0,9548
Esmalte	Atrás	0,0000	0,0051		0,0009
	Frente	0,0014	0,9548	0,0009	

5.3 Laser de Er:YAG (Kavo KEY Laser®) - fibra 2051 - 300mJ e 6Hz (Resultado 3)

Foram analisados estatisticamente os grupos 21 e 22, constituídos apenas de amostras de esmalte/dentina.

Foram estudados os seguintes fatores: irradiação com e sem refrigeração, lado (frente e atrás) e espessura das amostras.

No Gráfico 5.9 estão representadas as médias para os fatores citados acima.

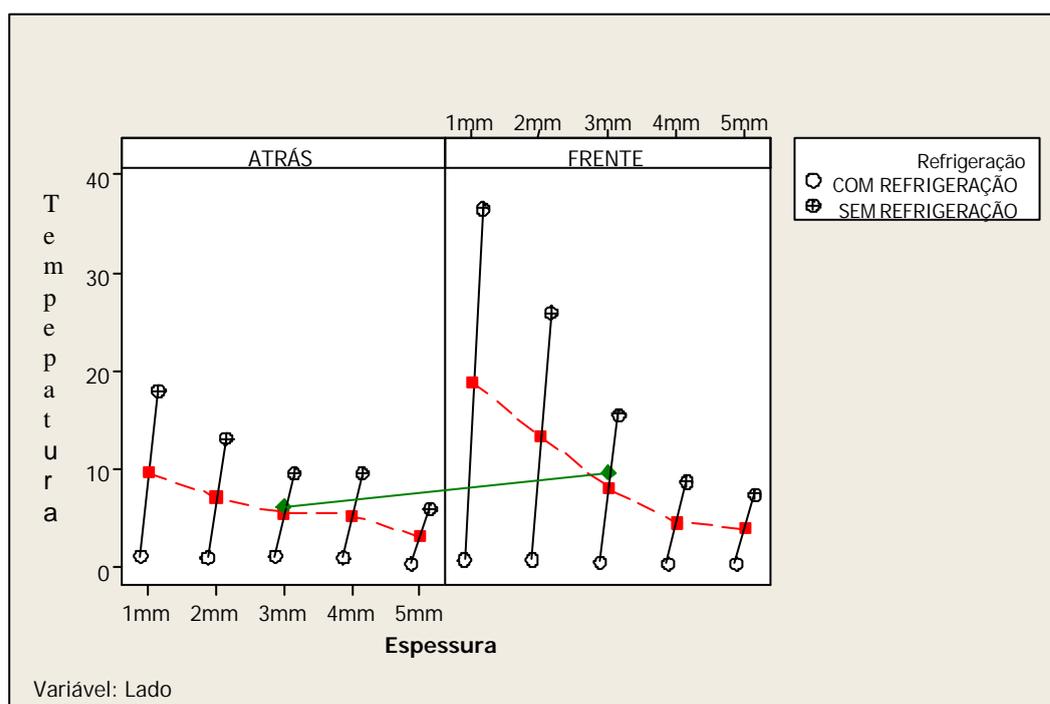


Gráfico 5.9 – Médias da variação da temperatura entre os fatores - resultado 3

5.3.1 Sem refrigeração

As médias e os desvios-padrão estão representados na Tabela 5.11 e no Gráfico 5.10 estão representadas as médias das variações da temperatura entre a interação lado (frente e atrás) e espessura das amostras (grupo 22). A variabilidade entre os grupos foi bem pequena.

Tabela 5.11 – Médias e desvio-padrão (entre parênteses) para o resultado 3 – sem refrigeração

Lado	Espessura					Total
	1mm	2mm	3mm	4mm	5mm	
Atrás	17,88 (0,26)	13,14 (0,64)	9,66 (0,31)	9,62 (0,29)	5,82 (0,19)	11,22 (4,15)
Frente	36,48 (0,36)	25,94 (0,25)	15,52 (0,49)	8,58 (0,31)	7,32 (0,08)	18,77 (11,28)
Total	27,18 (9,81)	19,54 (6,76)	12,59 (3,11)	9,10 (0,62)	6,57 (0,80)	15,00 (9,24)

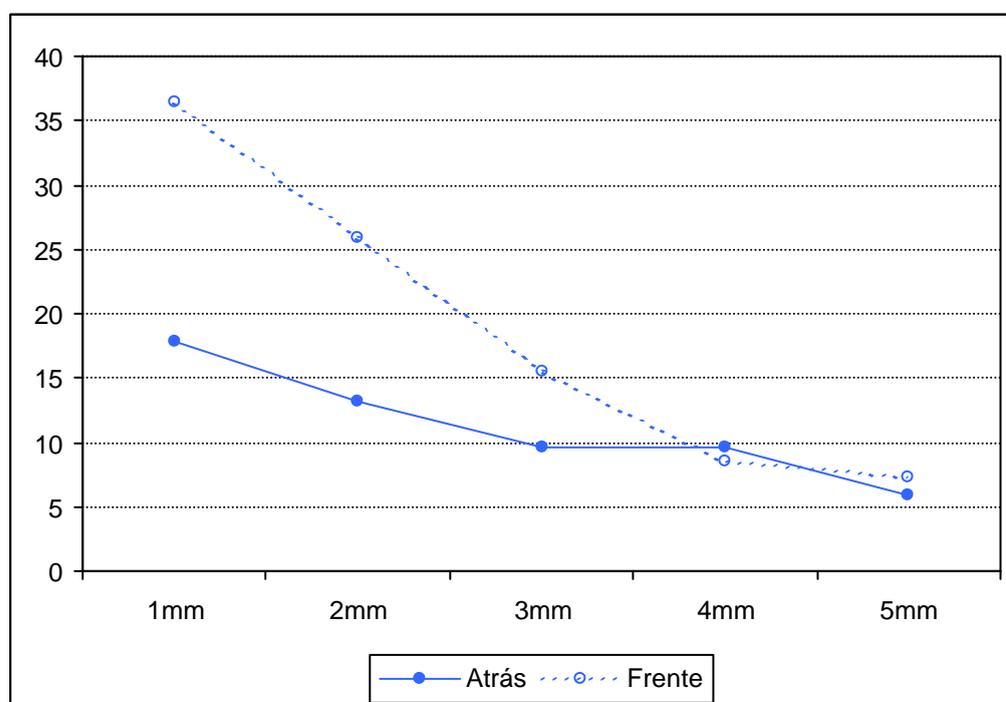


Gráfico 5.10 – Médias da variação da temperatura entre a interação lado e espessura das amostras - resultado 3 – sem refrigeração

Para verificarmos se os fatores foram significantes, ou seja, se houve diferença entre as médias, utilizamos uma *Análise de Variância para 2 fatores fixos (ANOVA)*.

Para utilizá-la verificamos duas hipóteses: igualdade das variâncias e normalidade dos resíduos.

Para verificarmos a igualdade das variâncias, utilizamos o *teste de Levene* e obtivemos o nível descritivo de 0,332, pelo qual concluímos que as variabilidades dos grupos foram iguais.

Para testar a normalidade dos resíduos, utilizamos o *teste de Anderson-Darling* e obtivemos o nível descritivo de 0,199, pelo qual concluímos que os resíduos seguiram uma distribuição normal. Desta forma, utilizamos com segurança a ANOVA.

O resultado da ANOVA encontra-se na Tabela 5.12. Na tabela as colunas importantes são: a primeira (com os nomes dos fatores) e a última com os níveis descritivos.

Pela tabela podemos concluir que a interação entre lado e espessura das amostras foi significativa, ou seja, que a diferença entre as médias dos dois lados variou entre as espessuras.

Tabela 5.12 – ANOVA para o resultado 3 – sem refrigeração

Fonte de variação	Graus de liberdade	Soma de Quadrados	Quadrados Médios	Estatística F	Nível descritivo
Espessura	4	2806,47	701,62	5690,33	0,000
Lado	1	711,4	711,4	5769,66	0,000
Espessura*Lado	4	657,28	164,32	1332,68	0,000
Resíduo	40	4,93	0,12		
Total	49	4180,08			

Para descobrirmos onde as diferenças foram significativas, fizemos uma *Comparação Múltipla pelo método de Tukey*, a qual comparou as médias dos grupos, dois a dois.

Na Tabela Aaa (Apêndice) obtivemos os resultados dos testes dois a dois e concluímos que somente não houve diferença significativa entre as médias para espessura 3mm e 4mm, na parte de trás das amostras.

Outras formas de vermos as interações estão no Gráfico 5.11.

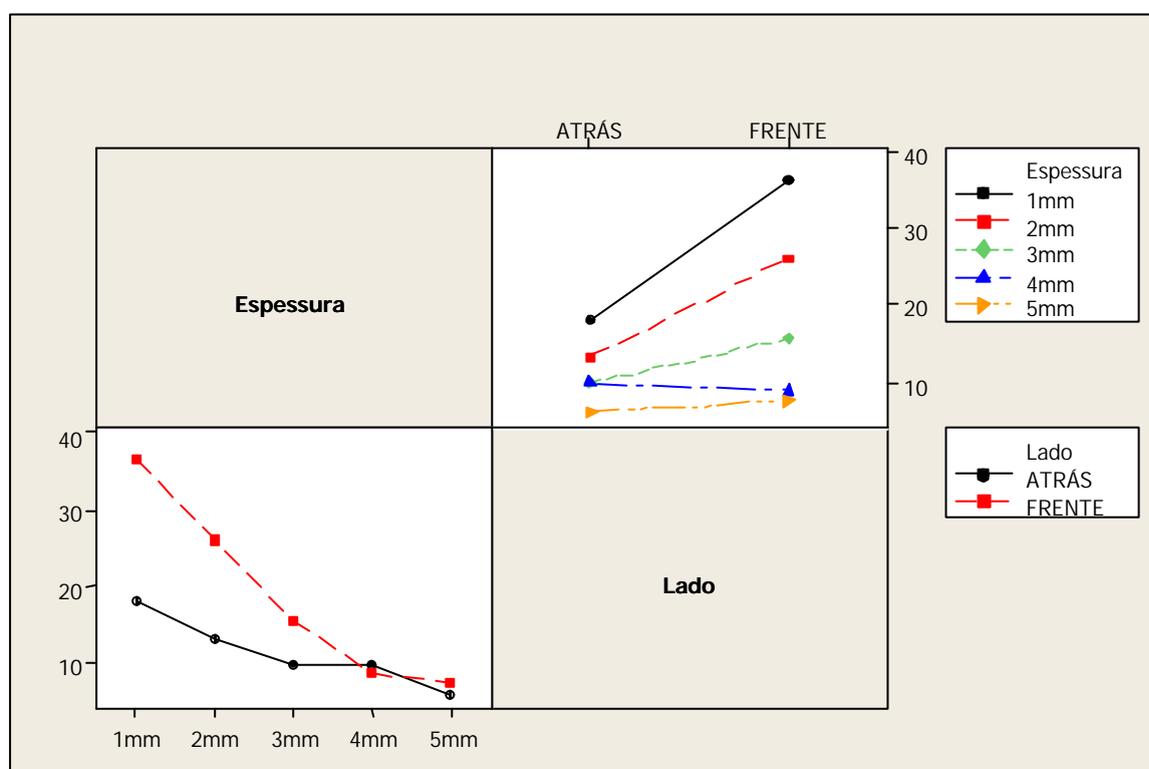


Gráfico 5.11 – Interações para o resultado 3 – sem refrigeração

5.3.2 Com refrigeração

Na Tabela 5.13 estão representadas as médias e os desvios-padrão e nos gráficos (Gráfico 5.12 e Gráfico 5.13) estão representadas as médias das variações

da temperatura entre a interação lado (frente e atrás) e espessura das amostras (grupo 21). A variabilidade dos grupos foi relativamente pequena.

Tabela 5.13 – Médias e desvio-padrão (entre parênteses) para o resultado 3 – com refrigeração

Lado	Espessura					Total
	1mm	2mm	3mm	4mm	5mm	
Atrás	1,10 (0,22)	0,86 (0,11)	0,96 (0,05)	0,82 (0,27)	0,26 (0,22)	0,80 (0,34)
Frente	0,70 (0,12)	0,72 (0,16)	0,44 (0,05)	0,32 (0,08)	0,32 (0,08)	0,50 (0,21)
Total	0,90 (0,27)	0,79 (0,15)	0,70 (0,28)	0,57 (0,32)	0,29 (0,16)	0,65 (0,32)

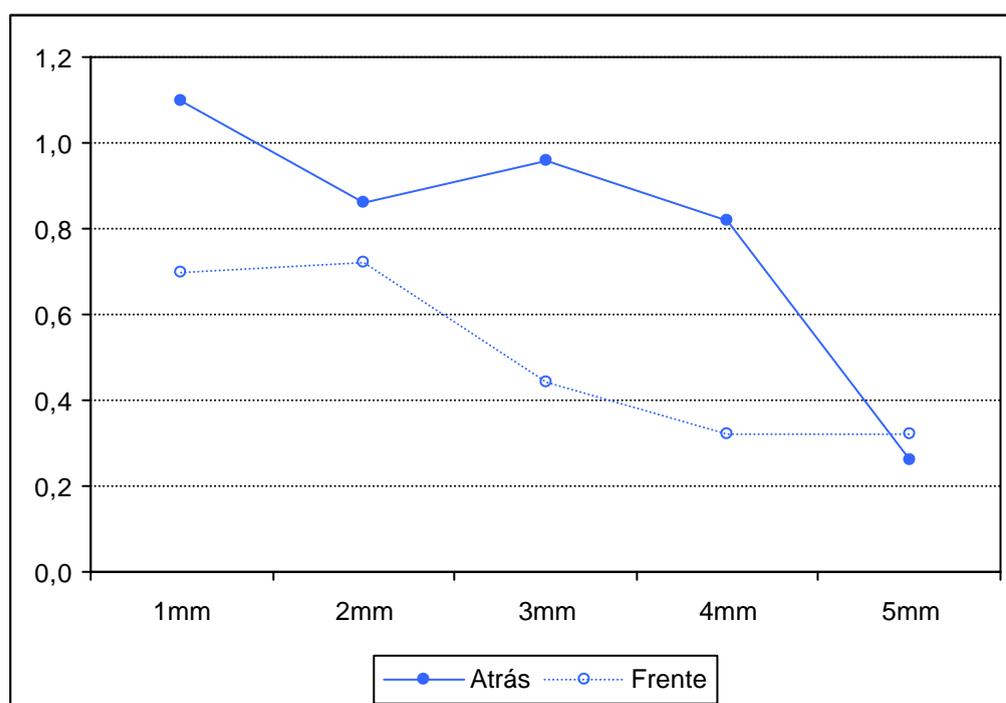


Gráfico 5.12 – Médias da variação de temperatura para interação lado e espessura das amostras - resultado 3 – com refrigeração

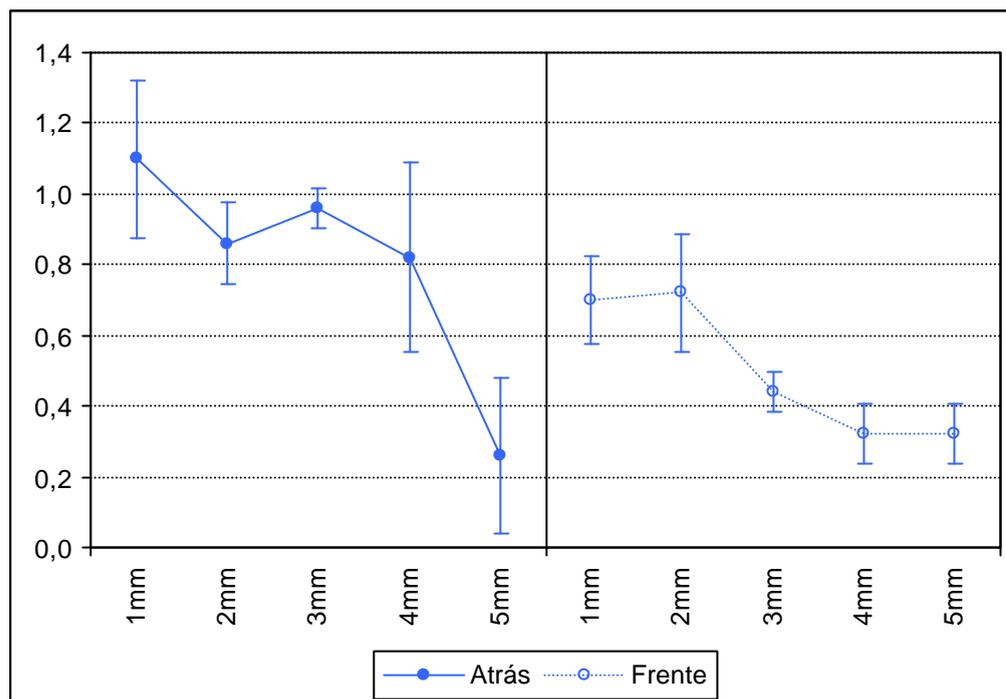


Gráfico 5.13 – Médias e desvio-padrão para o resultado 3 – com refrigeração

Para verificarmos se os fatores foram significantes, ou seja, se houve diferença entre as médias, utilizamos uma *Análise de Variância para 2 fatores fixos (ANOVA)*.

Verificando a igualdade das variâncias através do *teste de Levene*, obtivemos o nível descritivo de 0,642, pelo qual concluímos que as variabilidades dos grupos foram iguais. Verificando a normalidade dos resíduos através do *teste de Anderson-Darling*, obtivemos o nível descritivo de 0,543, pelo qual concluímos que os resíduos seguiram uma distribuição normal. Desta forma, utilizamos com segurança a ANOVA.

O resultado da ANOVA encontra-se na Tabela 5.14, onde podemos concluir que a interação entre lado e espessura foi significativa, ou seja, que a diferença entre as médias da variação de temperatura dos dois lados das amostras variou entre as espessuras.

Tabela 5.14 – ANOVA para o resultado 3 – com refrigeração

Fonte de variação	Graus de liberdade	Soma de Quadrados	Quadrados Médios	Estatística F	Nível descritivo
Espessura	4	2,206	0,5515	22,51	0,000
Lado	1	1,125	1,125	45,92	0,000
Espessura*Lado	4	0,634	0,1585	6,47	0,000
Resíduo	40	0,98	0,0245		
Total	49	4,945			

Para descobrirmos onde as diferenças foram significativas, fizemos uma *Comparação Múltipla pelo método de Tukey* e os resultados encontram-se na Tabela Bbb (Apêndice).

Outras formas de observarmos as interações estão no Gráfico 5.14:

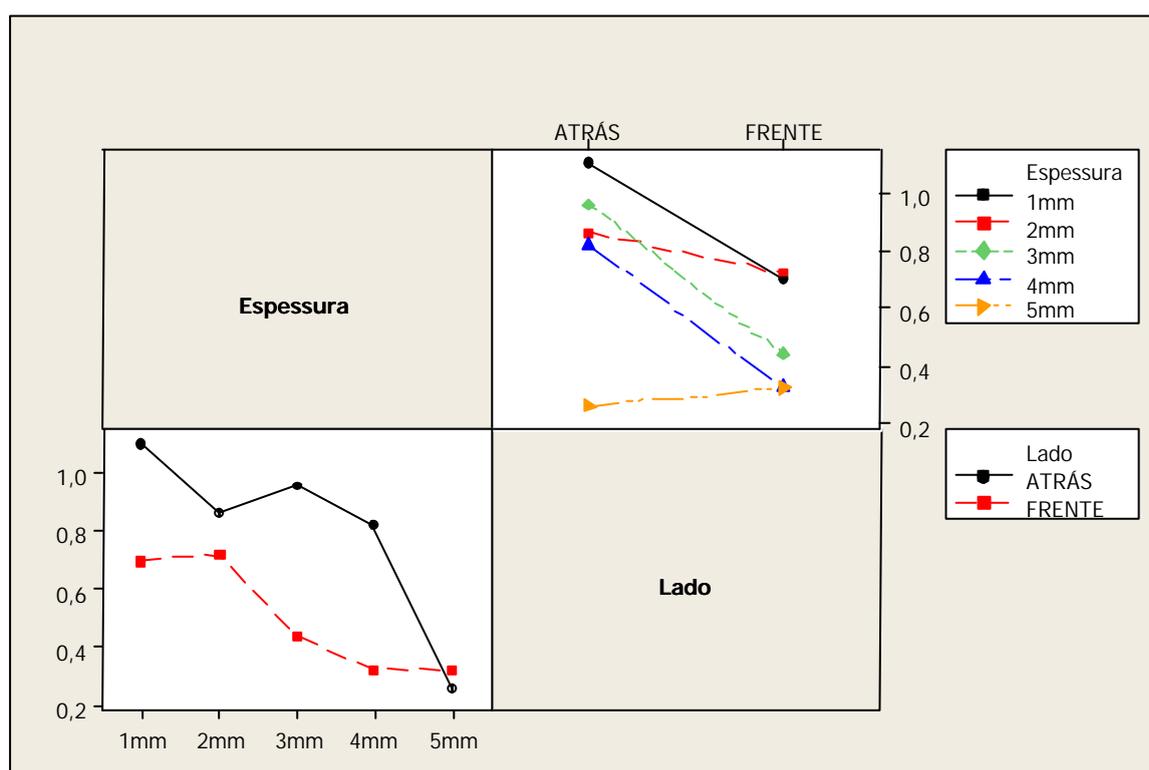


Gráfico 5.14 – Interações para o resultado 3 – com refrigeração

5.4 Laser de Er:YAG (Kavo KEY Laser®) - fibra 2055 - 60mJ e 2Hz (Resultado 4)

Foram analisados estatisticamente os grupos 23 a 26.

Foram estudados os seguintes fatores: irradiação com e sem refrigeração, tecido envolvido (esmalte/dentina e dentina), lado (frente e atrás) e espessura das amostras.

No Gráfico 5.15 estão representadas as médias para os fatores citados acima, onde podemos observar a grande diferença entre os dados, com e sem refrigeração.

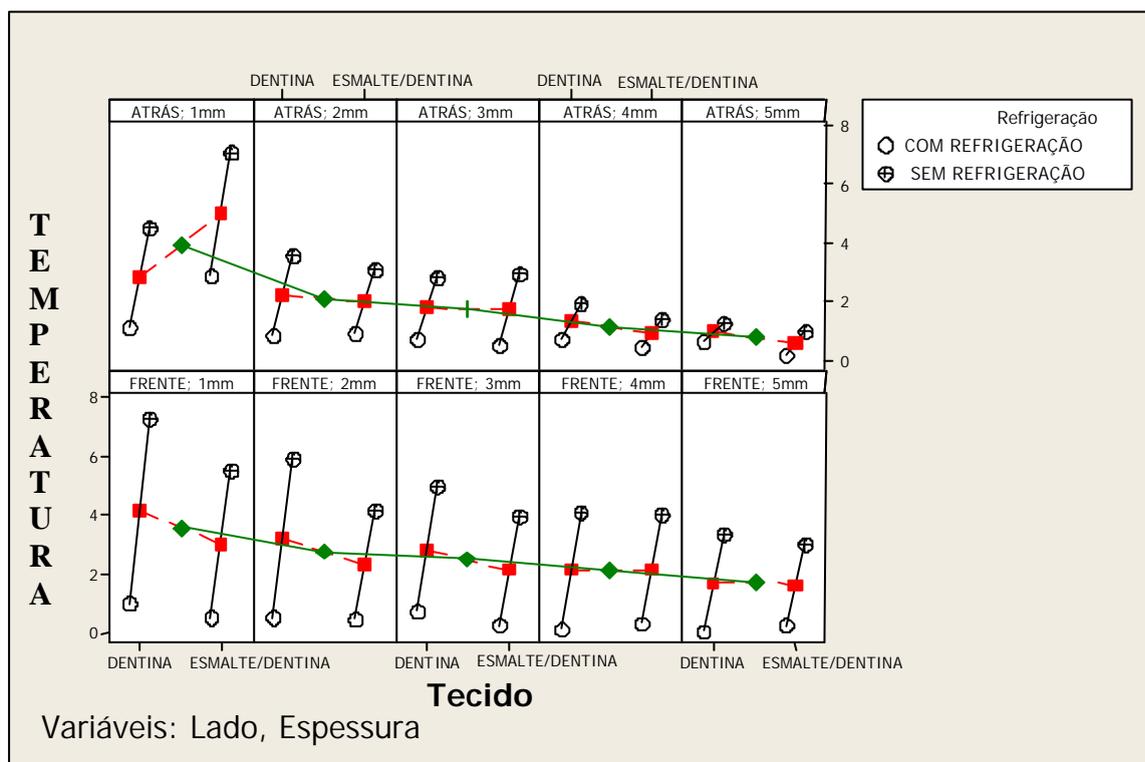


Gráfico 5.15 – Médias da variação da temperatura entre fatores - resultado 4

5.4.1 Sem refrigeração

Foram analisados estatisticamente os grupos 24 (esmalte/dentina) e 26 (dentina).

As médias e os desvios-padrão estão representados na Tabela 5.15 e no Gráfico 5.16, as médias da variação da temperatura entre as interações: tecido (esmalte/dentina e dentina), lado (frente e atrás) e espessura das amostras. As médias e os desvios-padrão dessas interações estão representados no Gráfico 5.17. A variabilidade dos grupos foi pequena.

Tabela 5.15 – Médias e desvio-padrão (entre parênteses) para o resultado 4 – sem refrigeração

Tecido	Lado	Espessura					Total
		1mm	2mm	3mm	4mm	5mm	
Dentina	Atrás	4,52 (0,59)	3,54 (0,59)	2,80 (0,46)	1,94 (0,50)	1,24 (0,33)	2,81 (1,27)
	Frente	7,30 (0,22)	5,94 (0,46)	4,98 (0,34)	4,10 (0,28)	3,32 (0,44)	5,13 (1,46)
Esmalte	Atrás	7,10 (0,29)	3,10 (0,47)	2,94 (0,50)	1,36 (0,26)	0,98 (0,15)	3,10 (2,24)
	Frente	5,50 (0,60)	4,18 (0,22)	3,96 (0,15)	4,00 (0,19)	3,02 (0,29)	4,13 (0,86)
Total		6,11 (1,25)	4,19 (1,18)	3,67 (0,97)	2,85 (1,29)	2,14 (1,11)	3,79 (1,77)

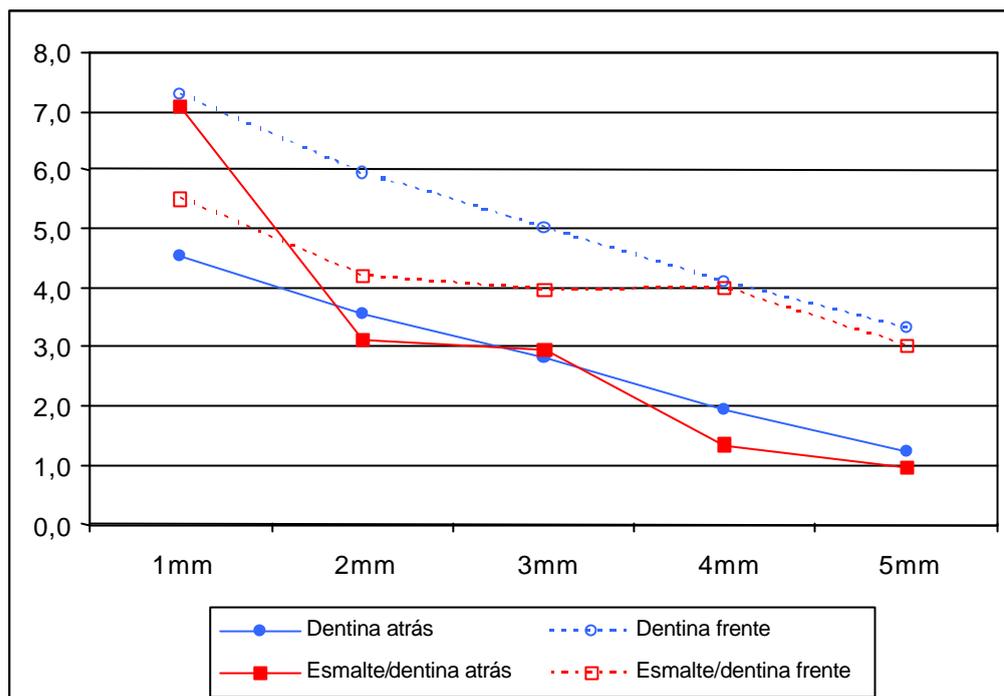


Gráfico 5.16 – Médias da variação de temperatura entre a interação tecido, lado e espessura das amostras - resultado 4 – sem refrigeração

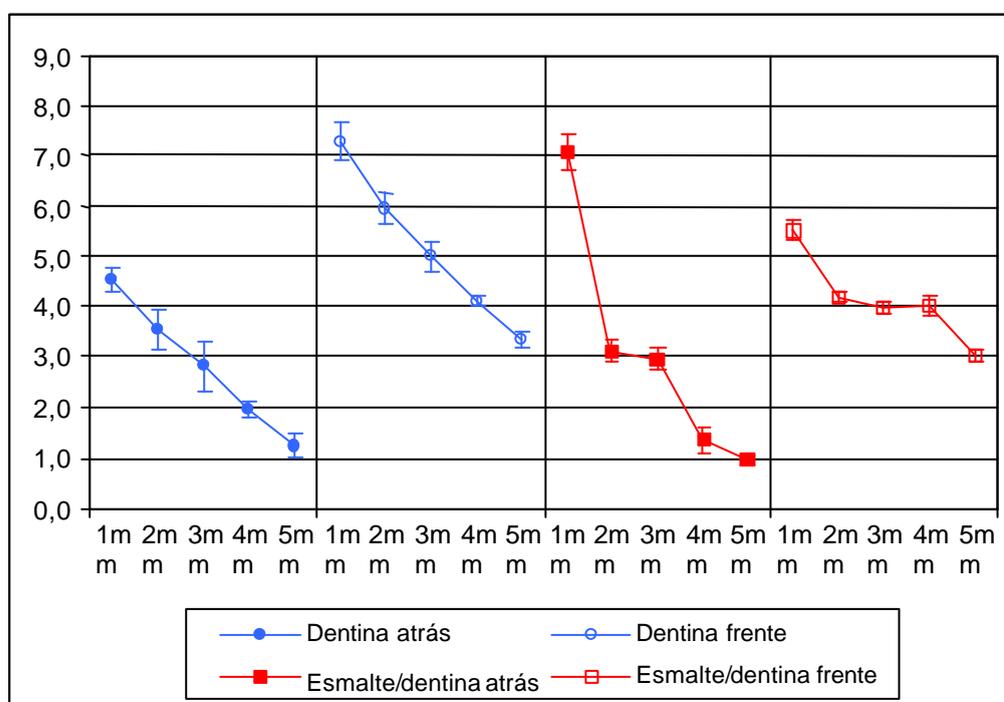


Gráfico 5.17 – Médias e desvio-padrão para o resultado 4 – sem refrigeração

Para verificarmos se os fatores foram significantes, ou seja, se houve diferença entre as médias, utilizamos uma *Análise de Variância para 3 fatores fixos (ANOVA)*.

Verificando a igualdade das variâncias através do *teste de Levene*, obtivemos o nível descritivo de 0,671, pelo qual concluímos que as variabilidades dos grupos foram iguais. Verificando a normalidade dos resíduos através do *teste de Anderson-Darling*, obtivemos o nível descritivo de 0,190, pelo qual concluímos que os resíduos seguiram uma distribuição normal. Desta forma, utilizamos com segurança a ANOVA.

O resultado da ANOVA encontra-se na Tabela 5.16 e mostrou que a interação entre tecido, espessura e lado das amostras foi significativa.

Tabela 5.16 – ANOVA para o resultado 4– sem refrigeração

Fonte de variação	Graus de liberdade	Soma de Quadrados	Quadrados Médios	Estatística F	Nível descritivo
Tecido	1	3,133	3,133	20,13	0,000
Espessura	4	182,794	45,699	293,60	0,000
Lado	1	70,392	70,392	452,25	0,000
Tecido*Espessura	4	5,616	1,404	9,02	0,000
Tecido*Lado	1	10,304	10,304	66,20	0,000
Espessura*Lado	4	9,304	2,326	14,94	0,000
Tecido*Espessura*Lado	4	17,826	4,457	28,63	0,000
Resíduo	80	12,452	0,156		
Total	99	311,822			

Para descobrirmos onde as diferenças foram significativas, fizemos uma *Comparação Múltipla pelo método de Tukey* e os resultados encontram-se na Tabela Ccc (Apêndice).

Outras formas de observarmos as interações estão no Gráfico 5.18.

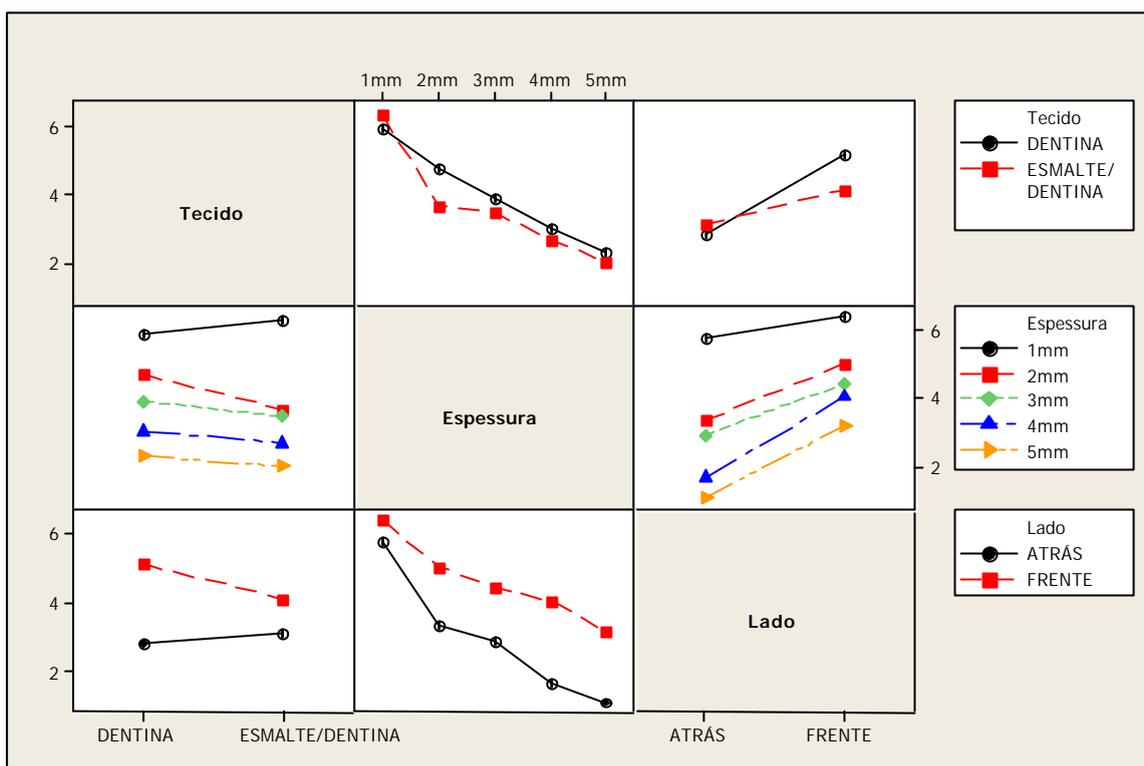


Gráfico 5.18 – Interações para o resultado 4 – sem refrigeração

5.4.2 Com refrigeração

Foram analisados estatisticamente os grupos 23 (esmalte/dentina) e 25 (dentina).

Na Tabela 5.17 estão representadas as médias e os desvios-padrão e nos Gráfico 5.19 e Gráfico 5.20 podemos observar as médias da variação da temperatura, em virtude da interação lado (frente e atrás), tecido (esmalte/dentina e dentina) e espessura das amostras. A variabilidade dos grupos foi relativamente pequena, com algumas diferenças entre eles.

Tabela 5.17 – Médias e desvio-padrão (entre parênteses) para o resultado 4 – com refrigeração

Lado	Espessura					Total
	1mm	2mm	3mm	4mm	5mm	
Atrás	1,10 (0,22)	0,82 (0,40)	0,74 (0,49)	0,74 (0,15)	0,66 (0,21)	0,81 (0,33)
Frente	1,00 (0,38)	0,48 (0,33)	0,70 (0,28)	0,12 (0,11)	0,06 (0,15)	0,47 (0,44)
Total	2,90 (0,35)	0,88 (0,22)	0,48 (0,22)	0,44 (0,23)	0,20 (0,10)	0,98 (1,03)

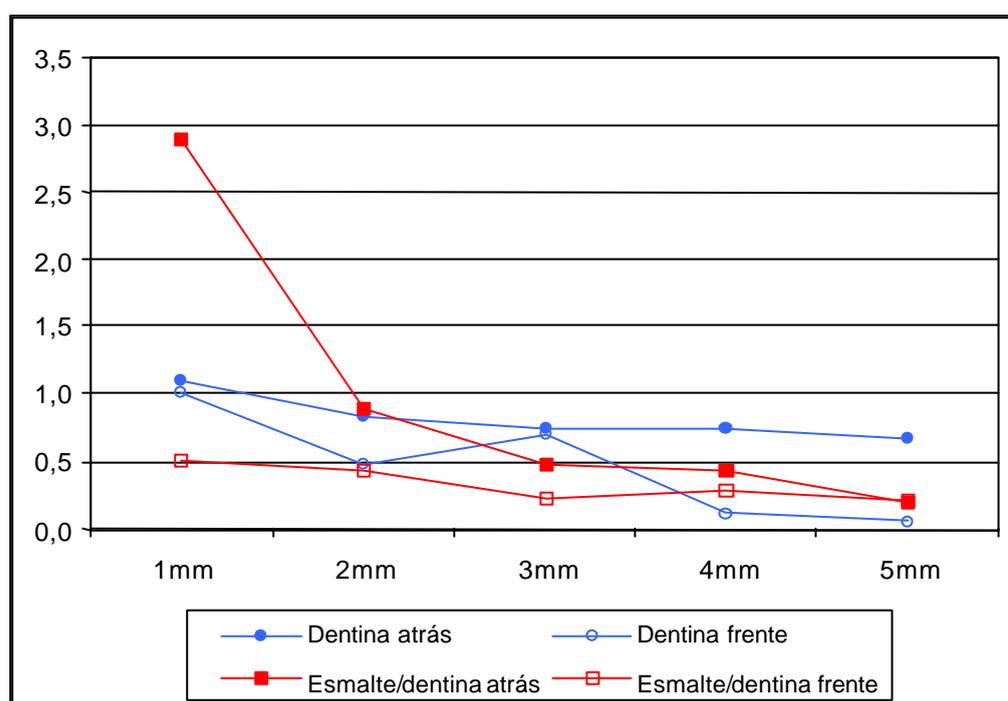


Gráfico 5.19 – Médias da variação da temperatura entre a interação tecido, lado e espessura das amostras - resultado 4 – com refrigeração

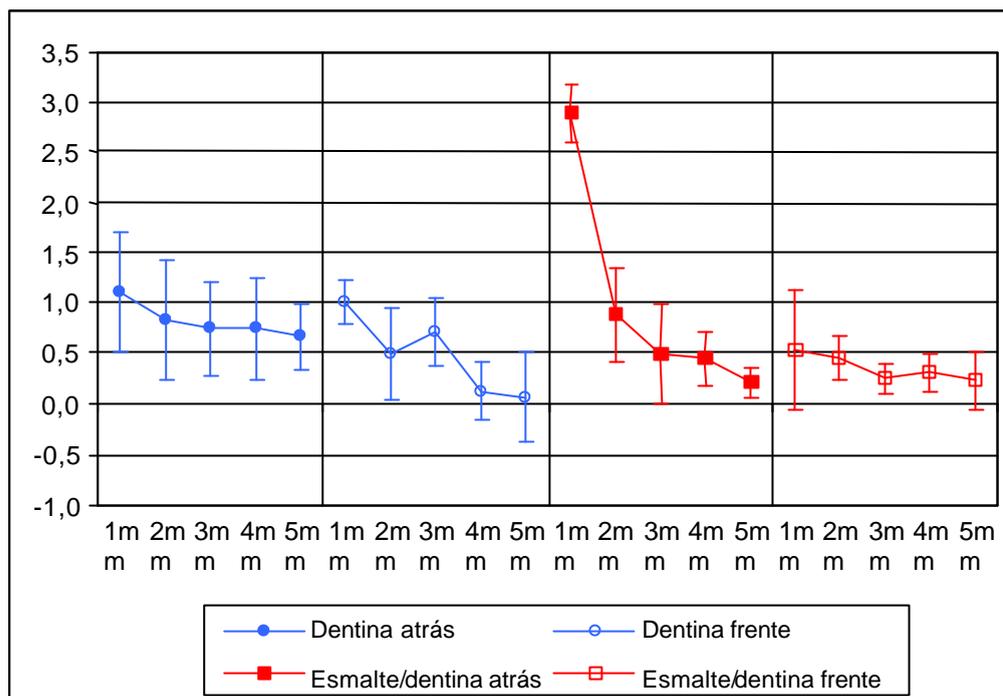


Gráfico 5.20 – Médias e desvio-padrão para o resultado 4 – com refrigeração

Para verificarmos se os fatores foram significantes, ou seja, se houve diferença entre as médias, utilizamos uma *Análise de Variância para 3 fatores fixos (ANOVA)*.

Verificando a igualdade das variâncias através do *teste de Levene*, obtivemos o nível descritivo de 0,860, pelo qual concluímos que as variabilidades dos grupos foram iguais. Verificando a normalidade dos resíduos através do *teste de Anderson-Darling*, obtivemos o nível descritivo de 0,091, pelo qual concluímos que os resíduos seguiram uma distribuição normal. Assim, utilizamos com segurança a ANOVA.

O resultado da ANOVA encontra-se na Tabela 5.18 e mostrou que a interação entre tecido, lado e espessura foi significativa.

Tabela 5.18 – ANOVA para o resultado 4 – com refrigeração

Fonte de variação	Graus de liberdade	Soma de Quadrados	Quadrados Médios	Estatística F	Nível descritivo
Tecido	1	0,0100	0,0100	0,16	0,693
Espessura	4	14,8146	3,7036	58,33	0,000
Lado	1	5,9536	5,9536	93,76	0,000
Tecido*Espessura	4	2,9470	0,7367	11,60	0,000
Tecido*Lado	1	0,5476	0,5476	8,62	0,004
Espessura*Lado	4	3,7354	0,9339	14,71	0,000
Tecido*Espessura*Lado	4	6,7814	1,6953	26,70	0,000
Resíduo	80	5,0800	0,0635		
Total	99	39,8696			

Para descobrirmos onde as diferenças foram significativas, fizemos uma *Comparação Múltipla pelo método de Tukey* e os resultados encontram-se na Tabela Ddd (Apêndice).

Outras formas de vermos as interações estão no Gráfico 5.21:

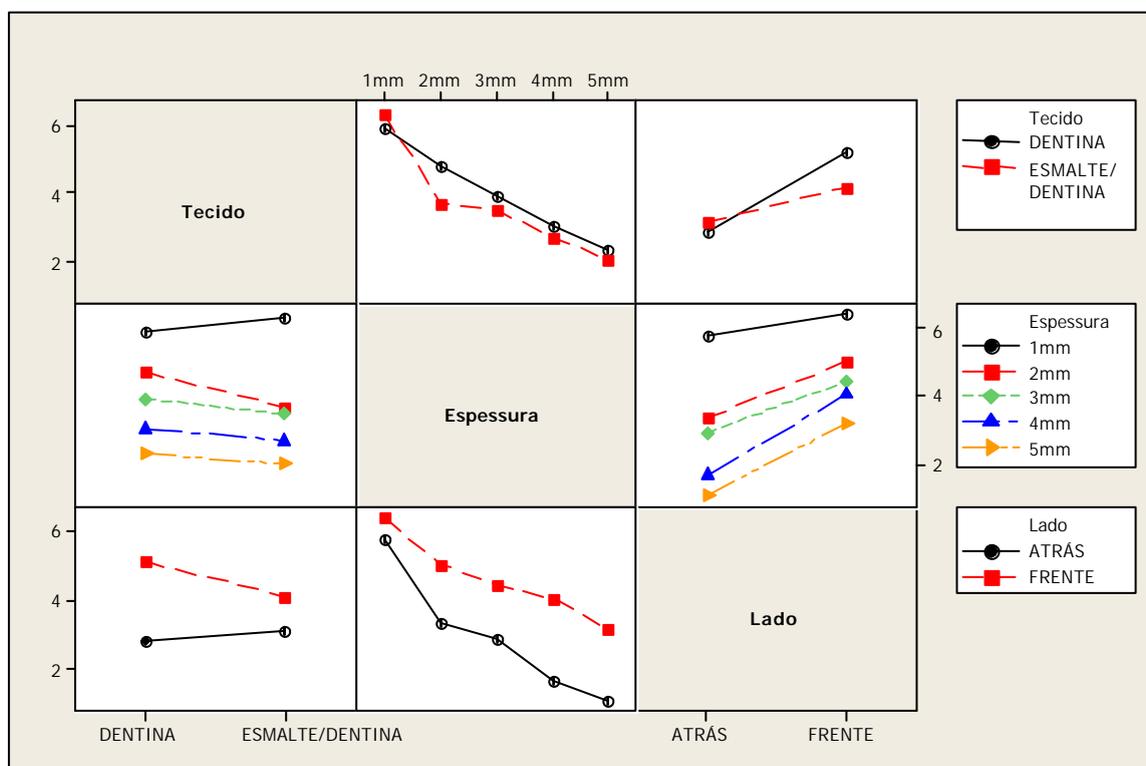


Gráfico 5.21 – Interações para o resultado 4 – com refrigeração

5.5 Laser de Er:YAG (Kavo KEY Laser®3)- fibra 2060 (Resultado 5)

Neste Laser utilizou-se uma energia para cada tecido: esmalte/dentina - 160mJ e 10Hz e dentina - 200mJ e 6Hz. Por este fato iremos analisar separadamente os dois tecidos.

Para cada tecido, estudamos os fatores lado (frente e atrás) e espessura das amostras, irradiação com e sem refrigeração.

No Gráfico 5.22 estão representadas as médias para os diversos fatores, onde podemos observar a grande diferença entre os dados com e sem refrigeração.

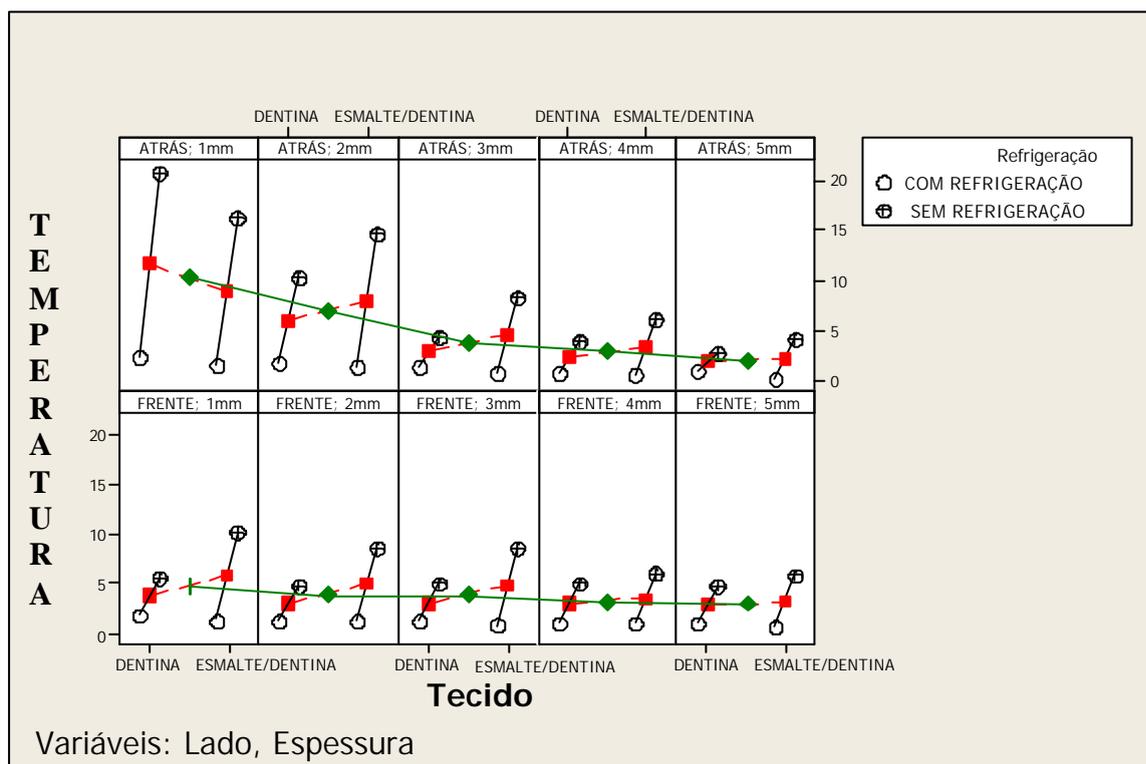


Gráfico 5.22 – Médias da variação de temperatura entre fatores – resultado 5

5.5.1 Dentina - sem refrigeração

Foi analisado estatisticamente o grupo 30.

Na Tabela 5.19 estão representadas as médias e os desvios-padrão e nos Gráfico 5.23 e 5.24 estão representadas as médias da variação de temperatura entre a interação dos lados (frente e atrás) e espessura das amostras. A variabilidade dos grupos foi bem pequena.

Tabela 5.19 – Médias e desvio-padrão (entre parênteses) para o resultado 5 – dentina – sem refrigeração

Lado	Espessura					Total
	1mm	2mm	3mm	4mm	5mm	
Atrás	20,94 (0,46)	10,34 (0,42)	4,40 (0,47)	3,94 (0,22)	2,92 (0,28)	8,51 (6,88)
Frente	5,72 (0,28)	4,78 (0,47)	5,08 (0,29)	5,10 (0,19)	4,82 (0,23)	5,10 (0,44)
Total	13,33 (8,03)	7,56 (2,96)	4,74 (0,51)	4,52 (0,64)	3,87 (1,03)	6,80 (5,13)

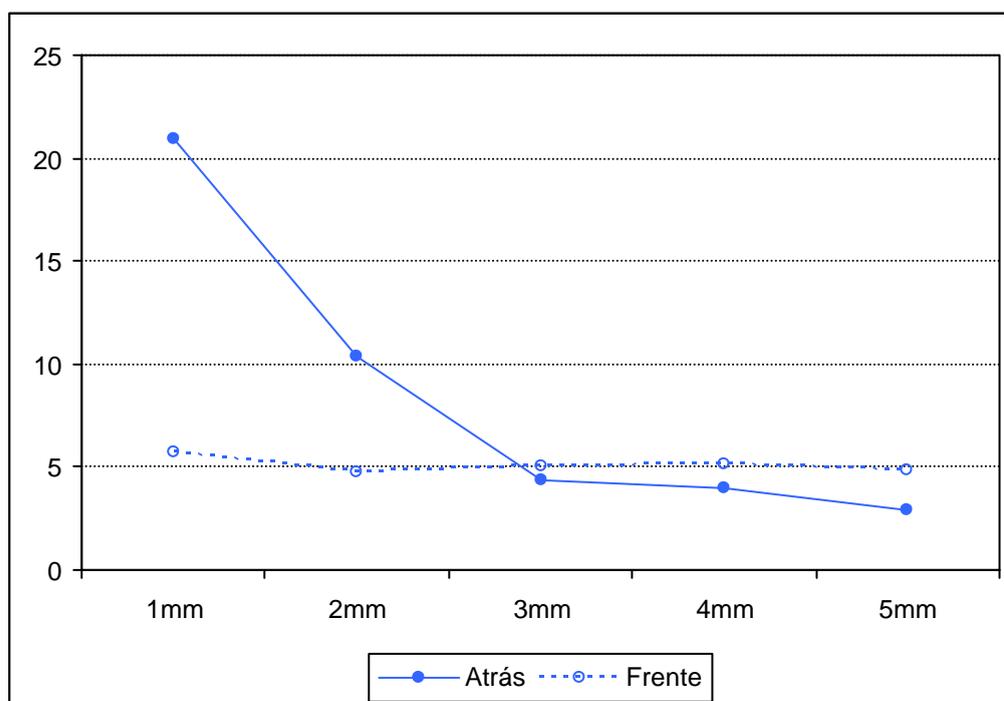


Gráfico 5.23 – Médias da variação de temperatura entre a interação lado e espessura das amostras - resultado 5 – dentina – sem refrigeração

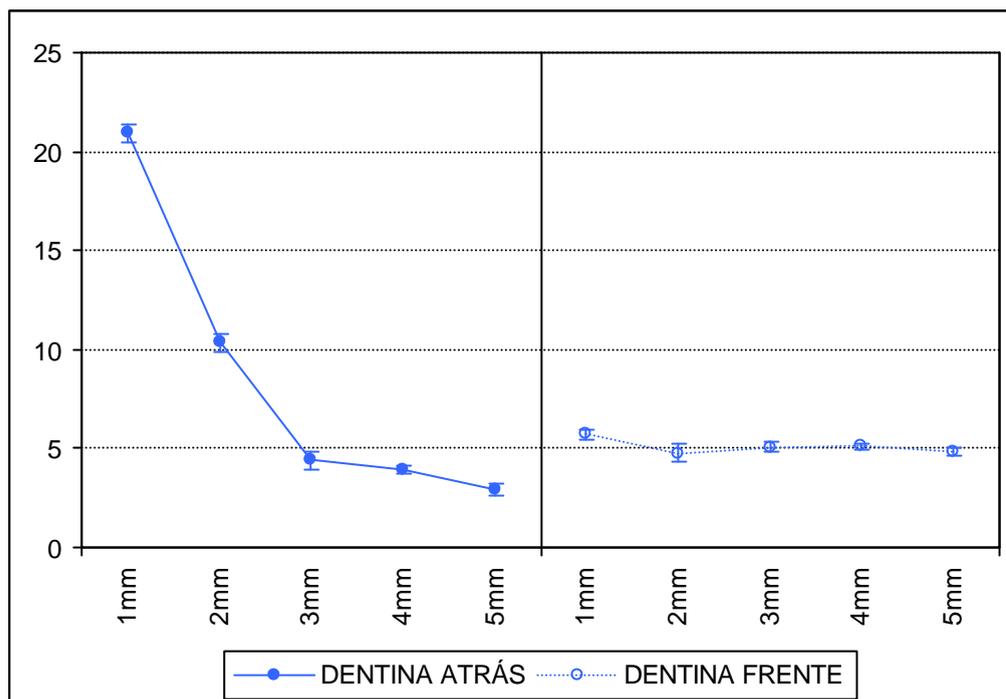


Gráfico 5.24– Médias e desvio-padrão para o resultado 5 – dentina – sem refrigeração

Para verificarmos se os fatores foram significantes, ou seja, se houve diferença entre as médias, utilizamos uma *Análise de Variância para 2 fatores fixos (ANOVA)*.

Verificando a igualdade das variâncias através do *teste de Levene*, obtivemos o nível descritivo de 0,911, pelo qual concluímos que as variabilidades dos grupos foram iguais. Verificando a normalidade dos resíduos através do *teste de Anderson-Darling*, obtivemos o nível descritivo de 0,581, pelo qual concluímos que os resíduos seguiram uma distribuição normal. Utilizamos com segurança a ANOVA.

O resultado da ANOVA encontra-se na Tabela 5.20 e mostrou que a interação entre espessura e lado (frente e atrás) das amostras foi significativa.

Tabela 5.20 – ANOVA para o resultado 5 – dentina – sem refrigeração

Fonte de variação	Graus de liberdade	Soma de Quadrados	Quadrados Médios	Estatística F	Nível descritivo
Espessura	1	145,18	145,18	1205,82	0,000
Lado	4	612,45	153,11	1271,71	0,000
Espessura*Lado	4	524,77	131,19	1089,64	0,000
Resíduo	40	4,82	0,12		
Total	49	1287,22			

Para descobrirmos onde temos diferenças significativas, fizemos uma *Comparação Múltipla pelo método de Tukey* e os resultados encontram-se na Tabela Eee (Apêndice).

Outras formas de vermos as interações estão no Gráfico 5.25:

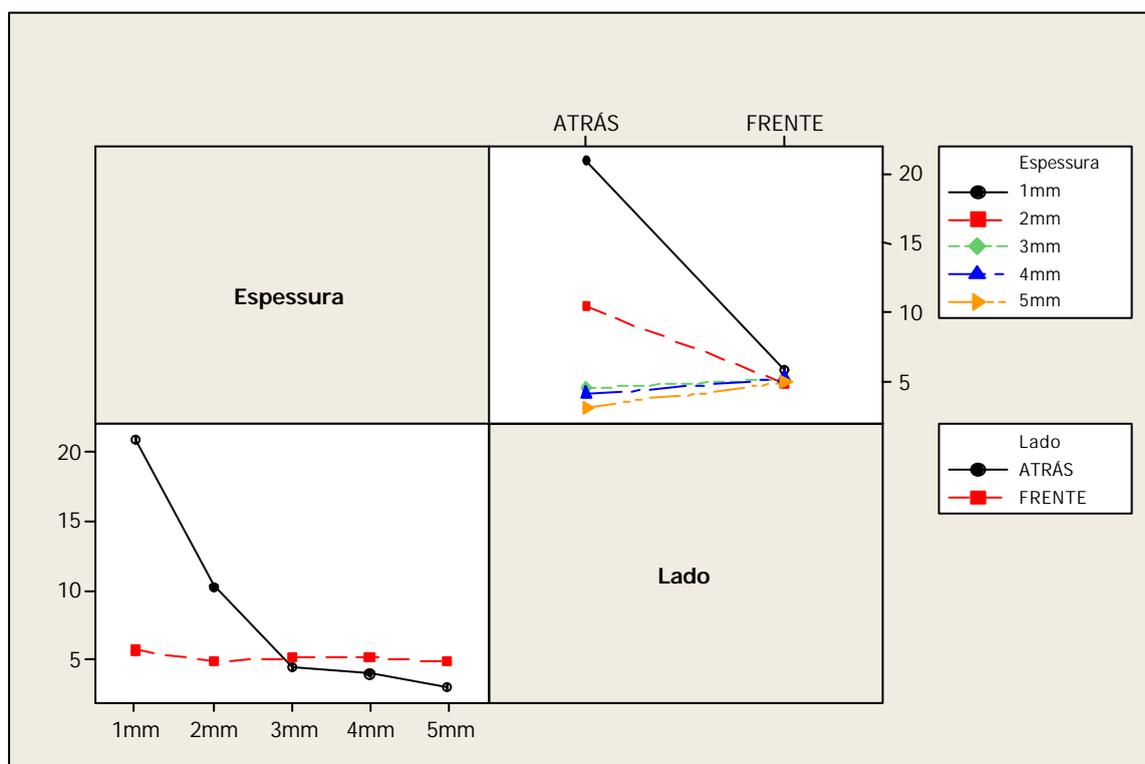


Gráfico 5.25 – Interações para o resultado 5 – dentina – sem refrigeração

5.5.2 Dentina - com refrigeração

Foi analisado estatisticamente o grupo 29.

Na Tabela 5.21 estão representadas as médias e os desvios-padrão e nos Gráfico 5.26 e 5.27 estão representadas as médias da variação de temperatura entre a interação dos lados das amostras (frente e atrás) e espessura. A variabilidade dos grupos foi relativamente pequena, com algumas diferenças entre eles. A diminuição ao longo das espessuras foi bem semelhante nos dois lados das amostras.

Tabela 5.21 – Médias e desvio-padrão (entre parênteses) para o resultado 5 – dentina – com refrigeração

Lado	Espessura					Total
	1mm	2mm	3mm	4mm	5mm	
Atrás	2,44 (0,42)	1,84 (0,44)	1,50 (0,53)	0,86 (0,29)	0,98 (0,20)	1,52 (0,69)
Frente	1,90 (0,14)	1,28 (0,48)	1,18 (0,24)	1,06 (0,25)	1,06 (0,22)	1,30 (0,41)
Total	2,17 (0,41)	1,56 (0,53)	1,34 (0,42)	0,96 (0,28)	1,02 (0,20)	1,41 (0,58)

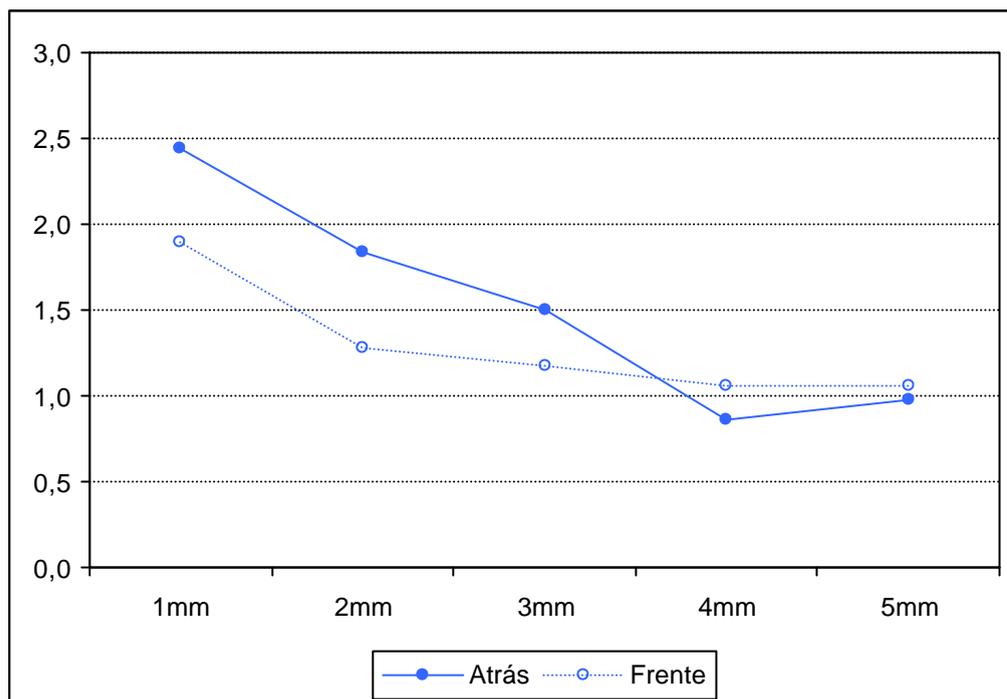


Gráfico 5.26 – Médias da variação de temperatura entre interação lado e espessura das amostras - resultado 5 – dentina – com refrigeração

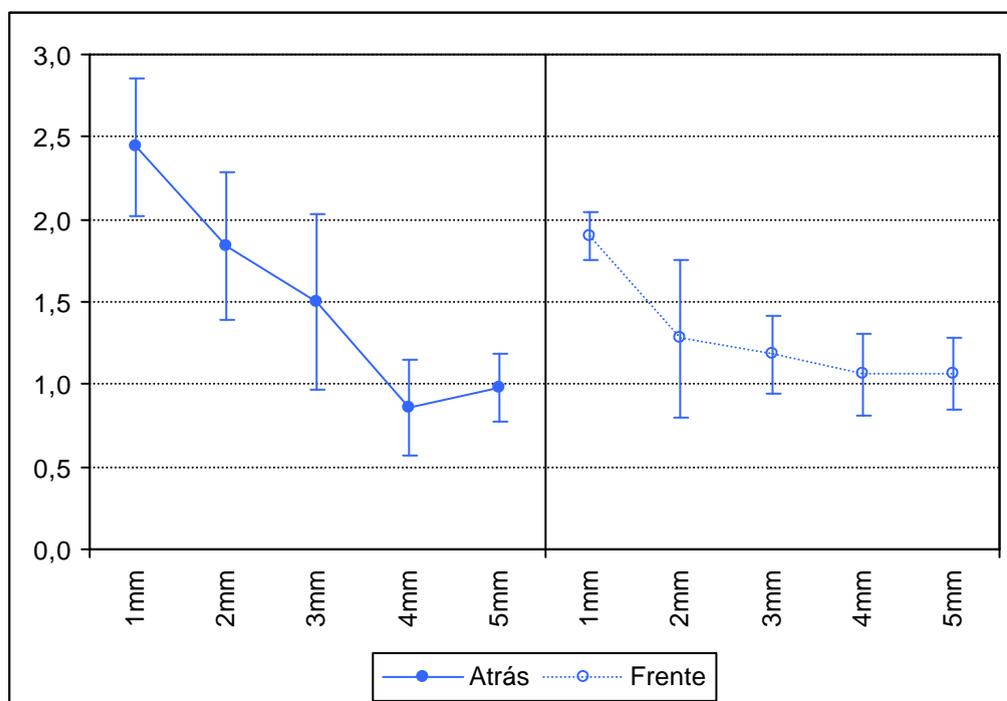


Gráfico 5.27 – Médias e desvio-padrão para o resultado 5 – dentina – com refrigeração

Para verificarmos se os fatores foram significantes, ou seja, se houve diferença entre as médias, utilizamos uma *Análise de Variância para 2 fatores fixos (ANOVA)*.

Verificando a igualdade das variâncias através do *teste de Levene*, obtivemos o nível descritivo de 0,687, pelo qual concluímos que as variabilidades dos grupos foram iguais. Verificando a normalidade dos resíduos através do *teste de Anderson-Darling*, obtivemos o nível descritivo de 0,118, pelo qual concluímos que os resíduos seguiram uma distribuição normal. Desta forma, utilizamos com segurança a ANOVA.

O resultado da ANOVA encontra-se na Tabela Fff (Apêndice) e mostrou que a interação entre lado e espessura das amostras ficou bem próxima da nota de corte (0,051). Pelo valor podemos considerar que ela não foi significativa.

Com isto verificamos separadamente os efeitos principais do lado e da espessura (ANOVA apresentada na Tabela 5.22). Temos que os dois fatores foram significativos, ou seja, houve diferença entre as médias da variação da temperatura dos dois lados das amostras e houve diferença entre as médias da variação da temperatura entre as espessuras.

Tabela 5.22 – ANOVA Final para o resultado 5 – dentina – com refrigeração

Fonte de variação	Graus de liberdade	Soma de Quadrados	Quadrados Médios	Estatística F	Nível descritivo
Espessura	1	0,6498	0,6498	4,77	0,034
Lado	4	9,596	2,399	17,60	0,000
Resíduo	44	5,9992	0,1363		
Total	49	16,245			

Para descobriremos onde as diferenças foram significativas nas espessuras, fizemos uma *Comparação Múltipla pelo método de Tukey* apresentada na Tabela Ggg (Apêndice).

Outras formas de vermos os efeitos principais estão no Gráfico 5.28.

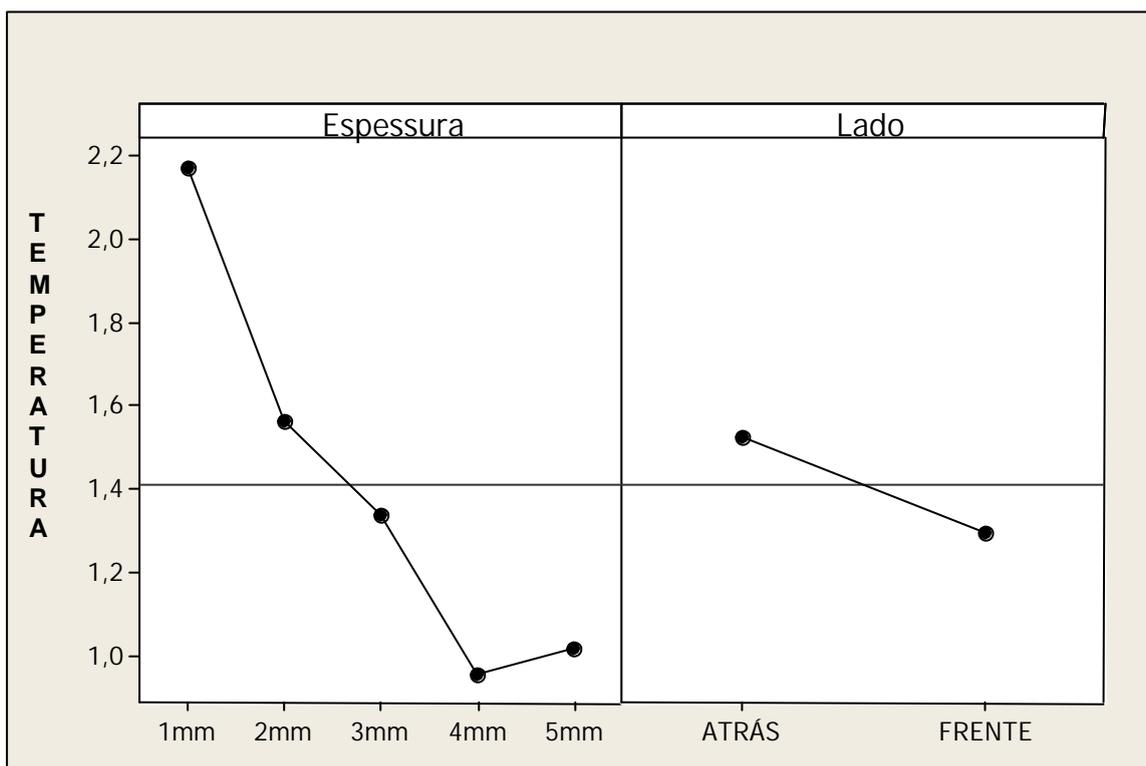


Gráfico 5.28 – Efeitos Principais para o resultado 5 – Dentina – com refrigeração

5.5.3 Esmalte/dentina – sem refrigeração

Foi analisado estatisticamente o grupo 28.

Na Tabela 5.23 estão representadas as médias e os desvios-padrão e nos Gráficos 5.29 e 5.30 estão representadas as médias da variação de temperatura

entre a interação dos lados das amostras (frente e atrás) e espessura. A variabilidade dos grupos foi bem pequena.

Tabela 5.23 – Médias e desvio-padrão (entre parênteses) para o resultado 5 – esmalte/dentina – sem refrigeração

Lado	Espessura					Total
	1mm	2mm	3mm	4mm	5mm	
Atrás	16,24 (0,65)	14,66 (0,33)	8,44 (0,96)	6,18 (0,35)	4,18 (0,47)	9,94 (4,85)
Frente	10,26 (0,53)	8,74 (0,30)	8,70 (0,27)	6,00 (0,52)	5,82 (0,33)	7,90 (1,80)
Total	13,25 (3,20)	11,70 (3,13)	8,57 (0,68)	6,09 (0,43)	5,00 (0,95)	8,92 (3,76)

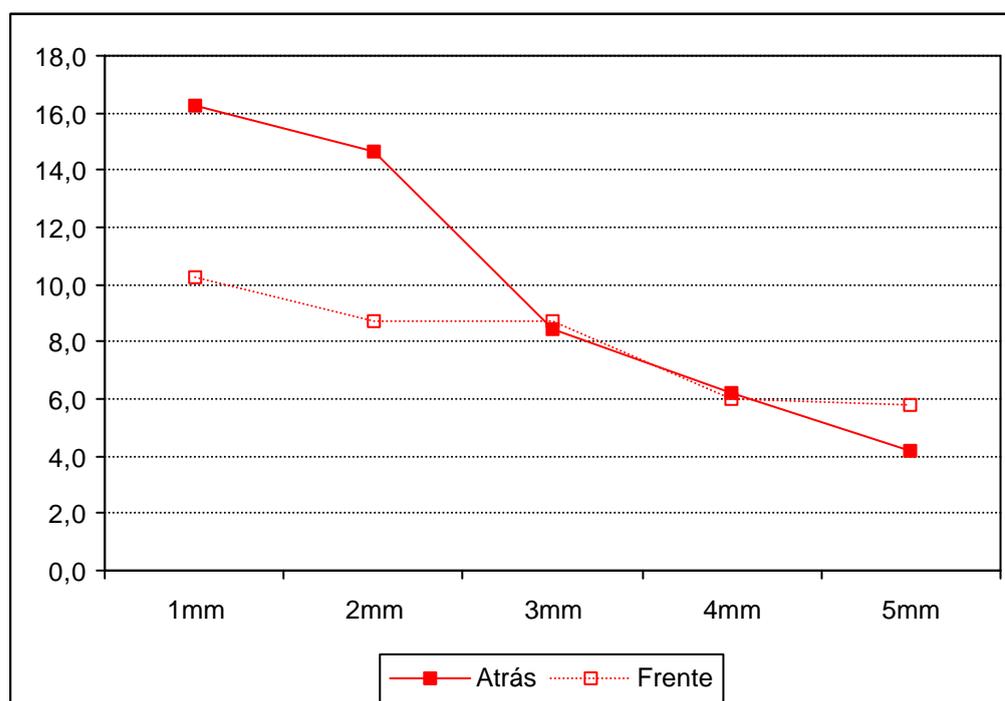


Gráfico 5.29 – Médias da variação de temperatura entre interação lado e espessura das amostras - resultado 5 – esmalte/dentina – sem refrigeração

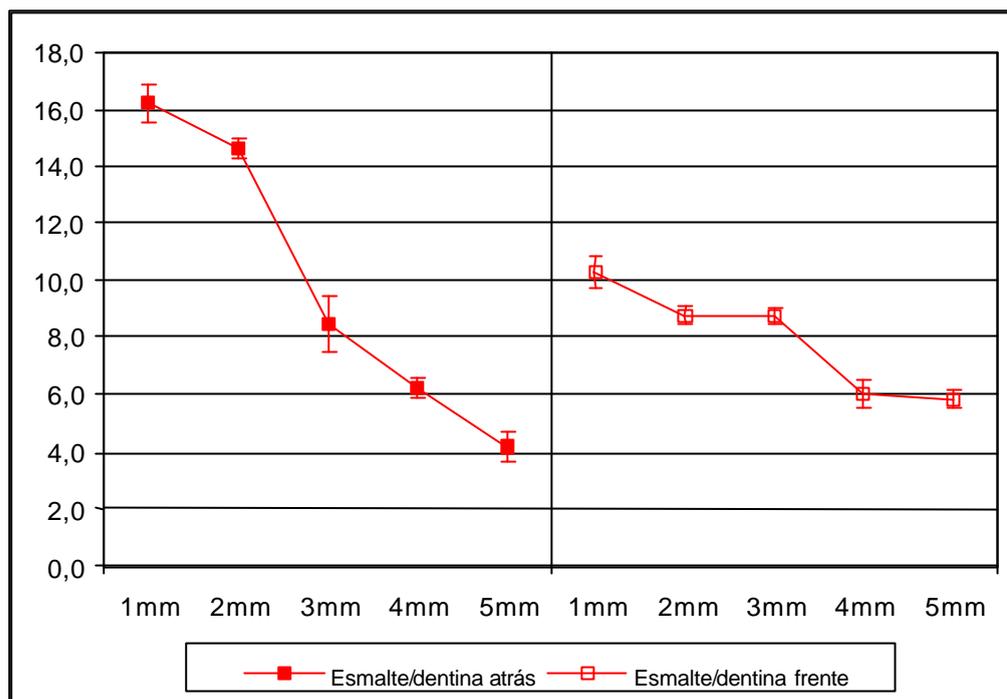


Gráfico 5.30 – Médias e desvio-padrão para o resultado 5 – esmalte/dentina – sem refrigeração

Para verificarmos se os fatores foram significantes, ou seja, se houve diferença entre as médias, utilizamos uma *Análise de Variância para 2 fatores fixos (ANOVA)*.

Verificando a igualdade das variâncias através do *teste de Levene*, obtivemos o nível descritivo de 0,272, pelo qual concluímos que as variabilidades dos grupos foram iguais. Verificando a normalidade dos resíduos através do *teste de Anderson-Darling*, obtivemos o nível descritivo de 0,219, pelo qual concluímos que os resíduos seguiram uma distribuição normal. Assim, utilizamos com segurança a ANOVA.

O resultado da ANOVA encontra-se na Tabela 5.24, onde podemos concluir que a interação entre espessura e lado foi significativa.

Tabela 5.24 – ANOVA para o resultado 5 – esmalte/dentina – sem refrigeração

Fonte de variação	Graus de liberdade	Soma de Quadrados	Quadrados Médios	Estatística F	Nível descritivo
Espessura	1	51,816	51,816	197,32	0,000
Lado	4	499,751	124,94	475,77	0,000
Espessura*Lado	4	132,175	33,044	125,83	0,000
Resíduo	40	10,504	0,263		
Total	49	694,246			

Para descobrirmos onde as diferenças foram significativas, fizemos uma *Comparação Múltipla pelo método de Tukey* e o resultado encontra-se na Tabela Hhh (Apêndice).

Outras formas de vermos as interações estão no Gráfico 5.31.

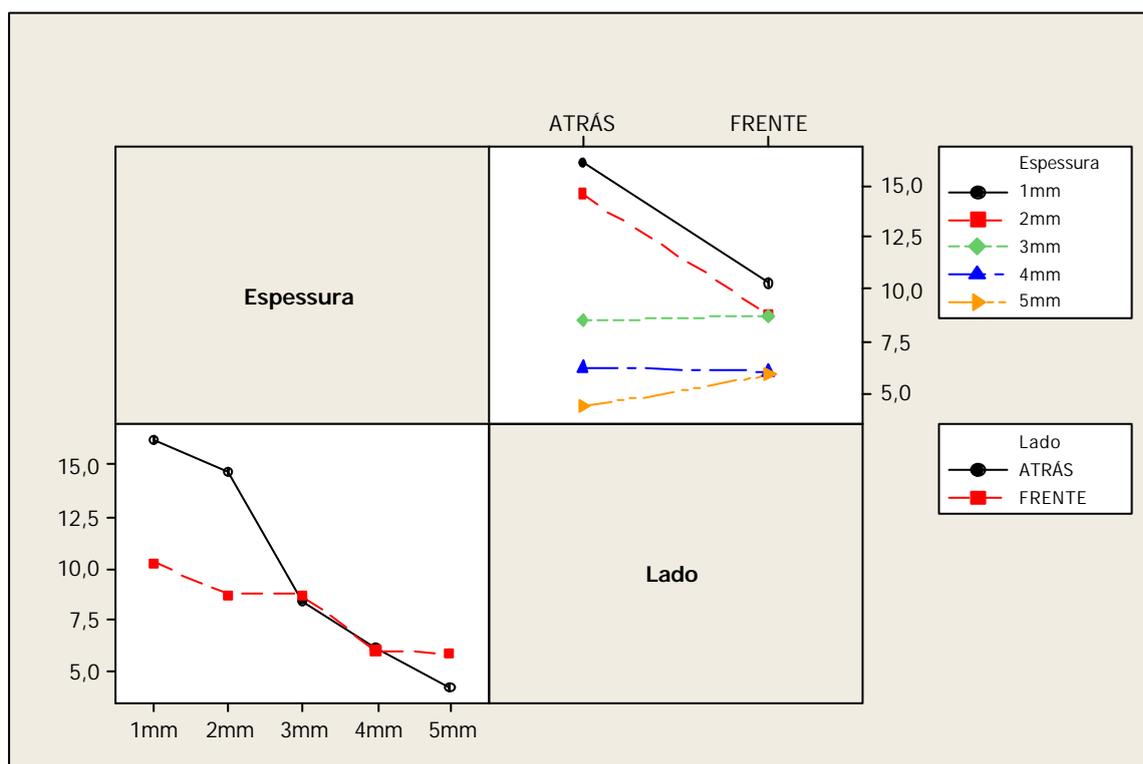


Gráfico 5.31 – Interações para o resultado 5 – esmalte/dentina – sem refrigeração

5.5.4 Esmalte/dentina - com refrigeração

Foi analisado estatisticamente o grupo 27.

Na Tabela 5.25 estão representadas as médias e os desvios-padrão e nos Gráficos 5.32 e 5.33 estão representadas as médias da variação de temperatura entre a interação dos lados das amostras (frente e atrás) e espessura. A diminuição ao longo das espessuras foi semelhante nos dois lados das amostras. A variabilidade dos grupos foi relativamente pequena, com algumas diferenças entre eles.

Tabela 5.25 – Médias e desvio-padrão (entre parênteses) para o resultado 5 – esmalte/dentina – com refrigeração

Lado	Espessura					Total
	1mm	2mm	3mm	4mm	5mm	
Atrás	1,70 (0,37)	1,36 (0,27)	0,90 (0,42)	0,74 (0,27)	0,30 (0,14)	1,00 (0,57)
Frente	1,36 (0,45)	1,22 (0,26)	0,94 (0,29)	1,06 (0,09)	0,70 (0,29)	1,06 (0,36)
Total	1,53 (0,43)	1,29 (0,26)	0,92 (0,34)	0,90 (0,25)	0,50 (0,30)	1,03 (0,47)

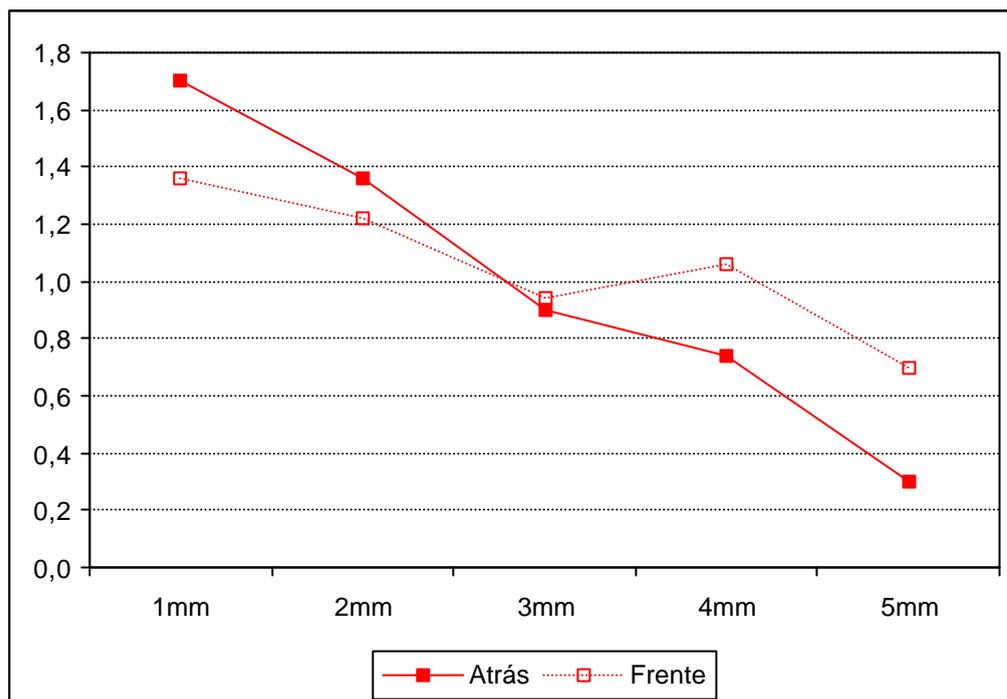


Gráfico 5.32 – Médias da variação de temperatura entre a interação lado e espessura das amostras - resultado 5 – esmalte/dentina – com refrigeração

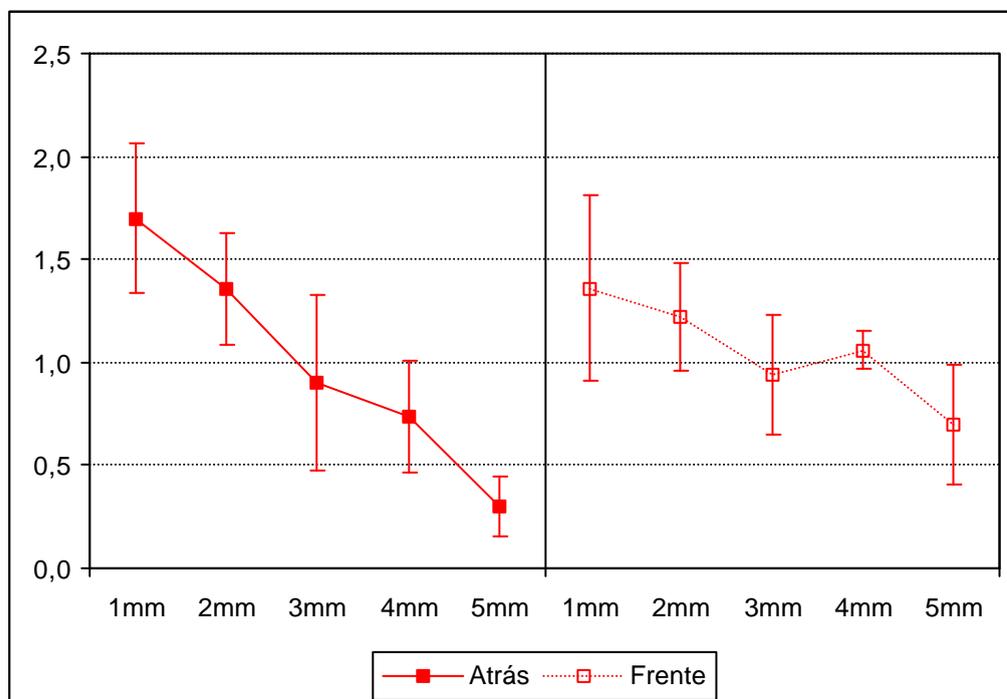


Gráfico 5.33 – Médias e desvio-padrão para o resultado 5 – esmalte/dentina – com refrigeração

Para verificarmos se os fatores foram significantes, ou seja, se houve diferença entre as médias, utilizamos uma *Análise de Variância para 2 fatores fixos (ANOVA)*.

Verificando a igualdade das variâncias através do *teste de Levene*, obtivemos o nível descritivo de 0,651, pelo qual concluímos que as variabilidades dos grupos foram iguais. Verificando a normalidade dos resíduos através do *teste de Anderson-Darling*, obtivemos o nível descritivo de 0,201, pelo qual concluímos que os resíduos seguiram uma distribuição normal. Desta forma, utilizamos com segurança a ANOVA.

O resultado da ANOVA encontra-se na Tabela Iii (Apêndice) e mostrou que a interação entre lado e espessura das amostras ficou bem próxima da nota de corte (0,051). Pelo valor podemos considerar que ela não foi significativa.

Com isto, verificamos separadamente os efeitos principais do lado e da espessura das amostras (ANOVA apresentada na Tabela 5.26). O fator lado não foi significativo, ou seja, as médias para os dois lados não foram diferentes e temos que o fator espessura foi significativo, ou seja, existe diferença entre as médias da variação da temperatura, entre as espessuras.

Tabela 5.26 – ANOVA Final para o resultado 5 – esmalte/dentina – com refrigeração

Fonte de variação	Graus de liberdade	Soma de Quadrados	Quadrados Médios	Estatística F	Nível descritivo
Espessura	1	0,0392	0,0392	0,37	0,546
Lado	4	6,2748	1,5687	14,79	0,000
Resíduo	44	4,6668	0,1061		
Total	49	10,981			

Para descobrirmos onde as diferenças foram significativas nas espessuras, fizemos uma *Comparação Múltipla pelo método de Tukey* que se encontra na Tabela Jjj (Apêndice).

Os efeitos principais podem ser observados no Gráfico 5.34.

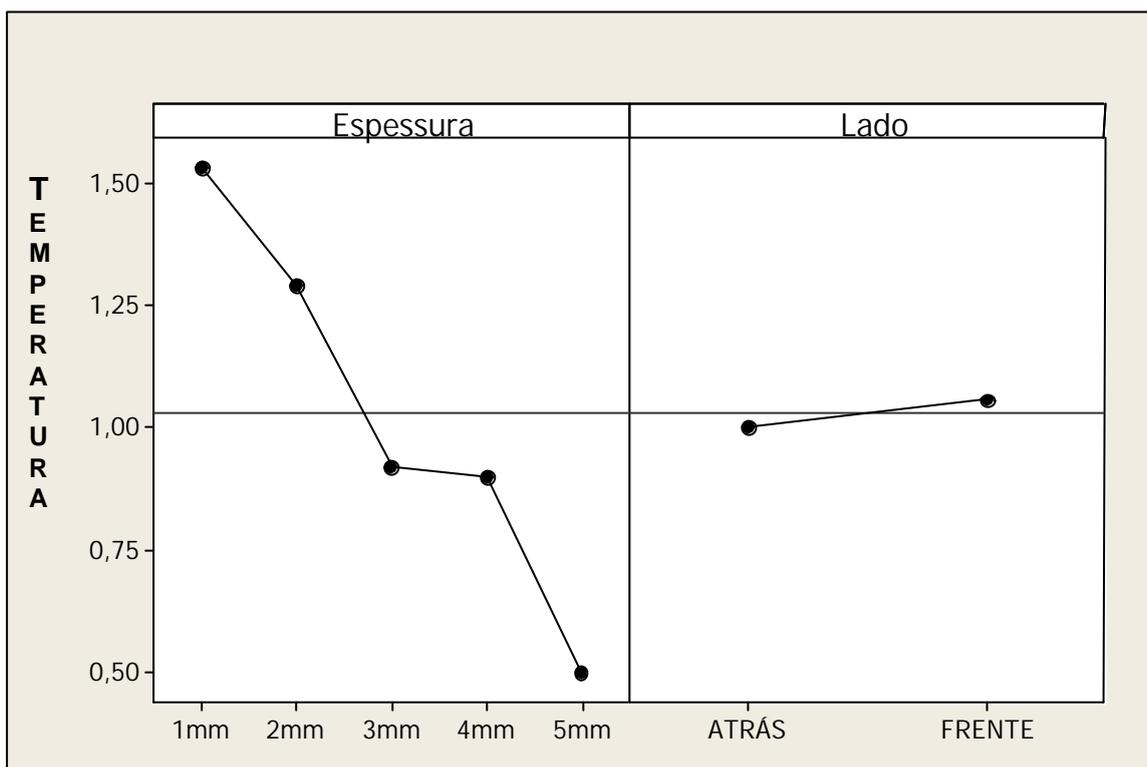


Gráfico 5.34 – Interações para o resultado 5 – esmalte/dentina – com refrigeração

6 DISCUSSÃO

A produção de calor, gerada por instrumentos ou equipamentos, foi levada em consideração por muitos pesquisadores preocupados com as possíveis injúrias que este poderia causar à polpa. Os primeiros estudos foram realizados através de análise histológica, com o objetivo de se observarem alterações morfológicas principalmente no tecido pulpar (ADRIAN; BERNIER; SPRAGUE, 1971; KINERSLY et al., 1965; LOBENE; BHUSSRY; FINE, 1968; POSTLE; LEFKOWITZ; McCONNELL, 1959; STERN; SOGNAES, 1964; YAMAMOTO et al., 1972; ZACH ; COHEN, 1965). Posteriormente outros pesquisadores continuaram utilizando este recurso (ARCORIA; DUSEK; VITASEK-ARCORIA, 1994; DOSTÁLOVA et al., 1997; PEGALLI et al., 1997; SONNTAG et al., 1996; WHITE et al., 1990; WHITE; FAGAN; GOODIS, 1994a; WHITE; GOODIS; ROSE, 1991).

A utilização de análise termográfica (HIBST; KELLER, 1992; TANJI, 2002; WHITE et al., 1992, WILDER-SMITH et al., 1995; YAMADA et al., 2001), o emprego de sensores térmicos (ARMENGOL; JEAN; MARION, 2000; BURKES et al., 1992; CECCHINI et al., 1998; GLOCKNER et al., 1998; GOUW-SOARES et al., 2001; HIRATA; NAKASHIMA; AONO, 1994; LAUER et al., 1990; MEHL et al., 1997; NGUYEN et al., 2000; STREFEZZA et al., 2000; THEODORO et al., 2003; WHITE; GOODIS; KUDLER, 1994b; YU et al., 1993), análise através de microscópio eletrônico de varredura ou microscópio de luz, a fim de verificar alterações

morfológicas produzidas pelo calor (HOSSAIN et al., 2000; LAN; LIU, 1995; MATSUMOTO et al., 2001; ROCHA, 2001; TANJI; MATSUMOTO, 1994; WHITE; GOODIS; ROSE, 1991; WIGDOR et al., 1993) ou através de testes de vitalidade pulpar em estudos *in vivo* (CIARAMICOLI; CARVALHO; EDUARDO, 2003; GELSKEY; WHITE; PRUTHI, 1993; GOODIS et al., 1992; GUTKNECHT et al., 1997; LAN; LIU, 1996; LIU; LAN, 1995; YONAGA; KIMURA; MATSUMOTO, 1999), estes foram outros recursos utilizados por pesquisadores para observarem os efeitos da variação da temperatura sobre os tecidos duros e sobre a polpa.

Poucos foram os pesquisadores que verificaram as variações de temperatura, através de termômetros (FARGE; NAHAS; BONIN, 1998; LAN, 1999). Por esse motivo, tornou-se difícil a comparação dos resultados obtidos em nosso trabalho com os resultados apresentados por outros pesquisadores.

Neste estudo *in vitro*, optamos pelo termômetro de irradiação infravermelha, pois permite a medição das temperaturas a uma certa distância, sendo que a presença de uma mira laser permitiu a padronização das amostras, quanto à distância e à área da superfície a ser medida. Todas as superfícies dos corpos emitem energia infravermelha. Quanto mais quente um corpo estiver, mais ativas suas moléculas estarão e mais energia infravermelha ele emitirá. O termômetro infravermelho incorpora uma óptica que capta a energia infravermelha radiante que parte do corpo e a concentra em um detector. O detector converte a energia em um sinal elétrico, que por sua vez é ampliado, convertido e exibido digitalmente. A temperatura do corpo é então determinada, medindo-se a intensidade desta energia infravermelha.

Segundo os engenheiros do laboratório de metrologia ECIL, os termômetros de radiação infravermelha são superiores aos sensores térmicos na medição

superficial das temperaturas, onde se enquadra nossa pesquisa. Entretanto, não encontramos na literatura trabalhos científicos comparando a variação de temperatura obtida entre sensores térmicos e os termômetros, a fim de verificar a eficácia de cada método. Talvez, fosse interessante realizar a comparação em pesquisas futuras.

A emissividade das amostras foi padronizada em 0,98 para as amostras escuras, após aplicação da tinta nanquim e 0,95 para as amostras claras, sem aplicação da tinta nanquim.

O ajuste da emissividade é de extrema importância, visto que se ajustando a um valor maior do que a emissividade real, a temperatura será menor, principalmente se a temperatura do alvo estiver acima da temperatura ambiente, a qual se enquadra dentro dos padrões da pesquisa, pois algumas irradiações foram realizadas em dias com temperaturas baixas em torno de 7 à 9°C e a temperatura inicial das amostras foi padronizada em 24°C.

O ideal seria que tivéssemos padronizado a temperatura inicial das amostras, através da temperatura sempre constante do ambiente, obtida através de ar condicionado, de forma a não termos grandes oscilações das temperaturas das amostras. Entretanto, isso foi inviável, devido à falta do mesmo dentro dos laboratórios do LELO. Como as irradiações foram realizadas em dias diferentes, devido à grande quantidade de amostras, tivemos grandes variações da temperatura ambiente. A temperatura inicial de 24°C foi escolhida em virtude desse fato, pois, em determinados dias, assim que as amostras eram retiradas da estufa à 37°C e entravam em contato com o ambiente a uma temperatura em torno de 7 à 9°C, a temperatura caía rapidamente em torno de 28°C. Então esperávamos as amostras

atingirem 24°C para iniciarmos as irradiações e medições das variações de temperatura.

Uma das variáveis analisadas foram as espessuras das amostras em relação à variação de temperatura. Sabe-se que a espessura de dentina remanescente entre a parede pulpar ou axial e a polpa dental age como uma barreira de proteção contra os estímulos lesivos, sejam eles físicos ou químicos. Segundo Weber e Garone Netto (1980), a espessura de dentina é considerada como o fator isolado mais importante na determinação da proteção do tecido pulpar. Quanto maior a espessura de dentina remanescente, maior será a proteção à polpa. Quando a dentina tiver uma espessura muito fina, a polpa estará sujeita a todo tipo de estímulo aplicado e sua capacidade de resposta será menor.

Este fato foi observado e constatado por muitos pesquisadores, que concluíram que a espessura da dentina remanescente que recobre a polpa pode influenciar no aquecimento do tecido pulpar, levando-o à necrose, principalmente se o aumento da temperatura intrapulpar for acima de 5,5°C, como descrito por Zach e Cohen (1965).

Entretanto, não podemos considerar a espessura do remanescente de dentina como único fator responsável pela variação de temperatura durante a irradiação laser.

Quando a luz laser atinge um tecido, esta poderá ser refletida, espalhada, absorvida ou transmitida. A absorção é responsável pelos efeitos térmicos nos tecidos, resultando em conversão de energia eletromagnética em energia térmica. Em dentística, a maioria dos efeitos nos tecidos resultantes da irradiação laser, é termicamente induzida. Assim, é extremamente necessário o conhecimento dos parâmetros corretos para irradiação laser, tais como: comprimento de onda,

potência, densidade de energia, tempo de exposição, propriedades ópticas dos tecidos (DEDERICH, 1993; ITO; NISHIKATA; MURAI, 1993; THEODORO et al., 2003; ZAKARIASEN; DEDERICH, 1991). Outros fatores também podem influenciar, como o diâmetro da fibra (GONZALEZ et al., 1996), angulação da fibra em relação à estrutura dental, a distância entre o tecido alvo e a ponta da fibra (ANIC et al., 1998; CERISIER; PASQUETTI; SIMEONE, 1996; THEODORO et al., 2003) e o uso ou não da tinta nanquim (DEDERICH et al., 1993; YONAGA; KIMURA; MATSUMOTO 1999).

O comprimento de onda, por exemplo, determina a qualidade ou tipo de reação entre o laser e o tecido, enquanto que, a quantidade de energia e as propriedades dos tecidos determinam a extensão dessa reação.

Quando um dado comprimento de onda é absorvido, interage com os átomos dos tecidos e é convertido em calor. Com pulsos de curta duração, toda a energia é depositada como calor na área irradiada. Contudo, com pulsos de longa duração, parte do calor é depositada na área irradiada, mas outra parte da energia é transmitida profundamente nos tecidos. A variação de temperatura durante a irradiação laser pode ser controlada por uma determinada densidade de energia depositada num tempo específico.

A extensão da reação ou dano, provocado pelo aumento de temperatura, depende da quantidade de calor transferido aos tecidos biológicos sobre um dado período de tempo (ZACH; COHEN, 1965).

O tempo de exposição da irradiação laser seria outra maneira de prevenir o aumento de temperatura na polpa e nos tecidos adjacentes à área irradiada (LAN, 1999).

Os efeitos térmicos resultam da absorção pelos tecidos da energia transportada pelo feixe laser e da degradação local em calor. O calor flui do tecido aquecido para os tecidos circunvizinhos e este fluxo deve ser minimizado. Desta forma, deve ser depositada energia suficiente em um tempo menor, o que levaria o calor a difundir-se para o tecido vizinho por condução (relaxação térmica).

A difusão do calor na câmara pulpar é limitada, pois devemos considerar que o tecido pulpar se encontra envolvido por tecidos duros. A energia da luz laser é transmitida pela polpa e a elevação de temperatura na cavidade pulpar é diretamente proporcional à densidade de energia aplicada e, portanto, é de fundamental importância o tempo de exposição. A exposição à altas densidades de energia, por períodos curtos, causa menores danos pulpares.

A resposta tecidual à energia térmica é complexa. As propriedades térmicas variam entre os tecidos, tais como: difusão térmica, coeficiente de expansão térmica, coeficiente de calor, fases de transformação da temperatura e transformação do calor latente. Estas propriedades térmicas possuem um importante papel nos efeitos da irradiação laser sobre os tecidos (DEDERICH, 1993).

A transformação do calor latente é a quantidade de energia necessária para transformar um material sólido em líquido ou líquido em gás. Quando um laser é irradiado com uma alta energia sobre o tecido, um gás super aquecido, denominado plasma, pode ser formado. Este plasma quente pode conduzir rapidamente o calor da superfície dos tecidos e causar alguns efeitos, como a ablação e um severo aquecimento. O efeito do plasma sobre os tecidos pode causar danos irreparáveis, se não for controlado. O emprego da refrigeração, principalmente com o laser de Nd:YAG, poderá controlar a formação do plasma (DEDERICH, 1993).

Aumentos de temperatura durante procedimentos clínicos são provavelmente mais baixos do que resultados obtidos em pesquisas *in vitro*, devido à presença do ligamento periodontal intacto, do tecido ósseo e da circulação pulpar (GOUW-SOARES et al., 2001; SANTUCCI, 1999). Santucci (1999), sustenta a hipótese de que as estruturas periodontais de suporte e a vascularização pulpar permitem o emprego de parâmetros mais elevados do que o que foi preconizado por White, Fagan e Goodis (1994a), sem evidências clínicas de danos pulpares.

Brown, Dewey e Jacobs (1970) reportaram que a condução de calor ocorre mais rapidamente no esmalte do que na dentina. Segundo os autores, o esmalte submetido à variações térmicas, tende a alcançar uma nova temperatura mais rapidamente do que a dentina. Desta forma, com baixas temperaturas, o esmalte contrai em direção à dentina, resultando em um estresse térmico ao redor da circunferência do dente. Frente à mudanças de temperatura extremamente elevadas, rachaduras podem desenvolver-se no esmalte. Talvez este fato também contribua para formação das lesões por abfração, acelerando o processo quando na presença de interferências oclusais. Baseados no relato de Brown, Dewey e Jacobs (1970), se partirmos do princípio que frente à irradiação laser ocorre um rápido aumento de temperatura e após a remoção do laser, um resfriamento brusco; principalmente com o laser de Nd:YAG, isto poderá resultar em um estresse térmico aos tecidos duros dentais. Por isso, a grande importância em minimizar as variações térmicas dos elementos dentais.

A finalidade desta pesquisa foi de avaliar a variação de temperatura com os lasers de Nd:YAG, Er:YAG (Kavo KEY Laser®) e Er:YAG (Kavo KEY Laser® 3) utilizados em aplicações clínicas diversas, com alguns parâmetros já estabelecidos,

através de inúmeras pesquisas realizadas ou por parâmetros preconizados pelos fabricantes dos aparelhos.

A irradiação laser nos tecidos duros dentais causa aumento de temperatura na área irradiada ou nos tecidos circunvizinhos, nos quais resultam mudanças morfológicas e de composição. Contudo, a extensão dessas mudanças é afetada pelas características de absorção dos tecidos e pelo tipo de laser (MATSUMOTO, 2001).

Os lasers de Nd:YAG e Er:YAG não foram comparados entre si, pelo fato de possuírem diferentes comprimentos de onda, resultando em diferentes interações com os tecidos (SASAKI, 2002). Desta forma, não concordamos com a comparação realizada em pesquisas anteriores por Mehl et al. (1997), Armengol, Jean e Marion (2000) e Yamada et al. (2001).

O laser de Nd:YAG é mais absorvido pelos tecidos pigmentados do que por tecidos não pigmentados. Uma dentina esclerótica irradiada com o laser de Nd:YAG, por exemplo, absorverá mais energia, embora parcialmente, do que uma dentina tubular que absorve muito pouco desta energia. Embora a dentina esclerótica não absorva toda a energia, o laser de Nd:YAG poderá eventualmente aquecer a dentina e parte dessa energia poderá ser transmitida para áreas mais profundas do tecido (DEDERICH, 1993).

Quanto mais escuro o tecido alvo, maior absorção do laser de Nd:YAG pelo mesmo. A absorção da hidroxiapatita presente nos tecidos duros é pequena, muitas vezes necessitando do pincelamento de uma tinta nanquim quando da incidência desse laser sobre o esmalte e a dentina, com o intuito de aumentar sua absorção (MILLER; TRUHE, 1993; YONAGA et al., 1999). O laser de Nd:YAG é transmitido pela água e sua penetração é maior em dentina, comparando-se com os outros

lasers. Possui um comprimento de onda que apresenta maior comprimento de absorção, atingindo cerca de 1mm, atuando em maior profundidade.

Os parâmetros empregados nesta pesquisa para o laser de Nd:YAG destinam-se ao tratamento da hipersensibilidade dentinária cervical e basearam-se nas afirmações de alguns pesquisadores preocupados principalmente com os efeitos térmicos (coagulação, vaporização, corte ou carbonização tecidual) causados pela absorção do laser sobre os tecidos (ANIC et al., 1998; LAN; LIU, 1995; TANJI; MATSUMOTO, 1994; WHITE et al., 1990; WHITE; GOODIS; ROSE, 1991).

As espessuras de esmalte e de dentina, conforme descrito anteriormente, são fatores a serem analisados quando do estudo das alterações térmicas. Porém, não são observados aumentos significantes na temperatura intrapulpar quando existir uma espessura de dentina superior a 1mm ou quando a potência não ultrapassar a 1W (MYERS; Mc DANIEL, 1991; WHITE; GOODIS; ROSE, 1991). Sendo assim, no tratamento da hipersensibilidade dentinária cervical com o laser de Nd:YAG, baseados nas afirmações de White, Goodis e Rose (1991) e pela dificuldade em mensurar a espessura de dentina que recobre a polpa, não devemos ultrapassar a potência de 1W, quando em presença de lesões cervicais não cariosas.

Lan e Liu (1995) concluíram que o laser de Nd:YAG pode ser utilizado empregando-se energias entre 20 e 40mJ para o tratamento da hipersensibilidade dentinária cervical, pois estas energias promovem fusão da superfície dentinária, recristalização, com conseqüente obliteração dos túbulos dentinários, sem a formação de rachaduras na superfície de dentina. Entretanto, energias acima de 40mJ não devem ser empregadas, pois provocam a formação de trincas na superfície dentinária, em virtude da elevação da temperatura.

Parâmetros de irradiação para o laser de Nd:YAG de 2W de potência, 100mJ de energia, 20Hz de taxa de repetição, durante um tempo de exposição de 10 segundos, em contato, aplicados em um remanescente dentinário que recobre a polpa de apenas 2mm ou menos resultam em um aumento de temperatura intrapulpar acima de 13°C, causando injúrias térmicas à polpa (WHITE; GOODIS; KUDLER, 1994b).

Segundo Mehl et al. (1997), a densidade de energia empregada para o laser de Nd:YAG não deve ultrapassar 80J/cm², pois poderá provocar um aumento de temperatura que exceda à 8°C, aumento este que poderá resultar em danos irreversíveis à polpa. Por esta razão, empregamos densidades de energia abaixo de 80J/cm².

Tanji e Matsumoto (1994) relataram a importância da aplicação de jatos de ar, durante todo o tempo de exposição do laser de Nd:YAG, a fim de diminuir o risco de carbonização e impedir a formação de rachaduras e crateras na superfície dentinária.

Para o laser de Nd:YAG, as menores variações de temperatura foram obtidas quando as irradiações foram realizadas sem contato, com refrigeração e sem aplicação da tinta nanquim (grupos 3 e 11), tanto para as amostras de esmalte/dentina e dentina (Tabelas A a D – Apêndice).

Provavelmente obtivemos esses resultados, devido à deposição de uma menor densidade de energia resultante das irradiações sem contato, pela menor absorção do laser de Nd:YAG pela ausência da tinta nanquim (MILLER; TRUHE, 1993; YONAGA; KIMURA; MATSUMOTO, 1999) e pela utilização da refrigeração durante as irradiações, a fim de evitar o aquecimento dos tecidos (TANJI; MATSUMOTO, 1994).

Sabe-se que, clinicamente, podemos ter lesões cervicais não cariosas, onde os pacientes relatam dor intensa em decorrência da hipersensibilidade dentinária cervical. Desta forma, seria interessante, além de remover os fatores etiológicos desencadeantes do problema, promover a obliteração dos túbulos dentinários. Isto é possível de ser obtido com o laser de Nd:YAG, se este for aplicado em contato com a superfície dental.

Embora, as menores variações de temperatura foram resultantes das irradiações com o laser de Nd:YAG sem contato, sem nanquim e com refrigeração (grupos 3 e 11), as irradiações em contato, sem nanquim e com refrigeração (grupos 1 e 9) provocaram variações de temperatura que não ultrapassaram à 3°C, independente do lado da irradiação e das espessuras das amostras (Tabelas A a D - Apêndice).

Isto demonstra que, se estes parâmetros foram utilizados clinicamente e desde que as irradiações sejam feitas com refrigeração e sem a aplicação da tinta nanquim, num tempo de exposição de 30 segundos, não ocorrerão variações de temperatura acima de 3°C, preservando a integridade do tecido pulpar, independente das irradiações serem, em contato ou não, com a estrutura dental. Yamada et al. (2000) já afirmavam que se o laser de Nd:YAG for utilizado com parâmetros corretos associados à refrigeração, causará um mínimo de danos térmicos à estrutura dental.

Estes resultados são concordantes com os obtidos por Ciaramicoli, Carvalho e Eduardo (2003), em um estudo *in vivo*, em que os autores empregaram os mesmos parâmetros para a irradiação com o laser de Nd:YAG, no tratamento da hipersensibilidade dentinária cervical e concluíram que esses parâmetros não

provocaram nenhum comprometimento pulpar, visto que os dentes permaneceram com vitalidade durante todo o período da pesquisa.

Quando a tinta nanquim foi empregada, independente do uso ou não de refrigeração e da irradiação com e sem contato, as variações de temperatura foram sempre maiores na parte da frente das amostras. Pois, provavelmente, ocorreu uma maior concentração de energia, devido à afinidade do laser de Nd:YAG por tecidos pigmentados (DEDERICH, 1993). Entretanto, comparando-se as irradiações com e sem contato associadas à aplicação da tinta nanquim, as variações de temperatura foram sempre menores nas irradiações sem contato, independente do lado das amostras (frente e atrás). Apesar da afinidade do laser de Nd:YAG por tecidos pigmentados, com a irradiação sem contato, a densidade de energia aplicada é menor, devido à desfocalização do laser, resultando em uma menor concentração de energia sobre a área irradiada.

Importante ressaltar que em dentes que possuem lesões cervicais não cariosas, as quais podem desencadear a hipersensibilidade dentinária cervical, é extremamente difícil mensurar clinicamente o remanescente de dentina que recobre a polpa, sendo que, em casos mais severos, pode atingir 1mm ou menos de espessura. Aplicando-se a tinta nanquim nesses casos, poderia resultar em um comprometimento pulpar, devido à elevação da temperatura, em virtude da espessura do remanescente dentinário e pelo comprimento de absorção do laser de Nd:YAG (YONAGA; KIMURA; MATSUMOTO, 1999).

O laser de Nd:YAG, quando irradiado sem refrigeração, resultou em grandes variações de temperatura na maioria dos grupos (2, 6, 8, 10, 14 e 16), principalmente quando foi aplicado em contato e associado à presença da tinta nanquim (grupos 6 e 14) (Gráficos 5.2 e 5.3).

Quando a refrigeração não foi utilizada, houve uma variação de temperatura para os grupos 2 (esmalte/dentina) e 10 (dentina) irradiados em contato e sem nanquim, de 12°C (em média) acima dos 24°C iniciais, para amostras com 1mm, 2mm e 3mm de espessura e em torno de 6°C (em média) para as amostras com 4 e 5mm de espessura. Com exceção para o grupo 2 (esmalte/dentina), nas amostras com 1mm de espessura, onde as variações de temperatura foram de 20°C (em média) para os dois lados das amostras (Tabelas A a D - Apêndice).

Os grupos 6 (esmalte/dentina) e 14 (dentina) apresentaram variações de temperatura extremamente altas, nos dois lados das amostras e para todas as espessuras (Tabelas A a D – Apêndice). Nesses grupos, as irradiações foram realizadas sem refrigeração e com a aplicação da tinta nanquim. Se tivéssemos frente à uma situação clínica, fatalmente resultaria em um comprometimento pulpar. Isto é preocupante, pois o laser de Nd:YAG não possui um sistema de refrigeração acoplado ao aparelho, como no caso dos lasers de Er:YAG. A refrigeração deve ser realizada através de jatos de ar durante todo o tempo de exposição da irradiação, direcionada diretamente à superfície irradiada. O descuido por parte do operador ou auxiliar pode resultar em uma elevação rápida da temperatura em poucos segundos, podendo causar carbonização superficial dos tecidos e necrose pulpar.

As únicas exceções foram os grupos 4 (esmalte/dentina) e 12 (dentina), onde o laser de Nd:YAG foi empregado sem contato, sem aplicação da tinta nanquim e sem refrigeração. As variações de temperatura não ultrapassaram os 5,5°C, o que seria ideal para manter a integridade do tecido pulpar e dos tecidos adjacentes à este, segundo relato de Zach e Cohen (1965), exceto no grupo 4 (esmalte/dentina), no lado de trás das amostras com espessuras de 1mm e 2mm, onde as variações de temperatura foram acima de 5,5°C (Tabela B – Apêndice). Talvez, essa elevação

acima dos 5,5°C tenha ocorrido devido à pouca quantidade de dentina presente nessas amostras, que não permitiu a dissipação do calor.

À semelhança dos relatos de White et al. (1990), observamos em nossos resultados que a espessura de esmalte e da dentina são fatores a serem analisados, quando do estudo de mudanças térmicas. Dentes com uma menor espessura do remanescente dentinário apresentam uma maior elevação da temperatura intrapulpar.

O risco de danos térmicos à estrutura dental com o laser de Er:YAG, segundo Kim, Jeoung e Kim (2003), é muito baixo. A maior parte da energia é responsável pelos efeitos de ablação e somente uma pequena quantidade de energia é dissipada sob a forma de calor nas camadas superficiais dos dentes. O pulso seguinte do laser remove a camada aquecida. Isto contribui para um mínimo de efeitos térmicos. Muitos pesquisadores têm relatado que é muito importante, durante os processos de ablação com o laser de Er:YAG, o emprego do spray de água.

A adição do spray de água durante a irradiação não somente permite rápida ablação do esmalte e dentina, como também oferece proteção térmica à polpa. Porém, para que o spray de água favoreça os processos de ablação, o índice de água deve ser ajustado. Contudo, a camada de água proveniente do spray é evaporada pela parte inicial do pulso do laser e a maior parte da energia é consumida no processo de ablação (HIBST; KELLER, 1992a). Se o índice de água for muito alto poderá resultar em um “filme de água”, então, para ocorrer a ablação será necessária uma grande quantidade de energia.

Hibst e Keller (1992a) recomendam um índice de água entre 1 a 2ml/min com baixas repetições de pulso (2 a 4Hz) e energias de 150 a 250mJ. Kim, Jeoung e Kim (2003) utilizaram três índices de água: alto (13,50ml/min), médio (6,75ml/min) e

baixo (1,69ml/min) e concluíram que o índice de água de 1,69ml/min associado à uma energia de 400mJ, determina alta ablação da dentina, porém, para uma ablação mais eficiente do esmalte foi necessário associar essa energia ao índice de água de 6,75ml/min. Estes resultados mostraram que ocorreu mais ablação na dentina do que no esmalte, sob determinado índice de água, devido às diferenças de composição do esmalte e da dentina. A dentina é composta de 10% de água e 20% de matéria orgânica por peso, enquanto o esmalte de somente 1% de água e 1% de matéria orgânica por peso (LI; CODE; Van De MERWE, 1992).

Baixo índice de água, além da possibilidade de provocar um aquecimento do elemento dental, produz pouca ablação do esmalte. Por outro lado, um alto índice de água, resultará na formação de um “filme de água”. Como o laser de Er:YAG apresenta grande absorção pela água, este iria absorver a água proveniente do spray e promover pouca ou nenhuma ablação no esmalte e na dentina.

Por esta razão, optamos por um índice de água considerado médio, 5ml/min, índice utilizado por Tanji (2002), o qual obteve ótimos resultados.

A única exceção foi para o laser de Er:YAG (Kavo KEY Laser®) com o emprego da peça de mão 2055 e fibra 50/10, utilizada em contato. A peça de mão 2055 não apresenta saída de ar/água, então, para os grupos onde a irradiação foi realizada com refrigeração (grupos 23 e 25), foram utilizados jatos de ar proveniente da seringa tríplice, posicionada perpendicularmente e à uma distância de 2cm da superfície das amostras.

Aumentos de temperatura poderão ocorrer, com conseqüentes efeitos adversos aos tecidos, se o sistema de refrigeração estiver desativado ou obstruído. Outra possibilidade é a obstrução do jato de água/ar por um objeto ou estrutura anatômica, impedindo a correta refrigeração durante os processos de ablação. Há

necessidade em se observar estes pequenos detalhes, durante a utilização clínica do laser de Er:YAG (TANJI, 2002).

Para todos os lasers, a análise estatística foi realizada separadamente nos casos das irradiações com e sem refrigeração, pois a diferença entre elas, como já era esperado, foi muito grande.

A razão de termos realizado irradiações sem refrigeração com todos os lasers era para observar se outros fatores como espessura e lado da irradiação das amostras (frente e atrás) e tecido envolvido (esmalte/dentina e dentina) poderiam afetar, benéficamente a variação da temperatura, em caso de falha ou negligência da refrigeração.

Os dois lasers de Er:YAG empregados neste estudo não foram comparados entre si, pois partindo-se do princípio de que são lasers semelhantes, ambos equipamentos de classe II, emitindo um comprimento de onda de 2,94 μ m e que duas das três peças de mão empregadas, 2051 (Er:YAG – Kavo KEY Laser®) e 2060 (Er:YAG – Kavo KEY Laser® 3), possuem o mesmo diâmetro da fibra (0,63mm) na distância focal de 12mm, provavelmente não teríamos resultados diferentes entre eles. Segundo Robert Gall (Kavo), os parâmetros de irradiação de dentina podem variar de 150 a 260mJ e pesquisas têm sido realizadas diminuindo-se a energia e aumentando-se a taxa de repetição. De acordo com Li, Code e Van De Merwe (1992) e Keller e Hibst (1995), o aumento da taxa de repetição está diretamente relacionado com a velocidade de ablação, porém maiores serão os efeitos térmicos. Por esta razão, para o laser de Er:YAG (Kavo KEY Laser®) utilizamos alguns parâmetros já pré-estabelecidos e para o laser de Er:YAG (Kavo KEY Laser®3) diminuimos a energia e aumentamos a taxa de repetição, tanto para

irradiação das amostras de esmalte/dentina quanto de dentina, a fim de verificarmos a variação de temperatura frente à esses parâmetros.

Nos grupos onde o laser de Er:YAG (Kavo KEY Laser®) foi empregado com a peça de mão 2051 e parâmetros de 250mJ de energia, 4Hz de taxa de repetição e 10 segundos de tempo de exposição (grupos 17 a 20), pôde-se observar que nos grupos irradiados com refrigeração (17 - esmalte/dentina e 19 - dentina) não ocorreu elevação da temperatura superior à 2°C acima dos 24°C iniciais, independente do tecido envolvido ou do lado das amostras (frente e atrás) e, além disso, a espessura das amostras parece não ter influenciado nesses resultados, estando diretamente relacionados com a refrigeração. Estes resultados estão de acordo com as afirmações de Kim, Jeoung e Kim (2003) e Tanji (2002) de que o risco de danos térmicos à estrutura dental com o laser de Er:YAG é muito baixo, quando a refrigeração é empregada durante as irradiações. Nos grupos 18 (esmalte/dentina) e 20 (dentina) irradiados sem refrigeração, houve uma grande variação de temperatura (Tabelas E a H – Apêndice), independentemente do lado das amostras (frente e atrás) e do tecido envolvido. Ocorreu uma elevação da temperatura acima de 11°C, em média, principalmente nas amostras de pequenas espessuras (1mm, 2mm e 3mm). Ocorreram elevações de temperatura abaixo de 10°C, porém acima de 5,5°C, na parte da frente das amostras com 4 e 5mm de espessura. Entretanto, na parte de trás das amostras, a variação da temperatura não ultrapassou 5,5°C, exceto para o grupo 18 (esmalte/dentina) nas amostras com 4mm de espessura (Tabela E a H - Apêndice). Sem dúvida, a espessura das amostras foi essencial para evitar o aumento de temperatura, agindo como uma barreira e permitindo a difusão de calor por condução (relaxação térmica), embora não evitando a elevação da temperatura acima de 5,5°C, na frente das amostras, devido a maior concentração de calor sobre

essa superfície. Isto poderá resultar em carbonização e modificações estruturais nas superfícies irradiadas.

Entretanto, esses resultados não seriam suficientes para afirmarmos que durante uma aplicação clínica, se um dente for irradiado sem refrigeração, não resultaria em danos ao tecido pulpar, desde que o remanescente dentinário fosse igual ou superior à 4mm, visto que, estes resultados foram obtidos com apenas 10 segundos de exposição. Clinicamente, necessitamos muito mais do que apenas 10 segundos para realizarmos qualquer preparo cavitário. Desta forma, pela ausência de refrigeração e pelo aumento do tempo de exposição, teríamos uma maior duração do estímulo térmico e resultaria, provavelmente, num maior aumento de temperatura, independente do remanescente dentinário.

Na análise estatística, comparando-se o lado das amostras (frente e atrás), o tecido envolvido (esmalte/dentina e dentina) e espessura das amostras para os grupos 18 (esmalte/dentina) e 20 (dentina), pôde-se observar que para o lado de trás das amostras, houve uma diminuição da temperatura ao longo das espessuras, bem semelhante nas amostras de esmalte/dentina e dentina. Contudo, para as amostras de esmalte/dentina, o lado da frente resultou em valores altos, mesmo nas amostras com 5mm de espessura. Demonstrando que o esmalte tende a alcançar rapidamente uma nova temperatura e sua capacidade de dissipar o calor é inferior, quando comparado à dentina (Gráfico 5.7). Existe uma tendência à diminuição da variação da temperatura em amostras com espessuras acima de 2mm, não existindo diferença estatisticamente significativa entre as amostras com 1mm e 2mm de espessura.

Estes resultados estão de acordo com outras pesquisas, em que vários autores ressaltaram a importância da aplicação da irradiação laser sobre um

remanescente de dentina que recobre a polpa igual ou superior à 2mm, o que seria ideal para que a elevação da temperatura intrapulpar não ultrapasse à 3°C e para não produzir trincas, rachaduras e carbonização das superfícies irradiadas (ARCORIA; DUSEK; VITASEK-ARCORIA, 1994; ARMENGOL; JEAN; MARION, 2000; HIRATA; NAKASHIMA; AONO, 1994; Mc NAIR; FRIED; FEATHERSTONE, 1997; MYERS; Mc DANIEL, 1991; WHITE et al., 1990; WHITE; FAGAN; GOODIS, 1994^a; WHITE; GOODIS; KUDLER, 1994b; WHITE; GOODIS; ROSE, 1991).

Quando o laser de Er:YAG (Kavo KEY Laser®) foi utilizado com a peça de mão 2051, empregando-se 300mJ de energia e 6Hz de taxa de repetição, independentemente das irradiações terem sido realizadas com e sem refrigeração (grupos 21 e 22), houve uma diferença estatisticamente significativa entre a variação de temperatura, comparando-se o lado da frente e o lado de trás das amostras para pequenas espessuras (1mm, 2mm e 3mm), mas acima de 4mm as diferenças foram pequenas, sendo que a variação de temperatura foi maior no lado da frente das amostras. Talvez este resultado foi obtido, pois o esmalte tende a alcançar uma nova temperatura mais rapidamente do que a dentina e as amostras de pequenas espessuras, principalmente de 1mm e 2mm, eram constituídas, praticamente na sua totalidade, apenas de esmalte. Outra possibilidade seria a própria composição do esmalte, pois o mesmo sendo irradiado com baixo índice de água ou sem refrigeração, além de promover uma ablação ineficiente, provocou elevação da temperatura na superfície das amostras. Porém, nas amostras com espessuras iguais ou superiores a 4mm, não houve diferenças entre os lados da frente e de trás, provavelmente pela presença de dentina que promoveu a dissipação do calor.

Entretanto, comparando-se os grupos 21 e 22, o aumento de temperatura foi maior no lado da frente das amostras, principalmente para o grupo 22 (gráfico 5.10),

onde as irradiações foram realizadas sem refrigeração, conforme também podemos observar na Tabela E (Apêndice). Houve um aumento em torno de 35°C acima dos 24°C iniciais, para amostras com 1mm de espessura. O aumento de temperatura foi diminuindo gradativamente, conforme a espessura das amostras. Embora, isto não tenha sido suficiente para diminuir a temperatura dentro de padrões considerados seguros, a fim de evitar a carbonização superficial do esmalte, mesmo em amostras com 5mm de espessura, onde ocorreu um aumento de temperatura de 8°C (em média), acima da temperatura inicial padronizada. Sem a refrigeração, a densidade de energia depositada durante o tempo de exposição de 10 segundos foi elevada e, apesar da diminuição gradual da temperatura ao longo das espessuras, não foi suficiente para evitar a elevação da temperatura. Vale ressaltar que aumentos de temperatura acima de 7 e 8°C levam à precipitação das proteínas e à necrose irreversível de células e tecidos (GUTKNECHT; EDUARDO, 2004).

Importante ressaltar que o fabricante do aparelho preconiza parâmetros para irradiação do esmalte de 600mJ de energia e 6Hz de taxa de repetição e, provavelmente, devido à densidade de energia obtida com esses parâmetros ($194,49\text{J}/\text{cm}^2$), teríamos variações de temperatura ainda maiores com o mesmo tempo de exposição (10s).

No grupo 21, as irradiações foram realizadas com refrigeração e apesar da diferença estatisticamente significativa da variação da temperatura entre o lado da frente e o lado de trás, o aumento de temperatura não foi maior do que 1°C, na parte da frente das amostras, independente da espessura (Tabela E - Apêndice).

A interação lado e espessura das amostras foram estatisticamente significantes para os grupos 21 e 22. Houve diferença entre as médias dos dois lados das amostras, as quais variaram com as espessuras. Maiores variações de

temperatura foram obtidas com menores espessuras, independente do lado das amostras e estas variações foram diminuindo gradativamente com as maiores espessuras.

Apesar da diminuição da temperatura ser proporcional ao aumento da espessura das amostras, tanto no lado da frente quanto no lado de trás, para os parâmetros empregados nos grupos 21 e 22 a espessura das amostras não foi o fator mais importante na prevenção do aumento de temperatura. Por outro lado, a refrigeração foi o fator decisivo nessa prevenção, principalmente se analisarmos o lado de trás das amostras, simulando o aumento da temperatura intrapulpar. Para o grupo 21, irradiado com refrigeração, a variação da temperatura foi inferior a 1°C, independente da espessura das amostras. Contudo, no grupo 22, apesar da variação de temperatura ter sido estatisticamente menor na parte de trás das amostras, quando comparadas com a parte da frente, houve um aumento de temperatura de 10°C (em média) acima dos 24°C iniciais para as amostras com espessuras de 2mm, 3mm e 4mm, com exceção, para as amostras com 1mm de espessura, cujo aumento de temperatura foi de 17,8°C, em média (Tabelas E e F - Apêndice). As variações de temperatura foram menores para as amostras com 5mm de espessura quando comparadas às demais, porém acima dos limites seguros preconizados por Zach e Cohen (1965).

O laser de Er:YAG (Kavo KEY Laser®) foi utilizado em contato apenas com a peça de mão 2055 e com a fibra 50/10 (grupos 23 a 26). Quando as irradiações foram realizadas sem refrigeração, houve uma queda da temperatura ao longo das espessuras e foi bem semelhante nos dois lados das amostras para o grupo 26 (dentina), porém para o grupo 24 (esmalte/dentina) a queda da temperatura não foi tão regular, principalmente nas amostras com 1mm de espessura no lado de trás.

Ocorreu uma elevação maior da temperatura na parte da frente das amostras, independente do tecido envolvido. A medição da temperatura era feita imediatamente após a irradiação laser e, provavelmente, não houve tempo de ocorrer a relaxação térmica do último pulso proveniente da irradiação laser, principalmente pela ausência de refrigeração (Gráfico 5.16).

Independente do lado das amostras, a espessura foi o fator isolado mais importante na variação de temperatura para os grupos 24(esmalte/dentina) e 26 (dentina). Embora, a irradiação tenha sido realizada sem refrigeração e em contato, com algumas espessuras, tanto para as amostras de esmalte/dentina quanto para as de dentina, não observamos aumentos de temperatura que pudessem resultar em carbonização superficial dos tecidos ou levar a um comprometimento pulpar, caso a irradiação tivesse sido realizada em pacientes, com algumas exceções: grupo 24 (esmalte/dentina) – amostras com 1mm de espessura (frente e atrás) e grupo 26 (dentina) – amostras com 1 e 2mm de espessura (frente) (Tabelas E a G -Apêndice A).

A grande preocupação da utilização das fibras em contato é durante a aplicação intra canal. A peça de mão 2055 não possui saída para refrigeração e não seria possível aplicarmos jatos de ar no interior do canal. Durante a irradiação intra canal, pesquisadores têm preenchido o interior do canal com líquido de dakin, partindo-se do princípio que parte do líquido é evaporado pelo pulso inicial do laser e a maior parte da energia é consumida pelos processos de ablação, a quantidade de líquido de dakin existente no interior do canal seria evaporada rapidamente pelo calor gerado. Não podemos nos esquecer que o remanescente dentinário até o ápice radicular, muitas vezes, é de apenas 1mm e o calor gerado poderia causar

danos aos tecidos adjacentes, podendo talvez provocar, futuramente, reabsorções radiculares.

Nossos resultados não são concordantes com Pécora et al. (2002), pois apesar de não termos realizado irradiações intra canal e não termos utilizado a mesma fibra (50/28), a energia que empregamos, assim como o tempo de exposição foram menores e com espessuras de 1mm tivemos variações de temperatura acima de 5,5°C, nos dois lados das amostras (frente e atrás), independente do tecido envolvido (esmalte/dentina e dentina). Além disso, os autores acima citados não relataram o método de refrigeração que empregaram.

Nos grupos 23 (esmalte/dentina) e 25 (dentina) observamos que ocorreram valores mais baixos na frente das amostras, independente do tecido envolvido, quando as irradiações foram realizadas com refrigeração (Gráfico 5.19 e 5.20). Este fato também pode ser observado na Tabelas E e G (Apêndice), onde obtivemos valores negativos da variação de temperatura nas amostras com 5mm de espessura (grupo 25). O laser de Er:YAG atua mais em superfície do que em profundidade. O emprego de baixas energias depositadas sobre a superfície dental num tempo específico associadas à refrigeração, tende a promover uma menor variação da temperatura da superfície irradiada e nos grupos 23 (esmalte/dentina) e 25 (dentina), apesar das amostras terem sido irradiadas em contato, foi empregada uma densidade de energia menor do que em outros grupos em que o laser de Er:YAG (Kavo KEY Laser®) foi utilizado à uma distância de 12mm das amostras.

Os resultados obtidos quanto à variação de temperatura para as amostras de esmalte/dentina irradiadas com o laser de Er:YAG (Kavo KEY Laser® 3), sem refrigeração (grupo 28), mostraram uma diferença entre o lado da frente e o lado de trás das amostras, com espessuras de 1mm e 2mm. Acima de 3mm, as variações de

temperatura foram bem próximas (gráfico 5.29). Por estes resultados, podemos concluir que a espessura das amostras é um fator importante, entretanto, não pode ser considerado isoladamente, pois na ausência de refrigeração, promove a diminuição da variação da temperatura ao longo das espessuras, porém, não o suficiente para evitar a carbonização superficial dos tecidos irradiados ou evitar um comprometimento pulpar, exceto para as amostras com 5mm de espessura. Para todas as outras espessuras, verificamos aumentos consideráveis da temperatura que poderiam resultar em necrose do tecido pulpar (Tabelas E e F - Apêndice).

As variações de temperatura das amostras de dentina irradiadas, sem refrigeração (grupo 30) com o laser de Er:YAG (Kavo KEY Laser 3), mantiveram-se constante no lado da frente das amostras não ultrapassando à 6°C. Contudo, no lado de trás das amostras houve um aumento de temperatura de 20°C (em média) acima dos 24°C iniciais, para as amostras com 1mm de espessura e de 10°C (em média) para as amostras com 2mm de espessura, diminuindo gradualmente ao longo das espessuras. A partir de 3mm de espessura, a variação de temperatura das amostras não ultrapassou 5,5°C (Tabela H - Apêndice). Mais uma vez, devemos considerar que estes resultados foram obtidos com um tempo de exposição de apenas 10 segundos. Com um tempo de exposição maior e sem refrigeração, talvez tivéssemos resultados diferentes, isto é, teríamos uma maior variação da temperatura, pois no caso de falha no sistema de refrigeração, em poucos segundos, teríamos uma rápida elevação da temperatura.

A variação da temperatura para o grupo 27 (esmalte/dentina) foi pequena, independente do lado ou da espessura das amostras, em virtude da refrigeração. Houve uma diferença estatisticamente significativa entre as amostras com 1mm e as

amostras com 3mm e 5mm de espessura (gráfico 5.32). Resultados semelhantes foram observados no grupo 29 (dentina) (gráfico 5.26)

Irradiações realizadas com refrigeração e associadas a elementos dentais com grande remanescente dentinário recobrimdo a polpa são fatores importantíssimos a serem considerados, além da escolha de parâmetros corretos de irradiação.

Os resultados obtidos com o emprego da refrigeração durante a irradiação com os lasers de Nd:YAG e Er:YAG, estão de acordo com a afirmação de outros pesquisadores que atestam que a refrigeração através de jatos de ar, spray de água ou spray ar/água previnem, juntamente com outros fatores, o aquecimento do tecido pulpar e dos tecidos vizinhos à este (ARMENGOL; JEAN; MARION, 2000; BURKES et al., 1992; CIARAMICOLI; CARVALHO; EDUARDO, 2003; GOODIS et al., 1992; GOUW-SOARES et al., 2001; HIBST; KELLER, 1992; KIM; JEOUNG; KIM, 2003; KELLER; HIBST, 1992; LI, CODE e Van De MERWE, 1992; GELSKEY; WHITE; PRUTHI, 1993; MEHL et al., 1997; GLOCKNER et al., 1998; HOSSAIN et al., 1999; HOSSAIN et al., 2000; NGUYEN et al., 2000; SASAKI et al., 2002; SONNTAG et al., 1996; TANJI, 2002; TANJI; MATSUMOTO, 1994; YAMADA et al., 2000; YAMADA et al., 2001).

Os lasers foram aplicados perpendicularmente à superfície dentinária. Estudos mostram, através de análise ao microscópio eletrônico de varredura, que quando o laser de Nd:YAG é aplicado perpendicularmente à superfície de dentina, pode-se observar fusão, recristalização da superfície, mostrando em algumas regiões os túbulos dentinários completamente obliterados e em outras a redução significativa do diâmetro dos túbulos. Ao passo que, quando o laser de Nd:YAG é

aplicado paralelo à superfície dentinária promove pouca alteração na superfície de dentina (ANIC et al., 1998).

Mehl et al. (1997) relataram que o aumento de temperatura está diretamente dependente da direção dos túbulos dentinários, isto é, túbulos paralelos à superfície previnem a condução de calor, enquanto túbulos transversais conduzem mais rapidamente o calor.

Os cortes dos dentes para obtenção das amostras foram realizados paralelamente ao longo eixo das coroas, de tal forma, que os túbulos dentinários ficaram dispostos perpendicularmente à área de irradiação.

Sabe-se que os túbulos dentinários possuem uma disposição radial, indo do limite dentino-pulpar até o limite amelo dentinário. Sendo assim, baseado no relato de Mehl et al. (1997), as irradiações nas amostras podem ter sido realizadas ora perpendicularmente, ora transversalmente aos túbulos dentinários, conduzindo mais rapidamente o calor. Se as irradiações tivessem sido realizadas paralelamente aos túbulos dentinários, talvez tivéssemos outros resultados. Por outro lado, os resultados obtidos nos grupos irradiados com refrigeração, foram dentro dos padrões preconizados por Zach e Cohen (1965), apesar das irradiações terem sido realizadas perpendicular ou transversalmente aos túbulos dentinários. Acreditamos que a condução de calor não está apenas relacionada com a direção dos túbulos dentinários, mas também com a associação de outros fatores, tais como: espessura de esmalte e dentina, ausência ou presença de refrigeração, ausência ou presença da tinta nanquim, densidade de energia depositada numa determinada área, por um tempo específico.

Não analisamos o tempo de retorno à temperatura inicial após a irradiação laser, o qual seria interessante para observar a duração do estímulo térmico. Porém,

o estímulo térmico está diretamente relacionado com a densidade de energia, com o tempo de exposição e com o uso ou não de refrigeração. Quanto maior o tempo de exposição com determinada densidade de energia ou a falta ou falha da refrigeração, maior será o tempo de retorno à temperatura inicial e provavelmente maiores serão os danos ao tecido pulpar, se a elevação da temperatura for acima de 5,5°C.

Por esta razão, para aplicações clínicas dos lasers, é de extrema importância realizarmos um diagnóstico da vitalidade pulpar dos dentes a serem irradiados, além da obtenção de tomadas radiográficas interproximais para visualização da espessura do remanescente dentinário que recobre a polpa e de conhecimentos de parâmetros de irradiação mais adequados para cada situação clínica, a fim de conseguirmos variações mínimas de temperatura, sem danos à polpa e aos tecidos adjacentes.

7 CONCLUSÕES

- A associação refrigeração + espessura das amostras foi estatisticamente significativa quanto à redução da variação de temperatura em comparação à associação ausência de refrigeração + espessura das amostras.
- Houve uma diminuição da variação da temperatura estatisticamente significativa ao longo das espessuras das amostras irradiadas sem refrigeração, porém não o suficiente para evitar grandes elevações de temperatura.
- No geral, as variações das temperaturas foram sempre maiores no lado da frente das amostras, independente do uso ou não de refrigeração.
- **Resultado 1 – Nd:YAG - 40mJ – 25Hz – 1W – fibra de 300mm**
- Houve maiores variações de temperatura, mais destacadamente nas amostras de dentina, independente da presença ou não de refrigeração.
- Houve menores variações de temperatura, estatisticamente significativa, nos grupos irradiados sem contato e sem a presença da tinta nanquim, independente da presença ou não de refrigeração.
- Houve uma diminuição da variação da temperatura estatisticamente significativa ao longo das espessuras, independente do tecido envolvido (esmalte/dentina e dentina) e lado das amostras.

- Houve uma maior variação de temperatura entre os grupos nas amostras de dentina do que entre os grupos nas amostras de esmalte/dentina.
- **Resultado 2 – Er:YAG (Kavo KEY Laser®) – peça de mão 2051 - 250mJ e 4Hz**
- Houve uma diminuição da variação da temperatura ao longo das espessuras bem semelhante na parte de trás das amostras (esmalte/dentina e dentina), mas na parte da frente, as amostras de esmalte/dentina apresentaram valores altos, mesmo nas amostras com 5mm de espessura, quando a refrigeração não foi empregada. Entretanto, quando a refrigeração foi utilizada, houve uma diminuição da variação da temperatura ao longo das espessuras, na parte da frente das amostras, bem semelhante nos dois tecidos (esmalte/dentina e dentina), mas na parte de trás ocorreram maiores variações de temperatura nas amostras de esmalte/dentina. A interação entre os dois tecidos foi estatisticamente significativa e variou conforme a espessura e conforme o lado (frente e atrás).
- As amostras com 1mm e 2mm, irradiadas sem refrigeração, tiveram médias próximas quanto à variação de temperatura, distanciando-se nas espessuras maiores.
- A variabilidade dos grupos foi bem pequena, com um destaque para as amostras de 2mm e 3mm irradiadas sem refrigeração, independente do tecido envolvido (esmalte/dentina e dentina), que apresentaram maior variabilidade.

- A interação entre lado (frente e atrás), tecido (esmalte/dentina e dentina) e espessura não foi significativa, assim como a interação entre espessura e lado (frente e atrás), nas irradiações com refrigeração.
- **Resultado 3 - (Kavo KEY Laser®) – peça de mão 2051 – 300mJ e 6Hz**
- Houve diferença estatisticamente significativa da variação de temperatura entre os lados das amostras (frente e atrás), sendo que quando as irradiações foram realizadas sem refrigeração, as variações de temperatura foram maiores no lado da frente das amostras, porém quando a refrigeração foi empregada, a variação de temperatura foi maior na parte de trás das amostras. Acima de 4mm, não houve diferença estatisticamente significativa entre os lados (frente e atrás), independente da presença ou não de refrigeração.
- Houve diferença estatisticamente significativa da variação de temperatura entre os lados das amostras (frente e atrás) para as espessuras de 1mm, 3mm e 4mm, quando as amostras foram irradiadas com refrigeração.
- **Resultado 4 - (Kavo KEY Laser®) – peça de mão 2055 – fibra 50/10 – 60mJ e 2Hz**
- Para as amostras de dentina irradiadas sem refrigeração, houve uma queda da variação da temperatura ao longo das espessuras bem semelhante nos dois lados das amostras, mas para as amostras de esmalte/dentina a queda da variação de temperatura não foi tão regular, principalmente para as amostras com 1mm de espessura, no lado de trás.

- Houve uma maior variação da temperatura na parte da frente das amostras quando as irradiações foram realizadas sem refrigeração, ao contrário das irradiações com refrigeração em que as variações de temperatura foram mais baixas na parte da frente.
- **Resultado 5 - (Kavo KEY Laser®3) – peça de mão 2060 – dentina – 200mJ – 6Hz**
- Houve uma queda da variação da temperatura, estatisticamente significativa, ao longo das espessuras no lado de trás das amostras e, no lado da frente, a variação de temperatura se manteve constante, quando a refrigeração não foi empregada.
- A média da variação de temperatura para as amostras com 1mm de espessura foi estatisticamente diferente das demais nas irradiações com refrigeração e nas irradiações sem refrigeração foi estatisticamente diferente das espessuras de 2mm e 5mm.
- Não houve diferença estatisticamente significativa entre os lados das amostras com 3mm de espessura, independente da presença ou não de refrigeração.
- **Resultado 5 - (Kavo KEY Laser®3) – peça de mão 2060 – esmalte/dentina – 160mJ e 10Hz**
- Nas irradiações sem refrigeração, houve uma diferença estatisticamente significativa entre os lados das amostras, sendo a variação de temperatura mais alta no lado de trás, para as espessuras de 1mm e 2mm, porém nas amostras

com espessuras acima de 3mm, as médias da variação da temperatura foram bem próximas.

- No geral, a grande maioria das médias da variação de temperatura, independente do lado das amostras (frente e atrás), foram diferentes entre si, nas irradiações sem refrigeração, com exceção para as amostras com 3mm e 4mm de espessura.
- Nas irradiações com refrigeração, as médias da variação de temperatura para as amostras com 1mm de espessura, independente do lado (frente e atrás), foram estatisticamente diferentes das médias da variação de temperatura para as amostras com 3mm e 5mm de espessura.

REFERÊNCIAS¹

ADRIAN JC, BERNIER JL, SPRAGUE WG. Laser and the dental pulp. J Am Dent Assoc 1971;83(1):113-7.

ANIC I, SEGOVIC S, KATANEC D, PRSKALO K, NAJZAR-FLEGER D. Scanning electron microscopic study of dentin lased with argon, CO₂ and Nd:YAG laser. J Endod 1998;24(2):77-81.

ARMENGOL V, JEAN A, MARION D. Temperature rise during Er:YAG and Nd:YAP laser ablation of dentin. J Endod 2000;26(3):138-41.

ARCORIA CJ, DUSEK M, VITASEK-ARCORIA B. Pulpal effects of a high Rep Rate Nd:YAG laser. J Clin Laser Med & Surg 1994;12(1):21-5.

BROWN WS, DEWEY WA, JACOBS HR. Thermal properties of teeth. J Dent Res 1970;49(4):752-5.

BURKES EJ, HOKE J, GOMES E, WOLBARSHT M. Wet versus dry enamel ablation by Er:YAG laser. J Prosthet Dent 1992;67(6):847-51.

CECCHINI SCM, ZECELL DM, BACHMANN L, PINOTTI W, NOGUEIRA GEC, EDUARDO CP. Thermal effects during in vitro intracanal application of Er:YAG laser. In: Proceedings of the international congress on lasers in dentistry; 1998; Maui. Maui: International Society of Lasers in Dentistry; 1998. p122.

CERISIER D, PASQUETTI R, SIMEONE D. The radicular dentine temperature during laser irradiation: a numerical modeling. J Clin Laser Med Surg 1996;14(4):157-62.

¹ De acordo com Estilo Vancouver. Abreviatura de periódicos segundo base de dados MEDLINE.

CIARAMICOLI MT, CARVALHO RCR, EDUARDO CP. Treatment of cervical dentin hypersensitivity using Neodymium: Yttrium-Aluminum-Garnet laser. Clinical Evaluation. Laser Surg & Med 2003;33:358-62.

DEDERICH DN. Laser / Tissue interaction: what happens to laser light when it strikes tissue? J Am Dent Assoc 1993;124(2):57-61.

DOSTÁLOVÁ T, JELÍNKOVÁ H, KREJSA O, HAMAL K, KUBELKA J, PROCHÁZKA S, HIMMLOVÁ L. Dentin and pulp response to Erbium:YAG laser ablation: a preliminary evaluation of human teeth. J Clin Laser Med Surg 1997;15(3):117-21.

FARGE P, NAHAS P, BONIN P. In vitro study of Nd:YAP laser in endodontic retreatment. J Endodon 1998;24:359-63.

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

GLOCKNER K, RUMPLER J, EBELESEDER K, STÄDTLER P. Intrapulpal temperature during preparation with the Er:YAG laser compared to the conventional burr: an *in vitro* study. J Clin Laser Med Surg 1998;16(3):153-7.

GONZALEZ CD, ZAKARIASEN KL, DEDERICH DN, PRUHS RJ. Potential preventive and therapeutic hard-tissue applications of CO₂, Nd:YAG and argon lasers in dentistry. A review. ASDC J Dent Child 1996;63(3):196-207.

GOODIS HE, WHITE JM, MARSHALL SJ, MARSHALL GW. Dental pulp and dentin permeability response to the Nd:YAG laser. In: Proceedings of the international congress on lasers in dentistry; 1992; Salt Lake City. Salt Lake City: University of Utah; 1992; p175-6.

GOUW-SOARES S, PELINO JEP, HAYPEK P, BACHMANN L, EDUARDO CP. Temperature rise in cavities prepared in vitro by Er:YAG laser. J Oral Laser Applications 2001;1:119-23.

GUTKNECHT N, EDUARDO CP. A odontologia e o Laser: atuação do laser na especialidade odontológica. São Paulo:Quintessence; 2004./ 320p.

GUTKNECHT N, MORITZ A, DERCKES HW, LAMPERT F. Treatment of hypersensitive teeth using Neodymium:Yttrium-Aluminum-Garnet lasers: a comparison of the use of various settings in an in vivo study. *J Clin Laser Med Surg* 1997;15(4):171-4.

HIBST R, KELLER U. Dental Er:YAG laser application: effect of water spray on ablation. In: *Proceedings of the international congress on lasers in dentistry; 1992; Salt Lake City. Salt Lake City: International Society of Lasers in Dentistry; 1992a. p229-30.*

HIBST R, KELLER U. Dental Er:YAG laser application: evaluation of thermal side effects. In: *Proceedings of the international congress on lasers in dentistry; 1992; Salt Lake City. Salt Lake City: International Society of Lasers in Dentistry; 1992b. p231-32.*

HOSSAIN M, NAKAMURA Y, KIMURA Y, YAMADA Y, ITO M, MATSUMOTO K. Caries-preventive effect of Er:YAG laser irradiation with or without water mist. *J Clin Laser Med Surg* 2000;18(2):61-5.

HOSSAIN M, NAKAMURA Y, YAMADA Y, KIMURA Y, NAKAMURA G, MATSUMOTO K. Ablation depths 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.

ITO K, NISHIKATA JI, MURAI S. Effects of Nd:YAG laser irradiation on removal of a root surface smear layer after root planing: a scanning electron microscopic study. *J Periodontol* 1993;64(6):547-52.

KELLER U, HIBST R. Er:YAG laser effects on oral hard and soft tissues. In: Miserendino LJ, Pick RM, *Laser in Dentistry. Lombard:Quintessence;1995.cap11.*

KIM ME, JEOUNG DJ, KIM KS. Effects of water flow on dental hard tissue ablation using Er:YAG laser. *J Clin Laser Surg Med* 2003;21(3):139-44.

KINERSLY T, JARABAK JP, PHATAK NM, DEMENT J. Laser effects on tissue and materials. *J Am Dent Assoc* 1965;70(3):593-606.

LAN WH. Temperature elevation on the root surface during Nd:YAG laser irradiation in the root canal. *J Endod* 1999;25(3):155-6.

LAN WH, LIU HC. Sealing of human dentinal tubules by Nd:YAG laser. J Clin Laser Med Surg 1995;13(5):329-33.

LAN WH, LUI HC. Treatment of dentin hypersensitivity by Nd:YAG laser. J Clin Laser Med Surg 1996;14(2):89-92.

LAUER HC, KRAFT E, ROTHLAUF W, ZWINGERS T. Effects of temperature cooling water during high-speed and ultrahigh-speed tooth preparation. J Prosthet Dent, St. Louis 1990;63(4):407-14.

LI Z, CODE JE, Van De MERWE W. Er:YAG laser ablation of enamel and dentin of human teeth. Determination of ablation rates at various fluences and pulse repetition rates. Laser Surg Med 1992;12:625-30.

LIU HC, LAN WH. The combined effectiveness of the Nd:YAG laser with duraphat in the treatment of dentin hypersensitivity. In: Anais do international congress on lasers in dentistry; 1994; Singapore; Bologna: Monduzzi;1995 p74.

LOBENE RR, BHUSSRY BR, FINE S. Interaction of carbon dioxide laser radiation with enamel and dentin. J Dent Res 1968;47(2):311-7.

MCNAIR R, FRIED D, FEATHERSTONE JDB. Cumulative energy deposition in human teeth during laser irradiation. J Dent Res 1997;76(Spec Issue):48.

MAIMAN TH. Stimulated optical radiation in ruby. Nature 1960;187(4736):493-4.

MATSUMOTO K, HOSSAIN M, YAMADA Y, TSUZUKI N. SEM and TEM findings of human dentin irradiated by Nd:YAG laser. J Oral Laser Applic 2001;1(3):195-9.

MEHL A, KREMER SL, SALZMANN K, HICKEL R. 3D volume-ablation rate and thermal side effects with the Er:YAG and Nd:YAG laser. Dent Mater 1997;13(4):246-51.

MILLER M, TRUHE T. Laser in dentistry: an overview. J Am Dent Assoc 1993;124:32-5.

MYERS TD, McDANIEL D. The pulsed Nd:YAG dental laser: review of clinical applications. J Calif Dent Assoc 1991;19(11):25-30.

NGUYEN MB, WU EH, RODRIGUES RO, PELINO JEP, WHITE JM. Preparation time and temperature change using high repetition rate Er:YAG laser. J Dent Res 2000;(spec issue):3372.

PÉCORA JD, MARCHESAN MA, GUERISOLI DMZ, BARBIN EL, BRUGNERA-JUNIOR A. *In vitro* evaluation of external root temperature changes during Er:YAG laser application with five different fiberoptic tip withdrawal techniques [abstract 58] Laser Surg Med 2002;14.

PELAGALLI J, GIMBEL CB, HANSEN RT, SWETT A, WINN II DW. Investigational study of the use of Er:YAG laser versus dental drill for caries removal and cavity preparation – phase I. J Clin Laser Med Surg 1997;15(3):109-15.

POSTLE HH, LEFKOWITZ W, McCONNELL D. Pulp response to heat. J Dent Res 1959;38(4):740.

ROCHA DM. Avaliação Clínica e Morfológica da ação do Laser de Er:YAG frente à hipersensibilidade dentinária cervical [Tese de Mestrado Profissionalizante] São Paulo: Instituto de Pesquisas Energéticas e Nucleares 2001.

SANTUCCI PJ. Dycal versus Nd:YAG laser and Vitrebond for direct pulp capping in permanent teeth. J Clin Laser Med Surg 1999;17(2):69-75.

SASAKI KM, AOKI A, ICHINOSE S, ISHIKAWA I. Morphological analysis of cementum and root dentin after Er:YAG laser irradiation. Laser Surg Med 2002;31:79-85.

SONNTAG KD, KLITZMAN B, BURKES EJ, HOKE J, MOSHONOV J. Pulpal response to cavity preparation with the Er:YAG and Mark III free electron lasers. Oral Surg Oral Med Oral Pathol 1996;8(6):695-702.

STERN RH, SOGNAES RF. Laser beam on dental hard tissues [abstracts 307]. J Dent Res 1964;43:873.

STREFEZZA C, ZECELL DM, BACHMANN L, CECCHINI SC, PINOTTI M, EDUARDO C.P. Thermal effects during *in vitro* intracanal application of Nd:YAG laser [abstracts A-046]. J Dent Res 2000;79(5).

TANJI EY. Estudo *in vitro* da variação de temperatura em dentina irradiada com o laser de Er:YAG: análise termográfica [Tese de Doutorado] São Paulo: Universidade de São Paulo 2002. p114.

TANJI EY, MATSUMOTO K. The comparative study of the morphological changes of dentin surface after Nd:YAG, CO₂ and Argon lasers irradiation. J Jap Endod Assoc 1994;15(1):14-20.

THEODORO L.H, HAYPEK P, BACHMANN L, GARCIA VG, SAMPAIO JEC, ZECELL DM, EDUARDO CP. Effect of Er:YAG and Diode laser irradiation on the root surface: morphological and thermal analyses. J Periodontol 2003;74(6):838-43.

WEBER J, GARONE-NETTO N. Mensuração da espessura da dentina remanescente após o preparo cavitário – métodos radiográfico e direto. Rev Assoc Paul Cir Dent 1980;34(6):452-61.

WHITE J.M, GOODIS HE, ROSE, CM, DANIELS, TE. Effects of Nd:YAG laser on pulps of extracted human teeth [abstracts 1534]. J Dent Res 1990;69(30).

WHITE JM, FAGAN MC, GOODIS HE. Intrapulpal temperature during pulsed Nd:YAG laser treatment of dentin, *in vitro*. J Periodontol 1994a;65(3):255-9.

WHITE JM, GOODIS HE, KUDLER JJ. Human pulp response to Nd:YAG laser exposure on dentin. In: The 4th International Congress of Laser in Dentistry;1994; Singapore:1994b. p24.

WHITE JM, GOODIS HE, ROSE CM. Nd:YAG pulsed infrared laser for treatment of root surface. J Calif Dent Assoc 1991;19(10):55-8.

WHITE JM, NEEV J, GOODIS HE, BERNS MW. Surface temperature and thermal penetration depth of Nd:YAG laser applied to enamel and dentin. In: Proceedings of the Laser Surgery: advanced characterization, therapeutics and systems; 1992; San Jose. San Jose: The International Society for Optical Engineering 1992;1643:423-36.

WIGDOR H, ABT E, ASHRAFI S, WALSH JT. The effect of lasers on dental hard tissues. J Am Dent Assoc 1993;124:65-70.

WILDER-SMITH P, ARRASTIA AMA, SCHELL MJ, LIAW LH, GRILL G, BERNS MW. Effect of Nd:YAG laser irradiation and root planing on the root surface: structural and thermal effects. J Periodontol 1995;66(12):1032-39.

YAMADA Y, HOSSAIN M, JOE T, KAWANAKA T, KINOSHITA J, MATSUMOTO K. Removal effect of the Nd:YAG laser and Carisolv™ on carious dentin. *J Clin Laser Med Surg* 2000;18:241-5.

YAMADA Y, HOSSAIN M, NAKAMURA Y, SUZUKI N, MATSUMOTO K. Comparison between the removal effect of mechanical Nd:YAG and Er:YAG laser systems in carious dentin. *J Clin Laser Med Surg* 2001;19(5):239-43.

YAMAMOTO H, OKABE H, OOYA K, HANAOKA S. Laser effect on vital oral tissues: a preliminary investigation. *J Oral Pathol* 1972;1(6):256-64.

YONAGA K, KIMURA Y, MATSUMOTO K. Treatment of cervical dentin hypersensitivity by various methods using pulsed Nd:YAG laser. *J Clin Laser Surg Med* 1999;17(5):205-10.

YU D, POWELL GL, HIGUCHI W, FOX JL. Comparison of three lasers on dental pulp chamber temperature change. *J Clin Laser Med Surg* 1993;11(3):119-22.

ZACH L, COHEN G. Pulp response to externally applied heat. *Oral Surg Oral Med Oral Pathol* 1965;19(4):515-30.

ZAKARIASEN KL, DEDERICH DN. Dental lasers and science. *J Calif Dent Assoc* 1991;19(11):31-6.

APÊNDICES

Apêndice A – Variação da temperatura (inicial e final) no lado da frente das amostras de esmalte/dentina irradiadas com o laser de Nd:YAG

Nd:YAG – 40 mJ – 25 Hz – 1W – (300 µm)																	
		sem nanquim						com nanquim									
		contato			sem contato			contato			sem contato						
		com refr.	sem refr.	com refr.	sem refr.	com refr.	sem refr.	com refr.	sem refr.	com refr.	sem refr.	com refr.	sem refr.				
		Grupo 1		Grupo 2		Grupo 3		Grupo 4		Grupo 5		Grupo 6		Grupo 7		Grupo 8	
		I	F	I	F	I	F	I	F	I	F	I	F	I	F	I	F
Frente	1mm	24,4	26,3	24,4	41,1	24,7	25,0	24,0	27,9	24,3	32,6	24,6	47,0	24,6	30,0	24,5	39,6
		24,0	25,5	24,8	44,8	24,7	25,5	24,5	27,0	24,6	30,6	24,6	46,8	24,7	29,0	24,5	38,8
		24,8	26,4	24,5	43,6	24,8	25,6	24,7	27,4	24,8	30,1	24,1	45,6	24,1	29,5	24,6	38,8
		24,1	25,1	24,8	40,0	24,8	25,8	24,8	26,9	24,3	32,9	24,5	44,6	24,5	29,9	24,5	36,8
	24,4	25,9	24,8	44,3	24,8	25,3	24,7	27,2	24,3	30,3	24,7	46,5	24,4	28,7	24,3	38,6	
	2mm	24,4	26,7	24,7	33,9	24,7	24,5	24,4	27,1	24,6	26,7	24,7	37,9	24,3	25,7	24,5	33,1
		24,7	26,6	24,6	35,0	24,7	24,9	24,6	27,0	24,5	26,7	24,0	38,6	24,2	25,9	24,5	34,2
		24,8	26,5	24,8	35,4	24,7	24,6	24,8	27,3	24,1	26,5	24,6	38,4	24,8	25,6	24,8	34,7
		24,8	25,9	24,8	33,4	24,5	24,6	24,4	26,4	24,4	26,3	24,4	38,7	24,6	25,7	24,0	33,9
	24,8	26,3	24,5	35,8	24,4	24,7	24,5	27,1	24,8	27,2	24,5	39,0	24,6	25,7	24,2	33,8	
	3mm	24,2	24,3	24,5	34,0	24,3	25,5	24,8	27,3	24,8	26,8	24,3	34,4	24,8	25,3	24,9	30,1
		24,7	24,5	24,4	34,5	24,4	25,4	24,7	26,8	24,6	26,9	24,4	32,8	24,3	25,1	24,1	30,6
		24,3	24,5	24,8	35,0	24,1	25,2	24,4	26,2	24,5	26,2	24,1	34,1	24,4	25,3	24,5	29,7
		24,4	24,5	24,8	34,2	24,1	25,8	24,7	27,6	24,4	26,8	24,4	33,2	24,4	25,5	24,6	30,3
	24,5	24,4	24,5	34,0	24,0	25,0	24,8	27,0	24,4	26,8	24,6	34,0	24,3	25,8	24,6	30,9	
	4mm	24,4	23,2	24,3	30,8	24,1	24,3	24,9	26,8	24,8	26,8	24,1	34,9	24,7	25,6	24,7	30,4
		24,7	25,5	24,2	30,5	24,5	25,0	24,4	27,0	24,5	26,8	24,2	34,2	24,9	25,3	24,7	30,6
		24,6	24,7	24,2	29,2	24,5	24,5	24,6	26,9	24,6	26,0	24,0	33,9	24,8	25,2	24,1	30,7
		24,4	24,6	24,4	29,4	24,4	24,6	24,8	27,3	24,2	26,0	24,6	33,7	24,2	24,6	24,4	29,4
	24,3	24,4	24,6	29,6	24,2	24,4	24,8	27,5	24,8	26,6	24,6	33,1	24,8	25,6	24,7	30,0	
5mm	24,2	24,7	24,3	30,6	24,0	23,7	24,7	26,3	24,2	26,2	24,4	32,9	24,6	25,3	24,8	29,7	
	24,8	25,1	24,1	30,1	24,6	24,4	24,1	27,8	24,8	26,8	24,6	31,8	24,8	25,4	24,8	30,6	
	24,6	24,8	24,3	30,1	24,2	24,1	24,8	26,7	24,8	26,8	24,3	31,4	24,8	24,7	24,6	30,7	
	24,5	24,5	24,2	29,8	24,1	23,9	24,8	26,3	24,8	26,1	24,7	31,9	24,4	24,8	24,5	29,8	
24,3	24,5	24,6	30,0	24,6	24,8	24,8	27,1	24,2	26,0	24,0	31,5	24,3	24,5	24,4	29,9		

refr. = refrigeração; I = inicial, F = final.

Apêndice B – Variação da temperatura (inicial e final) no lado de trás das amostras de esmalte/dentina irradiadas com o laser de Nd:YAG

Nd:YAG – 40 mJ – 25 Hz – 1W – (300 µm)																	
		sem nanquim				com nanquim											
		contato		sem contato		contato		sem contato									
		com refr.	sem refr.	com refr.	sem refr.												
		Grupo 1	Grupo 2	Grupo 3	Grupo 4	Grupo 5	Grupo 6	Grupo 7	Grupo 8								
		I	F	I	F	I	F	I	F	I	F	I	F				
Atrás	1mm	24,4	25,1	24,3	49,3	24,3	25,1	24,3	32,5	24,0	27,3	24,6	38,3	24,5	27,9	24,8	45,8
		24,3	25,4	24,7	48,8	24,8	25,9	24,8	32,9	24,0	28,0	24,8	36,4	24,9	28,2	24,9	44,3
		24,8	26,5	24,8	45,4	24,8	25,5	24,7	31,2	24,3	27,4	24,4	37,2	24,0	27,7	24,7	39,4
		24,7	25,8	24,8	46,2	24,7	25,7	24,7	30,4	24,4	27,3	24,5	36,8	24,3	27,5	24,4	42,6
		24,8	26,6	24,8	46,6	24,8	25,6	24,6	31,9	24,1	28,3	24,6	36,4	24,3	27,8	24,8	45,5
	2mm	24,0	24,8	24,7	34,0	24,0	25,3	24,4	30,3	23,7	26,0	24,5	37,2	24,2	25,4	24,0	37,6
		24,8	25,8	24,8	33,4	24,1	25,1	24,2	31,3	23,8	25,6	24,8	35,5	24,2	25,6	24,7	37,5
		24,7	26,0	24,8	33,5	24,2	24,7	24,8	31,1	23,4	26,2	24,5	35,2	24,5	25,2	24,1	37,8
		24,7	25,3	24,5	33,0	24,1	25,3	24,5	30,8	23,8	25,8	24,8	37,2	24,5	25,7	24,3	37,8
		24,0	24,9	24,8	33,1	24,2	25,3	24,1	31,9	23,4	26,4	24,5	37,7	24,7	25,9	24,7	37,3
	3mm	24,2	24,5	24,0	35,5	24,6	24,7	24,8	28,6	24,3	26,9	24,2	33,4	27,7	25,6	24,5	34,5
		24,1	25,6	24,0	36,6	24,1	24,1	24,8	29,6	24,1	26,1	24,0	33,8	24,8	25,1	24,6	33,3
		24,4	25,7	24,0	36,7	24,8	24,4	24,4	28,6	24,8	26,4	24,2	34,3	24,6	25,1	24,3	33,4
		24,6	25,7	24,2	36,2	24,1	24,1	24,8	29,8	24,1	26,2	24,4	34,7	24,6	25,0	24,0	33,4
		24,5	25,4	24,0	35,5	24,8	25,0	24,7	29,5	24,2	26,7	24,5	34,2	24,8	25,4	24,3	33,5
	4mm	24,5	24,7	24,2	29,2	24,5	23,9	24,1	27,6	24,5	25,1	24,8	30,2	24,6	24,4	24,6	32,1
		24,5	25,2	24,3	30,0	24,5	24,5	24,3	28,0	24,8	24,9	24,7	29,5	24,5	24,3	24,7	32,7
		24,2	24,8	24,8	31,5	24,4	24,6	24,1	27,6	24,1	25,0	24,8	30,8	24,8	25,1	24,3	31,8
		24,7	25,4	24,6	29,3	24,6	24,1	24,1	28,0	24,3	25,2	24,5	30,0	24,0	23,8	24,3	32,3
		24,4	24,9	24,2	31,6	24,7	24,3	24,3	28,6	24,1	24,8	24,4	30,2	24,3	23,9	24,7	31,6
5mm	24,5	25,2	24,6	30,6	24,2	24,0	24,9	26,2	24,0	26,5	24,0	31,5	24,8	25,6	24,9	30,1	
	24,8	25,6	24,6	31,3	24,0	24,1	24,8	26,6	24,0	26,5	24,8	31,2	24,0	25,4	24,8	30,1	
	24,5	25,0	24,5	31,4	24,1	24,2	24,8	26,6	24,2	25,6	24,3	30,2	24,8	25,0	24,1	30,8	
	24,7	25,3	24,3	29,7	24,3	23,7	24,7	27,0	24,1	25,4	24,0	30,5	24,0	25,2	24,2	29,7	
	24,5	25,1	24,5	30,9	24,4	24,5	24,8	27,1	24,0	25,2	24,4	29,8	24,6	25,3	24,5	30,0	

refr. = refrigeração; I = inicial, F = final.

Apêndice C - Variação da temperatura (inicial e final) no lado da frente das amostras de dentina irradiadas com o laser de Nd:YAG

Nd:YAG – 40 mJ – 25 Hz – 1W – (300 µm)																	
		sem nanquim						com nanquim									
		contato			sem contato			contato			sem contato						
		com refr.		sem refr.		com refr.		sem refr.		com refr.		sem refr.					
		Grupo 9		Grupo 10		Grupo 11		Grupo 12		Grupo 13		Grupo 14		Grupo 15		Grupo 16	
		I	F	I	F	I	F	I	F	I	F	I	F	I	F	I	F
Frente	1mm	24,3	26,0	24,8	36,8	24,2	24,3	24,1	26,3	24,7	29,2	24,3	48,8	24,8	24,9	24,8	29,7
		24,5	26,2	24,0	36,8	24,8	24,8	24,9	26,5	24,4	28,4	24,8	51,9	24,9	26,0	24,3	29,4
		24,6	26,9	24,8	36,7	24,7	24,8	24,8	27,1	24,3	29,1	24,2	47,8	24,5	25,7	24,5	29,8
		24,4	26,9	24,7	38,5	24,4	24,5	24,7	27,9	24,6	28,2	24,6	49,4	24,7	24,8	24,5	29,2
		24,7	26,8	24,6	39,6	24,5	24,8	24,7	27,9	24,2	28,5	24,0	52,0	24,6	24,9	24,0	28,4
	2mm	24,4	26,1	24,4	36,5	24,5	24,7	24,8	26,5	24,6	26,8	24,5	42,3	24,0	24,3	24,8	28,1
		24,4	25,8	24,0	36,4	24,5	24,2	24,8	26,5	24,2	26,4	24,8	43,8	24,0	24,2	24,9	26,8
		24,0	25,4	24,4	37,0	24,7	24,3	24,4	26,9	24,6	26,2	24,5	42,4	24,8	24,9	24,5	27,5
		24,1	25,5	24,2	35,8	24,7	24,2	24,8	26,3	24,5	26,2	24,6	43,0	24,8	24,9	24,5	28,3
		24,1	25,5	24,8	34,6	24,4	24,6	24,5	26,0	24,4	27,1	24,6	44,1	24,5	24,9	24,5	27,2
	3mm	24,2	24,3	24,4	35,9	24,4	23,9	24,0	24,9	24,5	25,3	24,3	38,5	24,8	25,1	24,8	26,1
		24,5	24,5	24,6	35,8	24,4	23,9	24,8	25,8	24,8	26,7	24,0	38,9	24,8	25,2	24,8	25,6
		24,2	25,5	24,6	34,4	24,2	24,4	24,4	24,9	24,4	25,8	24,4	40,3	24,8	25,2	24,8	25,4
		24,2	25,5	24,8	35,9	24,4	24,3	24,4	25,5	24,1	26,5	24,8	40,3	24,8	24,7	24,3	25,7
		24,8	25,8	24,5	34,6	24,3	24,6	24,4	25,7	24,1	26,2	24,1	40,6	24,9	24,7	24,3	25,6
	4mm	24,5	24,9	24,5	33,6	24,7	25,0	24,0	24,8	24,4	26,2	24,3	40,7	24,8	25,1	24,8	26,0
		24,5	24,8	24,0	33,7	24,4	23,9	24,2	24,6	24,8	26,2	24,5	40,2	24,5	24,7	24,5	25,5
		24,8	25,2	24,6	33,2	24,8	23,7	24,3	24,8	24,5	25,3	24,6	40,8	24,5	25,0	24,5	25,5
		24,8	25,3	24,6	33,8	24,7	25,0	24,5	25,0	24,3	25,7	24,2	39,7	24,6	24,8	24,4	25,2
		24,7	25,0	24,7	32,6	24,8	24,8	24,6	25,2	24,5	26,1	24,4	39,6	24,6	24,9	24,5	25,5
5mm	24,2	25,3	24,0	29,6	24,3	23,8	24,1	24,8	24,7	26,4	24,0	38,8	24,5	24,7	24,1	25,1	
	24,8	25,2	24,7	29,8	24,8	23,8	24,3	25,4	24,7	26,2	24,1	38,4	24,5	24,8	24,1	25,0	
	24,8	25,1	24,5	30,7	24,4	24,3	24,4	25,3	24,7	26,2	24,4	38,6	24,7	24,8	24,3	25,1	
	24,8	24,8	24,5	30,5	24,0	24,0	24,4	25,2	24,8	26,3	24,5	39,3	24,8	25,0	24,3	25,0	
	24,7	24,9	24,5	29,2	24,0	24,5	24,6	25,2	24,6	25,8	24,6	39,3	24,4	24,7	24,3	25,0	

refr. = refrigeração; I = inicial, F = final.

Apêndice D - Variação da temperatura (inicial e final) no lado de trás das amostras de dentina irradiadas com o laser de Nd:YAG

Nd:YAG – 40 mJ – 25 Hz – 1W – (300 µm)																	
		sem nanquim						com nanquim									
		contato		sem contato				contato		sem contato							
		com refr.	sem refr.	com refr.	sem refr.	com refr.	sem refr.	com refr.	sem refr.	com refr.	sem refr.	com refr.	sem refr.				
		Grupo 9		Grupo 10		Grupo 11		Grupo 12		Grupo 13		Grupo 14		Grupo 15		Grupo 16	
		I	F	I	F	I	F	I	F	I	F	I	F	I	F	I	F
Atrás	1mm	24,3	27,1	24,6	36,7	24,8	26,7	24,0	27,4	24,2	25,4	24,5	46,2	24,0	24,1	24,7	28,6
		24,2	27,4	24,8	36,3	24,6	26,6	24,8	27,2	24,4	25,9	24,1	47,0	24,2	24,4	24,8	29,3
		24,8	26,9	24,8	35,4	24,8	26,1	24,3	28,1	24,0	25,8	24,5	47,3	24,1	24,6	24,8	29,3
		24,7	26,5	24,4	36,5	24,6	26,5	24,1	27,3	24,0	26,2	24,5	46,8	24,2	24,8	24,6	28,6
		24,2	26,0	24,5	35,3	24,4	26,4	24,0	28,3	24,2	25,8	24,6	47,4	24,5	24,5	24,4	28,1
	2mm	24,7	25,8	24,5	34,0	24,2	24,2	24,0	27,4	24,1	24,3	24,1	39,4	24,8	24,7	24,4	28,8
		24,2	26,0	24,3	34,2	24,3	24,2	24,8	27,5	24,8	24,9	24,5	39,0	24,6	24,7	24,5	28,8
		24,1	25,2	24,8	34,4	24,0	24,1	24,4	27,5	24,7	24,8	24,8	39,8	24,5	24,5	24,3	29,3
		24,0	25,3	24,8	34,7	24,0	24,1	24,5	26,0	24,6	24,8	24,8	40,1	24,5	24,3	24,6	28,1
		24,6	25,6	24,5	35,3	24,2	23,8	24,0	27,6	24,8	24,6	24,5	38,3	24,1	24,2	24,8	29,2
	3mm	24,2	25,7	24,2	32,1	24,1	24,1	24,1	27,4	24,3	24,9	24,3	32,1	24,3	24,4	24,7	28,7
		24,2	25,8	24,4	30,8	24,5	24,0	24,5	27,0	24,8	25,0	24,2	32,1	24,4	24,9	24,9	28,6
		24,7	25,6	24,8	30,5	24,5	24,6	24,0	27,2	24,6	25,3	24,8	31,9	24,8	24,3	24,8	27,8
		24,2	25,2	24,4	30,3	24,3	24,3	24,6	27,5	24,6	25,1	24,6	32,4	24,7	24,2	24,4	28,6
		24,2	25,1	24,7	31,6	24,6	24,4	24,8	27,5	24,8	24,7	24,5	32,7	24,6	24,2	24,6	27,6
	4mm	24,2	25,9	24,7	29,4	24,0	23,5	24,0	25,6	24,3	24,9	24,6	32,4	24,8	24,8	24,7	28,6
		24,4	25,0	24,0	29,4	24,3	24,4	24,7	25,5	24,3	25,0	24,6	32,9	24,8	24,3	24,8	28,4
		24,5	24,9	24,5	30,1	24,0	24,0	24,6	26,0	24,1	25,2	24,5	31,1	24,4	24,3	24,3	27,6
		24,8	25,8	24,5	30,2	24,2	24,1	24,7	26,1	24,5	25,5	24,4	31,3	24,5	24,4	24,6	28,1
		24,4	25,1	24,5	30,3	24,8	24,9	24,5	26,1	24,2	24,4	24,2	32,7	24,5	24,0	24,8	28,6
5mm	24,5	24,4	24,3	28,1	24,0	23,5	24,1	25,2	24,3	25,7	24,5	29,9	24,8	24,3	24,5	26,1	
	24,8	25,0	24,2	27,9	24,4	24,5	24,3	25,3	24,5	25,7	24,4	29,8	24,8	24,4	24,6	26,4	
	24,5	25,2	24,8	28,5	24,4	24,4	24,5	25,1	24,5	25,3	24,5	29,2	24,4	24,0	24,5	26,9	
	24,1	25,4	24,5	28,8	24,8	24,6	24,2	25,0	24,7	24,9	24,4	30,2	24,7	24,5	24,5	27,2	
	24,4	24,3	24,7	29,0	24,0	23,8	24,3	25,6	24,7	25,2	24,5	30,5	24,8	24,4	24,5	26,9	

refr. = refrigeração; I = inicial, F = final.

Apêndice E - Variação da temperatura (inicial e final) no lado da frente das amostras de esmalte/dentina irradiadas com os lasers de Er:YAG (Kavo KEY Laser®) e Er:YAG (Kavo KEY Laser® 3)

		ER:YAG (Kavo KEY Laser®)						Er:YAG (Kavo KEY Laser® 3)									
		2055 - 60 mJ / 2Hz		2051 - 250 mJ / 4 Hz		2051 - 300 mJ / 6 Hz		2060 - 160 mJ / 10 Hz									
		contato		sem contato		sem contato		sem contato									
		com refr.	sem refr.	com refr.	sem refr.	com refr.	sem refr.	com refr.	sem refr.	com refr.	sem refr.						
		Grupo 23	Grupo 24	Grupo 17	Grupo 18	Grupo 21	Grupo 22	Grupo 27	Grupo 28								
		I	F	I	F	I	F	I	F	I	F						
Frente	1mm	24,3	25,0	24,1	29,2	24,5	25,3	24,7	36,8	24,4	25,3	24,1	60,6	24,6	26,0	24,3	34,3
		24,6	25,2	24,8	30,8	24,6	25,4	24,2	36,5	24,2	24,9	24,2	60,7	24,6	26,7	24,4	35,6
		24,3	24,5	24,7	30,8	24,5	25,5	24,1	37,0	24,5	25,1	24,5	61,5	24,8	26,1	24,5	34,4
		24,2	24,8	24,8	30,4	24,5	24,9	24,1	36,8	24,7	25,3	24,5	60,5	24,6	25,6	24,2	34,3
	24,3	24,8	24,8	29,5	24,3	25,1	24,0	36,3	24,7	25,4	24,5	60,9	24,8	25,8	24,5	34,6	
	2mm	24,0	24,6	24,4	28,7	24,3	25,3	24,8	35,8	24,2	25,1	24,2	50,2	24,4	25,9	24,6	33,0
		24,3	24,7	24,2	28,2	24,5	25,3	24,6	36,3	24,3	25,1	24,2	49,9	24,1	25,4	24,7	33,8
		24,8	25,2	24,1	28,6	24,6	25,5	24,5	36,4	24,5	25,1	24,5	50,8	24,7	26,0	24,8	33,4
		24,8	25,2	24,3	28,4	24,5	25,1	24,5	36,5	24,3	24,8	24,3	50,3	24,7	25,5	24,5	33,5
	24,8	25,2	24,3	28,3	24,4	25,5	24,4	36,7	24,5	25,3	24,3	50,0	24,8	26,0	24,8	33,4	
	3mm	24,7	25,1	24,6	28,7	24,2	24,9	24,0	35,1	24,7	25,1	24,4	39,5	24,7	25,5	24,2	32,7
		24,5	24,8	24,8	28,9	24,0	24,4	24,3	35,4	24,2	24,7	24,3	40,0	24,8	25,9	24,2	33,2
		24,5	24,7	24,2	28,0	24,5	24,8	24,5	35,7	24,6	25,0	24,1	39,1	24,6	25,1	24,0	32,5
		24,6	24,7	24,4	28,2	24,3	24,6	24,6	36,0	24,5	25,0	24,1	40,3	24,3	25,4	24,2	33,2
	24,8	24,9	24,4	28,4	24,2	24,6	24,6	36,0	24,5	24,9	24,1	39,7	24,5	25,7	24,8	33,3	
	4mm	24,1	24,2	24,5	28,6	24,0	24,9	24,1	34,3	24,6	25,0	24,6	33,4	24,5	25,6	24,0	30,2
		24,7	25,0	24,6	28,3	24,3	24,7	24,1	34,2	24,6	25,0	24,3	32,8	24,8	25,9	24,1	30,6
		24,3	24,4	24,6	28,8	24,3	24,6	24,5	34,2	24,8	25,0	24,5	33,4	24,5	25,6	24,6	30,3
		24,4	24,9	24,5	28,5	24,3	24,9	24,4	34,0	24,6	24,9	24,2	32,3	24,8	25,7	24,6	30,6
	24,4	24,9	24,5	28,5	24,5	24,9	24,4	34,2	24,4	24,7	24,2	32,8	24,3	25,4	24,6	29,9	
5mm	24,0	24,4	24,7	27,3	24,0	24,8	24,4	33,7	24,4	24,8	24,8	32,2	24,6	25,2	24,1	30,2	
	24,5	24,7	24,3	27,7	24,4	24,9	24,8	33,6	24,1	24,4	24,7	32,0	24,5	25,7	24,3	29,1	
	24,7	24,9	24,3	27,4	24,6	24,9	24,3	33,8	24,2	24,4	24,5	31,8	24,8	25,0	24,1	29,6	
	24,8	24,9	24,8	27,8	24,5	24,6	24,3	33,5	24,1	24,9	24,6	32,0	24,8	25,5	24,1	30,3	
24,8	25,0	24,8	27,8	24,8	25,0	24,5	34,0	24,1	24,8	24,6	31,8	24,8	25,3	24,4	29,9		

refr. = refrigeração; I = inicial, F = final.

Apêndice F - Variação da temperatura (inicial e final) no lado de trás das amostras de esmalte/dentina irradiadas com os lasers de Er:YAG (Kavo KEY Laser®) e Er:YAG (Kavo KEY Laser® 3)

		ER:YAG (KAVO KEY LASER®)						ER:YAG (KAVO KEY LASER® 3)									
		2055 - 60 mJ / 2 Hz		2051 - 250 mJ / 4 Hz		2051 - 300 mJ / 6 Hz		2060 - 160 mJ / 10 Hz									
		contato		sem contato		sem contato		sem contato									
		com refr.	sem refr.	com refr.	sem refr.	com refr.	sem refr.	com refr.	sem refr.	com refr.	sem refr.						
		Grupo 23		Grupo 24		Grupo 17		Grupo 18		Grupo 21		Grupo 22		Grupo 27		Grupo 28	
		I	F	I	F	I	F	I	F	I	F	I	F	I	F	I	F
Atrás	1mm	24,4	27,7	24,1	31,4	24,0	25,7	24,6	39,8	24,4	25,5	24,2	42,1	24,6	26,7	24,8	41,8
		24,8	27,2	24,2	30,8	24,3	25,6	24,4	39,5	24,5	25,3	24,5	42,0	24,6	26,6	24,6	40,3
		24,3	27,0	24,2	31,4	24,4	26,2	24,2	39,3	24,3	25,7	24,3	42,3	24,8	26,0	24,6	41,6
		24,5	27,5	24,5	31,8	24,7	25,7	24,8	39,5	24,5	25,5	24,3	42,5	24,5	26,2	24,5	40,4
	24,5	27,6	24,5	31,6	24,7	25,8	24,4	39,9	24,3	25,5	24,7	42,5	24,5	26,0	24,8	40,5	
	2mm	24,4	25,0	24,0	27,8	24,5	25,7	24,1	35,2	24,4	25,2	24,3	37,3	24,6	26,1	24,3	38,5
		24,8	25,5	24,8	27,6	24,7	25,8	24,0	35,9	24,5	25,2	24,4	37,3	24,5	26,2	24,5	39,1
		24,2	25,2	24,5	27,8	24,8	25,8	24,6	34,4	24,8	25,7	24,5	38,0	24,8	25,8	24,2	39,0
		24,8	25,8	24,5	27,1	24,5	25,7	24,2	34,4	24,8	25,7	24,7	37,0	24,6	26,0	24,4	39,5
	24,8	25,9	24,8	27,8	24,5	25,7	24,2	34,0	24,8	25,8	24,5	38,5	24,8	26,0	24,8	39,4	
	3mm	24,0	24,6	24,0	27,7	24,4	25,1	24,0	34,3	24,6	25,7	24,7	34,2	24,7	26,2	24,7	32,0
		24,8	25,0	24,5	27,4	24,5	25,5	24,4	34,8	24,4	25,4	24,8	34,2	24,8	25,8	24,8	32,4
		24,7	25,0	24,5	27,6	24,6	25,1	24,5	34,5	24,6	25,6	24,3	34,5	24,6	25,6	24,4	33,7
		24,8	25,4	24,5	27,0	24,0	24,9	24,5	34,4	24,4	25,4	24,8	34,4	24,5	25,1	24,5	33,9
	24,8	25,5	24,4	26,9	24,0	24,8	24,5	34,5	24,5	25,3	24,8	34,2	24,7	26,1	24,8	33,4	
	4mm	24,0	24,6	24,0	25,8	24,4	24,8	24,2	30,7	24,7	25,1	24,7	34,2	24,0	24,9	24,6	30,6
		24,5	25,0	24,5	25,7	24,8	25,5	24,7	31,0	24,5	25,5	24,8	34,0	24,0	24,8	24,1	30,1
		24,5	25,2	24,5	25,9	24,3	25,5	24,8	30,7	24,4	25,4	24,5	34,5	24,3	25,0	24,3	30,9
		24,8	25,0	24,8	26,0	24,5	24,8	24,8	31,4	24,6	25,6	24,7	34,4	24,0	25,0	24,2	30,7
	24,8	25,0	24,6	25,8	24,4	25,1	24,8	30,8	24,5	25,2	24,7	34,4	24,3	24,6	24,3	30,1	
5mm	24,0	24,3	24,0	25,0	24,4	25,0	24,8	27,7	24,5	25,0	24,8	30,9	24,8	24,8	24,5	28,1	
	24,7	24,9	24,2	25,1	24,5	24,6	24,8	27,3	24,5	25,0	24,3	29,9	24,5	24,7	24,5	28,5	
	24,8	24,9	24,8	25,6	24,6	24,9	24,5	27,7	24,5	24,6	24,5	30,2	24,5	24,9	24,2	28,4	
	24,7	25,0	24,6	25,8	24,8	24,9	24,3	27,8	24,6	24,7	24,5	30,3	24,5	25,0	24,2	29,1	
24,5	24,6	24,6	25,6	24,8	25,3	24,3	28,0	24,6	24,7	24,8	30,7	24,8	25,0	24,5	28,7		

refr. = refrigeração; I = inicial, F = final.

Apêndice G - Variação de temperatura (inicial e final) no lado da frente das amostras de dentina irradiadas com os lasers de Er:YAG (Kavo KEY Laser®) e Er:YAG (Kavo KEY Laser® 3)

		Er:YAG (Kavo KEY Laser®)						Er:YAG (Kavo KEY Laser® 3)					
		2055 - 60 mJ / 2Hz		2051- 250 mJ / 4 Hz		2051 - 300 mJ / 6 Hz		2060 – 200 mJ / 6 Hz					
		contato		sem contato		sem contato		sem contato					
		com refr.	sem refr.	com refr.	sem refr.	com refr.	sem refr.	com refr.	sem refr.	com refr.	sem refr.		
		Grupo 25	Grupo 26	Grupo 19	Grupo 20			Grupo 29	Grupo 30				
		I	F	I	F	I	F	I	F	I	F		
Frente	1mm	24,3	25,7	24,4	31,8	24,5	25,4	24,3	38,4	24,9	26,8	24,0	29,8
		24,3	25,5	24,6	31,8	24,3	25,5	24,6	37,8	24,8	26,7	24,5	30,3
		24,6	25,1	24,2	31,2	24,6	25,1	24,6	38,3	24,6	26,5	24,3	30,4
		24,3	25,0	24,3	31,6	24,3	25,0	24,3	38,3	24,6	26,3	24,5	29,9
	2mm	24,2	25,4	24,1	31,7	24,2	25,4	24,3	38,3	24,6	26,7	24,7	30,2
		24,7	24,8	24,0	30,7	24,7	25,5	24,3	36,4	24,8	26,1	24,3	29,1
		24,5	24,9	24,7	29,3	24,2	25,1	24,5	36,3	24,2	26,3	24,8	29,3
		24,8	25,2	24,7	30,3	24,3	24,8	24,5	35,8	24,5	25,5	24,5	29,5
	3mm	24,7	25,2	24,4	30,2	24,8	25,2	24,7	36,6	24,8	25,8	24,4	29,6
		24,5	25,5	24,8	30,8	24,3	24,8	24,7	36,6	24,8	25,8	24,7	28,7
		24,4	25,2	24,0	29,3	24,0	24,9	24,7	31,0	24,8	26,1	24,3	29,7
		24,3	25,2	24,4	28,3	24,4	24,9	24,3	30,4	24,5	26,2	24,3	29,6
	4mm	24,2	25,0	24,4	29,4	24,1	24,5	24,5	31,4	24,4	25,6	24,6	29,5
		24,2	24,4	24,5	29,6	24,7	25,3	24,5	31,4	24,3	25,3	24,4	29,1
		24,4	25,2	24,6	29,7	24,7	25,3	24,8	31,6	24,7	25,6	24,4	29,5
		24,8	25,0	24,7	28,6	24,0	24,7	24,2	30,5	24,7	26,0	24,5	29,6
	5mm	24,5	24,5	24,5	28,8	24,4	25,0	24,2	31,0	24,3	25,4	24,4	29,5
		24,5	24,5	24,2	28,7	24,1	24,8	24,5	31,1	24,5	25,8	24,3	29,5
		24,4	24,6	24,3	28,2	24,1	24,5	24,3	31,7	24,5	25,3	24,4	29,7
		24,4	24,6	24,3	28,2	24,1	24,5	24,3	31,3	24,3	25,1	24,8	28,6
5mm	24,8	25,0	24,8	27,7	24,0	24,5	24,2	30,0	24,5	26,0	24,5	29,1	
	24,7	24,6	24,4	28,2	24,3	24,5	24,3	30,7	24,7	25,6	24,6	29,2	
	24,6	24,7	24,4	28,2	24,0	24,6	24,1	30,1	24,4	25,3	24,5	29,6	
	24,5	24,7	24,4	27,5	24,1	24,4	24,3	29,8	24,8	25,7	24,3	29,1	
		24,6	24,5	24,5	27,5	24,2	24,7	24,3	29,8	24,4	25,7	24,2	29,2

refr. = refrigeração; I = inicial, F = final.

Apêndice H - Variação de temperatura (inicial e final) no lado de trás das amostras de dentina irradiadas com os lasers de Er:YAG (Kavo KEY Laser®) e Er:YAG (Kavo KEY Laser® 3)

		ER:YAG (KAVO KEY LASER®)						ER:YAG (KAVO KEY LASER® 3)					
		2055 - 60 mJ / 2 Hz		2051 - 250 mJ / 4 Hz		2051 - 300 mJ / 6 Hz		2060 - 200 mJ / 6 Hz					
		contato		sem contato		sem contato		sem contato					
		com refr.	sem refr.	com refr.	sem refr.	com refr.	sem refr.	com refr.	sem refr.	com refr.	sem refr.		
		Grupo 25	Grupo 26	Grupo 19	Grupo 20			Grupo 29	Grupo 30				
		I	F	I	F	I	F	I	F	I	F		
Atrás	1mm	24,3	25,7	24,4	29,9	24,0	25,0	24,0	36,8	24,4	27,3	24,5	45,8
		24,7	25,9	24,8	29,1	24,8	25,3	24,5	36,4	24,8	26,6	24,7	45,0
		24,8	25,9	24,5	29,1	24,5	25,3	24,3	36,5	24,3	27,0	24,6	45,8
		24,7	25,7	24,7	28,9	24,3	25,0	24,3	36,5	24,5	26,9	24,6	45,2
	24,5	25,3	24,8	28,8	24,7	25,3	24,5	37,0	24,5	26,9	24,5	45,8	
	2mm	24,4	25,9	24,2	28,4	24,7	24,8	24,4	35,5	24,2	26,7	24,5	35,3
		24,8	25,3	24,4	28,5	24,5	24,7	24,4	35,5	24,8	26,3	24,6	35,1
		24,5	25,3	24,8	27,6	24,7	25,0	24,4	34,3	24,3	26,4	24,2	34,7
		24,3	25,0	24,5	27,8	24,8	25,3	24,5	34,1	24,3	25,5	24,8	35,0
	24,7	25,3	24,7	28,0	24,8	24,9	24,5	34,1	24,5	26,1	24,8	34,5	
	3mm	24,0	25,2	24,3	27,7	24,0	24,4	24,1	33,8	24,8	26,2	24,6	28,4
		24,6	25,1	24,8	27,0	24,4	25,3	24,2	33,8	24,5	26,5	24,5	28,7
		24,2	24,6	24,5	27,1	24,4	24,6	24,6	33,0	24,5	25,6	24,5	29,0
		24,7	25,3	24,8	27,5	24,4	24,5	24,5	32,7	24,5	25,4	24,5	28,9
	24,5	25,1	24,5	27,6	24,5	24,8	24,5	32,7	24,7	25,7	24,4	29,5	
	4mm	24,0	25,0	24,0	26,5	24,0	24,4	24,4	29,0	24,7	25,8	24,8	28,6
		24,8	25,4	24,8	26,0	24,8	24,9	24,4	28,3	24,4	25,6	24,6	28,4
		24,8	25,5	24,8	26,7	24,8	25,1	24,4	28,1	24,8	24,5	24,7	28,5
		24,6	25,3	24,8	26,6	24,5	25,0	24,8	29,3	24,7	25,2	24,4	28,7
	24,6	25,3	24,5	26,8	24,5	24,6	24,3	28,6	24,6	25,4	24,5	28,5	
5mm	24,1	25,2	24,0	25,8	24,0	24,3	24,2	27,0	24,7	25,5	24,6	27,3	
	24,7	25,4	24,8	25,8	24,5	24,7	24,3	28,5	24,5	25,4	24,5	27,4	
	24,8	25,6	24,5	25,5	24,3	24,4	24,3	27,8	24,6	25,8	24,7	28,1	
	24,4	24,8	24,7	25,9	24,3	24,5	24,5	28,0	24,4	25,6	24,8	27,6	
24,4	24,9	24,7	25,9	24,5	24,7	24,5	27,5	24,4	25,6	24,8	27,6		

Só no esmalte (preparo cavitário)

Refr. = Refrigeração

Apêndice I – Médias e desvio-padrão (entre parênteses) para o resultado 1 – sem refrigeração

Tecido	Nanquim	Contato	Lado	Espessura					Total
				1mm	2mm	3mm	4mm	5mm	
Dentina	Com	Com	Atrás	22,50 (0,50)	14,82 (0,56)	7,86 (0,47)	7,62 (0,84)	5,66 (0,26)	11,69 (6,3)
			Frente	25,60 (1,86)	18,52 (0,73)	15,40 (0,89)	15,80 (0,49)	14,56 (0,29)	17,98 (4,2)
	Sem	Sem	Atrás	4,12 (0,36)	4,12 (0,38)	3,58 (0,56)	3,62 (0,24)	2,18 (0,46)	3,52 (0,82)
			Frente	3,88 (0,35)	3,14 (0,43)	1,08 (0,36)	1,00 (0,14)	0,82 (0,13)	1,98 (1,33)
	Sem	Com	Atrás	11,66 (0,46)	9,94 (0,51)	6,86 (0,62)	5,64 (0,15)	3,96 (0,31)	7,61 (2,90)
			Frente	13,10 (1,31)	11,90 (0,72)	10,94 (0,53)	8,94 (0,65)	5,60 (0,50)	10,10 (2,7)
Sem	Sem	Atrás	3,62 (0,44)	3,06 (0,46)	2,92 (0,33)	1,40 (0,24)	0,92 (0,22)	2,38 (1,11)	
		Frente	2,50 (0,69)	1,78 (0,41)	0,92 (0,25)	0,56 (0,15)	0,76 (0,11)	1,30 (0,82)	
Esmalte	Com	Com	Atrás	13,44 (0,84)	11,94 (1,17)	9,82 (0,42)	5,50 (0,46)	1,70 (0,57)	8,48 (4,46)
			Frente	21,62 (0,91)	14,08 (0,58)	9,34 (0,74)	9,66 (0,88)	7,50 (0,58)	12,44 (5,2)
	Sem	Sem	Atrás	19,80 (1,12)	13,44 (0,83)	9,66 (1,03)	7,58 (0,45)	5,44 (0,19)	11,18 (5,2)
			Frente	14,04 (1,04)	9,54 (0,54)	5,78 (0,61)	5,70 (0,61)	5,50 (0,49)	8,11 (3,45)
	Sem	Com	Atrás	22,58 (1,88)	12,06 (0,58)	8,68 (0,38)	6,24 (0,78)	6,08 (0,70)	11,13 (6,3)
			Frente	18,10 (2,06)	10,02 (1,10)	9,74 (0,38)	5,56 (0,77)	5,82 (0,35)	9,85 (4,74)
Sem	Sem	Atrás	7,36 (0,78)	6,68 (0,76)	4,52 (0,50)	3,78 (0,33)	1,90 (0,42)	4,85 (2,09)	
		Frente	2,74 (0,68)	2,26 (0,34)	2,04 (0,31)	2,40 (0,32)	2,00 (0,50)	2,29 (0,50)	

Apêndice J – Níveis descritivos da comparação múltipla pelo método de Tukey para o resultado 1 – sem refrigeração – grupo dentina / com nanquim / atrás / com contato (as diferenças significativas estão hachuradas)

Espessura	1mm	2mm	3mm	4mm	5mm
1mm		0,0000	0,0000	0,0000	0,0000
2mm	0,0000		0,0000	0,0000	0,0000
3mm	0,0000	0,0000		1,0000	0,0001
4mm	0,0000	0,0000	1,0000		0,0033
5mm	0,0000	0,0000	0,0001	0,0033	

Apêndice K – Níveis descritivos da comparação múltipla pelo método de Tukey para o resultado 1 – sem refrigeração – grupo dentina / com nanquim / atrás / sem contato (as diferenças significativas estão hachuradas)

Espessura	1mm	2mm	3mm	4mm	5mm
1mm		1,0000	1,0000	1,0000	0,0000
2mm	1,0000		1,0000	1,0000	0,0000
3mm	1,0000	1,0000		1,0000	0,0002
4mm	1,0000	1,0000	1,0000		0,0000
5mm	0,0000	0,0000	0,0002	0,0000	

Apêndice L – Níveis descritivos da comparação múltipla pelo método de Tukey para o resultado 1 – sem refrigeração – grupo dentina / com nanquim / frente / com contato (as diferenças significativas estão hachuradas)

Espessura	1mm	2mm	3mm	4mm	5mm
1mm		0,0000	0,0000	0,0000	0,0000
2mm	0,0000		0,0030	0,0510	0,0000
3mm	0,0000	0,0030		1,0000	1,0000
4mm	0,0000	0,0510	1,0000		1,0000
5mm	0,0000	0,0000	1,0000	1,0000	

Apêndice M – Níveis descritivos da comparação múltipla pelo método de Tukey para o resultado 1 – sem refrigeração – grupo dentina / com nanquim / frente / com contato (as diferenças significativas estão hachuradas)

Espessura	1mm	2mm	3mm	4mm	5mm
1mm		0,9906	0,0000	0,0000	0,0000
2mm	0,9906		0,0000	0,0000	0,0000
3mm	0,0000	0,0000		1,0000	1,0000
4mm	0,0000	0,0000	1,0000		1,0000
5mm	0,0000	0,0000	1,0000	1,0000	

Apêndice N – Níveis descritivos da comparação múltipla pelo método de Tukey para o resultado 1 – sem refrigeração – grupo dentina / sem nanquim / atrás / com contato (as diferenças significativas estão hachuradas)

Espessura	1mm	2mm	3mm	4mm	5mm
1mm		0,5414	0,0000	0,0000	0,0000
2mm	0,5414		0,0000	0,0000	0,0000
3mm	0,0000	0,0000		0,7678	0,0000
4mm	0,0000	0,0000	0,7678		0,0021
5mm	0,0000	0,0000	0,0000	0,0021	

Apêndice O – Níveis descritivos da comparação múltipla pelo método de Tukey para o resultado 1 – sem refrigeração – grupo dentina / sem nanquim / atrás / sem contato (as diferenças significativas estão hachuradas)

Espessura	1mm	2mm	3mm	4mm	5mm
1mm		1,0000	0,9952	0,0000	0,0000
2mm	1,0000		1,0000	0,0000	0,0000
3mm	0,9952	1,0000		0,0000	0,0000
4mm	0,0000	0,0000	0,0000		0,9043
5mm	0,0000	0,0000	0,0000	0,9043	

Apêndice P – Níveis descritivos da comparação múltipla pelo método de Tukey para o resultado 1 – sem refrigeração – grupo dentina / sem nanquim / frente / com contato (as diferenças significativas estão hachuradas)

Espessura	1mm	2mm	3mm	4mm	5mm
1mm		0,9999	0,1197	0,0000	0,0000
2mm	0,9999		1,0000	0,0000	0,0000
3mm	0,1197	1,0000		0,0802	0,0000
4mm	0,0000	0,0000	0,0802		0,0000
5mm	0,0000	0,0000	0,0000	0,0000	

Apêndice Q – Níveis descritivos da comparação múltipla pelo método de Tukey para o resultado 1 – sem refrigeração – grupo dentina / sem nanquim / frente / sem contato (as diferenças significativas estão hachuradas)

Espessura	1mm	2mm	3mm	4mm	5mm
1mm		0,7838	0,0000	0,0000	0,0000
2mm	0,7838		0,0036	0,0000	0,0000
3mm	0,0000	0,0036		0,9782	1,0000
4mm	0,0000	0,0000	0,9782		1,0000
5mm	0,0000	0,0000	1,0000	1,0000	

Apêndice R – Níveis descritivos da comparação múltipla pelo método de Tukey para o resultado 1 – sem refrigeração – grupo esmalte/dentina / com nanquim / atrás / com contato (as diferenças significativas estão hachuradas)

Espessura	1mm	2mm	3mm	4mm	5mm
1mm		0,9655	0,0000	0,0000	0,0000
2mm	0,9655		0,0783	0,0000	0,0000
3mm	0,0000	0,0783		0,0000	0,0000
4mm	0,0000	0,0000	0,0000		0,0000
5mm	0,0000	0,0000	0,0000	0,0000	

Apêndice S – Níveis descritivos da comparação múltipla pelo método de Tukey para o resultado 1 – sem refrigeração – grupo esmalte/dentina / com nanquim / atrás / sem contato (as diferenças significativas estão hachuradas)

Espessura	1mm	2mm	3mm	4mm	5mm
1mm		0,0000	0,0000	0,0000	0,0000
2mm	0,0000		0,0000	0,0000	0,0000
3mm	0,0000	0,0000		0,0149	0,0000
4mm	0,0000	0,0000	0,0149		0,0002
5mm	0,0000	0,0000	0,0000	0,0002	

Apêndice T – Níveis descritivos da comparação múltipla pelo método de Tukey para o resultado 1 – sem refrigeração – grupo esmalte/dentina / com nanquim / frente / com contato (as diferenças significativas estão hachuradas)

Espessura	1mm	2mm	3mm	4mm	5mm
1mm		0,0000	0,0000	0,0000	0,0000
2mm	0,0000		0,0000	0,0000	0,0000
3mm	0,0000	0,0000		1,0000	0,0848
4mm	0,0000	0,0000	1,0000		0,0060
5mm	0,0000	0,0000	0,0848	0,0060	

Apêndice U – Níveis descritivos da comparação múltipla pelo método de Tukey para o resultado 1 – sem refrigeração – grupo esmalte/dentina / com nanquim / frente / com contato (as diferenças significativas estão hachuradas)

Espessura	1mm	2mm	3mm	4mm	5mm
1mm		0,0000	0,0000	0,0000	0,0000
2mm	0,0000		0,0000	0,0000	0,0000
3mm	0,0000	0,0000		1,0000	1,0000
4mm	0,0000	0,0000	1,0000		1,0000
5mm	0,0000	0,0000	1,0000	1,0000	

Apêndice V – Níveis descritivos da comparação múltipla pelo método de Tukey para o resultado 1 – sem refrigeração – grupo esmalte/dentina / sem nanquim / atrás / com contato (as diferenças significativas estão hachuradas)

Espessura	1mm	2mm	3mm	4mm	5mm
1mm		0,0000	0,0000	0,0000	0,0000
2mm	0,0000		0,0000	0,0000	0,0000
3mm	0,0000	0,0000		0,0000	0,0000
4mm	0,0000	0,0000	0,0000		1,0000
5mm	0,0000	0,0000	0,0000	1,0000	

Apêndice W – Níveis descritivos da comparação múltipla pelo método de Tukey para o resultado 1 – sem refrigeração – grupo esmalte/ dentina/ sem nanquim / atrás / sem contato (as diferenças significativas estão hachuradas)

<i>Espessura</i>	1mm	2mm	3mm	4mm	5mm
1mm		1,0000	0,0000	0,0000	0,0000
2mm	1,0000		0,0000	0,0000	0,0000
3mm	0,0000	0,0000		0,9992	0,0000
4mm	0,0000	0,0000	0,9992		0,0000
5mm	0,0000	0,0000	0,0000	0,0000	

Apêndice Dd – Níveis descritivos da comparação múltipla pelo método de Tukey para o resultado 1 – sem refrigeração – espessura 5mm (as diferenças significativas estão hachuradas)

Tecido	Nanquim	Lado	Contato	Dentina								Esmalte							
				com Nanquim				sem Nanquim				com Nanquim				sem Nanquim			
				Atrás		Frente		Atrás		Frente		Atrás		Frente		Atrás		Frente	
				com	sem	com	sem												
Dentina	com Nanquim	Atrás	com Contato																
			sem Contato	0,0000	0,0000	0,0000	0,0000	0,0015	0,0000	1,0000	0,0000	0,0000	1,0000	0,0107	1,0000	1,0000	0,0000	1,0000	0,0000
			Frente	0,0000	0,0000	0,0000	0,0000	0,0000	0,0000	0,0000	0,0000	0,0000	0,0000	0,0000	0,0000	0,0000	0,0000	0,0000	0,0000
	sem Nanquim	Atrás	com Contato	0,0015	0,0000	0,0000	0,0000	0,0000	0,0000	0,0000	0,0000	0,0000	0,0039	0,0000	0,0000	0,0000	0,0000	0,0001	0,0000
			sem Contato	0,0000	0,0000	0,0000	1,0000	0,0000	0,0000	0,0000	0,0000	0,0342	0,0000	0,0000	1,0000	0,0000	0,0000	0,0002	0,0000
			Frente	0,0000	0,0000	0,0000	0,0000	0,0039	0,0000	0,0000	0,0000	0,0000	0,0000	0,0047	1,0000	0,0000	0,0000	0,0000	0,0000
Esmalte	com Nanquim	Atrás	com Contato	0,0000	0,9993	0,0000	0,0020	0,0000	0,0342	0,0000	0,0002	0,0000	0,0000	0,0000	0,0000	0,0000	0,0000	0,0000	0,0000
			sem Contato	1,0000	0,0000	0,0000	0,0000	0,0241	0,0000	1,0000	0,0000	0,0000	0,0000	0,0006	1,0000	1,0000	0,0000	1,0000	0,0000
			Frente	0,0107	0,0000	0,0000	0,0000	0,0000	0,0000	0,0047	0,0000	0,0000	0,0000	0,0012	0,0012	0,3972	0,0000	0,0583	0,0000
	sem Nanquim	Atrás	com Contato	1,0000	0,0000	0,0000	0,0000	0,0133	0,0000	1,0000	0,0000	0,0000	0,0000	0,0000	0,0000	1,0000	0,0000	1,0000	0,0000
			sem Contato	1,0000	0,0000	0,0000	0,0000	0,0000	0,0000	1,0000	0,0000	0,3972	1,0000	0,0000	0,0000	0,0000	0,0000	0,0000	0,0000
			Frente	0,0000	1,0000	0,0000	0,0000	0,0001	0,0000	1,0000	0,0000	0,0000	0,0583	1,0000	1,0000	0,0000	0,0000	0,0000	0,0000
			sem Contato	0,0000	1,0000	0,0000	0,0000	0,0000	0,0000	0,0000	0,0000	0,0000	0,0000	0,0000	1,0000	0,0000	0,0000		

Apêndice Ee – Médias e desvio-padrão (entre parênteses) para o resultado 1– com refrigeração

Tecido	Nanquim	Contato	Lado	Espessura					Total
				1mm	2mm	3mm	4mm	5mm	
Dentina	Com	Com	Atrás	1,66 (0,37)	1,12 (0,11)	0,74 (0,25)	0,88 (0,22)	0,78 (0,28)	1,04 (0,42)
			Frente	4,32 (0,34)	2,08 (0,44)	1,92 (0,37)	1,56 (0,52)	1,48 (0,18)	2,27 (1,13)
			sem Contato	0,18 (0,08)	-0,02 (0,13)	-0,26 (0,29)	-0,24 (0,24)	-0,30 (0,20)	-0,13 (0,26)
	Sem	Com	Atrás	0,72 (0,40)	0,22 (0,13)	0,28 (0,13)	0,30 (0,12)	0,22 (0,08)	0,35 (0,27)
			Frente	1,80 (0,21)	1,26 (0,32)	0,96 (0,05)	0,74 (0,26)	0,16 (0,26)	0,98 (0,60)
			sem Contato	2,06 (0,36)	1,46 (0,13)	0,48 (0,49)	0,38 (0,08)	0,22 (0,15)	0,92 (0,78)
Esmalte	Com	Com	Atrás	0,04 (0,11)	-0,06 (0,21)	-0,12 (0,24)	-0,08 (0,25)	-0,16 (0,23)	-0,08 (0,21)
			Frente	0,12 (0,11)	-0,16 (0,34)	-0,12 (0,38)	-0,12 (0,46)	-0,22 (0,26)	-0,10 (0,32)
			sem Contato	3,52 (0,54)	2,38 (0,51)	2,16 (0,40)	1,78 (0,66)	0,74 (0,15)	2,12 (1,02)
	Sem	Com	Atrás	7,04 (1,30)	2,20 (0,21)	2,16 (0,30)	1,86 (0,33)	1,82 (0,30)	3,02 (2,14)
			Frente	3,42 (0,19)	1,14 (0,26)	0,98 (0,30)	0,54 (0,23)	0,22 (0,26)	1,26 (1,17)
			sem Contato	4,96 (0,60)	1,22 (0,34)	0,94 (0,40)	0,54 (0,30)	0,24 (0,21)	1,58 (1,79)
Sem	Com	Atrás	1,48 (0,35)	0,98 (0,19)	1,02 (0,19)	0,54 (0,21)	0,64 (0,11)	0,93 (0,40)	
		Frente	1,50 (0,32)	1,70 (0,45)	0,10 (0,12)	0,06 (0,15)	0,08 (0,13)	0,69 (0,80)	
		sem Contato	1,02 (0,31)	0,88 (0,16)	-0,02 (0,23)	-0,18 (0,29)	-0,14 (0,29)	0,31 (0,59)	
			Frente	0,80 (0,12)	0,92 (0,16)	0,22 (0,18)	0,08 (0,18)	-0,12 (0,19)	0,38 (0,44)

Apêndice Ff – Níveis descritivos da comparação múltipla pelo método de Tukey para o resultado 1 – com refrigeração – grupo dentina / com nanquim / atrás / com contato (as diferenças significativas estão hachuradas)

Espessura	1mm	2mm	3mm	4mm	5mm
1mm		0,9996	0,0320	0,4062	0,0710
2mm	0,9996		1,0000	1,0000	1,0000
3mm	0,0320	1,0000		1,0000	1,0000
4mm	0,4062	1,0000	1,0000		1,0000
5mm	0,0710	1,0000	1,0000	1,0000	

Apêndice Gg – Níveis descritivos da comparação múltipla pelo método de Tukey para o resultado 1 – com refrigeração – grupo dentina / com nanquim / atrás / sem contato (as diferenças significativas estão hachuradas)

Espessura	1mm	2mm	3mm	4mm	5mm
1mm		1,0000	1,0000	0,9977	0,9977
2mm	1,0000		1,0000	1,0000	1,0000
3mm	1,0000	1,0000		1,0000	1,0000
4mm	0,9977	1,0000	1,0000		1,0000
5mm	0,9977	1,0000	1,0000	1,0000	

Apêndice Hh – Níveis descritivos da comparação múltipla pelo método de Tukey para o resultado 1 – com refrigeração – grupo dentina / com nanquim / frente / com contato (as diferenças significativas estão hachuradas)

Espessura	1mm	2mm	3mm	4mm	5mm
1mm		0,0000	0,0000	0,0000	0,0000
2mm	0,0000		1,0000	1,0000	0,9998
3mm	0,0000	1,0000		1,0000	1,0000
4mm	0,0000	1,0000	1,0000		1,0000
5mm	0,0000	0,9998	1,0000	1,0000	

Apêndice Ii – Níveis descritivos da comparação múltipla pelo método de Tukey para o resultado 1 – com refrigeração – grupo dentina / com nanquim / frente / com contato (as diferenças significativas estão hachuradas)

Espessura	1mm	2mm	3mm	4mm	5mm
1mm		0,2560	0,7976	0,9345	0,3231
2mm	0,2560		1,0000	1,0000	1,0000
3mm	0,7976	1,0000		1,0000	1,0000
4mm	0,9345	1,0000	1,0000		1,0000
5mm	0,3231	1,0000	1,0000	1,0000	

Apêndice Jj – Níveis descritivos da comparação múltipla pelo método de Tukey para o resultado 1 – com refrigeração – grupo dentina / sem nanquim / atrás / com contato (as diferenças significativas estão hachuradas)

Espessura	1mm	2mm	3mm	4mm	5mm
1mm		0,9997	0,3211	0,0023	0,0000
2mm	0,9997		1,0000	0,9750	0,0050
3mm	0,3211	1,0000		1,0000	0,3479
4mm	0,0023	0,9750	1,0000		0,9966
5mm	0,0000	0,0050	0,3479	0,9966	

Apêndice Kk – Níveis descritivos da comparação múltipla pelo método de Tukey para o resultado 1 – com refrigeração – grupo dentina / sem nanquim / atrás / sem contato (as diferenças significativas estão hachuradas)

Espessura	1mm	2mm	3mm	4mm	5mm
1mm		1,0000	1,0000	1,0000	1,0000
2mm	1,0000		1,0000	1,0000	1,0000
3mm	1,0000	1,0000		1,0000	1,0000
4mm	1,0000	1,0000	1,0000		1,0000
5mm	1,0000	1,0000	1,0000	1,0000	

Apêndice Ll – Níveis descritivos da comparação múltipla pelo método de Tukey para o resultado 1 – com refrigeração – grupo dentina / sem nanquim / frente / com contato (as diferenças significativas estão hachuradas)

Espessura	1mm	2mm	3mm	4mm	5mm
1mm		0,9997	0,0000	0,0000	0,0000
2mm	0,9997		0,0000	0,0000	0,0000
3mm	0,0000	0,0000		1,0000	1,0000
4mm	0,0000	0,0000	1,0000		1,0000
5mm	0,0000	0,0000	1,0000	1,0000	

Apêndice Mm – Níveis descritivos da comparação múltipla pelo método de Tukey para o resultado 1 – com refrigeração – grupo dentina / sem nanquim / frente / sem contato (as diferenças significativas estão hachuradas)

Espessura	1mm	2mm	3mm	4mm	5mm
1mm		1,0000	1,0000	1,0000	0,9995
2mm	1,0000		1,0000	1,0000	0,9306
3mm	1,0000	1,0000		1,0000	0,7289
4mm	1,0000	1,0000	1,0000		0,9920
5mm	0,9995	0,9306	0,7289	0,9920	

Apêndice Nn – Níveis descritivos da comparação múltipla pelo método de Tukey para o resultado 1 – com refrigeração – grupo esmalte/dentina / com nanquim / atrás / com contato (as diferenças significativas estão hachuradas)

Espessura	1mm	2mm	3mm	4mm	5mm
1mm		0,5319	0,0793	0,0000	0,0000
2mm	0,5319		1,0000	0,9998	0,0000
3mm	0,0793	1,0000		1,0000	0,0000
4mm	0,0000	0,9998	1,0000		0,0101
5mm	0,0000	0,0000	0,0000	0,0101	

Apêndice Oo – Níveis descritivos da comparação múltipla pelo método de Tukey para o resultado 1 – com refrigeração – grupo esmalte/dentina / com nanquim / atrás / sem contato (as diferenças significativas estão hachuradas)

Espessura	1mm	2mm	3mm	4mm	5mm
1mm		0,0000	0,0000	0,0000	0,0000
2mm	0,0000		1,0000	0,5043	0,0062
3mm	0,0000	1,0000		0,9870	0,1222
4mm	0,0000	0,5043	0,9870		1,0000
5mm	0,0000	0,0062	0,1222	1,0000	

Apêndice Pp – Níveis descritivos da comparação múltipla pelo método de Tukey para o resultado 1 – com refrigeração – grupo esmalte/dentina / com nanquim / frente / com contato (as diferenças significativas estão hachuradas)

Espessura	1mm	2mm	3mm	4mm	5mm
1mm		0,0000	0,0000	0,0000	0,0000
2mm	0,0000		1,0000	1,0000	1,0000
3mm	0,0000	1,0000		1,0000	1,0000
4mm	0,0000	1,0000	1,0000		1,0000
5mm	0,0000	1,0000	1,0000	1,0000	

Apêndice Qq – Níveis descritivos da comparação múltipla pelo método de Tukey para o resultado 1 – com refrigeração – grupo esmalte/dentina / com nanquim / frente / com contato (as diferenças significativas estão hachuradas)

Espessura	1mm	2mm	3mm	4mm	5mm
1mm		0,0000	0,0000	0,0000	0,0000
2mm	0,0000		1,0000	0,1651	0,0014
3mm	0,0000	1,0000		0,9979	0,3016
4mm	0,0000	0,1651	0,9979		1,0000
5mm	0,0000	0,0014	0,3016	1,0000	

Apêndice Rr – Níveis descritivos da comparação múltipla pelo método de Tukey para o resultado 1 – com refrigeração – grupo esmalte/dentina / sem nanquim / atrás / com contato (as diferenças significativas estão hachuradas)

Espessura	1mm	2mm	3mm	4mm	5mm
1mm		0,9997	1,0000	0,0026	0,0676
2mm	0,9997		1,0000	0,9771	1,0000
3mm	1,0000	1,0000		0,9175	1,0000
4mm	0,0026	0,9771	0,9175		1,0000
5mm	0,0676	1,0000	1,0000	1,0000	

Apêndice Ss – Níveis descritivos da comparação múltipla pelo método de Tukey para o resultado 1 – com refrigeração – grupo esmalte/dentina / sem nanquim / atrás / sem contato (as diferenças significativas estão hachuradas)

Espessura	1mm	2mm	3mm	4mm	5mm
1mm		1,0000	0,0000	0,0000	0,0006
2mm	1,0000		0,0000	0,0001	0,0070
3mm	0,0000	0,0000		1,0000	1,0000
4mm	0,0000	0,0001	1,0000		1,0000
5mm	0,0006	0,0070	1,0000	1,0000	

Apêndice Tt – Níveis descritivos da comparação múltipla pelo método de Tukey para o resultado 1 – com refrigeração – grupo esmalte/dentina / sem nanquim / frente / com contato (as diferenças significativas estão hachuradas)

Espessura	1mm	2mm	3mm	4mm	5mm
1mm		1,0000	0,0000	0,0000	0,0000
2mm	1,0000		0,0000	0,0000	0,0000
3mm	0,0000	0,0000		1,0000	1,0000
4mm	0,0000	0,0000	1,0000		1,0000
5mm	0,0000	0,0000	1,0000	1,0000	

Apêndice Uu – Níveis descritivos da comparação múltipla pelo método de Tukey para o resultado 1 – com refrigeração – grupo esmalte/dentina / sem nanquim / frente / sem contato (as diferenças significativas estão hachuradas)

Espessura	1mm	2mm	3mm	4mm	5mm
1mm		1,0000	0,0035	0,1226	0,9887
2mm	1,0000		0,0001	0,0156	0,8784
3mm	0,0035	0,0001		1,0000	1,0000
4mm	0,1226	0,0156	1,0000		1,0000
5mm	0,9887	0,8784	1,0000	1,0000	

Apêndice Vv – Níveis descritivos da comparação múltipla pelo método de Tukey para o resultado 1 – com refrigeração – espessura 1mm (as diferenças significativas estão hachuradas)

Tecido	Nanquim	Lado	Contato	Dentina								Esmalte							
				com Nanquim				sem Nanquim				com Nanquim				sem Nanquim			
				Atrás		Frente		Atrás		Frente		Atrás		Frente		Atrás		Frente	
				com	sem	com	sem												
Dentina	com Nanquim	Atrás	com Contato	0,0000	0,0000	0,0095	1,0000	0,0000	1,0000	0,0000	0,0000	0,0000	0,0000	0,0000	0,0000	1,0000	0,9272	1,0000	0,1428
			sem Contato	0,0000	0,0000	0,0822	0,0000	1,0000	0,0000	1,0000	0,0000	0,0000	0,0000	0,0000	0,0000	0,0000	0,0000	0,0000	0,0044
		Frente	com Contato	0,0000	0,0000	0,0000	0,0000	0,0000	0,0000	0,0000	0,0000	1,0000	0,9994	0,0000	1,0000	0,0000	0,0000	0,0000	0,0000
	sem Nanquim	Atrás	com Contato	1,0000	0,0000	0,0000	0,0005	0,0005	0,0000	0,0000	0,0000	0,0000	0,0000	0,0000	0,0000	0,0000	0,0000	1,0000	0,0170
			sem Contato	0,0000	1,0000	0,0000	0,0000	0,0000	0,0000	0,0000	1,0000	0,0000	0,0000	0,0000	0,0000	0,0000	0,0000	0,0000	0,0000
		Frente	com Contato	1,0000	0,0000	0,0000	0,0000	1,0000	0,0000	0,0000	0,0000	0,0223	0,0545	0,0000	0,0000	0,9998	0,0310	0,9999	0,0001
Esmalte	com Nanquim	Atrás	com Contato	0,0000	0,0000	1,0000	0,0000	0,0002	0,0000	0,0223	0,0000	1,0000	0,0000	0,3888	0,0000	0,0000	0,0000	0,0000	
			sem Contato	0,0000	0,0000	0,9994	0,0000	0,0009	0,0000	0,0545	0,0000	1,0000	0,0000	0,2193	0,0000	0,0000	0,0000	0,0000	
		Frente	com Contato	0,0000	0,0000	0,0000	0,0000	0,0000	0,0000	0,0000	0,0000	0,0000	0,0000	0,0489	0,0000	0,0000	0,0000	0,0000	
	sem Nanquim	Atrás	com Contato	1,0000	0,0000	0,0000	0,1490	1,0000	0,0000	0,9998	0,0000	0,0000	0,0000	0,0000	1,0000	1,0000	0,7089		
			sem Contato	0,9272	0,0000	0,0000	1,0000	0,4827	0,0000	0,0310	0,0000	0,0000	0,0000	0,0000	1,0000	0,9998	1,0000		
		Frente	com Contato	1,0000	0,0000	0,0000	0,1114	1,0000	0,0000	0,9999	0,0000	0,0000	0,0000	0,0000	0,0000	1,0000	0,9998	0,6262	
sem Contato	0,1428	0,0044	0,0000	1,0000	0,0170	0,0000	0,0001	0,0000	0,0000	0,0000	0,0000	0,0000	0,7089	1,0000	0,6262				

Apêndice Ww – Níveis descritivos da comparação múltipla pelo método de Tukey para o resultado 1 – com refrigeração – espessura 2mm (as diferenças significativas estão hachuradas)

Tecido	Nanquim	Lado	Contato	Dentina						Esmalte									
				com Nanquim			sem Nanquim			com Nanquim			sem Nanquim						
				Atrás		Frente													
				com	sem	com	sem	com	sem	com	sem	com	sem	com	sem				
Dentina	com Nanquim	Atrás	com Contato	0,0000	0,1991	0,0000	1,0000	0,0000	1,0000	0,0094	0,0043	1,0000	0,0424	1,0000	1,0000	1,0000	0,9982	1,0000	
			sem Contato	0,0000	0,0000	1,0000	0,0000	1,0000	0,0000	1,0000	0,0000	0,0000	0,0000	0,0000	0,0000	0,0000	0,0000	0,0000	
			Frente	0,1991	0,0000	0,0000	0,6839	0,0000	0,9994	0,0000	1,0000	0,2226	1,0000	0,4976	0,0157	0,0014	1,0000	0,0040	
	sem Nanquim	Atrás	com Contato	0,0000	1,0000	0,0000	0,0000	1,0000	0,0000	1,0000	0,0011	0,0509	1,0000	0,2791	1,0000	1,0000	1,0000	1,0000	
			sem Contato	0,0000	1,0000	0,0000	1,0000	0,0000	1,0000	0,0000	0,0000	0,0000	0,0000	0,0000	0,0000	0,0000	0,0000	0,0000	
			Frente	1,0000	0,0000	0,9994	0,0000	1,0000	0,0000	0,0000	0,6066	1,0000	0,9584	1,0000	0,9998	0,9636	1,0000	0,9930	
Esmalte	com Nanquim	Atrás	com Contato	0,0043	0,0000	1,0000	0,0000	0,0509	0,0000	0,6066	0,0000	0,0051	0,0051	1,0000	0,0233	0,0001	0,0000	0,9974	0,0000
			sem Contato	1,0000	0,0000	0,2226	0,0000	1,0000	0,0000	1,0000	0,0081	0,0000	0,0492	0,0000	0,0000	0,0000	0,9989	1,0000	
			Frente	0,0424	0,0000	1,0000	0,0000	0,2791	0,0000	0,9584	0,0000	1,0000	0,0492	0,0000	0,1592	0,0018	0,0001	1,0000	0,0004
	sem Nanquim	Atrás	com Contato	1,0000	0,0000	0,0157	0,0002	1,0000	0,0000	0,9998	0,0788	0,0001	1,0000	0,0018	1,0000	1,0000	0,7820	1,0000	
			sem Contato	1,0000	0,0000	0,0014	0,0034	1,0000	0,0000	0,9636	0,2604	0,0000	1,0000	0,0001	1,0000	1,0000	0,3264	1,0000	
			Frente	0,9982	0,0000	1,0000	0,0000	1,0000	0,0000	1,0000	0,0000	0,9974	0,9989	1,0000	0,0001	1,0000	0,7820	0,3264	0,5101
			com Contato	1,0000	0,0000	0,0040	0,0012	1,0000	0,0000	0,9930	0,1660	0,0000	1,0000	0,0004	1,0000	1,0000	1,0000	0,5101	
			sem Contato	1,0000	0,0000	0,0000	0,0012	1,0000	0,0000	0,9930	0,1660	0,0000	1,0000	0,0004	1,0000	1,0000	1,0000	0,5101	
			Frente	1,0000	0,0000	0,0000	0,0012	1,0000	0,0000	0,9930	0,1660	0,0000	1,0000	0,0004	1,0000	1,0000	1,0000	0,5101	

Apêndice Xx– Níveis descritivos da comparação múltipla pelo método de Tukey para o resultado 1 – com refrigeração – espessura 3mm (as diferenças significativas estão hachuradas)

Tecido	Nanquim	Lado	Contato	Dentina						Esmalte									
				com Nanquim			sem Nanquim			com Nanquim			sem Nanquim						
				Atrás		Frente													
				com	sem	com	sem	com	sem	com	sem	com	sem	com	sem				
Dentina	com Nanquim	Atrás	com Contato	0,0004	0,0004	0,0002	0,5432	1,0000	0,0000	0,9499	0,9760	0,0000	1,0000	0,0000	1,0000	1,0000	0,0000	0,0215	0,0227
			sem Contato	0,0004	0,0000	0,0000	0,9695	0,0000	1,0000	0,7386	0,9999	0,0000	0,0000	0,0000	0,0000	0,0000	1,0000	1,0000	1,0000
			Frente	0,0002	0,0000	0,0000	0,0000	0,0992	0,0000	0,0000	0,0000	1,0000	0,1037	1,0000	0,0337	0,2259	0,0000	0,0000	0,0000
	sem Nanquim	Atrás	com Contato	1,0000	0,0000	0,0992	0,0081	0,0000	0,0812	0,2905	0,0031	1,0000	0,0028	1,0000	1,0000	0,0000	0,0000	0,0000	0,0000
			sem Contato	0,0000	1,0000	0,0000	0,3645	0,0000	0,0868	0,9657	0,0000	0,0000	0,0000	0,0000	0,0000	0,0000	1,0000	0,9993	0,9809
			Frente	0,9499	0,7386	0,0000	1,0000	0,0812	0,0868	1,0000	0,0000	0,0775	0,0000	0,2070	0,0298	0,3226	1,0000	1,0000	1,0000
Esmalte	com Nanquim	Atrás	com Contato	0,0000	0,0000	1,0000	0,0000	0,0031	0,0000	0,0000	0,0000	0,0033	0,0033	1,0000	0,0007	0,0108	0,0000	0,0000	0,0000
			sem Contato	1,0000	0,0000	0,1037	0,0076	1,0000	0,0775	0,2831	0,0033	0,0030	1,0000	1,0000	0,0000	0,0000	0,0000	0,0000	0,0000
			Frente	0,0000	0,0000	1,0000	0,0000	0,0028	0,0000	0,0000	0,0000	1,0000	0,0030	0,0006	0,0006	0,0098	0,0000	0,0000	0,0000
	sem Nanquim	Atrás	com Contato	1,0000	0,0000	0,0337	0,0286	1,0000	0,0000	0,2070	0,4781	0,0007	1,0000	0,0006	1,0000	0,0000	0,0000	0,0002	0,0001
			sem Contato	1,0000	0,0000	0,2259	0,0023	1,0000	0,0000	0,0298	0,1653	0,0108	1,0000	0,0098	1,0000	0,0000	0,0000	0,0000	0,0000
			Frente	0,0000	1,0000	0,0000	0,7993	0,0000	1,0000	0,3226	0,9997	0,0000	0,0000	0,0000	0,0000	0,0000	1,0000	1,0000	1,0000
			com Contato	0,0215	1,0000	0,0000	1,0000	0,0000	0,9993	1,0000	1,0000	0,0000	0,0000	0,0000	0,0002	0,0000	1,0000	1,0000	1,0000
			sem Contato	0,0227	1,0000	0,0000	1,0000	0,0000	0,9809	1,0000	1,0000	0,0000	0,0000	0,0000	0,0001	0,0000	1,0000	1,0000	1,0000
			Frente	0,0000	1,0000	0,0000	1,0000	0,0000	0,9809	1,0000	1,0000	0,0000	0,0000	0,0001	0,0001	0,0000	1,0000	1,0000	1,0000

Apêndice Yy– Níveis descritivos da comparação múltipla pelo método de Tukey para o resultado 1 – com refrigeração – espessura 4mm (as diferenças significativas estão hachuradas)

Tecido	Nanquim	Lado	Contato	Dentina						Esmalte									
				com Nanquim			sem Nanquim			com Nanquim			sem Nanquim						
				Atrás		Frente													
				com	sem	com	sem	com	sem	com	sem	com	sem	com	sem				
Dentina	com Nanquim	Atrás	com Contato	0,0001	0,0001	0,8301	0,1296	1,0000	0,0000	0,6952	0,0023	0,1680	1,0000	0,0379	0,9998	1,0000	0,0002	0,0001	0,0362
			sem Contato	0,0001	0,0000	0,0000	0,7555	0,0024	1,0000	0,3704	1,0000	0,0000	0,0564	0,0000	0,0710	0,0584	1,0000	1,0000	0,9978
			Frente	0,8301	0,0000	0,0000	0,0000	0,1653	0,0000	0,0000	0,0000	1,0000	0,0008	1,0000	0,0004	0,0007	0,0000	0,0000	0,0000
	sem Nanquim	Atrás	com Contato	1,0000	0,0024	0,1653	0,7721	0,7721	0,9236	1,0000	1,0000	0,0070	1,0000	0,0008	1,0000	1,0000	0,9979	1,0000	1,0000
			sem Contato	0,0000	1,0000	0,0000	0,9236	0,0000	0,4171	1,0000	0,0000	0,0205	0,0000	0,0303	0,0218	1,0000	1,0000	1,0000	1,0000
			Frente	0,6952	0,3704	0,0000	1,0000	0,9986	0,4171	0,9999	0,9999	0,0000	1,0000	0,0000	1,0000	1,0000	0,8727	0,9942	1,0000
Esmalte	com Nanquim	Atrás	com Contato	0,1680	0,0000	1,0000	0,0000	0,0070	0,0000	0,0000	0,0000	0,0000	0,0000	0,0000	0,0000	0,0000	0,0000	0,0000	0,0000
			sem Contato	1,0000	0,0564	0,0008	1,0000	1,0000	0,0205	1,0000	0,7738	0,0000	0,0000	1,0000	1,0000	0,2082	0,3905	0,9954	
			Frente	0,0379	0,0000	1,0000	0,0000	0,0008	0,0000	0,0000	0,0000	1,0000	0,0000	0,0000	0,0000	0,0000	0,0000	0,0000	0,0000
	sem Nanquim	Atrás	com Contato	1,0000	0,0584	0,0007	1,0000	1,0000	0,0218	1,0000	0,7850	0,0000	1,0000	0,0000	1,0000	0,2158	0,4041	0,9960	
			sem Contato	0,0002	1,0000	0,0000	0,9979	0,0056	1,0000	0,8727	1,0000	0,0000	0,2082	0,0000	0,2615	0,2158	1,0000	1,0000	
			Frente	0,0001	1,0000	0,0000	1,0000	0,0059	1,0000	0,9942	1,0000	0,0000	0,3905	0,0000	0,4836	0,4041	1,0000	1,0000	
			com Contato	0,0362	0,9978	0,0000	1,0000	0,3509	1,0000	1,0000	1,0000	0,0000	0,9954	0,0000	0,9982	0,9960	1,0000	1,0000	
			sem Contato	0,0362	0,9978	0,0000	1,0000	0,3509	1,0000	1,0000	1,0000	0,0000	0,9954	0,0000	0,9982	0,9960	1,0000	1,0000	
			Frente	0,0000	1,0000	0,0000	1,0000	0,3509	1,0000	1,0000	1,0000	0,0000	0,9954	0,0000	0,9982	0,9960	1,0000	1,0000	

Apêndice Bbb – Níveis descritivos da comparação múltipla pelo método de Tukey para o resultado 3 – com refrigeração (as diferenças significativas estão hachuradas)

Lado	Espessura	Atrás					Frente				
		1mm	2mm	3mm	4mm	5mm	1mm	2mm	3mm	4mm	5mm
Atrás	1mm		0,3393	0,9155	0,1616	0,0000	0,0080	0,0140	0,0000	0,0000	0,0000
	2mm	0,3393		0,9899	1,0000	0,0000	0,8324	0,9155	0,0045	0,0001	0,0000
	3mm	0,9155	0,9899		0,9155	0,0000	0,2392	0,3393	0,0002	0,0000	0,0000
	4mm	0,1616	1,0000	0,9155		0,0001	0,9660	0,9899	0,0140	0,0004	0,0000
	5mm	0,0000	0,0000	0,0000	0,0001		0,0025	0,0014	0,7202	0,9998	0,9998
Frente	1mm	0,0080	0,8324	0,2392	0,9660	0,0025		1,0000	0,2392	0,0140	0,0140
	2mm	0,0140	0,9155	0,3393	0,9899	0,0014	1,0000		0,1616	0,0080	0,0080
	3mm	0,0000	0,0045	0,0002	0,0140	0,7202	0,2392	0,1616		0,9660	0,9660
	4mm	0,0000	0,0001	0,0000	0,0004	0,9998	0,0140	0,0080	0,9660		1,0000
	5mm	0,0000	0,0001	0,0000	0,0004	0,9998	0,0140	0,0080	0,9660	1,0000	

Apêndice Ccc – Níveis descritivos da comparação múltipla pelo método de Tukey para o resultado 4 – sem refrigeração (as diferenças significativas estão hachuradas)

Tecido	Lado	Espessura	Dentina										Esmalte											
			Atrás					Frente					Atrás					Frente						
			1mm	2mm	3mm	4mm	5mm	1mm	2mm	3mm	4mm	5mm	1mm	2mm	3mm	4mm	5mm	1mm	2mm	3mm	4mm	5mm		
Dentina	Atrás	1mm		0,0230	0,0001	0,0001	0,0001	0,0001	0,0001	0,9452	0,9768	0,0012	0,0001	0,0001	0,0001	0,0001	0,0001	0,0230	0,9979	0,7646	0,8548	0,0001		
		2mm	0,0230		0,2760	0,0001	0,0001	0,0001	0,0001	0,0001	0,7646	1,0000	0,0001	0,9635	0,6564	0,0001	0,0001	0,0001	0,5399	0,9768	0,9452	0,8548		
		3mm	0,0001	0,2760		0,0909	0,0001	0,0001	0,0001	0,0001	0,0003	0,8548	0,0001	0,9996	1,0000	0,0001	0,0001	0,0001	0,0001	0,0001	0,0021	0,0012	1,0000	
		4mm	0,0001	0,0001	0,0909		0,3721	0,0001	0,0001	0,0001	0,0001	0,0001	0,0001	0,0001	0,0021	0,0179	0,7122	0,0294	0,0001	0,0001	0,0001	0,0001	0,0063	
		5mm	0,0001	0,0001	0,0001	0,3721		0,0001	0,0001	0,0001	0,0001	0,0001	0,0001	0,0001	0,0001	0,0001	0,0001	0,9999	0,0001	0,0001	0,0001	0,0001	0,0001	
	Frente	1mm	0,0001	0,0001	0,0001	0,0001	0,0001		0,0002	0,0001	0,0001	0,0001	1,0000	0,0001	0,0001	0,0001	0,0001	0,0001	0,0001	0,0001	0,0001	0,0001	0,0001	
		2mm	0,0001	0,0001	0,0001	0,0001	0,0001	0,0002		0,0294	0,0001	0,0001	0,0021	0,0001	0,0001	0,0001	0,0001	0,9635	0,0001	0,0001	0,0001	0,0001	0,0001	
		3mm	0,9452	0,0001	0,0001	0,0001	0,0001	0,0001	0,0294		0,0735	0,0001	0,0001	0,0001	0,0001	0,0001	0,0001	0,8548	0,1645	0,0139	0,0230	0,0001	0,0001	
		4mm	0,9768	0,7646	0,0003	0,0001	0,0001	0,0001	0,0001	0,0735		0,1972	0,0001	0,0001	0,0001	0,0001	0,0001	0,0001	1,0000	1,0000	1,0000	1,0000	0,0063	
		5mm	0,0012	1,0000	0,8548	0,0001	0,0001	0,0001	0,0001	0,0001	0,1972		0,0001	1,0000	0,9920	0,0001	0,0001	0,0001	0,0001	0,0909	0,5399	0,4256	0,9996	
Esmalte	Atrás	1mm	0,0001	0,0001	0,0001	0,0001	0,0001	1,0000	0,0021	0,0001	0,0001	0,0001	0,0001	0,0001	0,0001	0,0001	0,0001	0,0001	0,0001	0,0001	0,0001	0,0001	0,0001	
		2mm	0,0001	0,9635	0,9996	0,0021	0,0001	0,0001	0,0001	0,0001	0,0179	1,0000	0,0001	1,0000	0,0001	0,0001	0,0001	0,0001	0,0063	0,0909	0,0590	1,0000	0,0001	
		3mm	0,0001	0,6564	1,0000	0,0179	0,0001	0,0001	0,0001	0,0001	0,0021	0,9920	0,0001	1,0000	0,0001	0,0001	0,0001	0,0001	0,0007	0,0139	0,0082	1,0000	0,0001	
		4mm	0,0001	0,0001	0,0001	0,7122	1,0000	0,0001	0,0001	0,0001	0,0001	0,0001	0,0001	0,0001	0,0001	0,0001	0,9920	0,0001	0,0001	0,0001	0,0001	0,0001	0,0001	0,0001
		5mm	0,0001	0,0001	0,0001	0,0294	0,9999	0,0001	0,0001	0,0001	0,0001	0,0001	0,0001	0,0001	0,0001	0,0001	0,9920	0,0001	0,0001	0,0001	0,0001	0,0001	0,0001	0,0001
	Frente	1mm	0,0230	0,0001	0,0001	0,0001	0,0001	0,0001	0,9635	0,8548	0,0001	0,0001	0,0001	0,0001	0,0001	0,0001	0,0001	0,0001	0,0002	0,0001	0,0001	0,0001	0,0001	
		2mm	0,9979	0,5399	0,0001	0,0001	0,0001	0,0001	0,0001	0,1645	1,0000	0,0909	0,0001	0,0063	0,0007	0,0001	0,0001	0,0002	1,0000	1,0000	0,0001	0,0021		
		3mm	0,7646	0,9768	0,0021	0,0001	0,0001	0,0001	0,0001	0,0139	1,0000	0,5399	0,0001	0,0909	0,0139	0,0001	0,0001	0,0001	0,0001	1,0000	1,0000	0,0001	0,0373	
		4mm	0,8548	0,9452	0,0012	0,0001	0,0001	0,0001	0,0001	0,0001	0,0230	1,0000	0,4256	0,0001	0,0590	0,0082	0,0001	0,0001	0,0001	1,0000	1,0000	0,0001	0,0230	
		5mm	0,0001	0,8548	1,0000	0,0063	0,0001	0,0001	0,0001	0,0001	0,0063	0,9996	0,0001	1,0000	1,0000	0,0001	0,0001	0,0001	0,0001	0,0021	0,0373	0,0230	0,0001	

Apêndice Ddd – Níveis descritivos da comparação múltipla pelo método de Tukey para o resultado 4 – com refrigeração (as diferenças significativas estão hachuradas)

Tecido	Lado	Espessura	Dentina										Esmalte										
			Atrás					Frente					Atrás					Frente					
			1mm	2mm	3mm	4mm	5mm	1mm	2mm	3mm	4mm	5mm	1mm	2mm	3mm	4mm	5mm	1mm	2mm	3mm	4mm	5mm	
Dentina	Atrás	1mm		0,9647	0,7554	0,7554	0,4015	1,0000	0,0258	0,5802	0,0001	0,0001	0,0001	0,9975	0,0258	0,0117	0,0001	0,0539	0,0117	0,0002	0,0006	0,0001	
		2mm	0,9647		1,0000	1,0000	1,0000	0,9998	0,8294	1,0000	0,0050	0,0014	0,0001	1,0000	0,8294	0,6708	0,0258	0,9344	0,6708	0,0539	0,1440	0,0375	
		3mm	0,7554	1,0000		1,0000	1,0000	0,9831	0,9831	1,0000	0,0258	0,0077	0,0001	1,0000	0,9831	0,9344	0,1057	0,9975	0,9344	0,1923	0,4015	0,1440	
		4mm	0,7554	1,0000	1,0000		1,0000	0,9831	0,9831	1,0000	0,0258	0,0077	0,0001	1,0000	0,9831	0,9344	0,1057	0,9975	0,9344	0,1923	0,4015	0,1440	
		5mm	0,4015	1,0000	1,0000	1,0000		0,8294	0,9998	1,0000	0,1057	0,0375	0,0001	0,9975	0,9998	0,9975	0,3216	1,0000	0,9975	0,4889	0,7554	0,4015	
	Frente	1mm	1,0000	0,9998	0,9831	0,9831	0,8294		0,1440	0,9344	0,0001	0,0001	0,0001	1,0000	0,1440	0,0761	0,0006	0,2515	0,0761	0,0014	0,0050	0,0009	
		2mm	0,0258	0,8294	0,9831	0,9831	0,9998	0,1440		0,9975	0,7554	0,4889	0,0001	0,5802	1,0000	0,9647	0,0001	1,0000	1,0000	0,9930	0,9998	0,9831	
		3mm	0,5802	1,0000	1,0000	1,0000	1,0000	0,9344	0,9975		0,0539	0,0174	0,0001	0,9998	0,9975	0,9831	0,1923	0,9998	0,9831	0,3216	0,5802	0,2515	
		4mm	0,0001	0,0050	0,0258	0,0258	0,1057	0,0001	0,7554	0,0539		1,0000	0,0001	0,0001	0,0004	0,7554	0,8895	1,0000	0,5802	0,8895	1,0000	0,9998	1,0000
		5mm	0,0001	0,0014	0,0077	0,0077	0,0375	0,0001	0,4889	0,0174	1,0000		0,0001	0,0004	0,4889	0,6708	1,0000	0,3216	0,6708	0,9998	0,9930	1,0000	
Esmalte	Atrás	1mm	0,0001	0,0001	0,0001	0,0001	0,0001	0,0001	0,0001	0,0001	0,0001	0,0001	0,0001	0,0001	0,0001	0,0001	0,0001	0,0001	0,0001	0,0001	0,0001	0,0001	
		2mm	0,9975	1,0000	1,0000	1,0000	0,9975	1,0000	0,5802	0,9998	0,0014	0,0004	0,0001	0,5802	0,4015	0,0077	0,7554	0,4015	0,0174	0,0539	0,0117		
		3mm	0,0258	0,8294	0,9831	0,9831	0,9998	0,1440	1,0000	0,9975	0,7554	0,4889	0,0001	0,5802	1,0000	0,9647	1,0000	1,0000	0,9930	0,9998	0,9831		
		4mm	0,0117	0,6708	0,9344	0,9344	0,9975	0,0761	1,0000	0,9831	0,8895	0,6708	0,0001	0,4015	1,0000	0,9930	1,0000	1,0000	0,9993	1,0000	0,9975		
		5mm	0,0001	0,0258	0,1057	0,1057	0,3216	0,0006	0,9647	0,1923	1,0000	1,0000	0,0001	0,0077	0,9647	0,9930	0,8895	0,8895	0,9930	1,0000	1,0000		
	Frente	1mm	0,0539	0,9344	0,9975	0,9975	1,0000	0,2515	1,0000	0,9998	0,5802	0,3216	0,0001	0,7554	1,0000	1,0000	0,8895	1,0000	0,9647	0,9975	0,9344		
		2mm	0,0117	0,6708	0,9344	0,9344	0,9975	0,0761	1,0000	0,9831	0,8895	0,6708	0,0001	0,4015	1,0000	0,9930	1,0000	0,9647	0,9993	1,0000	0,9975		
		3mm	0,0002	0,0539	0,1923	0,1923	0,4889	0,0014	0,9930	0,3216	1,0000	0,9998	0,0001	0,0174	0,9930	0,9993	1,0000	0,9647	0,9993	1,0000	1,0000		
		4mm	0,0006	0,1440	0,4015	0,4015	0,7554	0,0050	0,9998	0,58													

Apêndice Eee – Níveis descritivos da comparação múltipla pelo método de Tukey para o resultado 5 – dentina – sem refrigeração (as diferenças significativas estão hachuradas)

Lado	Espessura	Atrás					Frente				
		1mm	2mm	3mm	4mm	5mm	1mm	2mm	3mm	4mm	5mm
Atrás	1mm		0,0000	0,0000	0,0000	0,0000	0,0000	0,0000	0,0000	0,0000	0,00
	2mm	0,0000		0,0000	0,0000	0,0000	0,0000	0,0000	0,0000	0,0000	0,00
	3mm	0,0000	0,0000		0,5407	0,0000	0,0000	0,7713	0,0902	0,0731	0,66
	4mm	0,0000	0,0000	0,5407		0,0014	0,0000	0,0144	0,0003	0,0002	0,00
	5mm	0,0000	0,0000	0,0000	0,0014		0,0000	0,0000	0,0000	0,0000	0,00
Frente	1mm	0,0000	0,0000	0,0000	0,0000	0,0000		0,0040	0,1346	0,1626	0,00
	2mm	0,0000	0,0000	0,7713	0,0144	0,0000	0,0040		0,9301	0,9003	1,00
	3mm	0,0000	0,0000	0,0902	0,0003	0,0000	0,1346	0,9301		1,0000	0,97
	4mm	0,0000	0,0000	0,0731	0,0002	0,0000	0,1626	0,9003	1,0000		0,95
	5mm	0,0000	0,0000	0,6601	0,0087	0,0000	0,0067	1,0000	0,9706	0,9534	

Apêndice Fff – ANOVA para o resultado 5 – dentina – com refrigeração

Fonte de variação	Graus de liberdade	Soma de Quadrados	Quadrados Médios	Estatística F	Nível descritivo
Espessura	1	0,6498	0,6498	5,46	0,025
Lado	4	9,596	2,399	20,14	0,000
Espessura*Lado	4	1,2352	0,3088	2,59	0,051
Resíduo	40	4,764	0,1191		
Total	49	16,245			

Apêndice Ggg – Níveis descritivos da comparação múltipla pelo método de Tukey para interação tecido*lado – dentina – resultado 5 – com refrigeração (as diferenças significativas estão hachuradas)

Espessura	1mm	2mm	3mm	4mm	5mm
1mm		0,0052	0,0001	0,0000	0,0000
2mm	0,0052		0,6729	0,0062	0,0170
3mm	0,0001	0,6729		0,1639	0,3132
4mm	0,0000	0,0062	0,1639		0,9961
5mm	0,0000	0,0170	0,3132	0,9961	

Apêndice Hhh – Níveis descritivos da comparação múltipla pelo método de Tukey para o resultado 5 – esmalte/dentina – sem refrigeração (as diferenças significativas estão hachuradas)

Lado	Espessura	Atrás					Frente				
		1mm	2mm	3mm	4mm	5mm	1mm	2mm	3mm	4mm	5mm
Atrás	1mm		0,0007	0,0000	0,0000	0,0000	0,0000	0,0000	0,0000	0,0000	0,0000
	2mm	0,0007		0,0000	0,0000	0,0000	0,0000	0,0000	0,0000	0,0000	
	3mm	0,0000	0,0000		0,0000	0,0000	0,0001	0,9946	0,9982	0,0000	
	4mm	0,0000	0,0000	0,0000		0,0000	0,0000	0,0000	0,0000	0,9999	
	5mm	0,0000	0,0000	0,0000	0,0000		0,0000	0,0000	0,0000	0,0001	
Frente	1mm	0,0000	0,0000	0,0001	0,0000	0,0000		0,0012	0,0008	0,0000	
	2mm	0,0000	0,0000	0,9946	0,0000	0,0000	0,0012		1,0000	0,0000	
	3mm	0,0000	0,0000	0,9982	0,0000	0,0000	0,0008	1,0000		0,0000	
	4mm	0,0000	0,0000	0,0000	0,9999	0,0001	0,0000	0,0000	0,0000		
	5mm	0,0000	0,0000	0,0000	0,9807	0,0004	0,0000	0,0000	0,0000	0,9999	

Apêndice Iii – ANOVA para o resultado 5 – esmalte/dentina – com refrigeração

Fonte de variação	Graus de liberdade	Soma de Quadrados	Quadrados Médios	Estatística F	Nível descritivo
Espessura	1	0,0392	0,0392	0,42	0,519
Lado	4	6,2748	1,5687	16,92	0,000
Espessura*Lado	4	0,9588	0,2397	2,59	0,051
Resíduo	40	3,708	0,0927		
Total	49	10,9808			

Apêndice Jjj – Níveis descritivos da comparação múltipla pelo método de Tukey para interação tecido*lado – esmalte/dentina – resultado 5 – com refrigeração (as diferenças significativas estão hachuradas)

Espessura	1mm	2mm	3mm	4mm	5mm
1mm		0,4759	0,0012	0,0008	0,0000
2mm	0,4759		0,1000	0,0738	0,0000
3mm	0,0012	0,1000		0,9999	0,0455
4mm	0,0008	0,0738	0,9999		0,0630
5mm	0,0000	0,0000	0,0455	0,0630	

ANEXOS

ANEXO A – Parecer do Comitê de Ética da Faculdade de Odontologia da Universidade de São Paulo

ANEXO B – Certificado de Calibração Lapid 033/00

CERTIFICADO DE CALIBRAÇÃO Nº 2485/02

Laboratório de Metrologia ECIL

CLIENTE: MÁRCIA TONETTI CIARAMICOLI
Endereço: R. AUSONIA, 519, SÃO PAULO, SP
Documento do Cliente: VERBAL Documento ECIL: PI-25794

OBJETO DA CALIBRAÇÃO: Termômetro de Radiação Infravermelha
Fabricante: EUOTRON Modelo: MINIRAY 100XL Nº Série : 46281
Ident. Cliente: -x-x-x- F. Espectral: 8 A 14 μ m Faixa de operação : -32 A 520°
Resolução: 0,1 °C até 199,9 °C e 1° acima
Menor diâmetro: 23 mm a uma distância de: 625 mm

PROCEDIMENTO DE CALIBRAÇÃO:
O termômetro foi calibrado contra uma fonte de radiação de emissividade 0,98 previamente calibrada por um padrão de transferência Land Modelo Cyclops300, Certificado de Calibração LAPIR 033/00, emitido pelo INMETRO, calibração válida até 28/06/02. O termômetro foi montado perpendicularmente à fonte de radiação, à distância mencionada nas condições de calibração. O termômetro foi alinhado de modo a focalizar o centro da cavidade e proporcionar a maior saída em temperatura. Para o alinhamento não foi considerada a mira laser (quando havia). Foram tomadas 4 leituras, ao longo de aproximadamente 2 minutos em cada temperatura de calibração. A calibração foi realizada em 3 temperaturas, tendo sido repetido um dos pontos para avaliação da repetitividade do termômetro. Procedimento de referência: IT-000382 Rev 01 antiga (IT-10908).

OBSERVAÇÕES:

1. Este Laboratório adota a Escala Internacional de Temperatura de 1990.
2. Ambiente: Temperatura: $23 \pm 3^\circ\text{C}$; Umidade Relativa: $50 \pm 20\%$
3. Os resultados deste Certificado referem-se exclusivamente ao instrumento submetido à calibração, nas condições especificadas, não sendo extensivos a quaisquer lotes.
4. A reprodução deste Certificado só poderá ser total e depende da aprovação por escrito deste Laboratório.
5. Este Certificado atende aos requisitos da ISO-9000.

Data da emissão: 11/06/02 Data da calibração: 11/06/02

PIEDADE - SP - BRASIL

RUBINELE DE BRITO MACIEL
Gerente Técnico

ECIL 136

NORMAS DE SEGURANÇA DO L.E.L.O

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

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

- 1- Colocar sinais de advertência do lado de fora da sala;
- 1.1- Acender a luz vermelha do lado de fora da sala quando o laser estiver em uso, no intuito de evitar a entrada e saída de pessoas que não estejam diretamente ligadas ao procedimento;
- 2- Para um melhor controle dos padrões de segurança e de trabalho e para não aumentar os níveis de umidade do ar, assim como para manter o conforto do paciente, só deverão permanecer no laboratório no máximo quatro pessoas durante a utilização do laser. O ar condicionado deve estar em temperatura adequada com 60% de condensação de ar;
- 3- Utilizar sempre o estabilizador de voltagem 120/120V;
- 4- Verificar sempre a integridade do Fio Terra Físico;
- 5- Checar a adequada conexão do pedal, do fornecimento de energia (120V) e a integridade dos cabos. Manter o laser em posição fora da área de circulação do paciente, operador e assistente, a fim de evitar danos aos cabos e à fibra óptica;

- 6- Evitar presença de objetos refletores na sala e usar preferencialmente instrumental fosco ou preto, para minimizar risco de reflexão do feixe para áreas indesejadas;
- 7- Evitar o foco de luz do refletor no campo onde o laser está sendo incidido. Posicionar o foco lateralmente à área;
- 8- Especial atenção é necessária com relação a produtos inflamáveis a serem utilizados durante as irradiações para evitar o risco de fogo, sendo melhor evita-los;
- 9- Óculos protetores adequados à cada tipo de laser devem ser utilizados pelo operador, assistente e paciente.

Obs: Os óculos dos pacientes devem ser intencionalmente maiores, estendendo-se lateralmente ao nariz, no intuito de protegê-lo da ocorrência de reflexão da luz laser durante sua incidência;

- 10- Nunca abrir o aparelho laser, uma vez que dispõe de capacitadores em seus circuitos de alta voltagem cujo armazenamento de energia pode levar à morte por eletrocussão;
- 11- Ao ligar o aparelho, o painel poderá apresentar códigos relativos à incorreta conexão da fibra óptica, dos demais cabos, dentre outras falhas no ajuste do equipamento. Verifique onde ocorreu o erro;
- 12- Manter constante aspiração com sugador de alta potência próxima à área de incidência do laser, a fim de evitar a inalação de produtos provenientes do tecido onde o laser está incidindo,
- 13- Colocar o laser em “DISABLE” quando não estiver em uso durante o procedimento.