ANA CAROLINA PEDREIRA DE FREITAS

AVALIAÇÃO *IN VITRO* DA ALTERAÇÃO DE COR E DA TEMPERATURA DENTINÁRIA DE DENTES BOVINOS, EM PROCEDIMENTOS DE CLAREAMENTO SOBRE O ESMALTE, UTILIZANDO TRÊS FONTES DE LUZ. ANÁLISE MORFOLÓGICA DA SUPERFÍCIE DO ESMALTE

São Paulo

2007

Ana Carolina Pedreira de Freitas

Avaliação *in vitro* da alteração de cor e da temperatura dentinária de dentes bovinos, em procedimentos de clareamento sobre o esmalte, utilizando três fontes de luz. Análise morfológica da superfície do esmalte

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

Área de Concentração: Dentística

Orientador: Prof. Dr. Narciso Garone Netto

São Paulo

2007

FOLHA DE APROVAÇÃO

Freitas ACP. Avaliação *in vitro* da alteração de cor e da temperatura dentinária de dentes bovinos, em procedimentos de clareamento sobre o esmalte, utilizando três fontes de luz. Análise morfológica da superfície do esmalte [Dissertação de Mestrado]. São Paulo: Faculdade de Odontologia da USP; 2007.

São Paulo, 01/06/2007

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: _____

DEDICATÓRIA

À minha família, meu porto seguro, dedico este trabalho.

À minha mãe (*in memorian),* que sempre tive como exemplo de amor e dedicação ao ensino. Espero que seus passos me orientem para o resto de minha vida.

Ao meu pai, que tem dedicação exclusiva às suas filhas, sempre esteve ao meu lado nesta conquista, nunca mediu esforços e sempre demonstrou orgulho de mim.

A minha irmã, que sempre acreditou em mim e me apoiou não só durante a execução deste trabalho, como em toda a minha vida.

A tia Ruth que, sem ela, eu não estaria aqui hoje. Não tenho palavras para agradecer o que fez por mim.

Agradeço eternamente.

Prof. Dr. Narciso Garone Netto

Agradeço especialmente, pois desde o início acreditou em mim.

Obrigada pela orientação, atenção e apoio para que eu conquistasse meus ideais.

Além de um grande orientador, o senhor se mostrou um grande amigo.

AGRADECIMENTOS

- Ao Frigorífico Vilhena, por ceder material para a realização deste trabalho.
- Aos funcionários e professores do LELO pela oportunidade de realizar este trabalho.
- À Márcia Tonetti que, além de uma grande amiga, mostrou-se sempre disposta a me ajudar e dividir o seu conhecimento.
- À Reginalda (Soninha) que, sempre sorridente, colaborou na realização da parte experimental.
- Aos funcionários do Departamento de Dentística, que sempre estão nos bastidores dos nossos trabalhos.
- A todos os meus amigos da Pós-Graduação presentes em todos os momentos da minha jornada na Faculdade. Não gostaria de esquecer de ninguém se citasse cada um deles.
- Ao Washington e Yuri, que me ajudaram muito na análise dos dados.
- À Maitê, pelas sugestões durante a redação.
- À professora Márcia Marques, por me ajudar em todos os momentos que precisei.
- Às professoras Maria Ângela e Maria Aparecida, pela grande participação na minha formação como mestre.
- Às minhas amigas de infância, de hoje, de sempre... que em todos os momentos se mostraram interessadas no meu trabalho. Obrigada pelo apoio!
- Ao André Manso, pela grande ajuda e assistência na parte de informática, por resolver todos os problemas de "BIOS" da minha máquina.
- À Ju Garone, que além de grande amiga, teve uma importante participação na minha Pós-Graduação.
- À Adriana Sañudo que me ajudou muito na análise estatística.

- Ao professor Júlio Singer pela atenção e ajuda no planejamento estatístico.
- À Estela, que muito me ajudou com os dados do trabalho.
- Ao Celso do IPEN pela gentileza e atenção despendidas comigo.
- Ao Walter, da Física, que sempre atendeu aos chamados para me ajudar no trabalho.
- À tia Lúcia Abreu, pela sua prestatividade na correção do português.
- À Priscila e Adriana, pela grande ajuda na continuação desta pesquisa.

Freitas ACP. Avaliação *in vitro* da alteração de cor e da temperatura dentinária de dentes bovinos, em procedimentos de clareamento sobre o esmalte, utilizando três fontes de luz. Análise morfológica da superfície de esmalte [Dissertação de Mestrado]. São Paulo: Faculdade de Odontologia da USP; 2007.

RESUMO

O objetivo deste estudo foi analisar *in vitro* a alteração de temperatura da dentina, alteração de cor na superfície de esmalte e possíveis alterações na morfologia superficial dos dentes durante procedimentos de clareamento. Amostras de dentes bovinos com a espessura padronizada (1,0mm de esmalte e 1,0mm de dentina) foram preparadas e manchadas com chá preto antes de serem submetidas a diferentes tratamentos: peróxido de hidrogênio 35%, gel placebo ou nenhum gel foram aplicados sem ou com a ativação de luz LED, luz halógena ou laser de argônio. As fontes de luz foram aplicadas durante 30 segundos sobre o esmalte e a temperatura foi mensurada na face de dentina com um termômetro de radiação infravermelha. Aferições da cor foram realizadas na superfície de esmalte de acordo com o sistema CIEL*a*b* antes e após o manchamento, assim como imediatamente, 24 horas e 1 semana após os tratamentos. Possíveis alterações na superfície de esmalte foram analisadas em microscópio eletrônico de varredura. Na maioria dos grupos, o pico de temperatura da dentina ocorreu aos 50 segundos. A luz halógena foi a fonte de luz que gerou maior aumento de temperatura. Alterações significativas na claridade foram observadas quando o peróxido de hidrogênio 35% foi utilizado com ou sem a aplicação de uma fonte de luz. Nenhum dos grupos estudados mostrou alterações morfológicas significativas na superfície de esmalte. O tratamento clareador de consultório mostrou ser eficiente com ou sem a aplicação de luz e as técnicas de tratamento estudadas não foram capazes de causar alteração morfológica na superfície de esmalte.

Palavras-Chave: Clareamento de dente – calor – Morfologia – cor

Freitas ACP. *In vitro* temperature, color and surface morphology analyses of bovine teeth during bleaching procedure with three light sources [Dissertação de Mestrado]. São Paulo: Faculdade de Odontologia da USP; 2007.

ABSTRACT

The purpose of this *in vitro* study was to examine the effects of different bleaching procedures on dentin temperature rise, enamel color alteration and surface morphology of teeth. Bovine tooth samples of standardized thickness (2,0mm with similar dentin and enamel thickness) were prepared and stained with black tea before being submitted to different treatments: in-office bleaching using 35% hydrogen peroxide, placebo gel or no gel application with or without LED, halogen or argon laser light activation. The light sources were applied during 30 seconds above enamel surface, and the temperature rise was measured on dentin surface with an infrared thermometer. Colorimetric measurements were performed on enamel surface, according to the CIEL*a*b* system, before and after staining as well as after the treatments (immediately, 24 hours and 1 week later). Enamel surface alterations in the bleached and unbleached teeth were studied using a scanning electron microscope. Most groups presented the dentin highest temperature at 50 seconds. The halogen light induced significantly higher temperature increases than any other curing unit. Significant differences in lightness value were obtained for the 35% hydrogen peroxide agent with all light sources or without a light source. None of the teeth studied showed detectable surface changes in the subsequent SEM (2000X) analysis of the enamel surface. In-office bleaching procedure is efficient with or without the application of a light source and the studied treatment techniques did not create any detectable enamel surface changes.

Key-works: Tooth bleaching – heat – morphology – color

SUMÁRIO

p.

1 INTRODUÇÃO **12**

2 REVISÃO DA LITERATURA **15**

2.1 Efeitos do calor sobre os tecidos dentais **15**

2.2 Aumento de temperatura durante procedimentos de clareamento **17**

2.3 Alteração da cor dental por procedimentos de clareamento **29**

2.4 Alteração da superfície de esmalte após procedimentos de clareamento ... **46**

3 PROPOSIÇÃO **56**

4 MATERIAL E MÉTODOS **57**

4.1 Material **57**

4.1.1 Equipamentos 57

4.1.2 Instrumental e Material 58

4.2 Métodos **59**

4.2.1 Aferição inicial da cor 61

4.2.2 Manchamento dos espécimes 63

4.2.3 Aferição da temperatura e do clareamento 64

4.2.3.1 termômetro de radiação infravermelha *64*

4.2.3.2 dispositivo para fixação das amostras, das fontes de luz e do termômetro de radiação infravermelha *66*

4.2.3.3.aferição do calor emitido pelas fontes de luz *68*

4.2.3.4 grupos experimentais *69*

4.2.4 Aferição da cor imediatamente após clareamento 77

4.2.5 Aferição da cor 24 horas após clareamento 78

4.2.6 Aferição da cor 1 semana após clareamento 78

4.2.7 Determinação das diferenças de cor 79

4.2.8 Análise morfológica da superfície das amostras 80

4.2.9 Análise estatística dos resultados 81

5 RESULTADOS 83
5.1 Análise da aferição de temperatura 83
5.2 Aferição do calor emitido pelas fontes de luz 86
5.3 Análise da aferição de cor 88
5.4 Análise morfológica da superfície das amostras 96
6 DISCUSSÃO 99
7 CONCLUSÕES 111
REFERÊNCIAS 113
APÊNDICES 121
ANEXOS 134

1 INTRODUÇÃO

O clareamento dental tornou-se um procedimento muito empregado atualmente em odontologia estética. Vários métodos de clareamento têm sido utilizados; dentre eles, os métodos realizados em consultório que utilizam diferentes fontes de luz, são uma boa alternativa para se realizar o clareamento dos dentes.

A maior parte dos sistemas de clareamento utilizados em consultório se baseia no uso do peróxido de hidrogênio 35%, aplicado na forma de pasta ou gel sobre a superfície dental. Uma fonte de luz concentrada é então aplicada sobre a superfície do dente a fim de acelerar o grau de reação para a decomposição do peróxido de hidrogênio em oxigênio e radicais livres de peridroxil, o qual é responsável pelo clareamento dental (GOLDSTEIN; GARBER, 1995; SULIEMAN; ADDY; REES, 2005). Esta reação de liberação de oxigênio, que penetra no interior dos túbulos removendo os agentes cromógenos, é caracterizada por ser uma reação exotérmica (MACHADO; AUN; TOCCI, 1991).

Alguns estudos concluíram que a aplicação destas fontes de luz sobre o gel clareador, faz com que o clareamento seja mais eficiente (JONES et al.,1999; SULIEMAN et al., 2005; YU; PUTTER; CHADWICK, 1998; ZIEMBA et al., 2005). Porém, alguns autores afirmam que a fonte de luz aplicada sobre o gel clareador apenas acelera a reação de quebra de peróxido de hidrogênio, fazendo com que o processo seja mais rápido e não mais eficiente (HEIN et al., 2003). Além disso, a utilização destas fontes de luz pode gerar uma liberação de energia em forma de calor, o qual pode atingir a polpa dental. O tecido pulpar não deve sofrer alterações de temperatura superiores a 5,5°C, visto que podem ocorrer reações inflamatórias e até mesmo necrose pulpar (ZACH; COHEN, 1965).

Um aspecto a ser observado, quando se trata de clareamento dental, é a sensibilidade pós-operatória. Este pode ser um sintoma decorrente do aumento de temperatura da polpa dental, bem como do tempo de permanência do agente clareador em contato com o elemento dental vitalizado (COHEN; CHASE, 1979; SEALE; McINTOSH; TAYLOR, 1981; SEALE; WILSON, 1985).

Para potencializar a elevação de calor durante o processo de clareamento e, conseqüentemente, torná-lo mais rápido e eficiente, alguns produtos clareadores contêm componentes especificamente designados a absorver o calor proveniente das fontes de luz. Durante o procedimento de clareamento, a energia gerada pela fonte de luz é aplicada sobre a superfície do dente por um longo período, podendo gerar um aumento de temperatura intrapulpar maior do que aquele observado durante procedimentos restauradores.

Como uma alternativa para se realizar o clareamento dental eficiente sem que haja o aumento da temperatura intrapulpar, novos produtos têm sido lançados no mercado com o intuito de impedir a passagem de calor para o elemento dental. Porém novos estudos são necessários a fim de avaliar a segurança do uso destes produtos e o aprimoramento da técnica de utilização.

Embora os agentes clareadores sejam considerados seguros e produtos ideais para gerar um resultado clareador, muitos trabalhos demonstram que os mesmos podem causar efeitos adversos no esmalte dental. Haywood, Houck e Heymann (1991), utilizando microscopia eletrônica de varredura para examinar a morfologia da superfície do esmalte humano após a aplicação de diferentes agentes clareadores com diferentes pHs, não encontraram alterações significativas. Entretanto, Yeh (2005) demonstraram que a porosidade da superfície de esmalte aumentou discretamente após o clareamento com peróxido de carbamida 10%. A aplicação do gel de peróxido de carbamida em concentrações variando entre 35 a

37% também causou alterações morfológicas, aumento da rugosidade e da susceptibilidade à pigmentação do esmalte dental (CAVALLI et al., 2004; McGUCKIN; THURMOND; OSOVITZ, 1992; PINTO, 2004).

A avaliação dos efeitos dos agentes clareadores na superfície do esmalte dental tem sido uma preocupação clínica, pois alguns géis clareadores de alta concentração possuem pH ácido que pode favorecer a desmineralização desse substrato (PRICE; SEDAROUS; HILTZ, 2000). Além disso, o peróxido de hidrogênio é capaz de difundir-se pelo esmalte dental liberando radicais livres, que devido à sua ação inespecífica, podem oxidar as moléculas pigmentadas e afetar a matriz do esmalte.

Apesar de aparelhos fotopolimerizadores com lâmpada halógena ou com LED e aparelhos de luz laser serem amplamente difundidos entre os clínicos para o uso associado à aplicação do peróxido de hidrogênio (REYTO, 1998; SULIEMAN *et al.,* 2005, SULIEMAN; REES; ADDY, 2006; SUN, 2000; LUK, TAM; HUBERT, 2004), ainda não foram avaliados e determinados os efeitos secundários resultantes de seu uso nas técnicas de clareamento dental.

2 REVISÃO DA LITERATURA

2.1 Efeitos do calor sobre os tecidos dentais

A fim de avaliar a resposta pulpar de 88 dentes de cães frente à aplicação de calor, Postle, Lefkowitz e McConnell (1959) aplicaram sobre os dentes destes animais temperaturas de 6,7°C, 12,3°C e 28,1°C. Estes dentes foram divididos em grupos e avaliados histologicamente após 24 horas, 7 dias e 30 dias. Os dentes que sofreram aumento de temperatura de 6,7°C e 12,3°C comportaram-se de maneira semelhante. Após 24 horas, a análise histológica mostrou a presença de odontoblastos ectópicos e áreas de vesiculação evidentes. Após uma semana, foi possível observar a presença de células inflamatórias e após um mês, os dentes mostraram-se completamente recuperados. O aumento de 28,1°C resultou, após uma semana, em hiperemia e inflamação. Os dentes que foram submetidos aos aumentos de temperatura de 12,3°C e 28,1°C apresentaram a formação de dentina secundária.

A resposta pulpar frente a estímulos térmicos externos também foi estudada por Zach e Cohen (1965). Neste estudo, os autores introduziram sensores térmicos em cavidades produzidas na face lingual de dentes anteriores e na face oclusal de dentes posteriores de macacos *rhesus* e utilizaram como fonte de calor um ferro de solda aquecido a 275°C que era aplicado na face vestibular dos dentes. Os sensores térmicos que estavam dentro das cavidades dos dentes acusavam qual a temperatura atingida no interior do dente. Os dentes homólogos dos quadrantes opostos receberam a mesma aplicação de calor e depois foram utilizados para a

avaliação histológica. Os autores observaram que aumentos de temperatura intrapulpar a partir de 5,5°C causaram alterações histológicas evidentes levando 15% dos dentes à necrose pulpar. Quando este aumento era em torno de 11,1°C, esta incidência aumentou para 60%.

Com o intuito de determinar os efeitos do estresse térmico dos dentes causados por alterações abruptas de temperatura, Brown, Dewey e Jacobs (1970) reportaram a densidade e o calor específico dos dentes, bem como valores de difusão térmica baseados na condutividade térmica. Os autores observaram, em um experimento *in vitro,* que a condução de calor ocorre mais rapidamente no esmalte do que na dentina (observaram uma diferença de até 250% na difusibilidade térmica). Desta forma, quando os dentes entram em contato com baixas temperaturas, o esmalte tende a atingir a nova temperatura mais rapidamente e 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.

Em uma investigação que fez parte de um estudo do conjunto de variáveis que influenciavam na permeabilidade dentinária, Outhwaite, Livingston e Pashley (1976) utilizaram 5 discos de dentina e fizeram 33 medições da permeabilidade dentinária em várias temperaturas. Eles observaram que, aumentando a temperatura em 10°C, a permeabilidade dentinária quase dobrou.

2.2 Aumento de temperatura durante procedimentos de clareamento

Os produtos de clareamento dental podem ser ativados através do aumento da temperatura (efeitos termoquímicos) ou da interação com a luz (efeitos fotoquímicos) (CHRISTENSEN et al., 1998; GOLDSTEIN; GARBER, 1995; JOINER; 2006; NATHANSON, 1997; TORRES et al., 2004; ZANIN; BRUGNERA JUNIOR, 2005). A potencialização dos agentes químicos oxidantes por alguma fonte de calor já foi descrita por Ingle (1973), quando preconizou o uso de raios infravermelhos para ativar o clareamento.

A cada 10°C de aumento de temperatura, a taxa da reação de dissociação do peróxido de hidrogênio é duplicada. A temperatura mais eficiente do agente clareador para uso em dentes vitalizados varia de 46°C a 60°C (GOLDSTEIN; GARBER, 1995).

As primeiras fontes de energia testadas para promover a aceleração do clareamento eram aquelas capazes de emitir grande quantidade de radiação infravermelha. Essa técnica foi introduzida por Abbot[1] (1918, apud MacISAAC; HOEN, 1994) e, neste caso, tanto o agente clareador quanto a estrutura dental são aquecidos por igual (SUN, 2000).

Com o intuito de determinar se ocorreria alguma alteração histopatológica no tecido pulpar após procedimentos de clareamento em dentes vitais, Cohen e Chase (1979) aplicaram peróxido de hidrogênio 35% e calor em torno de 55°C em 51 pré-molares indicados para extração. Os dentes foram extraídos em intervalos de uma hora, 3 dias, 15 dias e 30 dias após o clareamento. O exame histológico mostrou

---

[1]Abbot CH. Bleaching of discolored teeth by means of 30-per-cent perhydrol and electric light rays. J Allied Dent Soc 1918;13:259.

que a condição pulpar dos grupos experimentais estava de acordo com a condição pulpar do grupo controle. Apenas 36% dos dentes observados apresentaram uma pequena alteração na camada odontoblástica próximo à junção amelo-cementária. Nestas áreas, o núcleo odontoblástico estava aspirado dentro dos túbulos dentinários; entretanto os autores concluíram que este tratamento era inofensivo aos tecidos pulpares.

Pequenas alterações pulpares também foram encontradas por Seale, McIntosh e Taylor (1981), que estudaram a aplicação de peróxido de hidrogênio 35% e calor em dentes de cães. Segundo os autores, estas alterações foram reversíveis após 60 dias da aplicação do produto e de calor, o que explicava a ausência de sensibilidade prolongada reportada em publicações anteriores.

Seale e Wilson (1985) testaram os efeitos de diferentes tempos de aplicação do agente clareador e de calor para remover manchas induzidas por tetraciclina em dentes de cães. Eles monitoraram alterações pulpares através de exame histológico. A tetraciclina foi administrada aos cachorros através da alimentação. O procedimento de clareamento de dentes vitais foi realizado com peróxido de hidrogênio 35% e calor (62°C) aplicados por quatro sessões consecutivas com intervalos de duas semanas. O tempo de aplicação variou entre 15, 30 e 45 minutos. Avaliações histológicas foram feitas após 13, 62 e 92 dias. Dos 18 dentes avaliados, 17 mostraram alteração pulpar variando de um achatamento e solução de continuidade da camada odontoblástica até a total obliteração da camada e reabsorção interna. Houve uma correlação entre o tempo de aplicação do agente clareador e a severidade da alteração pulpar. A observação feita no 92° dia para a aplicação feita durante 15 minutos revelou alterações pulpares mínimas. A aplicação de 30 minutos observada no 92°dia mostrou alguns odontoblastos anormais, amplas zonas de dentina reparativa tubular e atubular e algumas áreas de reabsorção

interna reparadas, indicando reversibilidade das alterações. O tratamento de clareamento de 45 minutos levou à mortificação pulpar em um dente aos 92 dias. As outras polpas observadas neste grupo mostraram células de inflamação crônica, grande quantidade de dentina reparativa e reabsorção interna reparada. Mas no terço apical, a polpa aparentou normalidade. Os autores concluíram que a combinação de peróxido de hidrogênio 35% e calor causou alterações pulpares evidentes na maioria dos cães, com a severidade das alterações associada ao tempo de duração da aplicação do tratamento. A maioria dos dentes (cinco em cada seis) demonstrou reversibilidade das alterações e reparação.

Bowles e Thompson (1986) avaliaram *in vitro* os efeitos do calor e do peróxido de hidrogênio, juntos e separadamente, em algumas enzimas da polpa de dentes de novilhos. O tecido pulpar foi isolado logo após a extração dos dentes e foi preparado para o estudo. Uma porção do tecido pulpar preparado foi imerso em banho com água a 50°C (aproximadamente 13°C acima da temperatura normal *in situ)* por um tempo que variava entre 1 e 30 minutos. Uma outra porção do tecido pulpar preparado foi submetido ao contato com peróxido de hidrogênio em concentrações que variavam entre 1,25 e 15%. Um terceiro grupo foi mantido em contato com o peróxido de hidrogênio 2,5%, 7,5% ou 15% e foi aquecido a 50°C. Os autores observaram que os dois agentes têm efeitos deletérios nestas enzimas. As enzimas testadas foram menos afetadas pelo tratamento com calor do que pela exposição ao peróxido de hidrogênio. O efeito combinado do calor e do peróxido de hidrogênio pareceu ser sinérgico. Todas as enzimas testadas foram muito afetadas quando expostas ao peróxido de hidrogênio 15% e ao calor de 50°C por 30 minutos ao mesmo tempo. Em nenhum dos casos testados as enzimas apresentaram mais do que 10% da sua atividade original após este tratamento. Os resultados deste estudo sugeriram que os danos celulares que ocorrem na polpa após clareamento de

dentes vitais podem ser resultado da inativação de enzimas e subseqüente ruptura das atividades celulares normais.

Goodis et al. (1989) avaliaram, *in vitro,* a elevação de temperatura gerada na região da câmara pulpar de terceiros molares humanos durante a aplicação de diversas fontes de luz, com o auxílio de um termopar. Foi medida a espessura da estrutura de esmalte/dentina de cada amostra e as fontes de luz foram aplicadas a uma distância de 1,9 a 2,1mm da superfície do dente.O tempo de exposição variou entre 20 e 60 segundos. Os autores observaram que o aumento de temperatura é proporcional ao tempo de exposição. Para uma exposição da luz halógena de 20 segundos, a temperatura pulpar subiu 0,2 a 3°C, enquanto para 60 segundos, observou-se um pico de 0,5 a 4,8°C na região da câmara pulpar. Os autores afirmam que a espessura de esmalte e dentina do dente é importante, pois maiores aumentos de temperatura foram observados em estruturas mais finas. Desta forma, os autores afirmaram que, como nos procedimentos de clareamento a luz é aplicada por longos períodos, existe um risco de ocorrência de danos pulpares.

Para verificar o efeito da temperatura e do tempo de clareamento na penetração radicular do peróxido de hidrogênio, Rotstein, Torek e Lewinstein (1991) utilizaram pré-molares humanos recém extraídos e com tratamento endodôntico. Os dentes foram clareados com peróxido de hidrogênio 30% por períodos de 5, 20, 40 e 60 minutos a temperaturas de 24°C, 36°C e 47°C. A quantificação do peróxido de hidrogênio foi feita ao redor da região radicular de cada dente. Foi encontrada uma correlação entre tempo de clareamento, temperatura e penetração do peróxido de hidrogênio. Prolongando-se o tempo de clareamento de 5 minutos para 60 minutos, ocorreu um aumento na penetração do peróxido de hidrogênio em cada uma das temperaturas testadas. O aumento da temperatura nos procedimentos de clareamento também aumentou a penetração do peróxido de hidrogênio, apesar de

não ser significante em todos os tempos testados. Após 20 minutos de clareamento, houve uma diferença significante na penetração radicular do peróxido de hidrogênio entre os dentes clareados a 24°C, e aqueles clareados a 37°C ou a 47°C; porém não houve diferença estatística entre os dentes clareados a 37°C e aqueles clareados a 47°C durante o mesmo período.

Yu, Putter e Chadwick (1998) avaliaram, *in vitro,* a alteração de cor de amostras de dente humano, produzida por um produto clareador em diferentes temperaturas. Para isso os autores determinaram visualmente a cor inicial de 20 amostras de dente de acordo com a escala Vita. As amostras foram partidas na metade e divididas em 2 grupos. Ambos os grupos foram clareados com peróxido de carbamida 35%. No Grupo 1 o gel clareador estava em temperatura ambiente (24°C), no Grupo 2 o gel estava a 55,5°C. Tanto no Grupo 1 como no Grupo 2, as amostras ficaram imersas no gel clareador por 30 minutos. A cor das amostras foi novamente avaliada após o clareamento da mesma forma que foi feito para a determinação da cor inicial. Houve uma diferença significativa entre os dois grupos quando comparado à cor inicial. Os resultados indicaram que o uso do gel clareador aquecido aumenta significativamente o efeito clareador.

Baik, Rueggeberg e Liewehr (2001) estudaram *in vitro* o efeito da presença, ausência e envelhecimento de um agente corante adicionado ao gel de clareamento, no aumento de temperatura do próprio gel assim como da câmara pulpar quando um dente foi exposto a diversos aparelhos emissores de luz. Os autores utilizaram um incisivo central superior humano recém-extraído que recebeu um termopar em sua câmara pulpar e sobre a superfície vestibular. Este dente apresentava uma espessura entre a superfície vestibular e a câmara pulpar de aproximadamente 2,5mm. O agente clareador (Opalescence XTRA, Ultradent) contendo agente corante, sem agente corante ou agente corante envelhecido foi aplicado sobre a

superfície vestibular do dente. As unidades emissoras de luz utilizadas foram: arco de plasma, luz halógena convencional, luz halógena em alta potência (modo para clareamento) e laser de argônio. O tempo de aplicação das fontes de luz variou entre 10 e 30 segundos, porém várias aplicações foram realizadas durante a mesma aplicação do gel clareador. Os valores do aumento de temperatura obtidos durante a seqüência de clareamento foram avaliados para cada combinação de clareamento e unidade emissora de luz, tanto na superfície do gel como na região da câmara pulpar. Foram realizadas 5 repetições para cada condição de tratamento. Os autores observaram que, quando o gel clareador contendo agente corante “fresco” foi utilizado, o arco de plasma gerou um aumento de temperatura do gel de 39,3°C acima da temperatura inicial. Sem o agente corante, a temperatura do gel aumentou em 37,1°C. A aplicação da luz halógena no modo clareamento, aumentou a temperatura do gel em 24,8°C, enquanto que o aumento foi de 11,5°C quando o gel não continha corante. Já a luz halógena convencional aumentou a temperatura do gel clareador com corante “fresco” em 17,7°C, e em 11,1°C do gel sem corante. O laser de argônio gerou um aumento de temperatura do gel equivalente, independente da presença ou validade do agente corante, sendo este aumento de aproximadamente 9,4°C. A temperatura intrapulpar foi significativamente menor do que aquela observada no gel clareador e variou de 5°C a 8°C em todos os grupos. Como regra, a presença do corante “fresco” no gel clareador resultou em um significante aumento de temperatura intrapulpar (aproximadamente 1°C). O arco de plasma e a luz halógena utilizada no modo clareamento (alta potência), induziram a um maior aumento de temperatura intrapulpar que o laser de argônio. Os autores afirmaram que, se o clareamento for realizado em várias sessões, o tecido pulpar pode ser exposto a agressões acumulativas, sendo as conseqüências desconhecidas.

Pelino et al.(2001) realizaram um estudo *in vitro* com o objetivo de analisar o aumento de temperatura produzido pelo laser de diodo quando utilizado para realizar o clareamento dental, através do uso de dois sistemas de lasers de marcas comerciais distintas, ADT e Opus Dent. Para isso, foram utilizados 10 dentes de antílope, distribuídos em 4 grupos: Grupo 1- foi aplicada a potência de1,5 a 3,0W (ADT) sem produto clareador (n=3); Grupo 2- potência de 1,2 a 3,0W (Opus Dent) sem produto clareador (n=3); Grupo 3- potência de 2,0 a 3,0W (ADT) com produto clareador (n=2), e Grupo 4- potência de 2,0 a 3,0W (Opus Dent) com produto clareador (n=2). Foram acoplados termopares no interior da câmara pulpar dos dentes, que ficaram imersos (na face lingual) em uma cuba térmica à temperatura de 37°C. Os aumentos de temperatura obtidos neste estudo não ultrapassaram 5,0°C dentro dos parâmetros de laser utilizados, sendo que as maiores elevações de temperatura obtidas foram nos parâmetros maiores. Nos grupos onde o produto clareador não foi aplicado, o aumento de temperatura foi maior do que nos grupos onde o produto clareador foi aplicado. Foi observado também que o retorno da temperatura ao normal demorou mais no grupo onde o produto clareador foi aplicado.

Luk, Tam e Hubert (2004) conduziram um estudo *in vitro* para comparar os efeitos do clareamento e a alteração de temperatura do elemento dental induzida por várias combinações de peróxido de hidrogênio e diferentes fontes de luz. Os autores utilizaram 125 dentes humanos partidos ao meio divididos em grupos experimentais com n = 10. Um gel placebo (controle), um gel de peróxido de hidrogênio a 35% ou um gel de peróxido de carbamida a 10% foram aplicados na superfície dental e foram irradiados por luz halógena, luz infravermelha, laser de argônio, laser de CO_2 ou foram utilizados sem a aplicação de luz (grupo controle). A alteração de cor foi avaliada imediatamente, após 1 dia e após 1 semana do tratamento clareador

utilizando uma escala de cor e comparação visual, e um analisador de cores eletrônico. As temperaturas da superfície externa do esmalte e da superfície interna da dentina foram monitoradas antes e imediatamente após cada 30 segundos da aplicação da fonte de luz através do uso de um termopar. Os autores observaram que a alteração de cor e de temperatura foi significantemente afetada por uma interação do gel clareador e da fonte de luz utilizadas. A aplicação de luz aumentou a eficácia do clareamento de alguns materiais clareadores, porém causou significante aumento de temperatura na superfície externa e interna do dente. A luz infravermelha e o laser de CO_2 causaram os maiores aumentos de temperatura no elemento dental (29°C e 22°C no esmalte, e 23°C e 16°C na dentina, respectivamente). Os autores concluíram que, ao realizar a técnica de clareamento de consultório com o uso de uma fonte de luz adicional para acelerar o clareamento dos dentes, o profissional deverá considerar o agente clareador específico que está sendo utilizado assim como o potencial risco de aquecimento dos dentes. Uma combinação específica de gel e fonte de luz que demonstrem bom resultado clareador e pequeno aumento de temperatura devem ser selecionados para o clareamento de consultório.

Torres et al. (2004) mediram *in vitro* a elevação da temperatura pulpar durante a irradiação com LEDs azuis utilizando várias potências. Para tal, a superfície vestibular de dentes humanos foi recoberta por uma fina camada (cerca de 1mm) de gel clareador Whiteness HP (FGM). No interior da câmara pulpar foi posicionado um termopar. Foram utilizados LEDs com potências de 100, 200 e 350 mW sobre uma superfície de $1cm^2$, selecionadas previamente em um *optical power meter* calibrado, que resultou nas densidades de potência de 100, 200 e 300 mW/cm^2. Neste estudo observou-se que, para as potências utilizadas, a temperatura da polpa atinge valores de saturação após aproximadamente 5 minutos de irradiação. O aumento da

temperatura da polpa chega a 3°C, 4°C e 6°C, respectivamente, para densidades de potência óptica de 100, 200 e 300 mW/cm^2. Com este estudo, os autores afirmaram que, para se garantir um limite seguro de aumento da temperatura pulpar, devem ser evitadas densidades de potência acima de 200 mW/cm^2 quando a irradiação for realizada por períodos maiores que 2 minutos, prevenindo danos irreversíveis à saúde dos dentes. Para irradiações por períodos curtos, menores que 1 minuto, as três densidades de potência são seguras.

Eldeniz et al. (2005), a fim de medir *in vitro* o aumento de temperatura intrapulpar induzido por dois tipos de gel clareador quando o dente é submetido a uma variedade de fontes de luz ativadoras, utilizaram 80 incisivos centrais superiores. Dois agentes clareadores a base de peróxido de hidrogênio 35% contendo corantes para intensificar o aumento de temperatura, foram aplicados na superfície vestibular. As fontes de luz utilizadas foram: luz halógena convencional (por 40 segundos), luz halógena de alta intensidade (por 30 segundos), uma luz LED (por 40 segundos) e um laser de diodo (por 15 segundos). O aumento de temperatura foi medido no interior da câmara pulpar com o auxílio de um termopar conectado a um computador. Dez espécimes foram utilizados para cada combinação de agente de clareamento e sistema de iluminação. Diferenças entre a temperatura inicial e a maior temperatura aferida foram feitas e, da alteração de temperatura calculada, foi feita a média, a fim de determinar o valor médio do aumento de temperatura no interior da câmara pulpar. O aumento de temperatura variou significantemente de acordo com a unidade ativadora de luz utilizada. O laser diodo induziu a um aumento de temperatura significativamente maior que qualquer outra unidade de luz (11,7°C). O LED gerou o menor aumento de temperatura (6°C), porém não houve diferença estatística entre os agentes clareadores. Os autores observaram que, a ativação de materiais clareadores com laser de diodo causou

maiores aumentos de temperatura quando comparado às outras unidades de luz e, o aumento de temperatura detectado foi considerado crítico para a saúde pulpar.

De Micheli et al. (2005) avaliaram *in vitro* a variação de temperatura no interior da câmara pulpar, quando o laser de diodo foi utilizado no clareamento dental em modo contínuo ou interrompido. Para isso os autores posicionaram um termopar no interior da câmara pulpar de quatro incisivos bovinos e aplicaram um gel clareador a base de peróxido de hidrogênio 35% na porção vestibular destes dentes. Um laser de diodo com comprimento de onda de 808nm foi utilizado com potência de 1,5W. As amostras foram irradiadas por 30 segundos em modo contínuo ou interrompido a 10mm de distância do gel clareador. Para cada grupo, foram realizadas três aferições por amostra. Os autores observaram um aumento máximo de temperatura na câmara intrapulpar de 4°C para o modo contínuo com presença de gel clareador, de 2,1°C para o modo interrompido com gel clareador e 5,1°C para o modo contínuo sem gel clareador. Os autores afirmaram que o uso do laser de diodo no modo interrompido seria uma forma interessante de diminuir a elevação de temperatura intrapulpar, e que, em dentes com menores espessuras, esse aumento de temperatura seria mais agressivo quando comparado ao das amostras utilizadas neste trabalho.

Sulieman, Addy e Rees (2005) fizeram um estudo *in vitro* no qual mediram o aumento de temperatura intrapulpar e na superfície vestibular de dentes anteriores superiores e inferiores durante procedimentos de clareamento. Para isso, os autores utilizaram um termopar. Quatro lâmpadas recomendadas para clareamento dental foram testadas: uma lâmpada de arco de plasma (aplicada por 3 segundos), uma lâmpada halógena de xenônio (aplicada por 10 minutos), uma lâmpada halógena convencional (aplicada por 30 segundos) e um laser de diodo (aplicado por 30 segundos). Aferições de temperatura foram feitas com e sem a presença de um gel

clareador na superfície vestibular dos dentes. O aumento de temperatura na superfície vestibular dos dentes variou entre 0,44°C (luz halógena de xenônio) e 86,3°C (laser de diodo) sem a presença do gel na superfície do dente. O aumento de temperatura intrapulpar variou entre 1,1°C (arco de plasma) e 15,96°C (laser de diodo) sem a presença do gel e caiu para 0,3°C (arco de plasma) e 8,76°C (laser de diodo) com a presença do gel na superfície dos dentes. Contudo, os autores puderam concluir que o aumento da temperatura intrapulpar que ocorre com a maioria das lâmpadas utilizadas em procedimentos de clareamento foi abaixo do limiar crítico de 5,5°C capaz de produzir danos irreversíveis à polpa. A única lâmpada que produziu um aumento de temperatura intrapulpar acima deste limiar foi o laser de diodo e muito cuidado deve ser tomado quando este equipamento for utilizado. Os autores afirmam também que o uso do gel clareador é capaz de oferecer uma barreira protetora contra o aumento de temperatura tanto na superfície dental quanto na câmara pulpar.

Para medir o aumento de temperatura da superfície vestibular e da câmara pulpar de dentes anteriores superiores e inferiores, durante procedimentos de clareamento, irradiado por laser de diodo; Sulieman, Rees e Addy (2006) utilizaram um termopar. Um laser de diodo recomendado para clareamento dental foi testado em três diferentes potências (1W, 2W, 3W). As medidas foram feitas com e sem o agente clareador presente na superfície vestibular dos dentes. O aumento de temperatura na superfície vestibular variou de 37°C (1W) a 86,3°C (3W) sem a presença do agente clareador. O aumento de temperatura intrapulpar variou de 4,3°C (1W) a 16°C (3W) sem a presença do agente clareador na superfície vestibular. A presença do gel clareador reduziu o aumento de temperatura observado na superfície vestibular (11,6°C) e na câmara pulpar dos dentes (8,7°C) quando o laser foi utilizado com 3W de potência. Os autores concluíram que o

aumento de temperatura na câmara pulpar quando o laser de diodo é utilizado com 1W ou 2W foi abaixo do valor crítico capaz de causar danos pulpares irreversíveis de 5,5°C. Porém, o laser de diodo utilizado com 3W de potência, gerou um aumento de temperatura intrapulpar acima deste limiar (16°C) e muito cuidado deve ser tomado quando esta potência for utilizada.

Em uma revisão da literatura sobre os efeitos adversos e as vantagens do tratamento clareador, Dahl e Pallensen (2003), e Tredwin et al. (2006), constataram que a reabsorção radicular na região cervical é uma possível conseqüência do clareamento interno e é mais freqüentemente observada em dentes tratados com procedimentos termo-catalíticos.

Outras abordagens sobre o aquecimento do peróxido de hidrogênio para acelerar o clareamento dental têm sido descritas na literatura como o uso de espátulas aquecidas (GREENWALL, 2001), porém o calor excessivo pode causar danos irreversíveis à polpa dental (JOINER, 2006).

Abordagens recentes e a literatura têm se focado no fato de acelerar o clareamento a base de peróxido com iluminação proveniente de diversas fontes de luz como luz halógena, arco de plasma, lasers e LEDs. Estas fontes apresentam uma amplitude no comprimento de onda e na potência espectral (SULIEMAN, 2005; JOINER, 2006).

Alguns produtos que são utilizados em procedimentos de clareamento ativados por luz contêm ingredientes como caroteno e sulfato de manganês, que visam ajudar a transferência de energia da fonte luminosa para o gel de peróxido e normalmente são materiais coloridos (DOSTALOVA et al., 2004; HEIN et al., 2003; LU; MARGIOTTA; NATHOO, 2001; LUK; TAM; HUBERT, 2004; SULIEMAN, 2005; WETTER; BARROSO; PELINO, 2004).

Apesar de muitos estudos terem demonstrado a eficiência da ativação com calor do peróxido nos sistemas de clareamento dental, as evidências encontradas na literatura em estudos clínicos e *in vitro* para o efeito real da luz no clareamento dental versus um controle sem luz adequado, ainda é limitado e controverso (JOINER, 2006).

2.3 Alteração da cor dental por procedimentos de clareamento

Ruyter, Nilner e Möller (1987), fizeram um estudo *in vitro* para verificar a estabilidade de cor de três materiais utilizados na confecção de coroas veneer. Os autores observaram que, em um julgamento realizado para verificar se a diferença de cor entre amostras era aceitável, 50% dos observadores consideraram que os pares de amostras eram inaceitáveis quando a diferença de cor (ΔE) entre elas era de aproximadamente 3,3.

Segundo Johnston e Kao (1989), em contraste a observações humanas realizadas em condições controladas, onde uma diferença de cor de uma unidade do sistema CIEL*a*b* foi detectada, a média da diferença de cor entre dentes que foram considerados semelhantes em ambiente oral foi de $\Delta E = 3,7$.

Seghi, Hewlett e Kim (1989) fizeram um estudo da relação entre os valores da diferença de cor e a resposta da observação humana. Os autores encontraram que pares de amostras que apresentavam um valor de diferença de cor maior que 2, foram julgados, pelos observadores, como diferentes 100% do tempo. Alguns julgamentos incorretos foram feitos pelos observadores quando a diferença de cor entre as amostras variava o ΔE entre 1 e 2. Os erros dos observadores se tornaram

muito mais freqüentes quando a diferença de cor entre os pares de amostras era menor que $\Delta E = 1$.

Douglas e Brewer (1998) realizaram um estudo para verificar a relação da diferença de cor (ΔE) medida por um equipamento eletrônico e pela visualização humana. Para isso, pares de coroas metalo-cerâmicas com diferenças de cor entre elas, que variavam de indistinguíveis a óbvias, foram apresentadas a observadores e também tiveram a sua cor medida em um espectrofotômetro. Os observadores deveriam indicar se havia diferença de cor entre os pares e se esta diferença era clinicamente aceitável. Os autores observaram que os limites de diferença de cor aceitáveis foram de $\Delta E = 1,1$ para as cores que tiveram variação no vermelho e de $\Delta E = 2,1$ para as cores que tiveram variação no amarelo.

Watts e Addy (2001), em uma revisão da literatura, afirmaram que uma compreensão básica dos elementos que envolvem a cor dos dentes é importante em diversos aspectos da dentística restauradora. Os dentes normalmente são compostos por diversas cores, e graduações destas cores ocorrem de forma individual em cada dente. Os dentes se tornam mais escuros devido a alterações fisiológicas da idade, como a formação de dentina secundária, incorporação de pigmentos extrínsecos e o desgaste gradual do esmalte, que permite uma maior influência da dentina subjacente na cor do dente. Os autores afirmam que as condições para aferição da cor são extremamente importantes. Variáveis como a fonte de luz, hora do dia, condições ao redor e ângulo de visão podem afetar a cor aparente dos dentes.

Haywood, Houck e Heymann (1991) realizaram um estudo *in vitro* para observar a alteração de cor causada por 3 marcas comerciais de peróxido de carbamida 10% e uma solução de peróxido de hidrogênio 1,5%. As coroas de 40 dentes humanos recém extraídos foram divididas em duas partes. Uma parte foi

clareada por 250 horas com o produto clareador de acordo com o grupo a que pertencia. A outra metade dos dentes foi submetida ao mesmo protocolo em solução de água destilada. A cor da metade tratada assim como da metade controle foi determinada utilizando um colorímetro. Não foi encontrada diferença significativa entre os grupos controle, e cada grupo tratado apresentou maior claridade do que o seu grupo controle correspondente. Os autores afirmam que a determinação de cor realizada por uma máquina é inferior à determinação pelo olho humano, pois os colorímetros são desenhados para determinar a cor de superfícies planas e os dentes são curvos. Afirmam também que, a manutenção de uma posição constante do dente no colorímetro para diversas leituras de cor é um problema quando este tipo de equipamento é utilizado.

Para obter informações sobre a alteração de cor gerada pelo clareamento realizado com peróxido de carbamida 10%, Lenhard (1996) utilizou, *in vitro,* 25 incisivos humanos. Um colorímetro foi utilizado para medir a cor dos dentes através do sistema CIEL*a*b*. A cor foi medida nos terços incisal, médio e cervical da face vestibular antes e após cada dia do tratamento clareador. As medidas do grupo controle foram feitas no início e no final do procedimento. Os dentes foram clareados durante 8 horas com peróxido de carbamida 10% por 7 dias; nos intervalos de tempo, os dentes ficavam imersos em água a 37°C. Os resultados deste experimento mostraram que, no grupo controle, não houve diferença estatística entre a cor inicial e a cor final. No grupo experimental, foi observada grande diferença de cor entre as diferentes secções do dente variando com o tempo do clareamento. Uma alteração de cor maior foi observada no terço incisal quando comparada ao terço médio e cervical, e entre estas duas últimas regiões, não foi observada diferença estatística. Cada dia de clareamento resultou em uma alteração de cor estatisticamente diferente, exceto para os dias 4 e 6 que não demonstraram

diferença com o dia anterior. O autor afirmou que o tratamento clareador contínuo resultou em concomitante alteração de cor, e que este clareamento é mais efetivo na região incisal.

Christensen et al. (1998), realizaram um estudo *in vivo* para confirmar se a aplicação de calor e/ou luz nos procedimentos de clareamento dental aceleravam o processo e aumentavam o efeito clareador; principalmente quando fontes de luz laser, que eram consideradas pela mídia, as fontes com melhor desempenho no clareamento dental, eram utilizadas. Para isso os autores utilizaram 3 fontes de luz laser diferentes (2 lasers de argônio e 1 laser de CO_2), uma luz halógena, um arco de plasma e um sistema de luz que aquecia. Utilizaram também 3 materiais clareadores que tinham como recomendação do fabricante o uso de uma fonte de luz ou calor. Oito pacientes que apresentavam coloração e manchamento dos dentes diferentes tiveram os quadrantes isolados com isolamento absoluto para confinar cada tratamento aos dentes determinados. O estudo foi dividido em duas fases: 1°Fase: cinco pacientes tiveram os lados opostos de um mesmo arco tratados com um sistema de clareamento diferente, o que incluía o gel clareador e a fonte de luz recomendada para aquele produto; 2°Fase: três pacientes tiveram os seus quatro quadrantes isolados e cada quadrante foi tratado com o mesmo gel clareador, porém utilizando fontes de luz diferentes. A determinação da cor dos dentes foi feita antes e após o tratamento clareador através de avaliação visual comparando à escala Vita. Fotos e o monitoramento de efeitos colaterais também foram realizados. Os resultados mostraram que o clareamento não foi afetado pela concentração do peróxido de hidrogênio, e que a sensibilidade dental variou de leve a severa, sendo diferente para cada gel clareador e fonte de luz utilizados, e normalmente cessou após 24 horas. Os autores observaram que todos os métodos testados clarearam os

dentes, e que o uso de diferentes fontes de luz e calor com o mesmo gel clareador, utilizando o mesmo método, resultaram em um clareamento similar.

Para analisar a eficiência do clareamento dental utilizando peróxido de hidrogênio 35% ativado por um laser de argônio e do clareamento caseiro com peróxido de carbamida 10% e 20%, Jones et al. (1999), utilizaram *in vitro* 40 incisivos humanos. Os dentes foram divididos em 4 grupos (n=10) e submetidos aos seguintes tratamentos: Grupo 1- Sem tratamento e mantidos em água a 37°C (controle), Grupo 2- simulação de 2 semanas de clareamento caseiro, 2 horas por dia com peróxido de carbamida 10%, Grupo 3- simulação de 2 semanas de clareamento caseiro, 2 horas por dia com peróxido de carbamida 20%, Grupo 4- clareamento com peróxido de hidrogênio 35% ativado por laser de argônio (200mW, 30 segundos, 6 vezes no total). A cor inicial dos dentes foi medida pelo sistema CIEL*a*b* utilizando um colorímetro. Os valores de L*, a* e b* também foram determinados imediatamente, 1 semana e 2 semanas após o clareamento. A diferença de cor (ΔE) entre a cor inicial e as leituras semanais foi calculada. A análise estatística mostrou diferença significante entre os grupos de acordo com o tipo de clareamento. Neste estudo, o grupo em que o peróxido de carbamida 20% foi utilizado mostrou a alteração de cor mais perceptível. Não foi encontrada diferença significante entre o grupo que o laser foi utilizado e o grupo controle.

Auschill et al. (2002) quiseram comparar três diferentes técnicas clareadoras quanto ao tempo de clareamento necessário para diminuir um tom na escala Vita (por exemplo, da cor A4 para A3). Para isso, vinte e quatro dentes anteriores, extraídos por problemas periodontais, com cor inicial A4 (de acordo com a escala Vita) foram divididos em grupos (n=8) e receberam diferentes tratamentos clareadores. No grupo A foi realizada a técnica clareadora caseira, no grupo B foram utilizadas tiras adesivas com produto clareador, e no grupo C foi realizada técnica

clareadora de consultório. Os ciclos de clareamento foram realizados conforme especificações do fabricante de cada produto, com um ciclo de 8 horas para o produto do grupo A, 30 minutos para o produto do grupo B, e 15 minutos para o produto do grupo C. Os autores observaram que, a média do tempo de tratamento necessário para atingir a cor definida (A3) foi de 6,88 ciclos (que corresponde a 3300 minutos) para o grupo A, 36,25 ciclos (correspondestes a 1087minutos) para o grupo B e 4,25 ciclos (equivalente a 63,75 minutos) para o grupo C. Foi possível concluir que, as três técnicas estudadas resultaram em um clareamento dental desejado dentro do tempo de aplicação recomendado.

Para analisar *in vitro* os efeitos causados pelo peróxido de hidrogênio sobre o esmalte dental bovino na reflexão de luz, Kwon et al. (2002) utilizaram um espectrofotômetro. Cinco incisivos bovinos foram clareados por 3 dias com peróxido de hidrogênio 30%. O espectro de reflexão de luz dos dentes foi medido diariamente no espectrofotômetro. Os valores de cor foram avaliados pelo sistema de coordenadas CIEL*a*b* e as diferenças de cor dos dentes foram determinadas para cada dia do clareamento. A alteração na reflexão de luz dos dentes foi relacionada à alteração de cor. A maioria das alterações na reflexão de luz ocorreu no primeiro dia de clareamento e este resultado foi confirmado pelo sistema de coordenadas de cor CIEL*a*b*. Os autores afirmam que as diferenças de cor nos dentes clareados foram grandes o suficiente para serem percebidas pelo olho humano.

Clelland, Dorosti e Seghi (2002) avaliaram *in vitro,* os efeitos de uma técnica de clareamento simulada durante 1 e 2 semanas, na alteração de cor do esmalte dental humano quando comparados a amostras de porcelana feldspática, utilizando diversas concentrações de peróxido de carbamida. Espécimes formados por superfícies de esmalte provenientes de terceiros molares humanos recém extraídos foram tratados com peróxido de carbamida 10%, 20% e 22% por 7 ou 14 dias. O

grupo controle foi mantido em ambiente com 100% de umidade a 37°C. A cor foi medida com o auxílio de um colorímetro. Os resultados demonstraram que todos os tratamentos clareadores resultaram em uma significativa alteração de cor quando comparados ao grupo controle, porém a concentração do peróxido de carbamida não influenciou na magnitude da alteração de cor. Os autores observaram que aumentando o tempo de clareamento e a concentração do peróxido de carbamida, não afetou significativamente a alteração de cor do esmalte.

Carvalho, Robazza e Lage-Marques (2002) avaliaram, *in vitro,* a alteração cromática das coroas dentais de caninos humanos, registrada a partir de uma análise espectrofotométrica e da observação visual. A cor dos dentes foi determinada nos seguintes tempos experimentais: leitura inicial (LI), leitura após o escurecimento (LE), leitura imediatamente após o clareamento (LC), leitura 15 dias após o clareamento (LC15) e leitura 30 dias após o clareamento (LC30). O manchamento dos espécimes se deu no contato destes com sangue humano. Os espécimes foram divididos em dois grupos: em um grupo o clareamento foi realizado com peróxido de hidrogênio 30% e perborato de sódio. Uma bolinha de algodão embebida nestes materiais foi aplicada sobre o espécime e um pirógrafo foi posicionado sobre esta bolinha. No segundo grupo, o peróxido de hidrogênio 30% também foi aplicado com perborato de sódio e foram ativados por laser de Er:YAG empregando os parâmetros de aplicação baseados em 350 m/J, 6Hz,19 impulsos, 6J, 4 ciclos de 4 segundos para cada espécime. A alteração de cor imediatamente após o clareamento foi determinada visualmente e com espectrofotometria. Após 15 dias e 30 dias, foram realizadas leituras no espectrofotômetro. A análise estatística dos resultados obtidos pelo estudo espectrofotométrico, não mostrou diferença significante quando comparado o procedimento de clareamento tradicional com o

ativado por laser Er:YAG. Os autores não encontraram diferença estatística entre os grupos nos tempos experimentais de 15 e 30 dias.

Em um estudo clínico, Papathanasiou et al. (2002) observaram a eficiência de um sistema clareador de consultório a base de peróxido de hidrogênio 35% com a ativação por luz (conversão pelo calor) e sem a ativação por luz (sem conversão por calor). Para isso, vinte pacientes sem histórico de sensibilidade foram selecionados. Apenas seis dentes anteriores superiores com cor A3 (escala Vita) ou mais escuro foram eleitos para este estudo. Os pacientes receberam profilaxia e a cor inicial foi determinada através de comparação com a escala Vita, por três avaliadores independentes, pré-calibrados em 85% de concordância, antes do início do experimento. Os participantes receberam um tratamento clareador durante 20 minutos com peróxido de hidrogênio 35%. Durante o tratamento clareador, 3 dentes receberam foto-ativação por uma fonte de luz halógena, os outros 3 dentes não foram foto-ativados. Todos os pacientes retornaram 24 horas após a aplicação do sistema clareador para a avaliação visual da cor. Apesar da ocorrência de alguns casos isolados de maior claridade no grupo que foi foto-ativado (7 em 20 casos), não houve diferença estatística significante entre os grupos. Os autores concluíram que a foto-ativação do gel clareador é opcional quando da utilização deste sistema de clareamento com peróxido de hidrogênio 35%.

De acordo com a revisão de literatura realizada por Dahl e Pallesen (2003), o clareamento dental está baseado no uso do peróxido de hidrogênio como o agente ativo. O peróxido de hidrogênio pode ser aplicado diretamente ou pode ser produzido através de reações químicas do perborato de sódio ou do peróxido de carbamida. A eficiência dos diversos produtos utilizados para o clareamento dental tem sido avaliada *in vitro* em dentes manchados artificialmente. Muitos estudos concluíram que o perborato de sódio misturado com água ou com peróxido de

hidrogênio (3% ou 30%) e o peróxido de carbamida são eficientes para o clareamento dental de dentes desvitalizados. Mais de 90% de sucesso imediato tem sido reportado com o método termo-catalítico. Os autores afirmam também que a maioria dos dentes é suscetível ao clareamento e que este clareamento será satisfatório por um longo período. Porém, a sensibilidade dental é um efeito colateral comum no tratamento de dentes vitais e a maior incidência de sensibilidade dental tem sido reportada após clareamento realizado em consultório com peróxido de hidrogênio combinado com a aplicação de calor.

Lai, Yang e Lee (2003) investigaram in vitro os efeitos de três técnicas de clareamento intracoronário quanto à alteração de cor. Para isso, vinte e quatro fragmentos de dentina provenientes de dentes humanos anteriores superiores foram divididos em quatro grupos. A superfície pulpar de cada fragmento de dentina foi tratada com uma das seguintes técnicas clareadoras: tratamento termocatalítico com peróxido de hidrogênio 30%, curativo de demora (walking bleach) por 1 semana com perborato de sódio 2% e um tratamento combinado que utilizava os dois métodos. No grupo controle, os espécimes foram tratados com água destilada. Todos os espécimes foram submetidos ao tratamento repetido com novos produtos nos dias 0, 7, 14 e 21. Durante o período experimental, todos os espécimes foram mantidos em frascos individuais a 37°C com 100% de umidade. A determinação da cor através do sistema CIEL*a*b* foi determinada antes e depois de 7 dias de cada tratamento. Com este estudo, foi possível observar que todos os tratamentos clareadores aumentaram os valores de L* significativamente e diminuíram os valores de b* da dentina. O tratamento combinado apresentou maior diferença de cor quando comparado ao grupo controle. Desta forma, os autores afirmam que, devido ao fato de o tratamento combinado ter apresentado maior eficiência no clareamento, ele pode servir como uma alternativa para dentes severamente manchados.

Para desenvolver um modelo de manchamento intrínseco que permitisse analisar a eficiência do tratamento clareador, Sulieman, Addy e Rees (2003) utilizaram soluções de chá preto para que este modelo pudesse ser reproduzido *in vitro.* A porção coronária de terceiros molares humanos foi seccionada ao meio no sentido vestíbulo-lingual. A avaliação da cor dos espécimes foi feita no início do experimento, após o manchamento e após o clareamento utilizando três métodos de seleção: avaliação visual com o auxílio de uma escala de cor padronizada para uso clínico, um colorímetro para uso clínico, e um espectrofotômetro eletrônico. O manchamento dos espécimes consistiu na imersão dos mesmos em uma solução de chá preto padronizada, onde cada grupo com 5 espécimes permaneceu de 1 a 6 dias. Todos os grupos demonstraram o máximo de manchamento em 1 dia. Os grupos com os espécimes manchados foram submetidos a diferentes tratamentos: 1- foram mantidos em água (controle), 2- tiveram o esmalte polido, 3- o esmalte foi polido e receberam clareamento através do esmalte, 4- receberam clareamento através do esmalte, 5- foram clareados através da dentina e do esmalte, 6- foram clareados através da dentina, 7- foram expostos a um gel placebo. Todos os grupos que receberam algum tipo de gel foram ativados por uma fonte de luz do tipo arco de plasma. Os tratamentos clareadores e do grupo controle foram realizados por 30 minutos. O uso da escala de cor e do colorímetro para uso clínico revelaram que o grupo controle e o grupo em que o esmalte foi apenas polido não tiveram ou tiveram pouco efeito na alteração de cor dos dentes respectivamente, porém todos os tratamentos clareadores aumentaram a claridade dos espécimes e foram estatisticamente significativos em magnitude similar. Os tratamentos clareadores fizeram com que a maioria dos espécimes retornasse à cor original ou mais clara. As leituras do espectrofotômetro foram de acordo com as outras formas de determinação de cor, exceto pelo fato de que o polimento do esmalte aumentou

discretamente a claridade. Os autores concluíram que a forma de manchamento interno é reproduzível e pode ser usada como modelo *in vitro* para avaliação de procedimentos de clareamento. O modelo pode ser usado para estudar diversos aspectos de clareamento de dentes vitais, porém tem suas limitações, pois sem estudos *in vivo* ou *in situ*, este método extrapola os efeitos *in vitro* para serem levados à clínica.

Tavares et al. (2003) testaram *in vivo* o uso conjunto de uma fonte de luz e do peróxido de hidrogênio 15% em um sistema de clareamento de consultório em visita única. A fonte de luz utilizada foi um arco de plasma no espectro de luz azul-verde (400-505nm). Foram selecionados 87 pacientes com os quatro incisivos superiores na cor D4 (escala Vita) ou mais escuros. Estes pacientes foram divididos em 3 grupos: Grupo 1- utilizou peróxido de hidrogênio 15% e foi ativado por luz, Grupo 2- foi aplicado apenas peróxido de hidrogênio 15%, Grupo 3- foi aplicado gel placebo (veículo hidrogel sem peróxido) e luz. Os grupos foram tratados por uma hora. A cor dos dentes foi determinada por um examinador utilizando uma escala Vita e um analisador de cores eletrônico antes do tratamento, após o tratamento, três meses e seis meses depois do tratamento. Os autores observaram que o clareamento do grupo que foi combinado o uso do peróxido e da luz foi maior do que do grupo que só o peróxido ou só a luz foram aplicados. Aproximadamente 88% destes efeitos persistiram por seis meses. A claridade aumentou e a quantidade de amarelo diminuiu significativamente no grupo experimental em comparação ao grupo controle. Estes dados foram confirmados pela avaliação dos próprios pacientes. Foi concluído que o tratamento com peróxido de hidrogênio ativado por uma fonte de luz aumentou significativamente a claridade dos dentes quando comparado ao uso da luz ou do peróxido sozinhos.

Para comparar dois agentes clareadores (Whiteness HP e Opalescence X-tra) e duas fontes de luz (LED e laser de diodo), Wetter, Barroso e Pelino (2004) utilizaram 60 incisivos bovinos em um estudo *in vitro*. A cor dos dentes foi aferida antes do tratamento por um espectrofotômetro e, em seguida, os dentes foram manchados com uma solução de tabaco, chá preto, café, coca-cola, e vinho tinto por 7 dias. Após este período, os dentes foram lavados e a cor foi aferida novamente. Os dentes foram divididos em 6 grupos (n=10), três grupos receberam o mesmo agente clareador, porém um deles recebeu apenas o gel de peróxido, o outro recebeu o gel de peróxido e aplicação de luz LED por 3 minutos (comprimento de onda 470nm), o terceiro grupo recebeu o gel de peróxido e foi irradiado com laser de diodo 1,6W (808nm). Os resultados do clareamento foram obtidos com o auxílio do espectrofotômetro utilizando o sistema CIEL*a*b*. Diferença significativa foi obtida no valor do croma para os dois agentes clareadores e para as diferentes fontes de luz. No aspecto claridade (L*), a associação do laser de diodo e do gel Whiteness HP demonstrou melhores resultados do que quando o mesmo agente foi utilizado sozinho ou em associação com a luz LED. Os autores puderam observar que as duas fontes de luz atingiram resultado clareador. Estatisticamente o laser atingiu melhor resultado clareador, porém o LED teve boa interação com o caroteno presente no gel Opalescence X-tra atingindo bom resultado principalmente no croma.

Com o objetivo de verificar *in vitro* se o peróxido de carbamida 16% aplicado sobre a superfície do esmalte pode atingir plenamente a dentina, Carvalho et al. (2005) utilizaram 20 dentes caninos humanos. Os dentes tiveram a raiz removida e foram cortados no sentido mésio-distal. A superfície de dentina da porção vestibular foi fotografada digitalmente com o auxílio de um dispositivo capaz de padronizar a posição das amostras e a luz ambiente. Os dentes foram divididos em 2 grupos:

grupo controle e grupo clareamento. Os dentes do grupo clareamento foram tratados simulando-se a técnica do clareamento caseiro com peróxido de carbamida 16% aplicado sobre a superfície vestibular do esmalte. Após o clareamento (28 sessões de 6 horas cada, em um total de 168 horas), a superfície da dentina foi fotografada novamente. As imagens foram avaliadas por um programa de computador utilizando-se o sistema RGBK. A média de K (preto=100% e branco=0%) variou de 50,5% para 37,3% no grupo peróxido e manteve-se em 50,3% no grupo controle. A análise de variância para a comparação entre as médias das amostras do grupo clareamento mostrou diferença estatisticamente significante. Através deste estudo, os autores concluíram que, o clareamento exógeno utilizando peróxido de carbamida a 16% em 28 aplicações diárias de 6 horas cada, clareou a dentina.

Cesar et al. (2005) avaliaram *in vitro* os efeitos de dois produtos clareadores desenvolvidos para serem usados com luz halógena ou laser de argônio. Para isso, os autores utilizaram 20 terceiros molares humanos cortados em quatro partes que resultaram em 75 espécimes que puderam ser utilizados. Os espécimes foram divididos em 5 grupos e submetidos ao tradicional clareamento dental do esmalte. O grupo controle não sofreu nenhum tipo de tratamento. O grupo 37L foi tratado com peróxido de carbamida 37% e exposto à irradiação com laser de argônio (488nm por 30 segundos). O mesmo agente clareador foi utilizado no grupo 37H, porém este foi exposto à luz halógena (por 2 minutos). Um agente a base de peróxido de carbamida 35% foi usado nos grupos 35L e 35H, os quais foram expostos à irradiação com laser de argônio e luz halógena respectivamente. Após o tratamento clareador (exceto para o grupo controle), os espécimes foram analisados quanto à reflexão de luz em um espectroscópio de fotoreflexão. Os resultados mostraram que o grupo tratado com peróxido de carbamida 37% e laser de argônio apresentaram maior claridade do que o grupo tratado com o mesmo gel e luz halógena. Porém, os

grupos 35L e 35H mostraram resultados semelhantes. Comparando os dois produtos clareadores, o peróxido de carbamida 35% foi mais efetivo como agente clareador do que o peróxido de carbamida 37%.

Sulieman et al. (2005) quiseram comparar os efeitos do clareamento *in vitro* obtidos com e sem a aplicação de diferentes fontes de luz. Para isso foram preparados 19 grupos de 5 amostras cada. Apenas dentes com cor C4 (escala Vita) foram aceitos para este estudo. Para a confirmação desta cor, três formas de avaliação foram usadas: uma escala de cor padronizada para uso clínico, um colorímetro para uso clínico, e um espectrofotômetro eletrônico. Três produtos clareadores baseados no peróxido de hidrogênio 35% foram utilizados com ou sem a irradiação de uma das quatro diferentes fontes de luz: um arco de plasma, uma luz halógena de xenônio, uma luz halógena convencional e um laser de diodo. Os resultados deste estudo mostraram que, para a comparação visual com a escala de cor, todos os grupos exceto aqueles que apenas a fonte de luz tinha sido utilizada, resultaram em uma melhora perceptível. O uso do colorímetro para uso clínico e do espectrofotômetro demonstraram resultados semelhantes. Apenas o espectrofotômetro demonstrou uma pequena alteração na claridade nos grupos em que apenas a luz foi utilizada, os outros métodos de análise não detectaram esta alteração. De uma forma geral, para todos os produtos clareadores, uma menor alteração de cor foi notada quando nenhuma fonte de luz foi utilizada. Os três sistemas de análise de cor, excluindo os grupos que apenas a fonte de luz foi utilizada, revelaram grande alteração de cor. O espectrofotômetro e a escala de cor para uso clínico mostraram diferenças significantes entre os géis com a mesma fonte de luz e sem luz, porém esta diferença não foi detectada pelo colorímetro de uso clínico.

Segundo Wiegand et al. (2005), os estudos sobre clareamento até então realizados demonstraram que o tratamento clareador pode ser eficiente tanto no esmalte como na dentina, porém não se sabia até que ponto a subsuperfície da dentina contribuía para a alteração de cor dos dentes. Para esclarecer estas dúvidas, foi realizado um estudo *in vitro* para avaliar o efeito do clareamento de diferentes agentes clareadores em blocos de esmalte/dentina e na subsuperfície de dentina. Para isso, noventa dentes bovinos foram distribuídos em seis grupos: no grupo A foi utilizado peróxido de carbamida 10%, no grupo B foi utilizado peróxido de carbamida 15%, no grupo C foi utilizado peróxido de carbamida 35%, no grupo D foi utilizado peróxido de hidrogênio 35%, no grupo E foi utilizado cloridrato de sódio e no grupo F foi utilizado peróxido de hidrogênio 6%. Dois espécimes de esmalte/dentina foram preparados a partir da superfície vestibular de cada dente. Em um dos espécimes o esmalte foi removido, resultando em um disco de dentina com 1mm de altura. Os lados vestibular e pulpar do segundo espécime foram lixados até que as camadas de esmalte e dentina remanescentes estivessem com 1mm de altura cada. O tratamento clareador dos espécimes de esmalte/dentina foi realizado de acordo com as especificações do fabricante. Os valores de L*, a* e b* antes e após o tratamento foram obtidos com o auxílio de um espectrofotômetro de acordo com o sistema CIEL*a*b*. Os valores de L*, a* e b* iniciais da dentina foram obtidos através da avaliação dos espécimes de dentina. Finalmente, a superfície de esmalte dos espécimes de esmalte/dentina foi removida e a alteração de cor da dentina exposta foi obtida. Para todos os agentes clareadores, alterações de cor significantes (ΔE) foram observadas nos espécimes de esmalte/dentina e na subsuperfície de dentina quando comparados ao controle. Nos grupos A e D o ΔE foi significativamente maior na dentina em comparação ao esmalte/dentina. Além disso, os valores de L* e b* dos espécimes de esmalte/dentina clareados e das amostras

da subsuperfície de dentina diferiram significativamente dos valores iniciais. Os autores puderam concluir que o clareamento realizado com os agentes clareadores testados resultaram em alteração de cor das amostras de esmalte/dentina e da subsuperfície de dentina. Isso significa que a alteração de cor dos dentes tratados tem grande influência da alteração de cor da subsuperfície de dentina.

Em um estudo recente, Dietschi, Rossier e Krejci (2006) avaliaram *in vitro* a habilidade de diferentes produtos clareadores e protocolos em clarear esmalte e dentina. Os espécimes foram confeccionados a partir de dentes bovinos e tiveram a espessura padronizada em 2,5 ±0,025mm sendo que metade desta espessura era de esmalte e a outra metade de dentina. Os espécimes foram manchados com sangue humano antes de serem submetidos ao tratamento clareador. Onze tratamentos clareadores foram realizados: clareamentos caseiros utilizando peróxido de carbamida 10%, 15%, 16% ou 20%; clareamentos mais fortes, utilizando peróxido de hidrogênio 15% ou 30%, ou peróxido de carbamida 25% com ou sem a aplicação de luz LED; e também foi realizado o clareamento caseiro com fitas contendo peróxido de hidrogênio 5,3%. Medidas colorimétricas foram realizadas com o auxílio de um colorímetro em cada lado da amostra (esmalte e dentina) de acordo com o sistema CIEL*a*b* antes e após o manchamento, assim como após cada 5 sessões de clareamento (as aplicações variaram de 5 a 20 vezes, de acordo com o protocolo de cada produto clareador). Os resultados mostraram que todos os produtos e protocolos utilizados produziram um efeito clareador similar no esmalte, enquanto que, os tratamentos clareadores caseiros mostraram-se superiores no clareamento da dentina. Desta forma, os autores puderam concluir que as técnicas de clareamento de consultório são menos eficientes na remoção de pigmentos depositados na dentina quando comparadas ao clareamento caseiro.

De acordo com a revisão de literatura realizada por Joiner (2006), a importância do clareamento dental para os pacientes e consumidores têm gerado um aumento dramático no número de produtos e procedimentos clareadores nos últimos anos, com o concomitante aumento no número de publicações sobre este assunto. A literatura sugere que o mecanismo do clareamento dental pelo peróxido ocorra pela difusão do peróxido através do esmalte para causar a oxidação, reagir com as moléculas pigmentadas e aumentar a claridade do substrato, principalmente na região de dentina. Diversos métodos de aferição de cor estão disponíveis para medir a alteração de cor nos dentes, incluindo aferições visuais realizadas por clínicos treinados e aferições realizadas por instrumentos como espectrofotômetro, colorímetro e análises de imagem digital. Os principais fatores que afetam a eficiência do clareamento dental realizado por produtos que contêm peróxido são a concentração e o tempo. De uma forma geral, altas concentrações são mais rápidas do que concentrações mais baixas; porém concentrações mais baixas podem alcançar a eficiência das concentrações mais altas com o aumento do tempo de tratamento. Sistemas de clareamento alternativos ao peróxido têm sido pouco reportados na literatura.

Luzes especiais (incluindo o laser) e outros acessórios geradores de calor são utilizados como instrumentos que auxiliam o clareamento de consultório. Elas podem acelerar o tratamento, porém não há evidências científicas que mostrem que esses acessórios melhorem os resultados finais do clareamento dental (RITTER, 2006).

Inúmeras análises colorimétricas de materiais dentários que utilizam uma grande variedade de equipamentos e técnicas já foram reportados na literatura. A maioria dos estudos colorimétricos feitos na área odontológica se preocupam com a avaliação e detecção de diferenças de cor (BREWER et al., 1985; POWERS; FAN;

RAPTIS, 1980; SEGHI; JOHNSTON; O'BRIEN, 1986; WOZNIAK et al., 1985; YEH; POWERS; MIYAGAWA, 1982).

O sistema de colorimetria CIEL*a*b* foi utilizado para o estudo da relação entre os valores da diferença de cor medidos por equipamentos e a sensibilidade da observação humana (SEGUI; HEWLETT; KIM, 1989). Os resultados deste estudo defendem o uso deste sistema de colorimetria em dentística como uma forma de avaliação da cor pelas diferenças. Os autores afirmam que o desenvolvimento deste sistema para uso clínico poderia ser garantido e serviria como uma ferramenta valiosa para a seleção de materiais, principalmente na área da odontologia estética. O uso do sistema CIEL*a*b* e o método de diferença de cor utilizado neste sistema (ΔE) foram desenvolvidos especificamente para a melhora da interpretação visual de dados colorimétricos e está se desenvolvendo como uma técnica padronizada para a determinação precisa das diferenças de cor. Não existe valor prático na determinação de grandes diferenças de cor, visto que estas são facilmente detectadas com pouca ou nenhuma discrepância até mesmo por observadores destreinados; desta forma, existe um grande interesse no estudo de pequenas diferenças de cor.

2.4 Alteração da superfície de esmalte após procedimentos de clareamento

No estudo *in vitro* de Haywood, Houck e Heymann (1991), foi observada a textura superficial do esmalte em Microscópio Eletrônico de Varredura (MEV), após o clareamento. Foram selecionados 3 dentes de cada grupo com base na alteração de cor após o clareamento: um que teve o melhor resultado clareador, um que teve o

pior resultado clareador, e o terceiro seria um intermediário, de acordo com a inspeção visual. Foram obtidas fotografias no MEV com aumentos de 100X a 4000X. Uma outra amostra teve a sua superfície de esmalte condicionada por ácido fosfórico 37% por 60 segundos e também foram obtidas fotografias no MEV. Os autores observaram que, quando a superfície de esmalte dos dentes tratados com produtos clareadores foi comparada à superfície dos dentes não tratados, nenhuma diferença na morfologia superficial foi observada exceto pelas pequenas variações normais da superfície de um dente. Porém tanto os grupos controle quanto os grupos experimentais diferiram significativamente em relação à morfologia da superfície quando comparados à superfície de esmalte condicionado por ácido fosfórico.

Fragmentos de esmalte foram submetidos a diferentes agentes clareadores contendo peróxido de carbamida 10% durante 15 horas por dia, por períodos de duas e quatro semanas, em seguida foram avaliados em MEV. Durante as 9 horas restantes do dia, os fragmentos permaneceram em saliva humana *in vivo*. Foram observadas significantes alterações na topografia da superfície de esmalte nos fragmentos que foram tratados com as soluções clareadoras por quatro semanas (SHANNON et al., 1993).

Ernst, Marroquin e Willershausen-Zonnchen (1996) utilizaram peróxido de hidrogênio 30% e peróxido de hidrogênio 30% misturado com perborato de sódio sobre fragmentos de esmalte em um estudo *in vitro.* Os autores observaram que as superfícies de esmalte dos grupos expostos aos agentes clareadores sofreram alterações morfológicas leves quando comparadas ao grupo controle (que não foi submetido ao produto clareador). Estes autores afirmam que uma alta concentração de peróxido foi nociva à integridade da superfície de esmalte, porém os danos foram menores do que aquele visto após condicionamento com ácido fosfórico. Uma

implicação clínica destas descobertas pode ser que, os dentes fiquem mais susceptíveis ao manchamento extrínseco após o clareamento devido a este aumento na rugosidade superficial (DAHL; PALLESEN, 2003).

Bitter (1998) observou que, dentes que foram clareados *in vivo* com peróxido de carbamida 35% por 30 minutos durante 14 dias, perderam a camada aprismática do esmalte e o dano não foi reparado após 90 dias.

Gultz et al. (1999) avaliaram *in vitro*, por microscopia eletrônica de varredura, os efeitos na morfologia da superfície do esmalte de agentes de clareamento que receberam aplicação de calor e luz. Para isso, vinte dentes humanos anteriores recém-extraídos foram divididos em quatro grupos: grupo I– controle, grupo II - os dentes foram tratados com um gel a base de peróxido de carbamida 35% aquecido em água quente antes da aplicação, grupo III - os dentes foram tratados com peróxido de hidrogênio 35% que foi ativado por luz halógena durante 4 a 5 minutos duas vezes, grupo IV - foi aplicado ácido fosfórico na superfície de esmalte dos dentes por 15 a 20 segundos. Todos os espécimes foram preparados para avaliação em microscopia eletrônica de varredura. As fotomicrografias de MEV indicaram que apenas os espécimes que foram condicionados com ácido fosfórico exibiram um padrão de condicionamento na superfície de esmalte. Nenhuma diferença na morfologia da superfície de esmalte foi observada nos espécimes do grupo controle e nos espécimes tratados com materiais clareadores.

Oltu e Gürgan (2000) verificaram através de análise por espectroscopia infravermelha que, o tratamento de dentes *in vitro* com peróxido de carbamida 35% durante 30 minutos por dia durante 4 dias, alterou a composição inorgânica do esmalte, enquanto que as concentrações de 10% e 16% de peróxido de carbamida não alteraram.

Em um estudo *in vivo,* Leonard et al. (2001) avaliaram através de microscopia eletrônica de varredura, os efeitos do peróxido de carbamida 10% sobre a morfologia do esmalte dental após duas semanas de tratamento e 6 meses pós-tratamento. Para isso, dez pacientes utilizaram moldeiras que continham o gel clareador por períodos de 8 a 10 horas durante 14 dias. Uma moldagem dos dentes estudados foi realizada antes, após os 14 dias de tratamento e 6 meses após o tratamento. Foram confeccionados modelos de resina epóxica a partir destes moldes. Fotomicrografias em MEV foram realizadas com aumentos de 200X a 2000X e analisadas por 6 observadores. Os resultados demonstraram que o uso do peróxido de carbamida 10% durante 14 dias causou alterações mínimas na morfologia do esmalte, e que estes efeitos não se tornaram piores ao longo do tempo.

Para analisar os efeitos do peróxido de carbamida nas propriedades físicas e na composição química do esmalte dental, Cimilli e Pameijer (2001) avaliaram *in vitro* três diferentes concentrações do produto, 10%, 15% e 16%. Medidas de dureza Vickers foram feitas na superfície e 110 μm abaixo da superfície em amostras de esmalte dental humano que foram tratados por 5 ou 10 dias, durante 6 horas por dia. Além disso, espectrofotometria infravermelha, espectrofotômetro Fourier de transformação e medidas de difração de raios-X foram realizadas após a avaliação das medidas de microdureza Vickers. Os resultados estatísticos mostraram haver uma diferença significativa nos valores de microdureza Vickers encontrados entre a superfície e a subsuperfície. Para todos os grupos, incluindo o grupo controle, os valores de microdureza Vickers da superfície foram mais altos do que os valores de microdureza da subsuperfície. A espectrofotometria infravermelha, o espectrofotômetro Fourier de transformação e as medidas de difração de raios-X estabeleceram uma transformação da hidroxiapatita em cálcio orto fosfato primário [$Ca(H_2PO_4)_2$] em todos os grupos experimentais, exceto para o grupo que utilizou

peróxido de carbamida 10% por 5 ou 10 dias. Os autores afirmam que é difícil determinar o significado clínico desta descoberta, pois o cálcio e os fosfatos estão presentes na saliva e podem potencialmente, repor as substâncias perdidas; e que a interação dinâmica que ocorre entre saliva e esmalte *in vivo* não pode ser incorporado neste experimento.

Autores como Rotstein, Lehr e Gedalia (1992), e Rotstein et al. (1996) também observaram significante diminuição nos índices de cálcio e fósforo assim como alterações na composição química do esmalte, dentina e cemento, após contato com peróxidos.

No estudo de Kwon et al. (2002), as alterações da superfície das amostras clareadas e não clareadas foram estudadas utilizando MEV. A comparação entre os grupos clareados e não clareados revelaram que a superfície dos dentes clareados mostrou alterações morfológicas não-uniformes e leves, e estas alterações se desenvolveram variando os graus de porosidade da superfície dos dentes. Acredita-se que estes poros se desenvolveram devido à ruptura das proteínas da matriz do esmalte e subseqüente perda de materiais incrustados pelos radicais livres oxidantes. Os autores observaram que, apesar de os poros serem perceptíveis na superfície, a alteração na espessura da superfície de esmalte não é evidente.

Para analisar as possíveis injúrias causadas ao esmalte dental quando o calor é aplicado nos processos de clareamento, Sydney, Barletta e Sydney (2002) utilizaram *in* vitro, vinte incisivos inferiores. Inicialmente, os dentes receberam um corante na superfície de esmalte capaz de identificar a presença de trincas e foram fotografados com lentes estereoscópicas. Peróxido de hidrogênio 30% foi aplicado no interior da câmara pulpar dos dentes e uma espátula aquecida foi aplicada na face vestibular. Este procedimento se repetiu três vezes em intervalos de 48 horas. Após o tratamento clareador, os dentes foram novamente corados e fotografados.

Os resultados evidenciaram não haver diferença na estrutura do esmalte dental quando o calor é aplicado. Em apenas um caso, uma trinca de esmalte tornou-se comunicante após a aplicação de calor.

No estudo de Clelland, Dorosti e Seghi (2002), após o tratamento clareador, as amostras foram submetidas a maquina de desgaste. O contato da face de esmalte das amostras foi feito com uma cerâmica extremamente polida. Foram realizados 50.000 ciclos e as facetas de desgaste do esmalte foram observadas por métodos de escaneamento óptico. Os autores observaram que o tempo de tratamento clareador (7 ou 14 dias) não afetou no tamanho das facetas de desgaste resultantes, ao passo que o efeito entre a concentração do gel clareador foi significante. O uso do peróxido de carbamida 10% resultou em uma faceta de desgaste maior do que aquela observada quando o peróxido de carbamida 20% e 22% foram utilizados sobre o esmalte.

No estudo *in vitro* em que Auschill et al. (2002) compararam três técnicas clareadoras quanto ao potencial de alteração da superfície de esmalte dental, vinte e quatro dentes foram observados em MEV. Estes dentes foram divididos em três grupos nos quais: um grupo foi submetido à técnica clareadora caseira, um grupo recebeu fitas que continham material clareador e o terceiro grupo foi submetido à técnica clareadora de consultório. Nenhum dos grupos estudados mostrou alterações detectáveis na superfície de esmalte em subseqüente análise microscópica com 2000X de aumento.

White et al. (2003), em um estudo *in situ,* utilizaram molares humanos recém extraídos que foram expostos a tratamento clareador sob condições de tempo e temperatura controlados, alternado a exposições à saliva humana. Grupos com diversas marcas de peróxido de carbamida em diversas concentrações foram confeccionados, incluindo condições de clareamento excessivo ou “overbleaching".

Os autores não encontraram alterações na superfície de esmalte quando este foi analisado em MEV, inclusive no grupo que foi submetido a condições de clareamento excessivo. Com este estudo, os autores afirmam que os produtos encontrados no mercado para clareamento dental são seguros para uso em dentes vitais.

Nizam et al. (2005) avaliaram *in vitro* os efeitos de um agente clareador a base de peróxido de hidrogênio 30%, nas propriedades nanomecânicas da dentina e do esmalte dental utilizando uma técnica de nanoindentação. Para este estudo, os autores utilizaram 5 pré-molares recém extraídos. Nanoindentações foram feitas inicialmente em fatias de esmalte e de dentina para determinar suas propriedades mecânicas. Um grupo foi mantido em solução salina balanceada de Hank como controle, enquanto outro grupo foi clareado com peróxido de hidrogênio 30% durante 24 horas. O mesmo número de nanoindentações foi então novamente realizado próximo à região indentada anteriormente, tanto no grupo controle como no grupo clareado. As durezas obtidas por nanoindentação antes e após o clareamento foram comparadas. A análise estatística demonstrou que não houve diferença na dureza nos grupos controle tanto de esmalte como de dentina. Porém, as propriedades mecânicas da dentina clareada diminuíram significativamente. Na dentina intertubular, a dureza diminuiu 29-55%. No esmalte, a dureza diminuiu 13-32%. Os autores afirmam que, o mecanismo exato pelo qual o peróxido de hidrogênio afeta a dentina e o esmalte ainda não está totalmente elucidado, porém, ele apresenta um efeito prejudicial nas propriedades nanomecânicas dos dentes.

Poucos estudos estão disponíveis para confirmar a segurança do uso de altas concentrações de peróxido de hidrogênio nas fórmulas de clareamento dental noturno. Devido a este fato, Pugh Jr. et al. (2005) investigaram *in vitro* os efeitos do peróxido de hidrogênio na microdureza e morfologia do esmalte, e na penetração

deste material na polpa. Para isso, foi utilizado um peróxido de carbamida 10% (equivalente ao peróxido de hidrogênio 3,5%) comparado com duas outras formulações contendo peróxido de hidrogênio 7% e 12%. Análises de microdureza, microscopia eletrônica de varredura e avaliação por microscopia de força atômica foram feitas a partir de blocos de esmalte cortados dos dentes dos grupos experimentais. Os blocos de esmalte foram analisados após 14 tratamentos de 7 horas. Em relação à morfologia do esmalte, microdureza e composição básica, não foi observada diferença estatística significante entre os grupos tratados após 98 horas de tratamento. Com isso, os autores puderam concluir que, o peróxido de hidrogênio não tem efeitos adversos sobre a morfologia e a microdureza do esmalte.

Com a finalidade de analisar in vitro o efeito do agente clareador a base de peróxido de hidrogênio 30% na perda mineral do esmalte dental bovino, Lee et al. (2006) quantificaram o conteúdo mineral no dente e no agente clareador, para assim estimar o efeito do peróxido de hidrogênio nos dentes. Para isso, incisivos bovinos (n=5) foram polidos e imersos em solução de peróxido de hidrogênio 30% por 120 horas. A quantidade de elementos concentrados no agente clareador (5 ml) foi medido utilizando um espectrofotômetro de emissão atômica e uma cromatografia de íons. A quantidade de elementos minerais nos dentes foi medida através de uma sonda elétrica microanalisadora. A quantidade de zinco no agente clareador foi abaixo do limite de detecção do equipamento. O conteúdo mineral total do esmalte que não foi clareado (90,75 $\pm$1,58) foi um pouco maior do que o encontrado no esmalte clareado (87,44 $\pm$0,77). Com estes resultados, os autores afirmam que a quantia de perda de cálcio do esmalte clareado após 120 horas foi similar à quantia de perda de cálcio de dentes expostos a refrigerantes ou sucos por alguns minutos.

Desta forma, a perda mineral causada por tratamentos clareadores não deve ser um fator de ameaça aos dentes.

Em uma revisão de literatura sobre os efeitos adversos e os aspectos seguros do uso do peróxido de hidrogênio para o clareamento dental, Tredwin et al. (2006) afirmaram que alterações significantes na topografia da superfície de esmalte ocorrem após o tratamento clareador com peróxido de hidrogênio ou peróxido de carbamida. Altas concentrações do peróxido de carbamida causam danos à integridade da superfície de esmalte, porém menores do que os danos causados pelo condicionamento com ácido fosfórico. Os autores também concordam que um aumento na rugosidade da superfície de esmalte pode deixar os dentes mais susceptíveis ao manchamento extrínseco após o tratamento clareador.

Duschner et al. (2006) realizaram um estudo in vitro para examinar os efeitos na dureza superficial e na morfologia do esmalte, causados por fitas clareadoras que contêm peróxido de hidrogênio. Examinaram também a ultraestrutura e a composição química do esmalte e da dentina após o uso deste tipo de produto. Para isso, molares humanos recém extraídos foram lixados e polidos a fim de preparar um substrato uniforme para receber os tratamentos clareadores. Uma metodologia que reproduzia um ciclo de tratamento foi empregada a qual alternava exposições à saliva humana com o tratamento clareador sob condições de temperatura e tempo de tratamento controlados. O tratamento clareador incluía o uso de fitas clareadoras vendidas comercialmente, a qual contém um gel a base de peróxido de hidrogênio na concentração de 6,0%. Este tratamento foi realizado simulando duas vezes a exposição recomendada (28 horas de tratamento clareador). Foi confeccionado um grupo controle que não foi clareado. Medidas de cor foram tomadas antes e após o tratamento clareador apenas para confirmar a atividade clareadora do produto. Os

efeitos do clareamento nas propriedades físicas do esmalte foram verificados com medidas de microdureza. Os efeitos ultraestruturais foram classificados na superfície e subsuperfície através de microscopia a laser confocal e técnicas de microscopia eletrônica de varredura. Neste estudo as medidas de cor confirmaram significante clareamento dental com o uso das fitas. A microdureza superficial e a análise em MEV não demonstraram efeitos deletérios nas superfícies de esmalte. Análises micromorfológicas com microscopia a laser confocal confirmaram a segurança do uso de fitas com material clareador na superfície e subsuperfície de esmalte, na junção amelo-dentinária e na ultraestrutura de dentina. Desta forma, os autores puderam afirmar que o tratamento clareador com fitas contendo peróxido de hidrogênio não causa alterações na histomorfologia da superfície e subsuperfície dental ou na microdureza superficial dos dentes tratados. A primeira vista, estes resultados confirmam a segurança do uso de fitas clareadoras com peróxido de hidrogênio.

3 PROPOSIÇÃO

O objetivo deste trabalho foi estudar o clareamento da superfície de esmalte de incisivos bovinos com um produto clareador (peróxido de hidrogênio 35%) e um gel placebo (glicerina) utilizando diferentes fontes de luz (LED, halógena e laser de argônio) para:

1. avaliar a transmissão de calor através de estruturas de esmalte/dentina, com o uso de um termômetro de radiação infravermelha, durante os procedimentos de clareamento;
2. avaliar a eficiência do clareamento através da aferição de cor com auxílio de um espectrofotômetro;
3. analisar a morfologia superficial do esmalte após os tratamentos, através de microscopia eletrônica de varredura – MEV.

4 MATERIAL E MÉTODOS

4.1 Material

4.1.1 Equipamentos

- Aparelho de ar condicionado tipo Split (Singer, Brasil)
- Aparelho de luz halógena Jetlite 4000 (J. Morita, Japão)
- Aparelho de luz LED Radii (SDI, Austrália)
- Espectrofotômetro (GBC, Austrália) modelo: Cintra 10 UV – Visible Spectrometer / ACN 005472686
- Estufa modelo: Orion 502/44 n°de série: HU 1815 (Fanen, Brasil) FAPESP: 99/12518-5
- Geladeira (Cônsul, Brasil) – FAPESP: 02/02003-3
- Labcut 1010 (Extec, Alemanha)
- Laser argônio AccuCure 3000 (LaserMed, EUA)– Projeto FAPESP 99/11408-1
- Microscópio eletrônico de varredura XL30 (Philips, Holanda)
- Microscópio óptico SZ-PT (Olympus, Japão)
- Politriz AutoMet 3 COM Ecomet 6 (Buehler, EUA) Projeto FAPESP 03/112182-4
- Radiômetro – Projeto FAPESP 00/10950-6
- Radiômetro de LED (SDI, Austrália)

- Termômetro de radiação infravermelha – MINIRAY 100 XL (Eurotron Instruments S.A., Itália).

4.1.2 Instrumental e Material

- Ácido fosfórico 37% - FGM Produtos Odontológicos Ltda. – Joinville – SC
- Água destilada
- Aplicadores descartáveis KG Brush – KG Sorensen Indústria e Comércio Ltda. – Barueri – SP
- Broca diamantada cilíndrica - KG Sorensen Indústria e Comércio Ltda. – Barueri – SP
- Caneta de alta rotação – Intramatic I -Dabi Atlante – Ribeirão Preto – São Paulo
- Caneta de baixa rotação – Kavo Intramatic II – Brasil
- Cera utilidade – Epoxiglass – Diadema – São Paulo
- Chá Preto Kitano – Yoki Alimentos S.A. – Cambará - PR
- Contra-ângulo Intra Lock - Dabi-Atlante- Ribeirão Preto – São Paulo
- Curetas periodontais - Hu-Friedy- Chicago – Estados Unidos
- Disco de Carburundum
- Discos de lixa para polimento Diamond PRO - FGM Produtos Odontológicos Ltda. – Joinville – SC
- Dispositivo para fixação dos corpos de prova
- Espessímetro
- Fita Crepe - 3M - Brasil

- Gel clareador Whiteness HP maxx - FGM Produtos Odontológicos Ltda. – Joinville – SC
- Gel de glicerina Block Action Form - Fórmula e Ação Odontológica – São Paulo - Brasil
- Pedra-pomes – SSWhite – Rio de Janeiro - Brasil
- Potes dappen
- Régua milimetrada
- Taça de borracha

4.2 Métodos

Sessenta e um incisivos bovinos foram utilizados neste estudo. Com o intuito de padronizar as amostras sob o aspecto de idade, desenvolvimento e maturação, e evitar excessos de trincas de esmalte, os dentes foram extraídos de novilhos com idade entre 24 e 36 meses. Os mesmos foram limpos com cureta periodontal para remoção de indutos e resíduos orgânicos e foi realizada uma profilaxia com taça de borracha, pedra-pomes e água. Os dentes limpos foram examinados em microscópio óptico com aumento de 40 vezes para visualização da ausência de trincas ou fissuras na superfície de suas coroas clínicas. Em caso da presença de trincas ou fissuras, os dentes eram descartados. Os dentes selecionados foram conservados em água destilada a 4°C até o início do experimento.

Com o auxílio de um aparelho Labcut e disco de corte diamantado sob refrigeração, as raízes foram separadas das coroas a dois milímetros da junção esmalte/cemento. A polpa coronária foi removida com o auxílio de uma cureta. Em

seguida, um corte foi realizado paralelamente ao longo eixo das coroas, e paralelo ao plano mésio-distal, para obtenção de amostras de esmalte-dentina da porção vestibular das coroas. Foram realizados mais dois cortes perpendiculares ao longo eixo dos dentes, no sentido mésio-distal, para remoção do terço incisal e do terço cervical do fragmento; e outros dois cortes no sentido inciso-cervical, paralelos ao longo eixo dos dentes, para remoção dos terços proximais (figura 4.1). Deste modo, foi possível padronizar todos os fragmentos, originários do terço médio, tanto no sentido mésio-distal quanto no sentido ocluso-cervical.

Os fragmentos foram lixados em todos os lados na Politriz com lixas de granulação 120 até a obtenção de amostras com 2 mm de espessura (sendo 1 mm de esmalte e 1 mm de dentina), 11 mm de altura e 6 mm de largura; medidas estas padronizadas com o auxílio de um espessímetro e uma régua milimetrada.

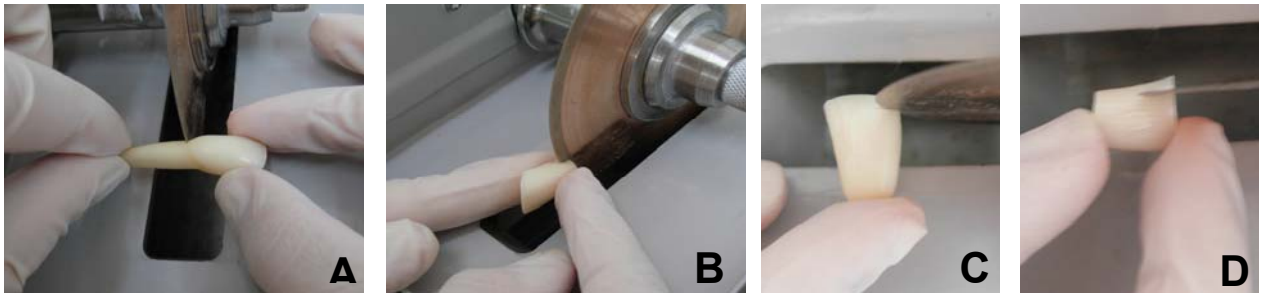

Figura 4.1 – A: Corte para remoção das raízes. **B:** Corte para separar a porção vestibular do restante das coroas. **C:** Corte para remoção da porção incisal da amostra. **D:** Corte para remoção do terço proximal da amostra

A superfície de esmalte foi polida com discos de lixa para polimento de granulação seqüencial fixados em contra-ângulo e micro-motor, a fim de obtermos uma superfície bem lisa e polida (Figura 4.2). Uma pequena marcação foi confeccionada na face de dentina com uma broca cilíndrica em alta rotação, a fim de

permitir a padronização do posicionamento da amostra em um dispositivo (máscara) do espectrofotômetro.

Os espécimes foram conservados em água destilada e mantidos em estufa a 37°C até o início do experimento.

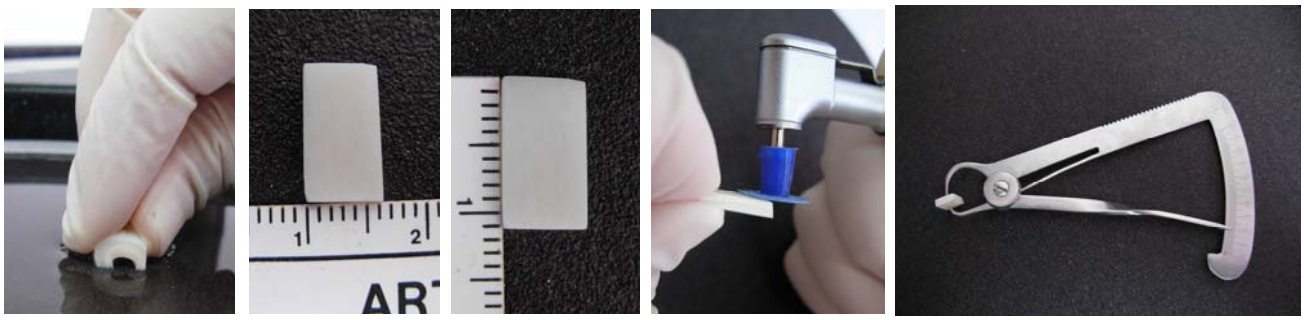

Figura 4.2 – A: Desgaste da amostra em politriz. **B:** Largura da amostra= 6mm. **C:** Altura da amostra= 11mm. **D:** Polimento da superfície de esmalte da amostra. **E:** Amostra com 2mm de espessura (1mm de esmalte, 1mm de dentina)

4.2.1 Aferição inicial da cor

O sistema de notificação de cor mais usado, e que foi escolhido neste trabalho, foi desenvolvido pela CIE (COMISSION INTERNATIONALE DE L´ECLAIRAGE, 1976) e é conhecido como CIEL*a*b*. As coordenadas de cor neste sistema tridimensional são L*= coordenada de luminosidade, que é acromática e varia de 0 (preto) a 100 (branco). As coordenadas a* e b* são cromáticas, a*= coordenada verde-vermelho (-a*: verde, +a*: vermelho); e b*= coordenada azul-amarelo (-b*: azul, +b*: amarelo).

O equipamento utilizado foi um espectrofotômetro (Figura 4.3A) que permite selecionar o comprimento de onda da radiação adequado à análise de um

determinado componente. A precisão dos comprimentos de onda para análise é chamada de banda de passagem, mais comuns na ordem de 10nm. O espectro da análise utilizado neste trabalho foi de 380nm à 780nm que é o espectro para a faixa de luz visível.

Com o auxílio do espectrofotômetro (Cintra 10 UV – GBC) e uma esfera de integração de reflectância foram obtidos os valores de L* (luminosidade), a* (vermelho-verde) e b* (azul-amarelo) de cada amostra para determinar a sua cor inicial (Figura 4.3B). Esta leitura foi realizada tendo como iluminante a luz do dia D65 e o observador posicionado a 2°.

Para a aferição da cor, as amostras foram posicionadas em uma “máscara” de polipropileno de forma que a luz emitida pelo espectrofotômetro fosse absorvida e/ou refletida pela superfície de esmalte das amostras (Figura 4.3B).

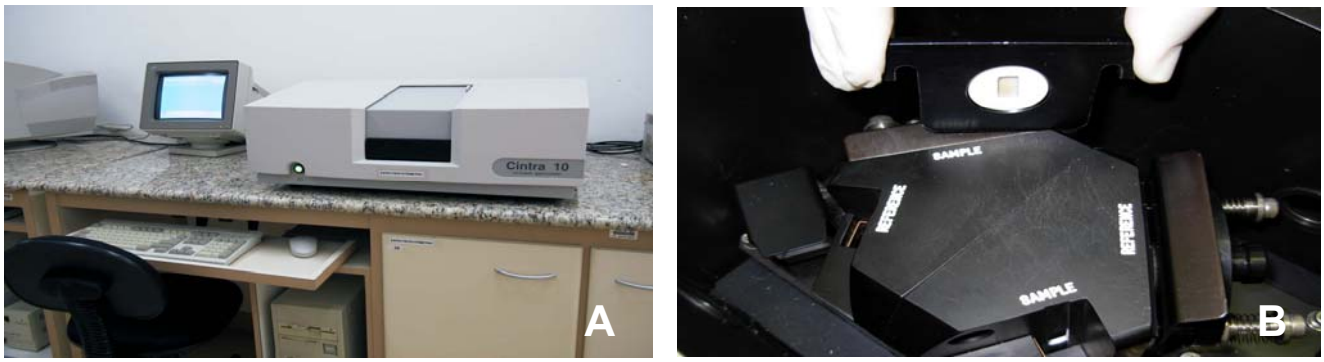

Figura 4.3 - A - Espectrofotômetro Cintra 10 utilizado no experimento. **B** - Esfera de integração de reflectância com a “máscara” sendo posicionada

Todas as leituras realizadas pelo espectrofotômetro foram feitas em triplicata e o valor utilizado como sendo a cor da amostra foi a média destas três leituras em cada tempo do experimento.

Apenas para esclarecimento, foram realizadas três leituras da cor inicial de cada amostra e obtida uma média, o valor desta média é que foi denominado como a cor inicial de cada amostra (chamados de L^*_1, a^*_1 e b^*_1).

4.2.2 Manchamento dos espécimes

O método de manchamento foi realizado de acordo com Sulieman, Addy e Rees (2003). Todos os espécimes tiveram a superfície de dentina condicionada por gel de ácido fosfórico 37% por 60 segundos. O gel foi removido da superfície dos espécimes com *spray* de ar-água provenientes da seringa tríplice por 30 segundos. Este procedimento foi realizado com a finalidade remover o *smear layer*, expor os túbulos dentinários e estimular o manchamento através do dente.

Em seguida, as amostras ficaram imersas em recipientes plásticos individuais com 3,5 ml de solução padronizada de chá preto em temperatura ambiente (22 ± 2 °C) por 24 horas. A solução de chá preto foi obtida através da fervura de 2 gramas de chá preto em 100 ml de água destilada por 5 minutos. A solução foi filtrada em gaze a fim de remover o chá da infusão.

Decorrido o período de 24 horas, as amostras foram retiradas da solução de chá e receberam uma profilaxia realizada com o auxílio de um contra-ângulo, taça de borracha, pasta de pedra-pomes e água para a remoção de manchas extrínsecas (Figura 4.4 A e B).

As amostras foram levadas novamente ao espectrofotômetro para aferir a cor após o manchamento. A aferição de cor foi realizada conforme descrito anteriormente e os valores de L*, a* e b* foram denominados L^*_2, a^*_2 e b^*_2.

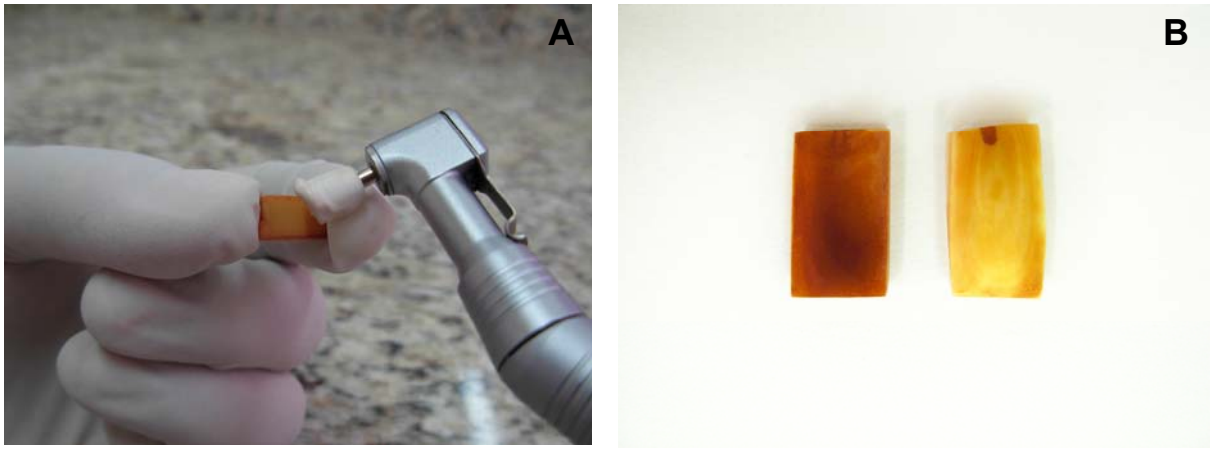

Figura 4.4 – A: As amostras receberam uma profilaxia com pasta de pedra-pomes e água. **B:** Face de dentina das amostras antes e depois da profilaxia

4.2.3 Aferição da temperatura e do clareamento

4.2.3.1 termômetro de radiação infravermelha

O termômetro de Radiação Infravermelha 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. Uma sonda metálica auxiliar com superfície plana de 6 mm de diâmetro ou uma mira a laser com 12 mm de diâmetro podem ser utilizadas para a identificação da área da superfície a medir (Figura 4.5 A).

Através de um gatilho presente na sua haste pode-se ligar ou desligar o termômetro e basta aciona-lo apenas uma vez para qualquer uma dessas funções.

Para a realização do experimento, a temperatura ambiente foi padronizada em 22°C ± 0,5°C com o auxílio de um aparelho de ar condicionado.

O termômetro MINIRAY 100XL possui um foco espectral de 8 a 14 µm e faixa de operação entre -32°C e 520°C (Figura 4.5 B).

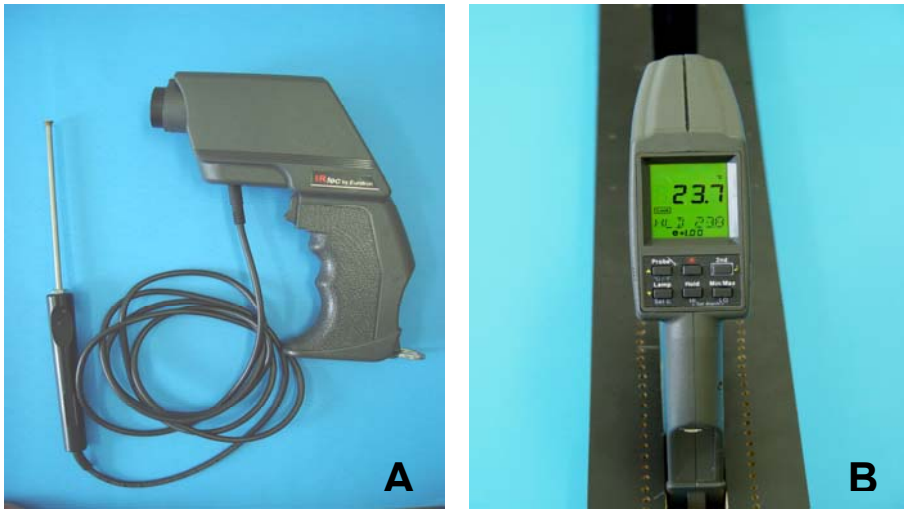

Figura 4.5 – A: Termômetro de radiação infravermelha com sonda auxiliar.
B: Aspecto do visor do termômetro

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). O termômetro foi calibrado contra uma fonte de radiação de emissividade previamente calibrada por um padrão de transferência Land Modelo Cyclops300, Certificado de Calibração n° 4274/05, emitido pelo IMETRO (Anexo A). O termômetro tem emissividade ajustável de 0,30 a 1,0.

Para o correto monitoramento da variação da temperatura, houve a necessidade de se padronizar a emissividade das amostras. Desta forma, a emissividade das amostras foi determinada da seguinte forma:

- Utilizou-se uma tinta spray preta que foi aplicada sobre toda a superfície de uma amostra;

- a amostra preta foi então posicionada perpendicularmente à sonda acessória do termômetro de radiação infravermelha, de forma que toda a sua superfície tocava na sonda do termômetro. O gatilho do termômetro foi mantido pressionado até aparecer no visor os valores da emissividade e esta foi ajustada até o valor de 0,98, seguindo as instruções do fabricante. Após o ajuste da emissividade, o gatilho do termômetro foi novamente acionado para obtenção da temperatura, que foi de 22°C;
- obtida a temperatura, uma amostra que não foi pintada com tinta preta foi posicionada perpendicularmente à sonda do termômetro de forma que as superfícies se tocavam perfeitamente. A emissividade foi ajustada até atingir a mesma temperatura de 22°C, quando então obteve-se o valor de 0,95 que passou a ser a emissividade padrão para as amostras deste experimento.

4.2.3.2 dispositivo para fixação das amostras, das fontes de luz e do termômetro de radiação infravermelha

Para padronização das irradiações e das medições das temperaturas foi desenvolvido um dispositivo para fixação das amostras de acordo com Ciaramicoli (2004).

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 da canaleta 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.

No centro da base e perpendicularmente à mesma, uma estrutura retangular foi fixada, com 14cm de altura e secção quadrangular de 2,4cm, feita com a mesma madeira da base. Na parte superior da estrutura retangular foi preso um cubo de madeira com 1,6cm de altura e 3,9cm de largura preenchido na sua porção central com cera utilidade para retenção das amostras (Figura 4.6).

O termômetro possui uma sonda auxiliar que consiste em uma ponta metálica com uma superfície plana circular com 6mm de diâmetro. Uma vez em contato com uma superfície, a sonda capta a temperatura do objeto que ela estiver em contato e o valor da temperatura é mostrado no visor do termômetro. Para a fixação desta sonda no dispositivo, duas hastes metálicas com 14,6cm foram encaixadas nas perfurações e a sonda foi fixada nas hastes com fita crepe de forma que a ponta da sonda ficasse localizada no centro da superfície de cera que se encontrava na haste central do dispositivo.

Figura 4.6 - Dispositivo para fixação das amostras, das fontes de luz e do termômetro de radiação infravermelha

4.2.3.3 aferição do calor emitido pelas fontes de luz

Com a finalidade de se realizar comparações, foi aferido o calor emitido pelas fontes de luz com o auxílio do termômetro de radiação infravermelha.

Para isso, o termômetro foi posicionado no dispositivo de madeira e a sua sonda auxiliar foi presa nas hastes metálicas.

Foram avaliadas: a luz LED (Radii – SDI), a luz halógena (Jetlite 4000 – J. Morita) e o laser de argônio (AccuCure 3000 – LaserMed). Para aferir o calor emitido por elas, as fontes de luz foram posicionadas em frente ao termômetro de forma que sua ponta tocasse a totalidade da ponta da sonda auxiliar do termômetro (Figura 4.7). Cada fonte de luz foi então ativada durante 30 segundos, e o calor emitido foi medido a cada 10 segundos. Este procedimento foi repetido 3 vezes e o valor utilizado foi a média dos valores encontrados.

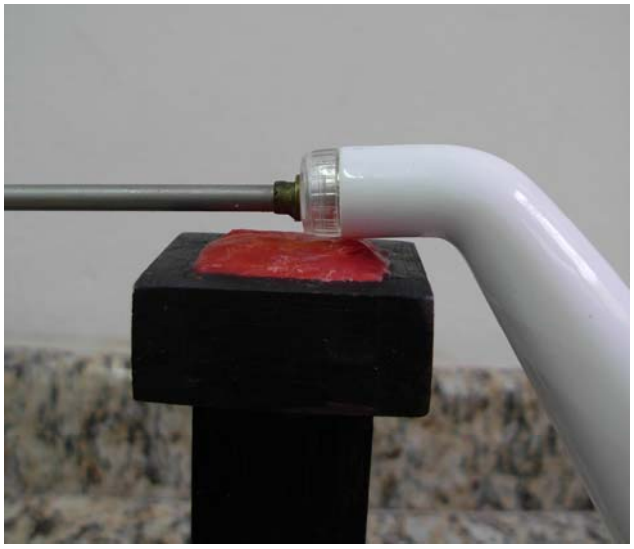

Figura 4.7 – Fonte de luz LED posicionada para a aferição do calor emitido por sua ponta

4.2.3.4 grupos experimentais

Para o processo de clareamento deste experimento, foi utilizado um gel clareador a base de peróxido de hidrogênio 35% (HPmaxx - FGM). O gel é obtido a partir da mistura da solução de peróxido de hidrogênio com o espessante. Esta mistura adquire a coloração roxa e, assim que o período de ação do gel termina, esta mistura torna-se verde (Figura 4.8 A).

Foi empregado também, como controle, um gel de glicerina incolor (Block Action Form - Fórmula e Ação) o qual foi denominado Placebo (Figura 4.8 B).

As fontes de luz utilizadas para este trabalho foram: uma fonte de luz LED, uma luz Halógena e o Laser de Argônio.

As amostras foram divididas em 12 grupos (n=5). Os grupos foram determinados de acordo com o gel e a fonte de luz a serem utilizados (Tabela 4.1).

Figura 4.8 – A - Gel à base de peróxido de hidrogênio 35% (HP maxx – FGM). **B -** gel incolor à base de glicerina (Block Action Form – Fórmula & Ação)

Tabela 4.1- Grupos experimentais.

Gel / Luz	Hpmaxx	Placebo	Sem Gel
LED	Grupo A	Grupo B	Grupo C
Halógena	Grupo D	Grupo E	Grupo F
Laser Argônio	Grupo G	Grupo H	Grupo I
Sem Luz	Grupo J	Grupo K	Grupo L

Um sorteio foi realizado no qual todos os grupos tinham a mesma chance de serem sorteados. Assim que o grupo era sorteado, este era descartado do sorteio para dar chance aos outros grupos. Uma vez selecionado o grupo, uma amostra daquele grupo era posicionada na cera utilidade localizada na parte central do dispositivo. A face de dentina da amostra ficava voltada para a sonda auxiliar do termômetro de forma a tocá-la perfeitamente (Figura 4.9A). Quando a amostra entrava em equilíbrio com a temperatura ambiente (atingia 22°C ± 0,5°C), dava-se

início ao tratamento. Terminado o tratamento clareador desta amostra, um novo grupo era sorteado.

Em todos os grupos que se seguem, o gel utilizado foi aplicado sobre a amostra 3 vezes conforme será descrito, a fim de reproduzir o que é recomendado como uso no consultório odontológico.

- **Grupo A**

Neste grupo foi utilizada a fonte de luz LED (Radii – SDI). Para isso, a fonte luminosa foi encaixada na canaleta central do dispositivo de fixação (Figura 4.6) e inclinado até a haste central onde estava localizada a amostra, de forma que a ponta luminosa da fonte de luz LED ficasse a 1mm de distância da face de esmalte da amostra (Figura 4.9B).

Assim que o conjunto estivesse em equilíbrio térmico com o ambiente, 3 gotas de peróxido de hidrogênio do gel clareador HPmaxx (FGM) era misturado com 1 gota de espessante em um pote dappen (conforme especificações do fabricante) e o gel era aplicado sobre a superfície de esmalte da amostra com o auxílio de um aplicador do tipo *microbrush*.

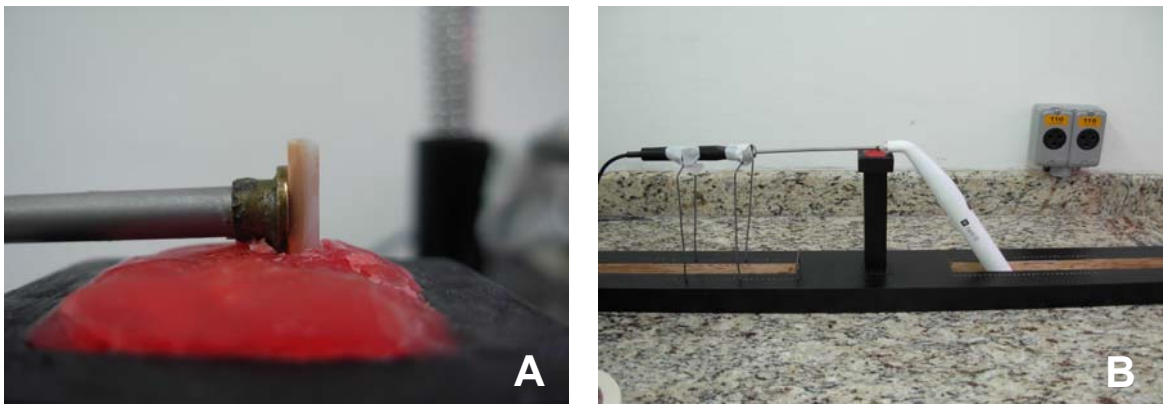

Figura 4.9 – A – Amostra tocando totalmente a superfície da sonda do termômetro. **B** – Conjunto: dispositivo, sonda do termômetro, amostra e luz LED posicionados

A fonte luminosa era ativada por 30 segundos e, assim que a luz se apagava, a temperatura da superfície de dentina era aferida com o termômetro de radiação infravermelha a cada 10 segundos até completar 80 segundos do início do experimento (tempo determinado por estudos piloto). Terminado este período o gel era mantido sobre a amostra por mais 8 minutos e 40 segundos, completando um tempo de ação do gel de 10 minutos. Para a remoção do gel, a amostra era lavada em água corrente e seca em papel absorvente. Este processo de clareamento foi repetido mais 2 vezes e durante estas repetições, a temperatura também foi aferida.

Em todos os grupos que a luz LED foi utilizada, a sua potência era medida antes do uso em um radiômetro especialmente utilizado para luz LED. A potência variou entre 1250mW/cm^2 e 1500mW/cm^2.

- **Grupo B**

O procedimento de clareamento realizado neste grupo foi exatamente igual ao descrito para o grupo anterior, porém o gel utilizado foi um gel de glicerina incolor (Fórmula e Ação) o qual foi chamado de Placebo. Este gel não precisava de nenhum tipo de manipulação e era aplicado sobre a superfície de esmalte da amostra com o auxílio de um *microbrush*. A fonte de luz LED era aplicada por 30 segundos sobre o esmalte e a temperatura aferida cada 10 segundos até completar 80 segundos do início do experimento. O gel permaneceu sobre a amostra por um período total de 10 minutos e, decorrido este período, ele era lavado em água corrente. Este processo também foi repetido mais duas vezes, tendo a temperatura aferida em todas as repetições.

- **Grupo C**

Neste grupo, nenhum gel foi aplicado sobre o esmalte da amostra. A fonte de luz LED era acionada sobre a superfície de esmalte por 30 segundos e a temperatura aferida a cada 10 segundos até completar 80 segundos do início do experimento. Apesar de não ter a presença do gel sobre a superfície de esmalte, a aplicação da fonte luminosa também foi realizada três vezes.

- **Grupo D**

Neste grupo, a fonte de luz utilizada foi a luz halógena (J. Morita). Para a padronização da sua posição, um dispositivo de madeira revestido com fórmica preta foi desenvolvido a fim de manter a posição da luz constante. Este dispositivo permite movimentar a fonte de luz livremente no sentido do longo eixo do dispositivo para fixação das amostras de forma que a ponta da fonte de luz ficasse localizada a 1mm da superfície de esmalte das amostras (Figura 4.10 A e B).

O gel utilizado neste grupo foi o HPmaxx e este foi manipulado e aplicado sobre a amostra conforme descrito para o Grupo A. A luz foi aplicada sobre a superfície de esmalte das amostras por 30 segundos e as aferições de temperatura também foram realizadas a cada 10 segundos até completar 80 segundos do início do experimento, conforme descrito anteriormente. Em seguida, o gel permaneceu sobre a amostra por mais 8 minutos e 40 segundos, completando seu período de ação de 10 minutos.

Em todos os grupos que a luz halógena foi utilizada, a sua potência foi aferida antes do uso com um radiômetro de luz halógena. Em todos os grupos, esta potência variou entre 750 mW/cm^2 e 850 mW/cm^2.

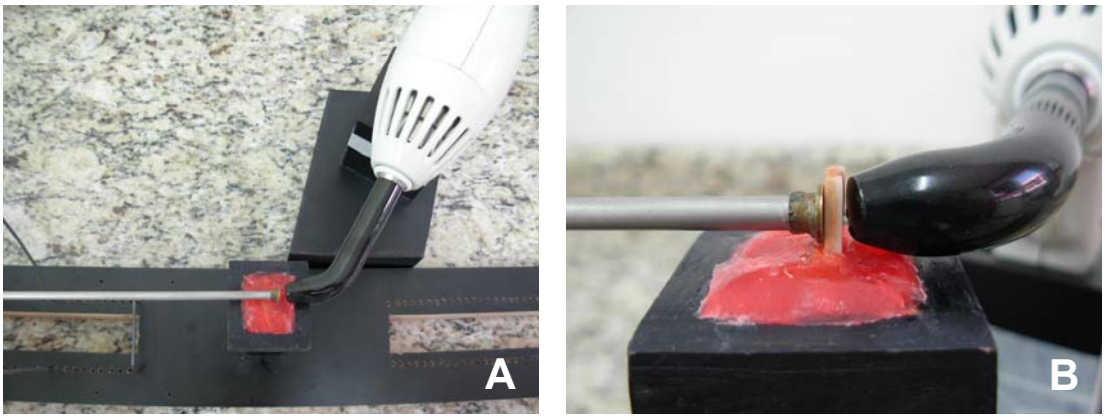

Figura 4.10 – **A** - Luz halógena posicionada no dispositivo desenvolvido para seu suporte.
B- Posição da amostra em relação ao termômetro e à ponta da luz halógena

- **Grupo E**

A fonte de luz halógena também foi utilizada neste grupo, porém as amostras receberam sobre a sua superfície de esmalte o gel Placebo que permaneceu sobre as amostras por um tempo total de 10 minutos. A fonte de luz foi aplicada por 30 segundos sobre o esmalte e a temperatura aferida a cada 10 segundos até completar 80 segundos do início do experimento. Este processo também foi repetido mais duas vezes.

- **Grupo F**

Neste grupo, nenhum gel foi aplicado sobre a superfície das amostras e a luz halógena foi aplicada diretamente sobre a superfície de esmalte por 30 segundos. A temperatura foi aferida a cada 10 segundos até completar 80 segundos do início do experimento. Apesar de não ter a presença do gel sobre a superfície de esmalte, a aplicação da fonte luminosa também foi realizada três vezes.

- **Grupo G**

Neste grupo, a fonte luminosa utilizada foi o Laser de Argônio. Para utilização do laser, foram seguidas as condutas 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 B).

Para a padronização do seu posicionamento, a ponta da fibra do laser foi fixada em um suporte metálico. Este suporte também podia se movimentar livremente no sentido do longo eixo do dispositivo para fixação das amostras de forma que a ponta da fibra do laser ficasse posicionada a 1mm da superfície de esmalte (Figura 4.11).

O gel utilizado neste grupo foi o HPmaxx e sua manipulação foi feita conforme especificações do fabricante. A luz laser foi aplicada durante 30 segundos e as temperaturas foram aferidas a cada 10 segundos até completar 80 segundos como em todos os outros grupos. O gel clareador completou seu período de ação de 10 minutos sobre a superfície de esmalte antes de ser removido em água corrente.

Figura 4.11 – Laser de Argônio AccuCure 3000 (LaserMed)

Em todos os grupos que o laser de Argônio foi utilizado, a potência usada foi de 200mW, comprimento de onda de 488nm e a ponta da fibra apresenta um *spot size* de 6mm de diâmetro. Esta potência foi confirmada sempre antes do uso em um *powermeter* e variou entre 198mW e 201mW. Estes parâmetros utilizados no laser nos proporcionaram uma Densidade de Energia de 21,42J/cm^2.

- **Grupo H**

Neste grupo as amostras receberam sobre a sua superfície de esmalte o gel Placebo que permaneceu sobre as amostras por 10 minutos. O laser de Argônio foi aplicado por 30 segundos sobre o esmalte e a temperatura aferida a cada 10 segundos até completar 80 segundos do início do experimento. Este processo também foi repetido mais duas vezes.

- **Grupo I**

Nenhum gel foi utilizado neste grupo. O laser de Argônio foi aplicado diretamente sobre a superfície de esmalte da amostra durante 30 segundos como nos outros grupos e a temperatura foi aferida a cada 10 segundos como já foi descrito anteriormente. Mesmo sem a presença do gel, assim que a amostra entrava em equilíbrio de temperatura com o ambiente, a aplicação da luz se repetiu por mais duas vezes.

- **Grupo J**

Neste grupo o gel HPmaxx foi utilizado, porém nenhuma fonte de luz foi aplicada sobre a amostra. Assim que a amostra entrava em equilíbrio com a temperatura ambiente, o gel era manipulado conforme as especificações do

fabricante e era aplicado sobre a superfície de esmalte. Decorridos 30 segundos da aplicação do gel, a temperatura era aferida a cada 10 segundos até completar 80 segundos. Passados estes 80 segundos, o gel permanecia sobre a amostra por mais 8 minutos e 40 segundos até completar 10 minutos sobre a amostra, exatamente como foi feito em todos os outros grupos.

- **Grupo K**

O gel Placebo foi utilizado neste grupo e nenhuma fonte de luz foi aplicada sobre as amostras. Decorridos 30 segundos da aplicação do gel, a temperatura era aferida a cada 10 segundos até completar 80 segundos. Passados estes 80 segundos, o gel permanecia sobre a amostra por mais 8 minutos e 40 segundos até completar 10 minutos sobre a amostra, da mesma forma que foi descrita no grupo anterior.

- **Grupo L**

Nenhum gel e nenhuma fonte de luz foram aplicados nas amostras deste grupo. Quando a amostra entrava em equilíbrio de temperatura com o ambiente, aguardava-se 30 segundos e a temperatura era aferida a cada 10 segundos até completar 80 segundos.

4.2.4 Aferição da cor imediatamente após clareamento

Assim que o procedimento de clareamento encerrava, as amostras eram posicionadas novamente no espectrofotômetro para que este pudesse determinar a

cor das amostras. Durante a determinação desta cor, tomou-se o cuidado para que as amostras fossem posicionadas na máscara de polipropileno da mesma forma que foi feito para as outras leituras de cor. Neste momento foi possível determinar os valores de L^*_3, a^*_3 e b^*_3.

Em seguida, as amostras foram armazenadas individualmente em água destilada a 37°C por um período de 24 horas.

4.2.5 Aferição da cor 24 horas após clareamento

Decorridas 24 horas após o clareamento, as amostras foram submetidas novamente ao espectrofotômetro e os valores de L^*_4, a^*_4 e b^*_4 foram determinados.

As amostras foram então mantidas por mais 6 dias em água destilada a 37°C.

4.2.6 Aferição da cor 1 semana após clareamento

Decorrido o período de 7 dias após o clareamento, as amostras foram submetidas ao espectrofotômetro para a determinação dos valores de L^*_5, a^*_5 e b^*_5.

4.2.7 Determinação das diferenças de cor

Com os valores de L*, a* e b* obtidos nas leituras; pôde-se determinar o valor de ΔE^*, que significa a diferença de cor da mesma amostra antes e após algum procedimento. Este ΔE^* é conseguido através da seguinte equação:

$\Delta E = (\Delta L^2 + \Delta a^2 + \Delta b^2)^{1/2}$, onde:

$\Delta L = L_{final} - L_{inicial}$, $\Delta a = a_{final} - a_{inicial}$, e $\Delta b = b_{final} - b_{inicial}$.

Neste experimento foi possível obtermos diversos valores de ΔE^*, pois as diferenças de cor foram observadas entre:

- A cor inicial (L^*_1, a^*_1 e b^*_1) e a cor após manchamento (L^*_2, a^*_2 e b^*_2) denominado $\Delta E^*1\text{-}2$: para verificar se o método de manchamento escolhido para este experimento foi efetivo;
- A cor após manchamento (L^*_2, a^*_2 e b^*_2) e imediatamente após clareamento (L^*_3, a^*_3 e b^*_3) denominado $\Delta E^*2\text{-}3$: para verificar se o clareamento foi efetivo;
- A cor após manchamento (L^*_2, a^*_2 e b^*_2) e após 24 horas (L^*_4, a^*_4 e b^*_4) denominado $\Delta E^*2\text{-}4$ para verificar a cor 24 horas após o clareamento;
- A cor após manchamento (L^*_2, a^*_2 e b^*_2) e após 1 semana (L^*_5, a^*_5 e b^*_5), denominado $\Delta E^*2\text{-}5$ para verificar a cor após 1 semana do clareamento e a efetividade do clareamento;
- A cor inicial (L^*_1, a^*_1 e b^*_1), e a cor 1 semana após clareamento (L^*_5, a^*_5 e b^*_5), denominado $\Delta E^*1\text{-}5$: para verificar se a amostra retornou à cor inicial;

4.2.8 Análise morfológica da superfície das amostras

Uma amostra de cada grupo foi selecionada aleatoriamente para ser submetida à análise da morfologia da superfície de esmalte em Microscópio Eletrônico de Varredura (MEV).

Além destas, mais uma amostra de esmalte/dentina bovino foi preparada da mesma maneira. Sua superfície de esmalte foi submetida a condicionamento com gel de ácido fosfórico 37% durante 15 segundos, em seguida o gel foi lavado com *spray* de ar e água provenientes da seringa tríplice e a amostra foi seca com jato de ar.

As treze amostras selecionadas para análise em MEV foram preparadas da seguinte forma:

1 – As amostras foram fixadas em glutaraldeído 2% ou 2,5%, por no mínimo 2h;

2 – Foram feitas 3 lavagens de 5min cada com Tampão Fosfato 0,1M;

3 – Para o processo de desidratação das amostras, elas foram submetidas a:

- Álcool 30% - por 2 vezes, durante 5 min cada banho;
- Álcool 50% - por 2 vezes, durante 5 min cada banho;
- Álcool 70% - por 2 vezes, durante 5 min cada banho;
- Álcool 90% - por 2 vezes, durante 5 min cada banho;
- Álcool 96% - por 2 vezes, durante 5 min cada banho;
- Álcool absoluto - por 4 vezes, durante 5 min cada banho;

4 – As amostras ficaram imersas em HMDS por 20min;

5 –O HMDS foi aspirado e as amostras ficaram secando na capela por no mínimo 2 horas para a total volatilização do HMDS.

6 – As amostras foram coladas nos suportes metálicos (*stubs)* com cola de cianoacrilato tendo a sua face de esmalte voltada para cima e foi feita a metalização com ouro em um *Sputtering* que formou uma fina camada áurica de 25nm de espessura sobre as amostras.

Todas as amostras foram examinadas e fotomicrografadas no MEV XL 30 (Philips) que operou entre 10 e 20 KV com aumento de 2000X.

Estas fotomicrografias foram utilizadas apenas para análise morfológica, não sendo realizada nenhum tipo de análise estatística para este procedimento.

4.2.9 Análise estatística dos resultados

Os dados de temperatura, de cada um dos grupos em cada uma das aplicações, foram resumidos através da média ± desvio padrão para cada um dos tempos avaliados. Na análise inferencial foi utilizado um modelo de Análise de Variância (ANOVA) com medida repetida, sendo avaliado os fatores Grupo, Aplicação, Tempo e as possíveis interações entre esses fatores. Com base nesse modelo, foram construídos contrastes que permitiram comparações da variação de temperatura.

Para avaliação da cor foram calculadas as variações de ΔE a partir das medidas de L*, a* e b*.

Para todas as situações descritas de ΔE, foi considerado como significativa variações maiores ou iguais a 3,0 para cada um dos grupos, sendo para isto aplicado o teste t para uma única amostra. Além disso, também foram comparados

os ΔE's de cada uma das situações entre os grupos avaliados através de uma Análise de Variância (ANOVA).

Em toda análise estatística foi adotado um nível de significância (α) de 5%, ou seja, foram considerados como sendo significantes os resultados que apresentaram p-valor inferior a 5% ($p<0,05$). Foi utilizado o software SAS versão 9.1.

5 RESULTADOS

5.1 Análise da aferição de temperatura

Para a avaliação da temperatura foi utilizado um modelo de Análise de Variância (ANOVA) com medida repetida o qual permitiu a avaliação dos fatores Grupo (A, B, C, D, E, F, G, H, I, J, K, L), Aplicação (1ª, 2ª e 3ª), Tempo (Inicial, 30s, 40s, 50s, 60s, 70s e 80s) e todas as possíveis interações entre estes fatores.

Com base nesse modelo foi verificado que não houve efeito estatisticamente significante da Aplicação ($p=0,633$) e nem de nenhuma das interações que envolviam o fator Aplicação ($p>0,05$). Ou seja, em média as três aplicações não se diferenciaram em cada um dos grupos e tempos avaliados, isso permitiu que as medidas das três aplicações de cada uma das amostras fossem utilizadas como repetições (Apêndices de A a D).

O Gráfico 5.1 apresenta o perfil médio da temperatura ao longo do tempo segundo o grupo. Os grupos D, E e F foram os que apresentaram os maiores acréscimos de temperatura enquanto o grupo L foi o que apresentou a menor temperatura média (Apêndice B).

De acordo com a Tabela 5.1 pode-se observar que os grupos **J**, **K** e **L** não apresentaram variação significativa da temperatura inicial com a temperatura ao longo do tempo ($p>0,05$). Todos os outros grupos apresentaram variação significativa de temperatura quando comparada ao instante inicial ($p<0,05$) sendo que pode ser notado que esse pico ocorreu no tempo 50 segundos para todos os

grupos exceto para o grupo G que apresentou pico de temperatura no tempo 60 segundos.

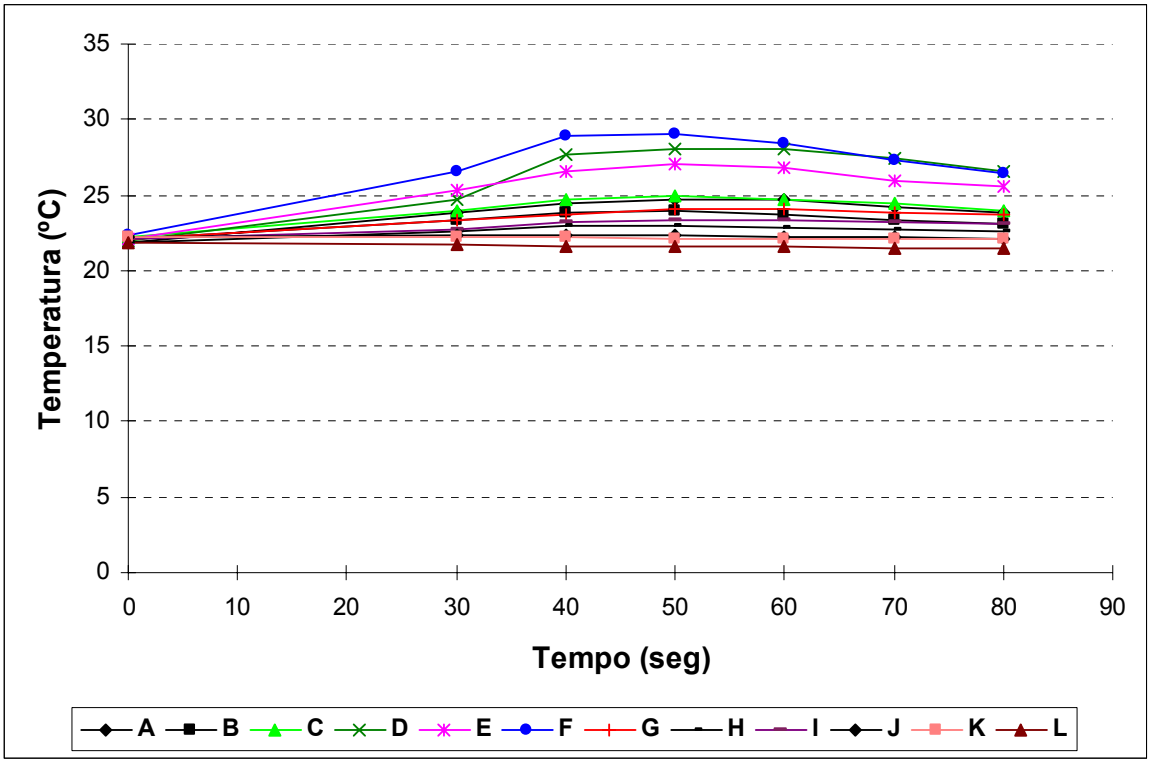

Gráfico 5.1- Perfil médio da temperatura (ºC) ao longo do tempo de acordo com o grupo

Através de uma ANOVA verificou-se que os grupos apresentaram diferença significativa do pico de temperatura ($p<0,001$). Prosseguiu-se a análise através de comparações múltiplas de Dunnet a qual comparou todos os grupos dois a dois. Na Figura 5.1 podemos observar os resultados obtidos para cada um dos grupos, excetuando-se os grupos **J**, **K** e **L**, por não terem apresentado variações significativas.

Tabela 5.1- Estimativa da diferença média da temperatura (ºC) com relação ao instante inicial de acordo com o grupo

	Diferença média de temperatura com o instante inicial (°C)					
	30s	**40s**	**50s**	**60s**	**70s**	**80s**
A	2,0 ± 0,3 (p<0,001)	2,6 ± 0,3 (p<0,001)	2,8 ± 0,3 (p<0,001)	2,8 ± 0,3 (p<0,001)	2,4 ± 0,3 (p<0,001)	2,0 ± 0,3 (p<0,001)
B	1,3 ± 0,3 (p<0,001)	1,8 ± 0,3 (p<0,001)	1,9 ± 0,3 (p<0,001)	1,7 ± 0,3 (p<0,001)	1,3 ± 0,3 (p<0,001)	1,0 ± 0,3 (p<0,001)
C	1,8 ± 0,3 (p<0,001)	2,5 ± 0,3 (p<0,001)	2,7± 0,3 (p<0,001)	2,6 ± 0,3 (p<0,001)	2,2 ± 0,3 (p<0,001)	1,8 ± 0,3 (p<0,001)
D	2,7 ± 0,3 (p<0,001)	5,6 ± 0,3 (p<0,001)	6,1 ± 0,3 (p<0,001)	6,0 ± 0,3 (p<0,001)	5,4 ± 0,3 (p<0,001)	4,6 ± 0,3 (p<0,001)
E	3,2 ± 0,3 (p<0,001)	4,5 ± 0,3 (p<0,001)	4,9 ± 0,3 (p<0,001)	4,6 ± 0,3 (p<0,001)	3,8 ± 0,3 (p<0,001)	3,4 ± 0,3 (p<0,001)
F	4,3 ± 0,3 (p<0,001)	6,6 ± 0,3 (p<0,001)	6,7 ± 0,3 (p<0,001)	6,1 ± 0,3 (p<0,001)	5,0 ± 0,3 (p<0,001)	4,2 ± 0,3 (p<0,001)
G	1,2 ± 0,3 (p<0,001)	1,7 ± 0,3 (p<0,001)	2,0 ± 0,3 (p<0,001)	2,1 ± 0,3 (p<0,001)	1,8 ± 0,3 (p<0,001)	1,7 ± 0,3 (p<0,001)
H	0,7 ± 0,3 (p=0,010)	1,0 ± 0,3 (p<0,001)	1,1 ± 0,3 (p<0,001)	1,0 ± 0,3 (p<0,001)	0,9 ± 0,3 (p=0,002)	0,7 ± 0,3 (p=0,014)
I	0,6 ± 0,3 (p=0,023)	1,1 ± 0,3 (p<0,001)	1,3 ± 0,3 (p<0,001)	1,3 ± 0,3 (p<0,001)	1,2 ± 0,3 (p<0,001)	1,1 ± 0,3 (p<0,001)
J	0,2 ± 0,3 (p=0,523)	0,1 ± 0,3 (p=0,636)	0,1 ± 0,3 (p=0,723)	0,1 ± 0,3 (p=0,850)	0,0 ± 0,3 (p=0,962)	0,1 ± 0,3 (p=0,777)
K	0,0 ± 0,3 (p=0,906)	0,1 ± 0,3 (p=0,850)	0,1 ± 0,3 (p=0,741)	0,1 ± 0,3 (p=0,688)	0,1 ± 0,3 (p=0,653)	0,1 ± 0,3 (p=0,603)
L	0,1 ± 0,3 (p=0,603)	0,2 ± 0,3 (p=0,395)	0,3 ± 0,3 (p=0,310)	0,3 ± 0,3 (p=0,288)	0,4 ± 0,3 (p=0,210)	0,4 ± 0,3 (p=0,171)

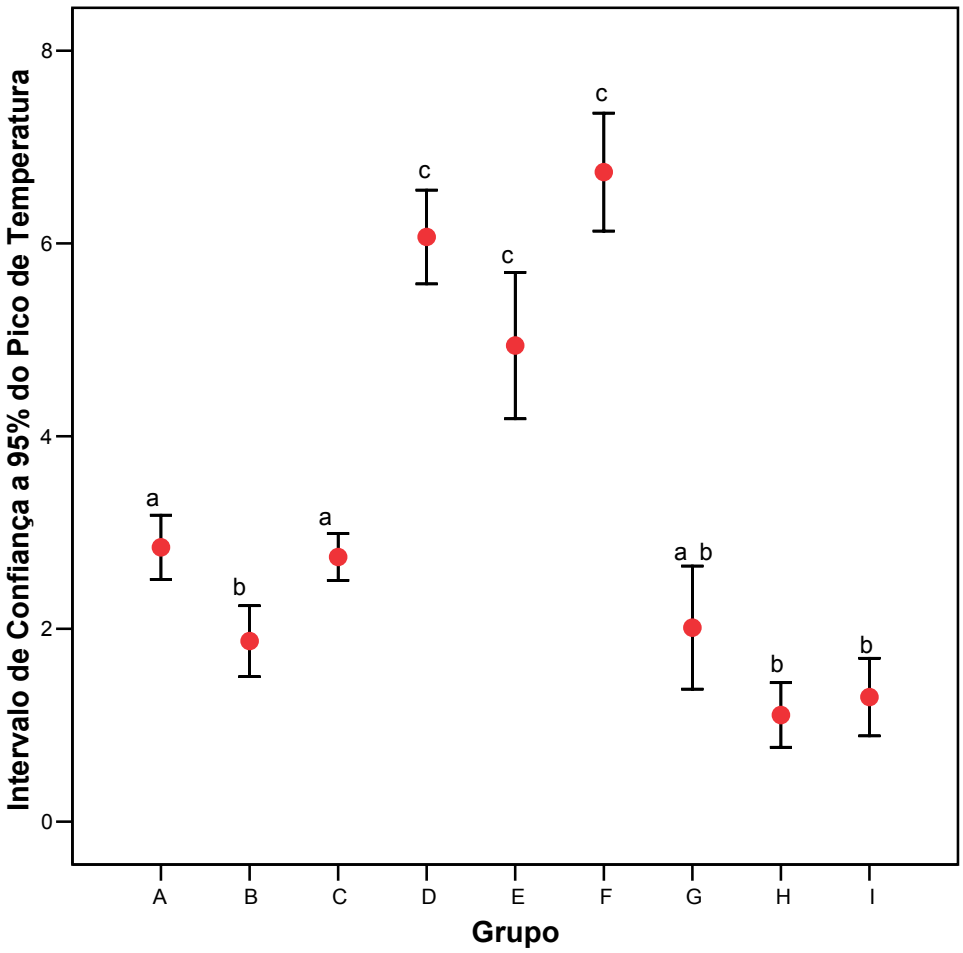

Figura 5.1- Intervalo de confiança a 95% do pico de temperatura média de acordo com os grupos de A a I

5.2 Aferição do calor emitido pelas fontes de luz

Os dados obtidos nesta parte do experimento foram utilizados apenas para comparação simples, desta forma, nenhum tipo de análise estatística foi aplicada na comparação destes dados.

A média dos valores de temperatura obtidos quando as fontes de luz foram aplicadas diretamente sobre o termômetro e a diferença entre a temperatura mais alta e a temperatura inicial podem ser vistos na Tabela 5.2 e Gráfico 5.2 (Apêndice E).

Tabela 5.2 – Médias dos valores de temperatura do calor emitido pelas fontes ativadoras de luz e suas diferenças em relação à temperatura inicial

		LED (°C)	HALÓGENA (°C)	LASER ARGÔNIO (°C)
TEMPO	inicial	21,6	22,1	22,3
	10 seg	22,8	24,7	23,8
	20 seg	25,9	28,5	25,9
	30 seg	29,1	38,1	27,6
	Diferença	**7,5**	**16,0**	**5,3**

A luz LED atingiu, em média, 29,1°C de temperatura quando esta foi ativada durante 30 segundos. Em relação à temperatura inicial, esta fonte de luz teve um aumento de 7,5°C.

A fonte de luz halógena atingiu em média 38,1°C quando foi ativada por 30 segundos, gerando um aquecimento de 16,0°C.

O laser de argônio, atingiu em média 27,6°C. Isso corresponde a um aquecimento de 5,3°C em relação à temperatura inicial.

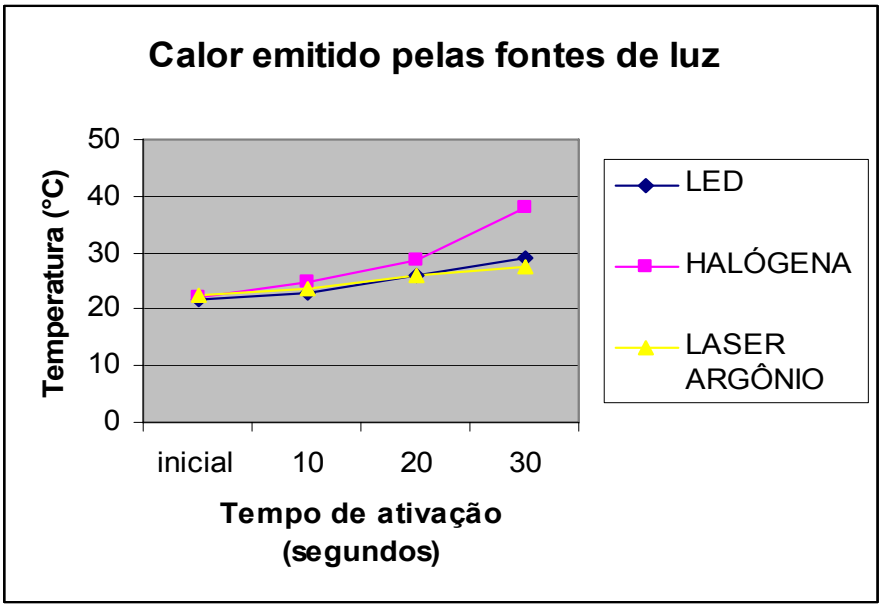

Gráfico 5.2 - Médias dos valores de temperatura do calor emitido pelas fontes ativadoras de luz

5.3 Análise da aferição de cor

Com os parâmetros de cor L*, a* e b* nos cinco instantes de avaliação, foram obtidas as variações de cor entre os instantes: inicial (1) e após manchamento (2), denominado ΔE1-2; após manchamento (2) e clareamento imediato (3), denominado ΔE2-3; após manchamento (2) e 24 horas após clareamento (4), denominado ΔE2-4; após manchamento (2) e 1 semana após clareamento (5), denominado ΔE2-5; e inicial (1) e 1 semana após clareamento (5), denominado ΔE1-5, para cada uma das amostras de cada um dos grupos. A seguir serão descritos os resultados de cada um desses instantes de avaliação de cada um dos grupos.

- **ΔE1-2**

Através de uma Análise de Variância (ANOVA) foi realizada a comparação entre os doze grupos avaliados. Não houve diferença estatisticamente significante entre os grupos para o ΔE1-2 (p=0,162), ou seja, nesses instantes, os grupos não se diferenciaram do ponto de vista estatístico em termos de ΔE.

Com os valores de ΔL*, Δa*, Δb* e ΔE de cada grupo (Gráficos 5.3 e Apêndice F), foi possível observar que a maior variação ocorreu nos valores de ΔL*.

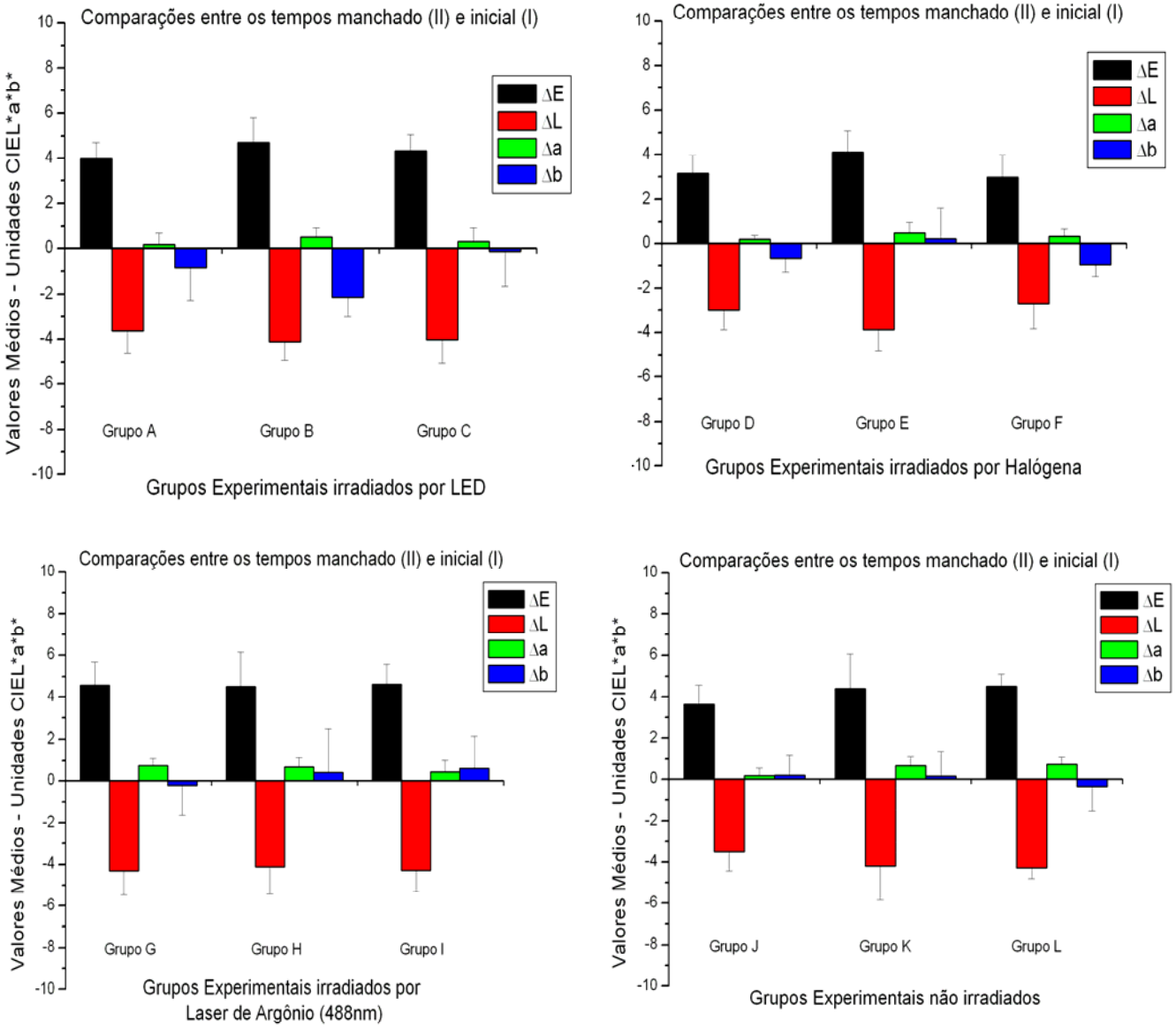

Gráfico 5.3 – Média dos valores de ΔE, ΔL, Δa, Δb de todos os grupos para os instantes 1 e 2

Através de uma ANOVA verificou-se que não houve diferença estatisticamente significante entre os grupos avaliados em termos de ΔL 1-2 (p=0,281).

- **ΔE2-3**

Através de uma Análise de Variância (ANOVA) foi realizada a comparação entre os doze grupos avaliados.

Para o ΔE 2-3 houve diferença estatisticamente significante entre os grupos (p=0,002). Com o objetivo de detectar onde se encontravam as diferenças prosseguiu-se a análise através de comparações múltiplas e verificou-se que a média de ΔE 2-3 do grupo D foi estatisticamente maior do que a do grupo L (p=0,024) e a do grupo K (p=0,016). Também foi observado que a média de ΔE 2-3 do grupo G foi maior do que a do grupo K (p=0,038).

Com os valores de ΔL, Δa, Δb e ΔE de cada grupo (Gráfico 5.4 e Apêndice G, H e I), foi possível observar que, mais uma vez, a maior variação ocorreu nos valores de ΔL.

A comparação do ΔL entre os grupos foi realizada através de um teste não paramétrico (Teste de Kruskal Wallis) o qual mostrou diferença estatisticamente significante entre os grupos (p=0,029). O resultado desta análise está representado nas letras minúsculas acima das barras de ΔL (Gráfico 5.4).

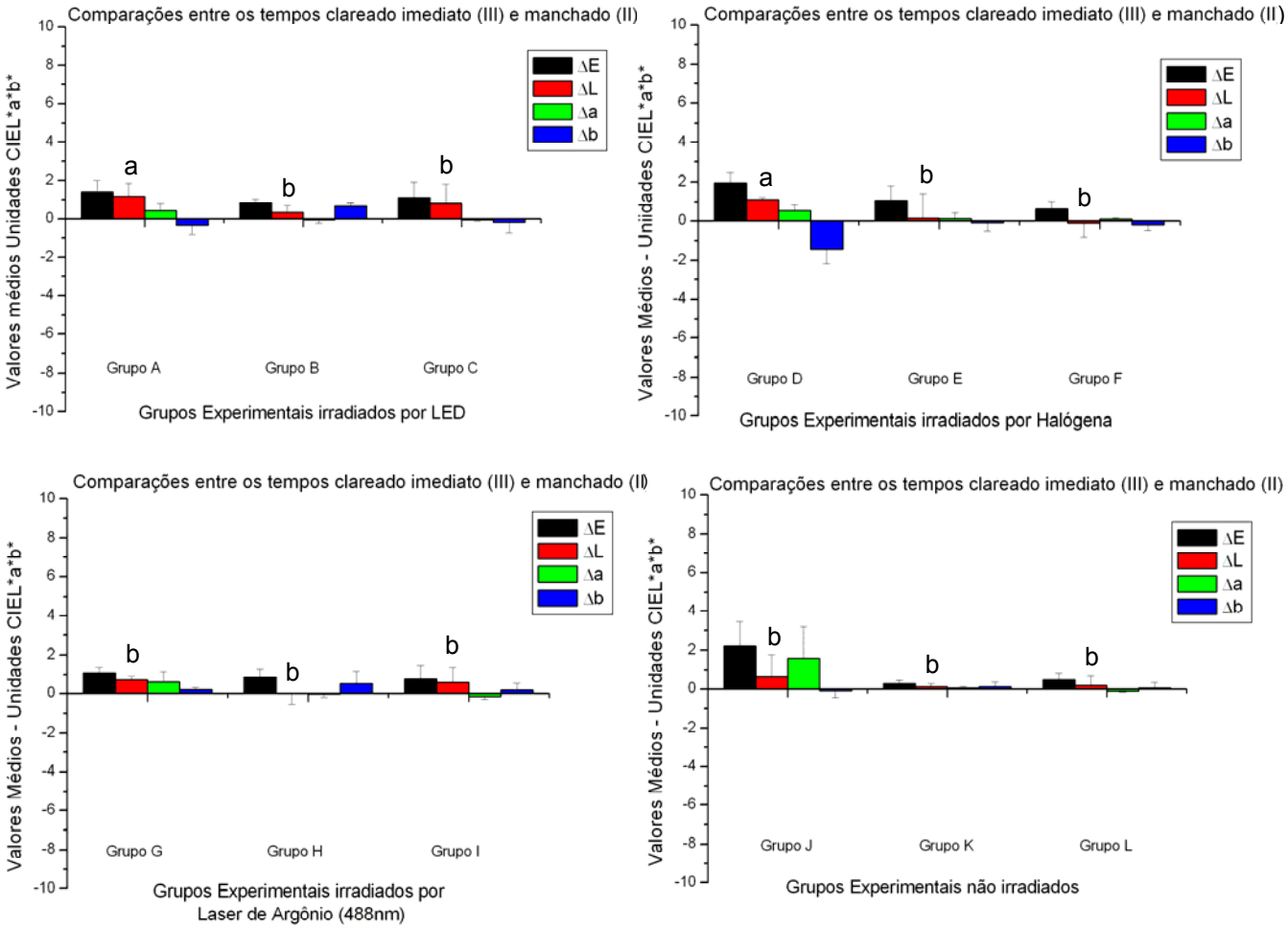

Gráfico 5.4 – Média dos valores de ΔE, ΔL, Δa, Δb de todos os grupos para os instantes 2 e 3. Representação da análise estatística de ΔL

- **ΔE2-4**

Através de uma Análise de Variância (ANOVA) foi realizada a comparação entre os doze grupos avaliados. Não houve diferença estatisticamente significante entre os grupos para os ΔE2-4 (p=0,064).

Com os valores de ΔL, Δa, Δb e ΔE de cada grupo (Apêndice J e K), foi possível observar que a maior variabilidade ocorreu no eixo L*.

Através do teste de Kruskal Wallis verificou-se diferença estatisticamente significante de ΔL2-4 entre os grupos (p<0,001). O resultado desta análise está representado nas letras minúsculas acima das barras de ΔL (Gráfico 5.5).

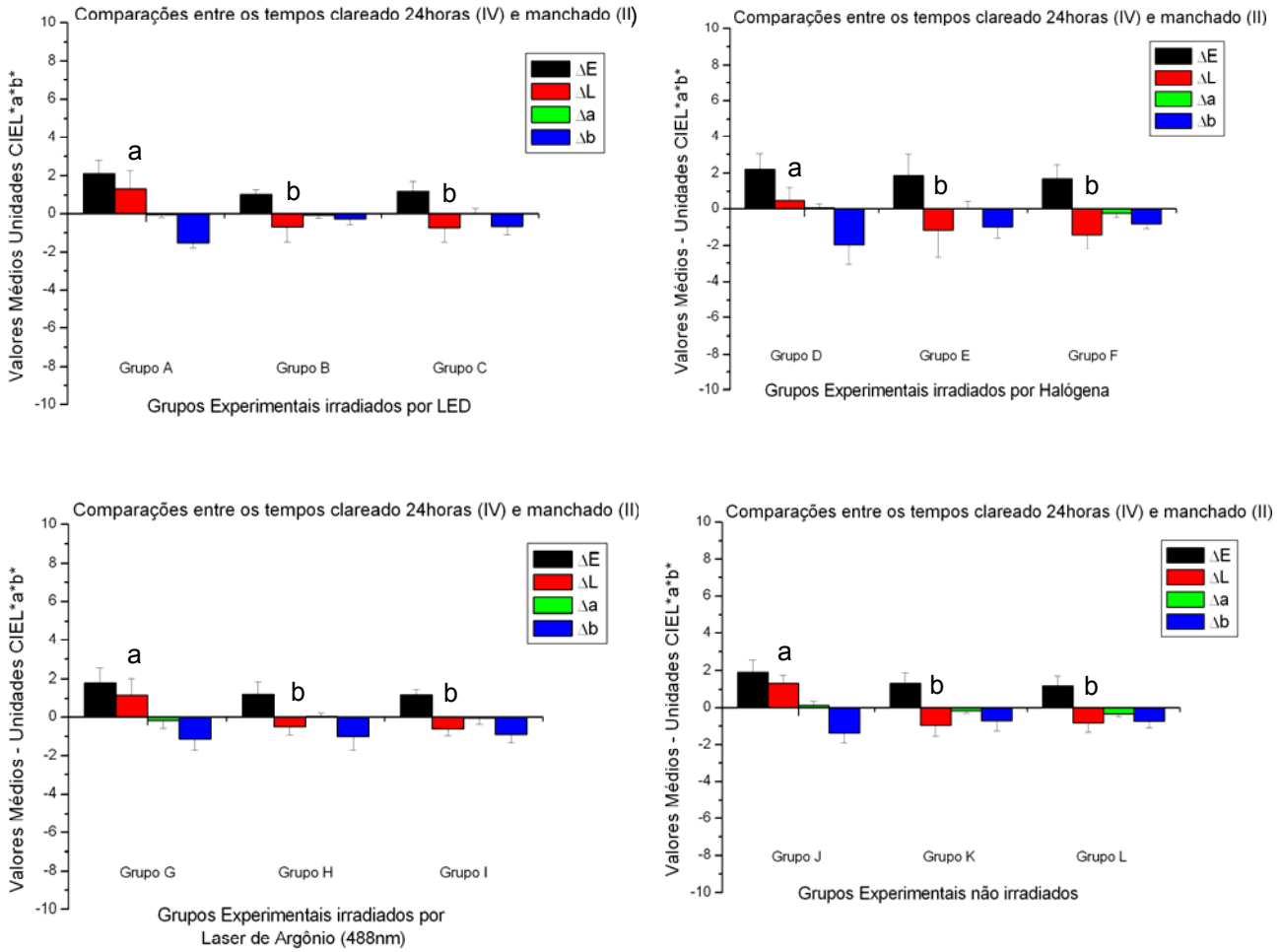

Gráfico 5.5 – Média dos valores de ΔE, ΔL, Δa, Δb de todos os grupos para os instantes 2 e 4. Representação da análise estatística de ΔL

- **ΔE2-5**

Através de uma Análise de Variância (ANOVA) foi realizada a comparação entre os doze grupos avaliados.

Não houve diferença estatisticamente significante entre os grupos para o ΔE2-5 (p=0,295).

Com os valores de ΔL, Δa, Δb e ΔE de cada grupo, foi possível observar que a maior variabilidade ocorreu no eixo L* (Apêndice L e M).

Através do teste de Kruskal Wallis verificou-se diferença estatisticamente significante de ΔL2-5 entre os grupos (p=0,006). O resultado desta análise está representado nas letras minúsculas acima das barras de ΔL (Gráfico 5.6).

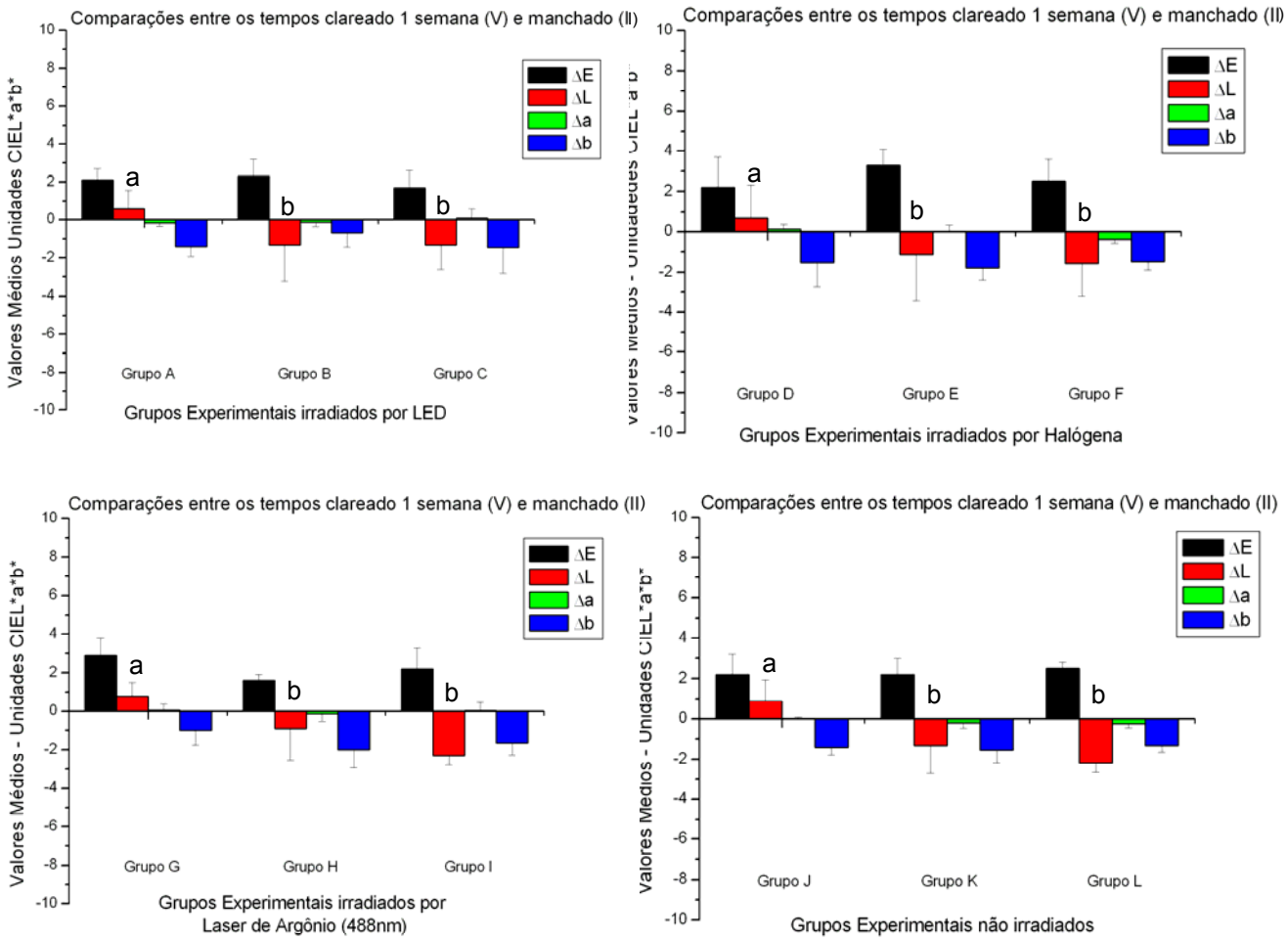

Gráfico 5.6 – Média dos valores de ΔE, ΔL, Δa, Δb de todos os grupos para os instantes 2 e 5. Representação da análise estatística de ΔL

- **ΔE1-5**

Através de uma Análise de Variância (ANOVA) foi realizada a comparação entre os doze grupos avaliados.

Para o ΔE 1-5 também houve diferença estatisticamente significante entre os grupos (p=0,002). Prosseguiu-se a análise através de comparações múltiplas e verificou-se que a média de ΔE 1-5 do grupo J foi estatisticamente menor do que a do grupo I (p=0,023) e a do grupo L (p=0,024).

Com os valores de ΔL, Δa, Δb e ΔE de cada grupo foi possível observar que a maior variabilidade ocorreu no eixo L* (Apêndice N e O).

Através de uma ANOVA observou-se diferença estatisticamente significante de ΔL1-5 entre os grupos avaliados (p=0,010). O resultado das comparações múltiplas está representado nas letras minúsculas acima das barras de ΔL (Gráfico 5.7).

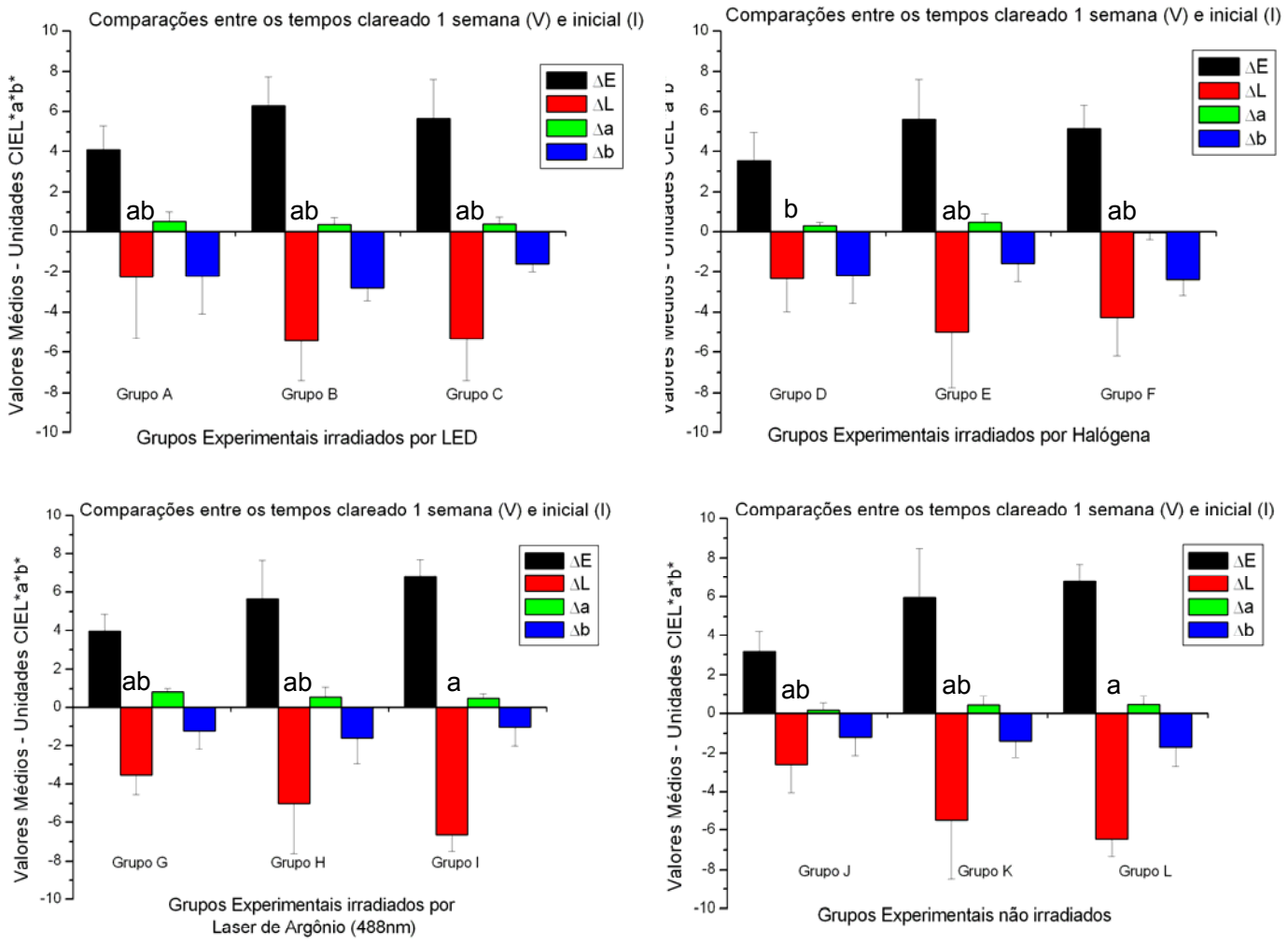

Gráfico 5.7 – Média dos valores de ΔE, ΔL, Δa, Δb de todos os grupos para os instantes 1 e 5. Representação da análise estatística de ΔL

5.4 Análise morfológica da superfície das amostras

A superfície de esmalte da amostra que foi condicionada com ácido fosfórico 37% apresentou uma morfologia extremamente irregular, sendo possível diferenciar os prismas de esmalte e até mesmo os cristais de hidroxiapatita. Esta morfologia sugere um alto grau de desmineralização.

De uma forma geral, nos grupos A, D, G e J, em que o gel clareador HPmaxx foi utilizado, todas as superfícies se apresentaram lisas, sendo possível apenas observar ranhuras regulares, direcionadas no mesmo sentido. Não foi possível observar a presença de resíduos na superfície, tampouco a diferenciação em prismas de esmalte.

Nos grupos B, E, H e K, em que o gel placebo foi utilizado, é possível observar irregularidades em toda a superfície de esmalte das amostras, o que sugere uma grande quantidade de resíduos presentes nestas superfícies. Também não é possível observar a diferenciação em prismas de esmalte.

Nos grupos C, F, I e L, que não receberam nenhum tipo de produto sobre a superfície de esmalte, podemos observar uma superfície lisa, com algumas ranhuras regulares, normalmente direcionadas para o mesmo sentido. Não é possível observar a diferenciação em prismas de esmalte. A presença de resíduos também não é percebida.

Observando os grupos A, B e C, que foram irradiados pela luz LED, não é possível descrever nenhuma diferença sobre as superfícies destes grupos, excetuando-se pela presença de imagens que sugerem ser resíduos na superfície do grupo B. Os grupos A e C são muito semelhantes.

Comparando os grupos D, E e F, que foram irradiados pela luz halógena, todas as superfícies apresentaram-se lisas, com ranhuras direcionadas no mesmo sentido. Apenas o grupo E apresentou uma irregularidade na superfície, o que sugere a presença de resíduos. Os grupos D e F mostraram-se muito semelhantes.

Uma comparação entre os grupos G, H e I, que foram irradiados pelo laser de argônio, mostra uma grande semelhança entre os grupos G e I com uma superfície lisa e regular. O grupo H apresentou uma irregularidade na superfície que sugere a presença de resíduos.

Os grupos J, K e L não foram irradiados por nenhum tipo de fonte de luz. A superfície do grupo J mostra-se mais lisa do que a superfície dos grupos K e L, apresentando também ranhuras mais evidentes, direcionadas no mesmo sentido. A superfície do grupo K apresenta grande irregularidade, o que sugere a presença de resíduos. Já o grupo L demonstrou uma superfície levemente irregular, não sendo possível observar ranhuras nesta superfície. Todas estas características podem ser observadas na Figura 5.2.

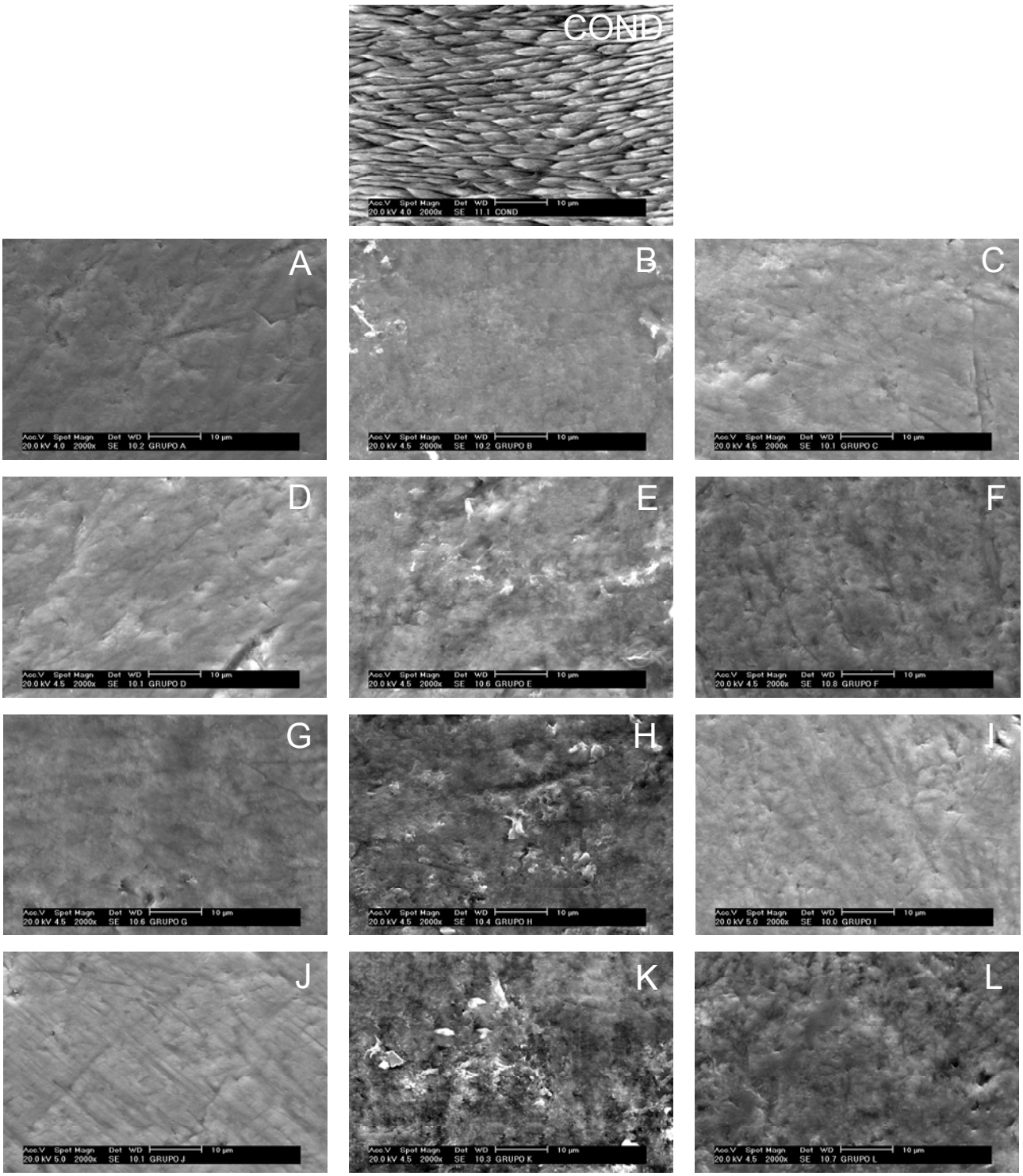

Figura 5.2 – Fotomicrografias das superfícies de esmalte condicionada por ácido fosfórico (COND) e dos grupos experimentais (A a L). Aumento de 2000X

6 DISCUSSÃO

A importância do clareamento dental para pacientes e dentistas tem gerado um aumento no número de produtos e procedimentos com esta finalidade. Concomitantemente, tem ocorrido um rápido aumento no número de estudos *in vivo* e *in vitro* que envolvem este procedimento. É evidente que existe uma vasta literatura descrevendo a sua eficiência e segurança, porém, alguns destes estudos são conflitantes, o que demonstra a necessidade de mais avaliações.

A eficiência de sistemas de clareamento ativados por luz versus sistemas não ativados por luz tem apresentado estudos clínicos limitados e controversos. Alguns fatores que podem influenciar no desempenho do clareamento dental são o tipo de manchamento, a cor inicial dos dentes, a idade e tipo do substrato.

Como em outros estudos *in vitro* que avaliaram a alteração de cor após tratamento clareador, dentes bovinos foram utilizados para o preparo das amostras (DIETSCHI; ROSSIER; KREJCI, 2006; KWON et al., 2002; LEE et al., 2006; WETTER; BARROSO; PELINO, 2004; WIEGAND et al., 2005).

O uso de dentes bovinos neste trabalho permitiu o preparo de amostras com tamanho, qualidade e espessuras de esmalte e dentina padronizados. Além disso, permitiu a confecção de amostras com dimensões compatíveis com o tamanho da “janela” onde é feita a leitura de cor pelo espectrofotômetro. Segundo Dietschi, Rossier e Krejci (2006), uma vantagem de usar este protocolo *in vitro* é a ausência de variáveis clínicas.

Foram utilizados dentes de novilhos na mesma idade, de forma que a maturação dos dentes era semelhante. A espessura determinada para as amostras foi de 2mm, pois desde os mais antigos estudos de anatomia dental, a distância

média da face vestibular à cavidade pulpar do incisivo inferior humano é de 2mm. Além disso, Outhwaite, Livingston e Pashley (1976) afirmam que a permeabilidade da dentina é diretamente proporcional à área da superfície e inversamente proporcional à espessura de dentina. A largura das amostras, assim como o diâmetro da sonda auxiliar do termômetro e da ponta das fontes ativadoras de luz, foi de 6mm, o que garantiu boa acuidade na aferição da temperatura.

Os aparelhos utilizados para aferição de cor apresentam um desempenho melhor se a superfície que estiver sendo medida for plana. Os dentes apresentam uma superfície vestibular curva, e grande parte da sua cor provém da camada subjacente. Para a maioria dos colorímetros, a maior dificuldade é manter a posição constante da amostra para as leituras serem realizadas (HAYWOOD; HOUCK; HEYMANN, 1991). Todos estes aspectos foram minimizados no preparo da amostra deste estudo.

O manchamento das amostras com chá preto foi escolhido por ter sido um método já utilizado em diversos estudos de manchamento extrínseco (SULIEMAN; ADDY; REES, 2003; SULIEMAN et al., 2005) sendo que a sua reprodução nos levou ao desenvolvimento de manchas que foram comprovadas quando a cor foi analisada no espectrofotômetro. A escolha do chá como substância cromógena pode ser questionada baseado no fato que o manchamento intrínseco dos dentes é causado por outras substâncias cromógenas, exceto quando a dentina está exposta. Porém o chá seguramente produziu um manchamento intrínseco, pois após a profilaxia que removeu as manchas extrínsecas, as amostras ainda se mostraram pigmentadas em relação à cor inicial. Além do que, seria muito difícil reproduzir o real manchamento intrínseco devido à sua etiologia multi-fatorial (WATTS; ADDY, 2001).

Métodos de manchamento intrínseco utilizando sangue também têm sido reportados na literatura (CARVALHO; ROBAZZA; LAGE-MARQUES, 2002;

DIETSCHI; ROSSIER; KREJCI, 2006), porém a imersão das amostras em chá desenvolveu um manchamento rápido que pôde ser comprovado com o auxílio do espectrofotômetro. Este equipamento revelou alterações de cor consideráveis em todos os valores de L*, a* e b*, principalmente o eixo L* que ficou negativo, o que indica a diminuição na claridade das amostras. As alterações em a* também são importantes, pois esta alteração foi em direção ao vermelho, o que pode ser explicado pela presença de uma substância cromógena encontrada no chá denominada teorubina que é vermelha (SULIEMAN; ADDY; REES, 2003).

Os altos valores de ΔE1-2 encontrados, demonstram que o método de manchamento escolhido para este trabalho, foi eficiente (DOUGLAS; BREWER, 1998; JOHNSTON; KAO, 1989; RUYTER; NILNER; MÖLLER, 1987; SEGHI; HEWLETT; KIM, 1989;). A ausência de diferença significante entre os grupos nos valores de ΔE1-2 e ΔL1-2 comprova que todos os grupos foram submetidos a um manchamento uniforme e fez com que o ponto de partida para o clareamento fosse semelhante em todos os grupos.

Dietschi, Rossier e Krejci (2006), em estudos preliminares, perceberam que era praticamente impossível revelar diferenças entre diversas técnicas clareadoras em amostras que não estavam manchadas. Desta forma, a razão para o manchamento das amostras é permitir uma comparação mais discriminativa dos diferentes métodos de clareamento, principalmente a avaliação da sua ação superficial (clareamento do esmalte) ou em profundidade (clareamento da dentina).

O uso de fontes de luz sobre estruturas dentais em procedimentos odontológicos aumenta a temperatura intrapulpar (BROWN; DEWEY; JACOBS, 1970; GOLDSTEIN; GARBER, 1995; POSTLE; LEFKOWITZ; MCCONNELL, 1959; SEALE; MCINTOSH; TAYLOR, 1981; SULIEMAN; ADDY; REES, 2005; SUN, 2000; TORRES et al., 2004; ZACH; COHEN, 1965). O aumento da temperatura varia de

acordo com o tempo de exposição (BAIK; RUEGGEBERG; LIEWEHR, 2001), o que pôde ser observado quando o calor proveniente das fontes de luz foi aferido. Quanto maior o tempo de ativação das fontes de luz, maior o calor gerado. O tempo de 30 segundos para a aplicação de luz durante os procedimentos de clareamento foi determinado por especificações dos fabricantes, tanto das fontes de luz, como do produto clareador.

Apesar de a luz ter sido aplicada apenas por 30 segundos, a temperatura das amostras continuou a subir sendo que os picos de temperatura encontrados neste trabalho ocorreram, na maioria dos grupos, em 50 segundos, tempo necessário para o calor ser conduzido da superfície de esmalte à superfície de dentina. Brown, Dewey e Jacobs (1970) afirmam que a transmissão de calor ocorre mais rapidamente no esmalte do que na dentina.

O aumento de temperatura observado através das amostras de esmalte/dentina durante a aplicação das fontes de luz demonstra que estas estruturas são isolantes térmicos eficientes, indo de acordo com os baixos valores de condutibilidade e difusibilidade térmica das estruturas de esmalte e dentina encontrados na literatura (esmalte = 0,0022 e 0,0042 e dentina 0,0015 e 0,0026 respectivamente). Apesar disto, deve-se lembrar que, como acontece em relação a qualquer isolante térmico, a estrutura dentária tem que apresentar uma espessura suficiente para ser um isolante eficiente. A baixa condutibilidade térmica do esmalte e da dentina diminui a ação dos choques térmicos, diminuindo também a agressão ao tecido pulpar, porém a espessura da estrutura de esmalte e dentina sempre deve ser levada em consideração.

Este estudo mediu a alteração de temperatura causada pela geração de calor de três fontes de luz, quando aplicadas sobre estruturas de esmalte/dentina. As fontes de luz foram aplicadas três vezes sobre a mesma amostra e o

desenvolvimento de calor durante as três aplicações não foi diferente. O tempo de aplicação da fonte de luz foi sempre de 30 segundos, entretanto o tempo de tratamento de 10 minutos foi suficiente para dissipar o calor desenvolvido sem que houvesse a somatória de calor das três aplicações.

Confirmando o que foi verificado em alguns estudos, de uma forma geral, a menor elevação de temperatura foi observada quando o laser de argônio foi aplicado (BAIK; RUEGGEBERG; LIEWEHR, 2001; LUK; TAM; HUBERT, 2004).

Nos grupos que a luz LED foi aplicada, o maior aquecimento foi observado quando o gel clareador HPmaxx foi utilizado (grupo A). O calor gerado na face de dentina por esta fonte de luz não foi estatisticamente diferente do grupo C (onde não foi aplicado nenhum tipo de gel). Possivelmente isso ocorreu porque a presença de um gel incolor sobre a superfície das amostras (Grupo B) refletiu parte da luz que incidiu sobre o esmalte, fazendo com que uma menor quantidade de raios de luz ultrapassasse a barreira de gel, gerando menos calor. No grupo A, devido à presença do gel HPmaxx que tem uma coloração avermelhada, ocorreu uma maior absorção de calor gerado pela fonte de luz, que apresenta um espectro de emissão estreito (467 ±10nm) na faixa do azul. Apesar de os grupos A e C apresentarem resultados estatisticamente diferentes do grupo B, estes três grupos que receberam a aplicação de luz LED, desenvolveram uma temperatura máxima de 2,8°C na superfície de dentina, que é considerada segura para a manutenção da saúde pulpar (ZACH; COHEN, 1965).

Baik, Rueggeberg e Liewehr (2001) observaram que a aplicação de luz azul de diversas fontes sobre um gel com pigmento, resultou em uma elevação de temperatura significativamente maior do que ao se irradiar um gel sem pigmento. Esta observação vai de acordo com o resultado observado neste experimento. O menor aquecimento do grupo que recebeu gel placebo sugere que a presença deste

gel na superfície das amostras tenha servido como uma barreira de proteção para a passagem de calor.

A fonte de luz que gerou maior aquecimento na superfície de dentina foi a luz halógena. Esta fonte de luz apresenta um amplo espectro de emissão (400-550nm), produzindo uma considerável quantidade de luz amarela (próximo ao infravermelho). O maior problema dos fotopolimerizadores é a degradação dos seus filtros e o calor gerado. Os filtros ópticos, cada vez mais específicos, filtram a luz amarela, mas não são capazes de filtrar a intensa radiação infravermelha responsável pela geração de calor (ZANIN; BRUGNERA JR., 2005).

Apesar de não ter sido encontrada diferença estatisticamente significante entre os grupos D, E e F que receberam a luz halógena (com gel HPmaxx, placebo e sem gel), é possível observar que, nos grupos com HPmaxx e sem gel, o aquecimento da superfície de dentina foi acima do limiar de 5,5°C considerado, pela literatura, danoso para a manutenção da saúde pulpar (ZACH; COHEN, 1965). Mais uma vez, o grupo que recebeu gel placebo, apresentou menor aquecimento da superfície de dentina (4,9°C ± 0,3) que foi abaixo do limiar de 5,5°C, demonstrando que este gel serviu como uma barreira para a passagem de calor.

A fonte de luz que gerou menor aquecimento na superfície de dentina foi o laser de argônio. Apesar de não haver diferença estatisticamente significante entre os grupos que o laser foi utilizado, foi gerado mais calor quando o gel HPmaxx foi aplicado sobre as amostras, pois este gel contém pigmento vermelho que é responsável pela maior absorção da luz visível na faixa do azul emitida pelo laser de argônio (488nm). Todos os valores de temperatura detectados na dentina durante a aplicação do laser de argônio foram abaixo do limiar de 5,5°C.

Para a avaliação de cor dos tecidos dentais, a avaliação visual é a maneira mais comum de se verificar a eficácia do clareamento. Tal procedimento pode ser

auxiliado por fotografias e slides. A percepção visual de uma cor envolve aspectos individuais dos avaliadores, além de condições variáveis da iluminação ambiente (CARVALHO et al., 2005). O espectrofotômetro analisa as amostras sob apenas um tipo de luz, o que não ocorre no consultório odontológico, onde vários tipos de luz incidem sobre os dentes (WETTER; BARROSO; PELINO, 2004). É importante lembrar que os valores obtidos pelo espectrofotômetro têm como referência a luz do dia, e esta nem sempre é a principal luz reconhecida pelos olhos humanos.

Para leitura de cor, o espectrofotômetro baseia-se no sistema CIEL*a*b* (Commission Internationale de L'Eclairage, 1976). A comparação entre a avaliação visual do clareamento exógeno e a avaliação espectrofotométrica mostra maior precisão na avaliação espectrofotométrica (CARVALHO et al., 2005; JOHNSTON; KAO, 1989; LEE; POWERS, 2005; RUYTER; NILNER; MÖLLER, 1987; SEGHI; HEWLETT; KIM, 1989; SULIEMAN; ADDY; REES, 2003; WATTS; ADDY, 2001; WETTER; BARROSO; PELINO, 2004).

Considerando os valores de ΔE, ΔL*, Δa* e Δb* a partir das amostras manchadas (tempo 2), os altos valores de ΔL* depois dos tratamentos correspondem ao aumento na luminosidade sendo os valores mais baixos associados a menos claridade (WETTER; BARROSO; PELINO, 2004). Sulieman, Addy e Rees (2003) encontraram uma variação média no ΔL* de 20 unidades quando investigaram diversos métodos de clareamento.

Como resultado imediato do clareamento, pudemos observar que todos os grupos apresentaram um aumento no ΔL* 2-3, possivelmente isso ocorreu devido a uma desidratação das amostras durante o experimento. Nos grupos que o gel HPmaxx foi utilizado associado ao LED ou à luz halógena, o ΔL* apresentou uma maior diferença, o que significa que a claridade das amostras aumentou. Além disso, o Δb* destes dois grupos mostrou uma alteração em direção ao eixo de cor azul (b*

negativo) o que, ao olho humano, dá a sensação de claridade (CLELLAND; DOROSTI; SEGHI, 2002). Apesar de o ΔE 2-3 ter apresentado diferença estatística entre os grupos, ele não foi suficiente para esclarecer a importância dos tratamentos, pois ocorreu uma desidratação de todas as amostras, não permitindo considerar os resultados de ΔE 2-3 como definitivos.

O comportamento da cor das amostras se torna mais constante a partir de 24 horas após o tratamento clareador. Apesar de o ΔE 2-4 não ter apresentado diferença estatística entre os grupos, podemos observar que, em todos os grupos que o peróxido de hidrogênio foi utilizado o ΔL* aumentou. Isso significa que as amostras destes grupos ficaram mais claras em relação às amostras manchadas. Já nos grupos que não foi utilizado o peróxido de hidrogênio, o ΔL* diminuiu, passando a ser negativo, denotando uma diminuição na claridade destas amostras. Esta diferença em relação ao ΔL* caracteriza a ação clareadora do peróxido de hidrogênio.

Esta característica do ΔL* se manteve 1 semana após o tratamento clareador. Todos os grupos que foram tratados com peróxido de hidrogênio, apresentaram um ΔL* positivo em relação às amostras manchadas independente do uso de fontes de luz. Uma observação importante é que este ΔL* foi menor quando comparado ao ΔL* de 24 horas (ΔL*2-4), isso significa que a claridade das amostras diminuiu um pouco com o passar do tempo. Já os grupos que não foram tratados com peróxido de hidrogênio continuaram apresentando o ΔL* negativo, demonstrando que a claridade das amostras continuou diminuindo.

Os fabricantes de alguns produtos clareadores admitem que a exposição destes produtos a fontes de luz de uso odontológico, aumenta a temperatura do gel clareador e diminui o tempo necessário para a alteração de cor dos dentes. Diversos estudos confirmam que o gel aquecido acelera a quebra do peróxido em radicais

livres, o que aumenta o grau de alteração de cor dos dentes (GOLDSTEIN; GARBER, 1995; ROTSTEIN; TOREK; LEWINSTEIN, 1991; YU; PUTTER; CHADWICK, 1998). Esta observação não foi confirmada neste trabalho, pois o grupo que recebeu peróxido e hidrogênio e a aplicação de calor da luz halógena (grupo D) apresentou o mesmo resultado clareador que o todos os outros grupos tratados com peróxido de hidrogênio.

Segundo Zanin e Brugnera Jr. (2005), o clareamento dental no consultório se torna mais rápido e efetivo quando uma fonte de luz ou calor é utilizada para ativar o peróxido de hidrogênio. Os autores também afirmam que o ideal é obter um pico de emissão de energia do ativador (laser, LEDs) muito próximo ao pico do espectro de absorção do agente iniciador (fotossensível), alcançando, deste modo, um efeito preciso e específico para o clareamento dental. Isto significa que o gel clareador tem que ter, junto com o peróxido de hidrogênio, um corante de cor certa para absorver a luz ativadora. Quanto maior a interação da luz com o produto, mais efetivo seria o processo de clareamento, não sendo necessária fonte de ativação que gere calor.

O uso de uma fonte de luz que não gere calor é fundamental para evitar a sensibilidade pós-operatória. As fontes de luz LED e laser de argônio, apresentam um espectro de emissão de luz azul mais específico, com menor geração de calor; porém neste estudo, pudemos observar que o resultado clareador da simulação de uma sessão de clareamento foi o mesmo quando não aplicamos nenhuma fonte de luz ou quando as diferentes fontes de luz foram aplicadas. Isso demonstra que não há a necessidade de submeter os dentes vitais a riscos de danos pulpares se não obtivermos melhor resultado clareador.

Em nenhum dos grupos experimentais, as amostras retornaram à cor original dos dentes, porém as menores diferenças de $\Delta E1\text{-}5$ e $\Delta L1\text{-}5$ são observadas nos grupos que o gel clareador a base de peróxido de hidrogênio foi utilizado,

demonstrando que este produto foi capaz de aumentar a claridade da estrutura dental mesmo quando ele não foi ativado por alguma fonte de luz.

A reprodução *in vitro* de uma sessão de clareamento com peróxido de hidrogênio 35% não foi suficiente para que as amostras retornassem à cor inicial, mas vale lembrar que o método de manchamento utilizado neste estudo extrapola a clínica (SULIEMAN; ADDY; REES, 2003) e que, mais sessões de clareamento talvez possam melhorar o resultado clareador.

A ação clareadora do produto HPmaxx é o resultado da penetração dos radicais livres provenientes do peróxido através do esmalte e dentina e oxidação das moléculas pigmentadas (GOLDSTEIN; GARBER, 1995). A passagem do oxigênio nascente através da estrutura dental ocorre primeiro no esmalte e, subseqüentemente, na dentina. Os resultados obtidos em MEV indicam que não foi possível observar alteração morfológica evidente nos grupos que o peróxido de hidrogênio esteve em contato com a superfície do dente, sendo ativado por luz ou não. Observou-se também que nenhum dos produtos testados neste trabalho foi capaz de gerar uma desmineralização da superfície de esmalte equivalente àquela observada quando o ácido fosfórico 37% foi aplicado, o que pôde ser confirmado no estudo de Gultz et al. (1999). Não foram encontradas alterações evidentes na superfície de esmalte causadas pelo clareamento com peróxido de hidrogênio, o que também foi observado por outros autores (AUSCHILL et al., 2002; BITTER, 1998; DUSCHNER et al., 2006; ERNST; MARROQUIN; WILLERSHAUSEN-ZONNCHEN, 1996; HAYWOOD; HOUCK; HEYMANN, 1991; McGUCKIN THURMOND; OSOVITZ, 1992; NATHANSON, 1997; PUGH et al., 2005).

Em todos os grupos nos quais o gel placebo foi utilizado, foi possível observar a presença de imagens sugestivas de resíduos nas superfícies das amostras. Apesar de a glicerina ser um produto hidrossolúvel, possivelmente o método de

remoção deste produto da superfície das amostras realizado neste trabalho (lavagem em água corrente), não foi suficiente para sua completa remoção. Isso pode ter ocorrido devido à alta viscosidade do gel de glicerina.

Para uma correta aferição de cor, foi realizado um polimento com discos de lixa para polimento de granulação seqüencial nas superfícies de esmalte. Estes discos de lixa eram encaixados em mandril e utilizados com o auxílio de um contra-ângulo. Possivelmente, este procedimento gerou as ranhuras regulares, direcionadas no mesmo sentido, que podem ser observadas na maior parte dos grupos.

O calor gerado pelas fontes de luz sobre a superfície de esmalte, não foi capaz de gerar nenhum tipo de alteração estrutural nesta superfície, pois não foi possível observar nenhuma diferença entre os grupos que receberam ou não a aplicação da luz halógena, da luz LED e do laser de argônio. A aplicação de calor também não gerou alterações visíveis na superfície de esmalte no trabalho de Sydney, Barletta e Sydney (2002).

Apesar de alterações morfológicas não serem observadas em diversos estudos, alterações na composição química do esmalte, dentina e cemento, assim como a diminuição nos níveis de cálcio e fosfato, foram reportadas por Rotstein et al. (1996). O significado clínico desta descoberta é difícil de determinar, uma vez que moléculas de cálcio e fosfato estão presentes na saliva e podem substituir as substâncias perdidas. Além disso, esta interação dinâmica que ocorre *in vivo* entre saliva e esmalte é um fator difícil de ser reproduzido em experimentos *in vitro*.

Com o contínuo interesse em procedimentos de clareamento dental entre pesquisadores básicos e clínicos, a compreensão do mecanismo de ação e a otimização dos fatores que controlam o processo de clareamento dental continuarão

a expandir. Isso acarretará na melhora dos produtos e dos procedimentos de clareamento, e irá gerar benefícios significantes no campo da odontologia estética; o que finalmente conduzirá a uma maior anuência e satisfação do paciente com o resultado do tratamento clareador.

7 CONCLUSÕES

Após realizar o clareamento da superfície de esmalte de incisivos bovinos com um produto clareador (peróxido de hidrogênio 35%) e um gel placebo (glicerina) utilizando diferentes fontes de luz (LED, halógena e laser de argônio) foi possível concluir que:

1- Quanto a transmissão de calor:

- Não houve diferença no desenvolvimento de calor através das amostras após três aplicações de luz, independente da fonte aplicada.
- A alteração de temperatura na superfície de dentina foi maior quando a luz halógena foi aplicada.
- Nos grupos em que não se utilizou qualquer tipo de luz, não ocorreu variação de temperatura.
- Apesar da aplicação de luz ser de 30 segundos, foi geralmente aos 50 segundos que ocorreu o pico de temperatura da dentina.
- A presença de um gel incolor sobre a superfície de esmalte diminuiu a elevação de temperatura da dentina quando a luz LED foi aplicada.

2- Quanto à eficiência do clareamento:

- O peróxido de hidrogênio 35% produziu uma diferença de claridade significativa para os tempos de 24 horas e 1 semana.
- A aplicação de uma fonte de luz sobre o peróxido de hidrogênio não tornou o tratamento clareador mais eficiente.

3- Quanto à morfologia superficial do esmalte:

- O peróxido de hidrogênio e a glicerina não causaram nenhum tipo de alteração morfológica na superfície de esmalte de dentes bovinos.
- As aplicações de luz LED, luz halógena ou laser de argônio não causaram nenhum tipo de alteração morfológica na superfície de esmalte de dentes bovinos.

REFERÊNCIAS[1]

Auschill TM, Hellwig E, Schmidale S, Hannig M, Arweiler NB. Effectiveness of various whitening techniquesand their effects on the enamel surface. Schweiz Monatsschr Zahnmed 2002;112(9):894-900.

Baik JW, Rueggeberg FA, Liewehr FR. Effect of Light-Enhanced bleaching on *in vitro* surface and intrapulpal temperature rise. J Esthet Restorative Dent 2001;13(6):370-8.

Bitter NC. A scanning electron microscope study of the long term effect of bleaching agents of the enamel surface in vivo. Gen Dent 1998;46(1):84-8.

Bowles WH, Thompson LR. Vital bleaching: the effects of heat and hydrogen peroxide on pulpal enzymes. J Endod 1986;12(3):108-12.

Brewer JD, Akers CK, Garlapo DA, Sorensen SE. Spectrometric analysis of the influence of metal substrates on the color of metal-ceramic restorations. J Dent Res 1985;64:74-7.

Brown WS, Dewey WA, Jacobs HR. Thermal properties of teeth. J Dent Res 1970;49(4):752-5.

Carvalho BCF, Courrol LC, Carvalho EMOF, Lage-Marques JL. Avaliação da eficácia do clareamento exógeno sobre a dentina. Rev Dental Press Estét 2005;2(3):88-101.

Carvalho EMOF, Robazza CRC, Lage-Marques JL. Análise espectrofotométrica e visual do clareamento dental interno utilizando laser e calor como fonte catalisadora. Pesq Odontol Bras 2002;16(4):337-42.

Cavalli V, Arrais CAG, Giannini M, Ambrosano GMB. High-concentrated carbamide peroxide bleaching agents effects on enamel surface. J Oral Rehabil 2004;31:155-9.

Cesar ICR, Redígolo ML, Liporoni PCS, Munin E. Analyses by photoreflectance spectroscopy and Vickers hardness on conventional and laser assisted tooth bleaching. Am J Dent 2005;18(4):219-22.

Christensen RP, Ploeger BJ, Palmer TM, Hunsaker KJ. Effects of light &/or heat on vital tooth lightening [abstract 228]. J Dent Res 1998;77:134.

[1]De acordo com estilo Vancouver. Abreviatura de periódicos segundo base de dados MEDLINE.

Ciaramicoli MT. Avaliação da variação da temperatura em amostras de esmalte/dentina 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.

Cimilli H, Pameijer CH. Effect of carbamide peroxide bleaching agents on the physical properties and chemical composition of enamel. Am J Dent 2001;14(2):63-6.

Clelland NL, Dorosti Y, Seghi RR. Effects of carbamide peroxides on wear resistance and color change of enamel opposing porcelain. J Prosthodont 2002;11:81-5.

Cohen SC, Chase C. Human pulpal response to bleaching procedures on vital teeth. J Endod 1979;5(5):134-8.

Commission Internationale de L'Eclairage. The L*a*b* system. Wien, Austria: Commission Internationale de L'Eclairage; 1976.p.10-7.

Dahl JE, Pallesen U. Tooth bleaching--a critical review of the biological aspects. Crit Rev Oral Biol Med 2003;14(4):292-304.

De Micheli PR, Prates RA, Magalhães MT, Zezell DM, De Micheli G. Análise de temperature intrapulpar no clareamento dental com laser de diodo *in vitro*. Rev Assoc Paul Cir Dent 2005;59(2):117-21.

Dietschi DD, Rossier S, Krejci I. In vitro colorimetric evaluation of the efficacy of various bleaching methods and products. Quintessence Int 2006;37(7):515-26.

Dostalova T, Jelinkova H, Housova D, Sulc J, Nemec M, Miyagi M. Diode laser-activated bleaching. Braz Dent J 2004;15 (Spec No):SI3-8.

Douglas RD, Brewer JD. Acceptability of shade differences in metal ceramic crowns. J Prosthet Dent 1998;79(3):254-60.

Duschner H, Gotz H, White DJ, Kozak KM, Zoladz JR. Effects of hydrogen peroxide bleaching strips on tooth surface color, surface microhardness, surface and subsurface ultrastructure and microchemical (Raman spectroscopic) composition. J Clin Dent 2006;17(3):72-8.

Eldeniz AU, Usumez A, Usumez S, Ozturk N. Pulpal temperature rise during light-activated bleaching. J Biomed Mater Res B Appl Biomater 2005;72B:254-9.

Ernst CP, Marroquin BB, Willershausen-Zonnchen B. Effects of hydrogen peroxide-containing bleaching agents on the morphology of human enamel. Quintessence Int 1996;27(1):53-6.

Goldstein RE, Garber DA. Complete dental bleaching. Hong Kong: Quintessence; 1995.

Goodis HE, White JM, Andrews J, Watanabe LG. Measurement of temperature generated by visible light-cure lamps in an in vitro model. Dent Mater 1989;5(4):230-4.

Greenwall L. Bleaching techniques in restorative dentistry – an illustrated guide. London: Martin Dunitz; 2001.

Gultz J, Kaim J, Scherer W, Gupta H. Two in-office bleaching systems: a scanning electron microscope study. Compend Contin Educ Dent 1999;20(10):965-70.

Haywood VB, Houck VM, Heymann HO. Nightguard vital bleaching: Effects of varying pH solutions on enamel surface texture and color change. Quintessence Int 1991;22:775-82.

Hein DK, Ploeger BJ, Hartup JK, Wagstaff RS, Palmer TM, Hansen LD. In-office vital tooth bleaching-what do lights add? Compend Contin Educ Dent 2003;24(4A):340-52.

Ingle JI. Endodontic and esthetic. New York: Medcon; 1973.

Johnston WM, Kao EC. Assessment of appearance match by visual observation and clinical colorimetry. J Dent Res 1989;68(5):819-22.

Joiner A. The bleaching of teeth: a review of the literature. J Dent 2006;34:412-9.

Jones AH, Diaz-Arnold AM, Vargas MA, Cobb DS. Colorimetric assessment of laser and home bleaching technique. J Esthet Dent 1999;11(2):87-94.

Kwon YH, Huo MS, Kim KH, Kim SK, Kim YJ. Effects of hydrogen peroxide on the light reflectance and morphology of bovine enamel. J Oral Rehabil 2002;29(5):473-7.

Lai YI, Yang ML, Lee SY. Microhardness and color changes of human dentin with repeated intracoronal bleaching. Oper Dent 2003;28(6):786-92.

Lee KH, Kim HI, Kim KH, Kwon YH. Mineral loss from bovine enamel by a 30% hydrogen peroxide solution. J Oral Rehabil 2006;33(3):229-33.

Lee YK, Powers JM. Color difference of four esthetic restorative materials by the illuminant. Am J Dent 2005;18(5):359-63.

Lenhard M. Assessing tooth color change after repeated bleaching in vitro with a 10% carbamide peroxide gel. J Am Dent Assoc 1996;127:1618-24.

Leonard RH, Eagle JC, Garland GE, Matthews KP, Rudd AL, Phillips C. Nightguard vital bleaching and its effect on enamel surface morphology. J Esthet Restorative Dent 2001;13(2):132-9.

Lu AC, Margiotta A, Nathoo SA. In office tooth whitening: current procedures. Comped Cont Educ Dent 2001;22:798-805.

Luk K, Tam L, Hubert M. Effect of light energy on peroxide tooth bleaching. J Am Dent Assoc 2004;135(2):194-201.

Machado ME de L, Aun CE, Tocci MR. Avaliação “in vitro” de duas fontes de calor usadas em clareamento dental. Rev Fac Odontol FZL 1991;3(2):69-74.

MaclSaac AM, Hoen MM. Intracoronal bleaching: concerns and considerations. J Can Dent Assoc 1994;60(1):57-64.

McGuckin R, Thurmond BA, Osovitz S. Enamel shear bond strengths after vital bleaching. Am J Dent 1992;5:216-22.

Nathanson D. Vital tooth bleaching: sensitivity and pulpal considerations. J Am Dent Assoc 1997;128:41S-44S.

Nizam BR, Lim CT, Chng HK, Yap AUJ. Nanoindentation study of human premolars subjeted to bleaching agents. J Biomech 2005;38:2204-11.

Oltu U, Gürgan S. Effects of three concentrations of carbamide peroxide on the structure of enamel. J Oral Rehabil 2000;27(4):332-40.

Outhwaite WC, Livingston MJ, Pashley DH. Effects of changes in surface area, thickness, temperature and post-extraction time on human dentine permeability. Arch Oral Biol 1976;21:599-603.

Papathanasiou A, Kastali S, Perry RD, Kugel G. Clinical evaluation of a 35% hydrogen peroxide in-office whitening system. Comp Clin Educ 2002:23(4):335-46.

Pelino JEP, Haypek P, Gouw-Soares S, Tanji E, Bachman L, Eduardo CP. Avaliação da temperatura intrapulpar durante irradiação com lasers de diodo. Pesq Odontol Brás 2001;15 Supl:74.

Pinto CF, Oliveira R, Cavalli V, Giannini M. Peroxide bleaching agent effects on enamel surface microhardness, roughness and morphology. Pesq Odontol Bras 2004;18(4):306-11.

Postle HH, Lefkowitz W, McConnell D. Pulp response to heat. J Dent Res 1959;38(4):740.

Powers JM, Fan PL, Raptis CN. Color stability of new composite restorative materials under accelerated aging. J Dent Res 1980;59:2071-4.

Price RB, Sedarous M, Hiltz GS. The pH of tooth whitening products. J Can Dent Assoc 2000;66(8):421-6.

Pugh JrG, Zaidel L, Lin N, Stranick M, Bagley D. High levels of hydrogen peroxide in overnight tooth-whitening formulas: effects on enamel and pulp. J Esthet Restorative Dent 2005;17(1):40-5.

Reyto R. Laser tooth whitening. Dent Clin North Am 1998;42:755-62.

Ritter AV. In-office tooth bleaching. J Esthet Restorative Dent 2006;18(3):168.

Rotstein I, Lehr Z, Gedalia I. Effect of bleaching agents on inorganic components of human dentin and cementum. J Endod 1992;18:290-3.

Rotstein I, Torek Y, Lewinstein I. Effect of bleaching time and temperature on the radicular penetration of hydrogen peroxide. Endod Dent Traumatol 1991;7:196-8.

Rotstein I, Dankner E, Goldman A, Heling I, Stabholz A, Zalkind M. Histochemical analysis of dental hard tissues following bleaching. J Endod 1996;22(1):23-5.

Ruyter IE, Nilner K, Möller B. Color stability of dental composite resin materials for crown and brige veneers. Dent Mater 1987;3:246-51.

Seale NS, Wilson CF. Pulpal response to bleaching of teeth in dogs. Pediatr Dent 1985;7(3):209-14.

Seale NS, McIntosh JE, Taylor AN. Pulpal reaction to bleaching of teeth in dogs. J Dent Res 1981;60(5):948-53.

Seghi RR, Hewlett ER, Kim J. Visual and instrumental colorimetric assessments of small color differences on translucent dental porcelain. J Dent Res 1989;68(12):1760-4.

Seghi RR, Johnston WM, O'Brien WJ. Spectrophotometric analysis of color differences between porcelain systems. J Prosthet Dent 1986;56:35-40.

Shannon H, Spencer P, Gross K, Tira D. Characterization of enamel exposed to 10% carbamide peroxide bleaching agents. Quintessence Int 1993;24(1):39-44.

Sulieman M. An overview of bleaching techniques. 3: In surgery or power bleaching. Dent Update 2005;32:101-8.

Sulieman M, Addy M, Rees JS. Development and evaluation of a method in vitro to study the effectiveness of tooth bleaching. J Dent 2003;31:415-22.

Sulieman M, Addy M, Rees JS. Surface and intra-pulpal temperature rises during tooth bleaching: an *in vitro* study. Br Dent J 2005;199(1):37-40.

Sulieman M, Rees JS, Addy M. Surface and pulp chamber temperature rises during tooth bleaching using diode laser: a study *in vitro*. Br Dent J 2006;200(11):631-4.

Sulieman M, MacDonald E, Rees JS, Addy M. Comparison of three in-office bleaching systems based on 35% hydrogen peroxide with different light activators. Am J Dent 2005;18(3):194-6.

Sun G. The role of lasers in cosmetic dentistry. Dent Clin North Am 2000;44(4):831-50.

Sydney GB, Barletta FB, Sydney RB. In vitro analysis of effect of heat used in dental bleaching on human dental enamel. Braz Dent J 2002;13(3):166-9.

Tavares M, Stultz J, Newman M, Smith V, Kent R, Carpino E, et al. Light augments tooth whitening with peroxide. J Am Dent Assoc 2003;134(2):167-74.

Torres CRG, Borges AB, Kubo CH, Gonçalves SEP, Araújo RM, Celaschi S, et al. Clareamento dental com fontes híbridas LED/Laser. Taubaté: Evidência; 2004.

Tredwin CJ, Naik S, Lewis NJ, Scully C. Hydrogen peroxide tooth-whitening (bleaching) products: review of adverse effects and safety issues. Br Dent J 2006;200(7):371-6.

Watts A, Addy M. Tooth discoloration and staining. A review of the literature. Br Dent J 2001;190(6):309-16.

Wetter NU, Barroso MC, Pelino JEP. Dental bleaching efficacy with diode laser and LED irradiation: an *in vitro* study. Lasers Surg Med 2004;35:254-8.

White DJ, Kozak KM, Zoladz JR, Duschner HJ, Gotz H. Effects of Crest Whitestrips bleaching on surface morphology and fracture susceptibility of teeth in vitro. J Clin Dent 2003;14(4):82-7.

Wiegand A, Vollmer D, Foitzik M, Attin R, Attin T. Efficacy of different whitening modalities on bovine enamel and dentin. Clin Oral Investig 2005;9(2):91-7.

Wozniak WT, Fan PL, McGill S, Moser JB, Stanford JW. Color comparisons of composite resins on various shade designations. Dent Mater 1985;1(4):121-3.

Yeh CL, Powers JM, Miyagawa Y. Color of selected shades of composites by reflection spectrophotometry. J Dent Res 1982;61(10):1176-9.

Yeh ST, Su Y, Lu YC, Lee SY. Surface changes and acid dissolution after enamel carbamide peroxide bleaching treatment. Oper Dent 2005;30(4):507-15.

Yu X, Putter H, Chadwick T. Temperature effect on bleach results [abstracts 231]. J Dent Res 1998;77:134.

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

Zanin F, Brugnera Junior A. Clareamento dental com luz-laser. São Paulo: Santos; 2005. p. 1-16.

Ziemba SL, Felix H, MacDonald J, Ward M. Clinical evaluation of a novel dental whitening lamp and light-catalyzed peroxide gel. J Clin Dent 2005;16(4):123-7.

Apêndice A – Valores de temperatura nos grupos em que a luz LED foi aplicada

			Inicial	30 seg	40 seg	50 seg	60 seg	70 seg	80 seg
AMOSTRAS GRUPO A	1A	1° aplicação	21.8	23.2	23.5	23.7	23.7	23.3	23.2
		2° aplicação	21.7	23.2	24.6	24.8	24.7	24.5	23.8
		3° aplicação	22.1	23.8	24.2	24.5	24.6	24	24
	2A	1° aplicação	21.6	23.8	24.1	24.3	24.2	23.3	23.3
		2° aplicação	22.3	22.8	24	24.1	24.2	23.9	23.3
		3° aplicação	22.1	24	24.5	24.8	24.9	24.5	24.3
	3A	1° aplicação	21.8	24.8	25.5	25.9	25.8	25	25
		2° aplicação	22.6	24.5	25.7	25.5	24.9	24.5	23.5
		3° aplicação	22.4	24.2	24.6	24.8	24.6	24.4	24.1
	4A	1° aplicação	21.5	23.7	24.1	24.4	24.2	23	23
		2° aplicação	20.8	23.3	23.6	24.2	24.6	24.8	24.5
		3° aplicação	21.1	23.8	24	24.3	24.3	24.1	23.7
	5A	1° aplicação	22.5	24.4	26	26	25.7	25.2	24.2
		2° aplicação	21.3	23.6	23.6	23.9	24	24	23.5
		3° aplicação	22.2	24.7	24.9	25.3	25.4	25.3	24.9
AMOSTRAS GRUPO B	1B	1° aplicação	21.7	24	24.3	24.3	24.1	23.5	23.2
		2° aplicação	22.5	24.3	24.4	24.5	24.2	23.4	23.4
		3° aplicação	22	24.2	24.8	24.6	24.4	24.1	23.8
	2B	1° aplicação	22.4	23.2	23.7	24	24	23.8	23.6
		2° aplicação	22.1	23	23.5	23.6	23.5	23.4	23.2
		3° aplicação	22.1	23.1	23.6	24	23.9	23.8	23.5
	3B	1° aplicação	21.8	22.6	23	23.5	23.3	23	22.9
		2° aplicação	22.1	23.3	24.8	24.6	24.4	24.1	23.8
		3° aplicação	22	23.3	24.3	24.3	24.3	24.2	24.2
	4B	1° aplicação	22.3	22.7	23.6	23.5	23.1	22.6	21.6
		2° aplicação	21.6	22.8	23.6	23.5	23.2	22.8	21.9
		3° aplicação	21.6	23.2	23.4	23.5	23.4	22.6	22.5
	5B	1° aplicação	22.3	25.3	25.3	25.2	25	24.7	24.1
		2° aplicação	22.2	22.9	23.2	23.3	23	22.5	22.3
		3° aplicação	22.3	22.6	22.7	22.7	22.6	22.4	21.8
AMOSTRAS GRUPO C	1C	1° aplicação	22.6	24.4	24.6	24.8	24.6	24.3	23.5
		2° aplicação	22.2	24	24.6	24.9	24.9	24.5	24.3
		3° aplicação	21.9	24.3	25.2	25.7	25.1	24.9	24.5
	2C	1° aplicação	21.7	23.4	24	24.3	24.6	24.4	24.2
		2° aplicação	22.5	24.1	24.5	24.6	24.5	23.9	23.8
		3° aplicação	22.5	24.8	25.3	25.4	25.3	24.4	24.3
	3C	1° aplicação	22.2	24.1	24.7	25	24.8	24.3	24.1
		2° aplicação	22.3	24.7	25	25.2	25.2	25	24.3
		3° aplicação	22.5	23.6	25	24.7	24	23.4	22.5
	4C	1° aplicação	21.5	23	24.4	24.4	24.4	24.1	23.4
		2° aplicação	21.9	24.6	24.8	25	25.1	25	24.4
		3° aplicação	22	23.3	24.9	24.8	24.5	24	23.5
	5C	1° aplicação	22.3	23.6	25.1	25.1	25	24.7	24.5
		2° aplicação	22.4	23.9	24.7	25.5	25.2	24.8	24.3
		3° aplicação	21.9	23.1	23.7	24.2	24.1	24.2	24.1

Apêndice B– Valores de temperatura nos grupos em que a luz Halógena foi aplicada

			Inicial	30 seg	40 seg	50 seg	60 seg	70 seg	80 seg
AMOSTRAS GRUPO D	1D	1° aplicação	22.1	25	28.6	28.3	27.7	26.2	25.9
		2° aplicação	22.2	24.6	28.1	28.3	28.3	27.9	27
		3° aplicação	21.9	24.2	25.6	26.5	26.9	26.4	26.1
	2D	1° aplicação	21.6	23.1	26.5	26.8	26.9	26.7	25.6
		2° aplicação	21.9	25.8	27.1	27.7	27.6	26.2	25.9
		3° aplicação	22.3	25	27.4	28.6	29	28.6	28
	3D	1° aplicação	21.5	24.3	26.8	27.3	27.1	26.6	25
		2° aplicação	22	25.1	29.3	29.2	28.8	28.1	26.5
		3° aplicação	22.5	25.1	29.3	29.3	29.1	28.5	26.6
	4D	1° aplicação	21.9	24.9	26.9	28.9	28.6	28.1	27.4
		2° aplicação	22	24	28.2	28.3	28.1	27.6	27
		3° aplicação	22.4	23.7	26.3	26.6	26.9	26.9	26.7
	5D	1° aplicação	21.8	24	28.2	28.4	28.4	28.1	26.9
		2° aplicação	22	27.7	28.5	29.2	29	27.5	27.1
		3° aplicação	22.2	24.2	27.9	28	28.1	27.9	27
AMOSTRAS GRUPO E	1E	1° aplicação	21.8	25.2	25.7	25.8	25.6	24.5	24.5
		2° aplicação	22.3	24.2	25.3	25.5	24.8	24.5	24
		3° aplicação	22.2	23	23.9	24.1	24.1	23.8	23.5
	2E	1° aplicação	22.6	24.6	26	25.8	25.5	25.2	24.8
		2° aplicação	22	24.4	25.9	27.3	26.8	26.2	25.7
		3° aplicação	21.9	24.5	25.7	26.1	25.9	25.6	25.2
	3E	1° aplicação	22.2	25.5	27.5	28.1	27.7	26.9	26.1
		2° aplicação	21.5	25.3	27.3	27.8	27.6	27.1	26.5
		3° aplicação	22	26.1	27.1	27.2	26.8	25.7	25.2
	4E	1° aplicação	22.5	27	28.6	29	28.7	27.5	27.1
		2° aplicação	22.5	26.8	28.4	28.9	28.5	27.2	26.6
		3° aplicação	21.9	27	27.9	28.1	27.6	26	25.6
	5E	1° aplicação	22.2	25.9	26.7	27.3	27.2	26.6	26.3
		2° aplicação	22.5	26.3	27.3	27.6	27.4	26.1	25.9
		3° aplicação	21.8	24.4	26	27.4	27.2	26.7	26.3
AMOSTRAS GRUPO F	1F	1° aplicação	22.4	24.5	27.1	27.4	27.3	26.9	25.9
		2° aplicação	22.4	26.6	27	27.4	27.3	26	26
		3° aplicação	22.4	24.5	26	27.3	27.2	27	26.5
	2F	1° aplicação	22.5	27.2	28.7	28.8	26.8	26.6	26
		2° aplicação	22.3	26.9	28.5	28.9	28.3	26.9	26.4
		3° aplicação	22	26.8	28.1	28.5	27.8	25.9	25.6
	3F	1° aplicação	22.2	27.3	28.6	28.7	27.6	25.9	25.6
		2° aplicação	22.1	28.8	29.1	29	28.5	26.7	26.4
		3° aplicação	22.1	25.7	29.8	29.8	29.1	28.3	26.5
	4F	1° aplicação	22.3	29.2	29.8	29.9	29.4	27.2	27.1
		2° aplicação	22.5	26.3	30.7	30.6	29.9	28.9	27.8
		3° aplicação	22.5	26.2	31.1	30.8	30.1	29	27.6
	5F	1° aplicação	22	27.9	28.4	28.6	28	27.6	26
		2° aplicação	22.3	25.4	30.1	29.9	29.2	28.3	27.4
		3° aplicação	22.2	25.6	30.1	29.7	29	28.1	26.6

Apêndice C– Valores de temperatura nos grupos em que o Laser de Argônio foi aplicado

			Inicial	30 seg	40 seg	50 seg	60 seg	70 seg	80 seg
AMOSTRAS GRUPO G	1G	1° aplicação	21.9	24.3	25.4	26.5	26.4	25.8	25.4
		2° aplicação	22.2	24.1	25.2	26	25.9	25.6	25.1
		3° aplicação	21.8	24.5	24.7	24.8	24.4	23.3	23.3
	2G	1° aplicação	22.1	23.5	23.8	24.1	24.2	24.2	24.2
		2° aplicação	22.2	22.4	22.9	23	22.9	22.9	22.6
		3° aplicação	22	23.5	23.6	23.8	23.7	23	23
	3G	1° aplicação	22.5	24.6	24.9	25.2	25.3	25.1	25
		2° aplicação	21.9	23.1	23.4	23.9	24	24	24.1
		3° aplicação	22.5	23.8	25.2	25.5	25.6	25.6	25.2
	4G	1° aplicação	21.5	22.1	22.3	22.5	22.5	22.5	22.4
		2° aplicação	22.1	22.7	22.9	23	23.2	23.2	23.3
		3° aplicação	22.2	22.4	22.8	22.8	22.9	22.8	22.4
	5G	1° aplicação	21.8	22.9	23.3	23.6	23.8	23.8	23.8
		2° aplicação	21.7	22.3	22.4	22.5	22.5	22.4	22.3
		3° aplicação	22.5	23.4	23.6	23.7	23.8	23.8	23.6
AMOSTRAS GRUPO H	1H	1° aplicação	21.9	23	23.3	23.3	22.9	22.9	22.9
		2° aplicação	22.5	23.4	23.7	23.6	23.5	23.4	23.2
		3° aplicação	22.1	22.6	22.7	22.7	22.6	22.5	22.4
	2H	1° aplicação	22.1	23	23.8	23.9	23.8	23.5	22.8
		2° aplicação	21.5	22.6	23.1	23.1	23.1	22.9	22.6
		3° aplicação	22.2	22.9	24	23.7	23.4	23	22.2
	3H	1° aplicação	21.5	21.6	21.9	22	21.9	21.8	21.7
		2° aplicação	21.6	22.9	23.1	23.3	23.3	23.2	23.2
		3° aplicação	22.5	23.3	23.9	23.9	23.9	23.8	23.5
	4H	1° aplicação	21.5	23.3	23.3	23.4	22.9	23	23
		2° aplicação	21.7	22	22	22.1	22.1	22.3	22.1
		3° aplicação	22.2	22	22	22	21.7	21.7	21.7
	5H	1° aplicação	21.8	22.2	22.4	22.4	22.2	22.1	22
		2° aplicação	21.2	21.9	22.1	22.4	22.4	22.3	22.2
		3° aplicação	21.9	22.6	23	23	23.1	23.1	23.1
AMOSTRAS GRUPO I	1I	1° aplicação	22.1	23	23.2	23.4	23.5	23.3	23.4
		2° aplicação	21.9	22	22.2	22.6	23	23.3	23.5
		3° aplicação	22.2	23	23.5	24.2	24.1	24.1	23.9
	2I	1° aplicação	22.5	23.6	23.8	24	24.1	23.8	23.8
		2° aplicação	21.9	22.1	22.5	22.7	22.7	22.4	22.4
		3° aplicação	21.6	21.2	21.3	21.4	21.1	21	20.7
	3I	1° aplicação	22.1	22.7	23.3	23.3	23.4	23.3	22.9
		2° aplicação	22.1	23.2	24.4	24.5	24.5	24.5	24.4
		3° aplicação	22.3	22.9	23.2	23.3	22.9	22.7	22.5
	4I	1° aplicação	22.1	23.2	23.3	23.4	23.5	23.4	23.4
		2° aplicação	21.8	22.3	22.6	22.7	22.6	22.5	22.3
		3° aplicação	21.6	22.8	23.9	23.9	23.9	23.9	23.8
	5I	1° aplicação	22.4	22.4	22.9	22.8	22.7	22.6	21.9
		2° aplicação	21.8	22.7	23.5	23.8	23.8	23.9	23.8
		3° aplicação	22.5	23.4	24.2	24.3	24.3	24.3	24

Apêndice D– Valores de temperatura nos grupos que não foi aplicado nenhum tipo de luz

			Inicial	30 seg	40 seg	50 seg	60 seg	70 seg	80 seg
AMOSTRAS GRUPO J	1J	1° aplicação	22.1	22.1	22.1	22.1	22.1	22	22.2
		2° aplicação	21.6	21.8	21.9	22	22	22	22
		3° aplicação	22.1	22.1	22	22.1	22.2	22.2	22.1
	2J	1° aplicação	22.6	22.7	22.6	22.6	22.6	22.5	22.5
		2° aplicação	22.3	22.6	22.6	22.7	22.8	22.8	22.8
		3° aplicação	22	22.5	22.6	22.6	22.5	22.6	22.7
	3J	1° aplicação	22.5	23.1	23.1	23	23	22.9	22.9
		2° aplicação	22.5	23.3	23.4	23.2	23	22.8	22.3
		3° aplicação	21.6	21.6	21.5	21.4	21	21	21
	4J	1° aplicação	22.5	22.5	22.4	22.3	22.1	22	21.9
		2° aplicação	22.5	22.4	22	22	22	21.8	21.7
		3° aplicação	22	22.4	22.6	22.6	22.6	22.6	22.4
	5J	1° aplicação	21.8	21.7	21.4	21.3	21.3	21.2	21.1
		2° aplicação	22.4	22.4	22.4	22.1	22.1	21.9	21.7
		3° aplicação	22.5	22.5	22.4	22.5	22.5	22.5	22.5
AMOSTRAS GRUPO K	1K	1° aplicação	22.4	22.4	22.4	22.4	22.4	22.3	22.4
		2° aplicação	22.3	22	22	21.9	21.8	21.8	21.8
		3° aplicação	22.4	22.1	22	21.9	21.9	21.9	21.9
	2K	1° aplicação	22.3	22.3	22.3	22.2	22.2	22.2	22.1
		2° aplicação	21.9	21.9	21.8	21.8	21.8	21.7	21.8
		3° aplicação	21.9	21.7	21.7	21.6	21.7	21.6	21.6
	3K	1° aplicação	22.5	23.1	22.8	22.7	22.6	22.6	22.6
		2° aplicação	21.8	21.9	22	22	22	22.1	22.1
		3° aplicação	22.5	22.5	22.5	22.5	22.5	22.6	22.5
	4K	1° aplicação	22.5	22.4	22.3	22	22	21.9	21.8
		2° aplicação	21.7	21.4	21.3	21.3	21.2	21.1	20.8
		3° aplicação	21.9	22	22	22.2	22.2	22.2	22.3
	5K	1° aplicação	22.5	22.4	22.6	22.6	22.5	22.5	22.5
		2° aplicação	22.5	22.5	22.5	22.5	22.5	22.5	22.5
		3° aplicação	22.2	22.2	22.3	22.3	22.3	22.4	22.4
AMOSTRAS GRUPO L	1L	1° aplicação	22	21.9	21.4	21.3	21.2	21.2	21.2
		2° aplicação	21.3	21.2	21.4	21.4	21.4	21.5	21.5
		3° aplicação	22.5	21.9	21.8	21.6	21.5	21.4	21
	2L	1° aplicação	22.5	22.6	22.6	22.4	22.4	22.4	22.4
		2° aplicação	22.4	22.4	22.2	22.1	22.1	21.5	21.7
		3° aplicação	21.6	21.4	21.4	21.4	21.2	21.2	20.8
	3L	1° aplicação	22.3	22.2	22.1	22.1	22.1	22	21.9
		2° aplicação	21.8	21.8	21.9	21.9	21.9	22	22
		3° aplicação	21.5	21.5	21.6	21.6	21.4	21.3	21.2
	4L	1° aplicação	21.2	21	20.8	20.8	20.8	20.9	21.2
		2° aplicação	22.1	21.8	21.6	21.2	21.2	21.1	21.1
		3° aplicação	21.1	21.2	21.2	21.3	21.3	21.4	21.4
	5L	1° aplicação	21.5	20.6	20.1	20.1	20	19.9	19.9
		2° aplicação	21.8	21.9	21.9	22	22.4	22.3	22.3
		3° aplicação	22.3	22.3	22.3	22.4	22.5	22.5	22.5

Apêndice E – Medidas de temperatura das fontes de luz de 0 a 60 segundos

LED (SDI)				
				MÉDIA
inicial =	22,8	22,4	19,8	21,7
10 seg =	24,3	23,5	20,8	22,9
20 seg =	27,4	26,6	23,7	25,9
30 seg =	30,6	30	26,8	29,1
40 seg =	35,7	35,2	31,9	34,3
50 seg =	37,2	36,2	32,8	35,4
60 seg =	39,5	37,5	34,2	37,1

HALÓGENA (J. MORITA)				
				MÉDIA
inicial =	22	22,6	21,9	22,2
10 seg =	28,1	23,4	22,6	24,7
20 seg =	29,9	28	27,8	28,6
30 seg =	36,2	35,2	43,1	38,2
40 seg =	43,2	47,7	45,9	45,6
50 seg =	49,6	50,2	50,3	50,0
60 seg =	58,2	53,3	53,8	55,1

LASER ARGÔNIO (LASERMED)				
				MÉDIA
inicial =	22	22,8	22,2	22,3
10 seg =	22,6	23,7	25,2	23,8
20 seg =	26,9	25,2	25,8	26,0
30 seg =	27,9	27,2	27,8	27,6
40 seg =	29	30,1	29,4	29,5
50 seg =	30,4	31	30,8	30,7
60 seg =	33	32,1	33,2	32,8

Apêndice F – Média dos valores de ΔL, Δa e Δb e estimativa do ΔE do instante 1 para o instante 2 de acordo com o grupo

	ΔL	**Δa**	**Δb**	**ΔE1_2**		
				Média	Desvio padrão	IC a 95%
A	-3,64	0,168	-0,836	4,0	0,7	
B	-4,124	0,492	-2,124	4,7	1,1	[3,3 ; 6,1]
C	-4,03	0,298	-0,154	4,3	0,7	[3,5 ; 5,2]
D	-3,006	0,182	-0,672	3,2	0,8	[2,2 ; 4,1]
E	-3,874	0,482	0,21	4,1	0,9	[3,0 ; 5,3]
F	-2,71	0,316	-0,948	3,0	1,0	[1,7 ; 4,2]
G	-4,314	0,76	-0,242	4,6	1,1	[3,2 ; 5,9]
H	-4,122	0,672	0,412	4,5	1,6	[2,5 ; 6,5]
I	-4,302	0,428	0,612	4,6	0,9	[3,4 ; 5,8]
J	-3,504	0,174	0,202	3,6	0,9	[2,5 ; 4,8]
K	-4,214	0,642	0,154	4,4	1,6	[2,4 ; 6,5]
L	-4,302	0,714	-0,356	4,5	0,6	[3,7 ; 5,3]

Apêndice G– Média dos valores de ΔL, Δa e Δb e estimativa do ΔE do instante 2 para o instante 3 de acordo com o grupo

	ΔL	**Δa**	**Δb**	**ΔE2_3**		
				Média	Desvio padrão	IC a 95%
A	1,18	0,424	-0,326	1,4	0,6	[0,7 ; 2,2]
B	0,338	-0,064	0,668	0,8	0,2	[0,6 ; 1,1]
C	0,794	-0,052	-0,182	1,1	0,8	[1,0 ; 2,1]
D	1,1	0,526	-1,424	2,0	0,5	[1,3 ; 2,6]
E	0,154	0,112	-0,086	1,0	0,7	[0,1 ; 2,0]
F	-0,124	0,092	-0,21	0,6	0,4	[0,1 ; 1,2]
G	0,724	0,604	0,214	1,1	0,3	[0,7 ; 1,4]
H	-0,006	-0,02	0,508	0,9	0,4	[0,3 ; 1,4]
I	0,568	-0,168	0,194	0,8	0,7	[-0,1 ; 1,7]
J	0,618	1,584	-0,104	2,2	1,2	[0,7 ; 3,8]
K	0,128	0,052	0,134	0,3	0,2	[0,0 ; 0,5]
L	0,182	-0,122	0,048	0,5	0,3	[0,1 ; 0,9]

Apêndice H - Estimativa do ΔL do instante 2 para o instante 3 e desvio padrão de acordo com o grupo

	ΔL2_3	
	Média	Desvio padrão
A	1,18	0,67
B	0,34	0,34
C	0,79	1,01
D	1,10	0,11
E	0,15	1,26
F	-0,12	0,70
G	0,72	0,19
H	-0,01	0,55
I	0,57	0,79
J	0,62	1,15
K	0,13	0,14
L	0,18	0,49

Apêndice I - Mediana do ΔL do instante 2 para o instante 3 de acordo com o grupo

	ΔL2_3	
	Mediana	Variação
A	1,39	0,41 a 1,84
B	0,51	-0,08 a 0,69
C	0,41	-0,14 a 2,35
D	1,11	0,94 a 1,24
E	0,09	-1,41 a 2,03
F	0,22	-1,20 a 0,52
G	0,67	0,50 a 0,93
H	0,22	-0,62 a 0,62
I	0,44	-0,10 a 1,90
J	0,95	-1,36 a 1,64
K	0,21	-0,06 a 0,25
L	0,05	-0,38 a 0,95

Apêndice J – Média dos valores de ΔL, Δa e Δb e estimativa do ΔE do instante 2 para o instante 4 de acordo com o grupo

	ΔL	Δa	Δb	ΔE2_4		
				Média	Desvio padrão	IC a 95%
A	1,326	-0,058	-1,508	2,1	0,7	[1,2 ; 3,0]
B	-0,686	-0,084	-0,258	1,0	0,2	[0,8 ; 1,3]
C	-0,726	0,002	-0,662	1,2	0,5	[0,6 ; 1,8]
D	0,462	0,058	-1,956	2,2	0,8	[1,2 ; 3,3]
E	-1,144	0,014	-0,978	1,9	1,1	[0,5 ; 3,3]
F	-1,398	-0,25	-0,792	1,7	0,7	[0,8 ; 2,6]
G	1,162	-0,182	-1,128	1,8	0,8	[0,9 ; 2,7]
H	-0,508	0,034	-0,988	1,2	0,7	[0,4 ; 2,0]
I	-0,61	-0,062	-0,89	1,2	0,3	[0,9 ; 1,5]
J	1,32	0,12	-1,354	1,9	0,7	[1,1 ; 2,8]
K	-0,964	-0,166	-0,722	1,3	0,6	[0,6 ; 2,0]
L	-0,82	-0,328	-0,744	1,2	0,5	[0,6 ; 1,8]

Apêndice K – Mediana do ΔL do instante 2 para o instante 4 de acordo com o grupo

	ΔL2_4	
	Mediana	Variação
A	0,85	0,38 a 2,67
B	-0,90	-1,39 a 0,66
C	-0,59	-1,55 a 0,07
D	0,14	-0,42 a 1,38
E	-1,18	-3,42 a 0,62
F	-1,19	-2,72 a -0,44
G	1,07	0,09 a 2,44
H	-0,40	-1,04 a -0,02
I	-0,51	-1,00 a -0,27
J	1,22	0,92 a 1,94
K	-0,80	-1,62 a -0,17
L	-0,70	-1,69 a -0,46

Apêndice L - Média dos valores de ΔL, Δa e Δb e estimativa do ΔE do instante 2 para o instante 5 de acordo com o grupo

	ΔL	**Δa**	**Δb**	**ΔE2_5**		
				Média	Desvio padrão	IC a 95%
A	0,58	-0,19	-1,402	2,1	0,6	[1,4 ; 2,9]
B	-1,314	-0,146	-0,698	2,3	0,9	[1,2 ; 3,4]
C	-1,32	0,082	-1,458	1,7	0,9	[0,6 ; 2,8]
D	0,67	0,12	-1,522	2,2	1,5	[0,4 ; 4,1]
E	-1,116	-0,002	-1,79	3,3	0,8	[2,2 ; 4,3]
F	-1,56	-0,378	-1,466	2,5	1,1	[1,1 ; 3,8]
G	0,752	0,058	-0,996	2,9	0,9	[1,8 ; 4,0]
H	-0,898	-0,14	-2,004	1,6	0,3	[1,2 ; 2,0]
I	-2,334	0,04	-1,642	2,2	1,1	[0,8 ; 3,6]
J	0,876	-0,004	-1,402	2,2	1,0	[0,9 ; 3,4]
K	-1,308	-0,22	-1,538	2,2	0,8	[1,1 ; 3,2]
L	-2,174	-0,254	-1,324	2,5	0,3	[2,2 ; 2,9]

Apêndice M – Mediana do ΔL do instante 2 para o instante 5 de acordo com o grupo

	ΔL2_5	
	Mediana	Variação
A	0,46	-0,51 a 2,16
B	-1,66	-3,92 a 1,14
C	-1,32	-3,06 a 0,58
D	0,47	-0,96 a 3,33
E	-1,84	-3,99 a 1,90
F	-1,29	-3,52 a 0,74
G	0,51	0,17 a 2,05
H	-1,42	-2,22 a 2,01
I	-2,31	-2,93 a -1,66
J	0,53	-0,10 a 2,67
K	-1,38	-3,10 a 0,62
L	-2,35	-2,61 a -1,37

Apêndice N – Média dos valores de ΔL, Δa e Δb e estimativa do ΔE do instante 1 para o instante 5 de acordo com o grupo

	ΔL	**Δa**	**Δb**	**ΔE1_5**		
				Média	Desvio padrão	IC a 95%
A	-2,256	-0,022	-2,238	4,1	1,2	[2,6 ; 5,5]
B	-5,438	0,346	-2,822	6,3	1,5	[4,5 ; 8,1]
C	-5,35	0,38	-1,612	5,6	2,0	[3,2 ; 8,1]
D	-2,336	0,302	-2,194	3,6	1,4	[1,8 ; 5,3]
E	-4,99	0,48	-1,58	5,6	2,0	[3,1 ; 8,1]
F	-4,27	-0,062	-2,414	5,2	1,1	[3,7 ; 6,6]
G	-3,562	0,818	-1,238	4,0	0,9	[2,9 ; 5,1]
H	-5,02	0,532	-1,592	5,7	2,0	[3,2 ; 8,1]
I	-6,636	0,468	-1,03	6,8	0,9	[5,7 ; 7,9]
J	-2,628	0,17	-1,2	3,1	1,1	[1,8 ; 4,5]
K	-5,522	0,422	-1,384	6,0	2,5	[2,8 ; 9,1]
L	-6,476	0,46	-1,68	6,8	0,9	[5,6 ; 7,9]

Apêndice O– Mediana do ΔL do instante 2 para o instante 5 de acordo com o grupo

	ΔL1_5	
	Média	Desvio padrão
A	-3,05	0,52
B	-5,44	1,95
C	-5,35	2,05
D	-2,34	1,65
E	-4,99	2,76
F	-4,27	1,93
G	-3,56	1,00
H	-5,02	2,59
I	-6,63	0,87
J	-2,63	1,43
K	-5,52	2,99
L	-6,48	0,85

Anexo A – Certificado de calibração 4274/05

CERTIFICADO DE CALIBRAÇÃO Nº 4274/05

Laboratório de Metrologia ECIL

CLIENTE: NARCISO GORONE NETTO
Endereço: Av. Professor Lineu Prestes, 2277 - São Paulo - SP
Documento do Cliente: e-mail Doc. ECIL: PI-57194

OBJETO DA CALIBRAÇÃO: Termômetro de Radiação Infravermelha

Fabricante:	Eurotron	Faixa Espectral:	8 a 14 µm
Ident. Cliente:	x-x-x	Faixa de operação:	-32 a 520 ºC
Modelo:	Miniray 100L	Nº Série:	56587

Menor diâmetro: 12 mm a uma distância de 225 mm.
Resolução: 0,1 ºC até 199,9ºC e 1ºC acima.

PROCEDIMENTO DE CALIBRAÇÃO:
O termômetro foi calibrado contra uma fonte de radiação infravermelha de emissividade 0,98, previamente calibrada por um padrão de transferência. 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. 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 de repetitividade do termômetro.
Procedimento de referência: IT-000382 Rev. 04.

OBSERVAÇÕES:
1. Este Laboratório adota a Escala Internacional de Temperatura de 1990.
2. Ambiente: Temperatura: 23 ± 3ºC; Umidade Relativa: 50 ± 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: 06/10/05 Data da calibração: 05/10/05

PIEDADE - SP - BRASIL

Rudinei de Brito Maciel
Gerente Técnico

IMP00032 REV.1

temperatura industrial
Ecil Produtos e Sistemas de Medição e Controle Ltda
Rua Benjamin da Silveira Baldy, 2001 - 18170-000 - Piedade - SP
Tel.: (15) 3244-8019 Fax.: (15) 3244-1672
www.ecil.com.br selab@ecil.com.br

Anexo B – Normas Internacionais ANSI Z 136.1 - 1993

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 ao lado de fora da sala;

1.1- Acender a luz vermelha do lado de fora da sala quando o laser estiver em uso,

2- Para 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 a 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.