



**UNIVERSIDADE ESTADUAL DE CAMPINAS
FACULDADE DE ODONTOLOGIA DE PIRACICABA**



**DÉBORA ALVES NUNES LEITE LIMA
CIRURGIÃ-DENTISTA**

**AVALIAÇÃO DA EFICÁCIA DE CLAREAMENTO E DO
AUMENTO DE TEMPERATURA DE FRAGMENTOS
DENTAIS SUBMETIDOS A TRÊS SISTEMAS
CLAREADORES, CATALISADOS POR DIFERENTES
FONTES DE LUZ.**

Dissertação apresentada à
Faculdade de Odontologia de
Piracicaba, da Universidade
Estadual de Campinas, para
obtenção do Título de Mestre
em Clínica Odontológica –
Área de Dentística.

PIRACICABA
2005



UNIVERSIDADE ESTADUAL DE CAMPINAS
FACULDADE DE ODONTOLOGIA DE PIRACICABA



DÉBORA ALVES NUNES LEITE LIMA
CIRURGIÃ-DENTISTA

**AVALIAÇÃO DA EFICÁCIA DE CLAREAMENTO E DO
AUMENTO DE TEMPERATURA DE FRAGMENTOS
DENTAIS SUBMETIDOS A TRÊS SISTEMAS
CLAREADORES, CATALISADOS POR DIFERENTES
FONTES DE LUZ.**

Dissertação apresentada à Faculdade de Odontologia de Piracicaba, da Universidade Estadual de Campinas, para obtenção do Título de Mestre em Clínica Odontológica – Área de Dentística.

Orientador: Prof. Dr. José Roberto Lovadino

Banca Examinadora:

Prof. Dr. José Roberto Lovadino

Prof. Dr. Luís Alexandre Maffei Sartini Paulillo

Prof. Dra. Maria do Carmo Moreira da Silva Santos

PIRACICABA
2005

**FICHA CATALOGRÁFICA ELABORADA PELA
BIBLIOTECA DA FACULDADE DE ODONTOLOGIA DE PIRACICABA**

Bibliotecário: Marilene Girello – CRB-8ª. / 6159

L628a

Lima, Débora Alves Nunes Leite.

Avaliação da eficácia de clareamento e do aumento de temperatura de fragmentos dentais submetidos a três sistemas clareadores, catalisados por diferentes fontes de luz. /
Débora Alves Nunes Leite Lima. -- Piracicaba, SP : [s.n.], 2005.

Orientador: José Roberto Lovadino.

Dissertação (Mestrado) – Universidade Estadual de Campinas, Faculdade de Odontologia de Piracicaba.

1. Espectrofotometria. 2. Dentes – Clareamento. 3. Lasers.
4. Calor. I. Lovadino, José Roberto. II. Universidade Estadual de Campinas. Faculdade de Odontologia de Piracicaba. III. Título.
(mg/fop)

Título em inglês: Influence of different light sources on the temperature rise and effectiveness of three bleaching agents

Palavras-chave em inglês (*Keywords*): Spectrophotometry; Tooth bleaching; Lasers; Heat

Área de concentração: Dentística

Titulação: Mestre em Clínica Odontológica

Banca examinadora: José Roberto Lovadino; Luís Alexandre Maffei Sartini Paulillo; Maria do Carmo Moreira da Silva Santos

Data da defesa: 24/02/2005

Dedico este trabalho a minha mãe,
Solange Débora Nunes Leite,
grande responsável por eu estar aqui.

Exemplo de integridade, honestidade, competência, dedicação, doação,
profissionalismo...valores fundamentais para minha formação. Seu exemplo sempre me
valerá como incentivo e força para continuar, conquistar...

Obrigada pelas oportunidades concedidas sempre visando o meu crescimento.

AGRADECIMENTOS ESPECIAIS

À Deus que sempre guiou meus passos e me conduziu no caminho do bem,
por todas as bênçãos recebidas em minha vida.

*“Esforça-te, e tem bom ânimo; não pases, nem te espantes; porque o Senhor teu Deus é contigo,
por onde quer que andares” (Josué 1:9).*

Ao Douglas, meu irmão, pelas manifestações de apreço e cuidado por mim.
As minhas tias Helena, Marina e Mércia por todo apoio dado durante a minha formação,
importante para a realização de mais um sonho.

Ao André Luís, meu namorado, sempre um amigo, companheiro de todas as horas,
por estar ao meu lado, em todos os momentos desta jornada, me apoiando e nunca me
deixando desanimar. Sua força de vontade, determinação, dedicação são um verdadeiro
incentivo. Obrigada por me atender antes mesmo de eu pedir, por abdicar de passeios,
viagens, festas...para estar ao meu lado nos períodos intensos de trabalho.

Para você, o meu amor.

Ao Prof. Dr. José Roberto Lovadino, meu orientador, pela singular oportunidade
concedida ao aceitar-me como mestranda, possibilitando, assim, o meu crescimento
profissional e pessoal; e pela disponibilidade e interesse, otimizando meu rendimento e
aprendizado. Minha gratidão.

AGRADECIMENTOS

À Faculdade de Odontologia de Piracicaba, na pessoa do seu Diretor, Prof. Dr. Thales Rocha de Mattos Filho, onde estou tendo a oportunidade de dar um importante rumo ao crescimento científico e profissional.

Ao Coordenador Geral de Pós-Graduação da FOP/UNICAMP, Prof. Dr. Pedro Luiz Rosalen.

Ao Coordenador do Curso de Pós-Graduação em Clínica Odontológica da FOP/UNICAMP, Prof. Dr. Roger William F. Moreira.

Aos Professores do Departamento de Odontologia Restauradora, Área de Dentística, pelos ensinamentos concedidos durante o Curso de Mestrado.

Ao Flávio Henrique Baggio Aguiar, Doutor pela FOP/UNICAMP, por todo apoio cedido, por sempre atender quando precisei e pelas experiências passadas.

À Profa. Dra. Priscila Liporoni, Prof. Dra. do Departamento de Odontologia Restauradora da UNIVAP-SJC, pelo contato estabelecido com o Prof. Dr. Egberto Munin.

Ao Prof. Dr. Egberto Munin, pela disposição do Laboratório de Laseres de Alta Potência/ IPD-UNIVAP e pela atenção dispensada durante a realização da fase experimental.

Ao Assistente Técnico do Laboratório de Laseres de Alta Potência/ IPD-UNIVAP, Leandro P. Alves, por toda atenção, ajuda e colaboração essenciais para a execução da fase experimental deste trabalho. Por ser um profissional extremamente competente e prestativo, sua estrada vai longe.

Ao Instituto de Pesquisa e Desenvolvimento – IPD, da Universidade do Vale do Paraíba, São José dos Campos, pela disponibilidade das instalações durante a fase experimental desta pesquisa.

À Fundação de Amparo à Pesquisa do Estado de São Paulo – FAPESP, pela Bolsa concedida.

Ao Prof. Dr. Luís André F. Pimenta do Departamento de Odontologia Restauradora, Área de Dentística, e a Alessandra Peris, aluna de Doutorado do Curso de Pós-Graduação em Clínica Odontológica – Área de Concentração Dentística – FOP/UNICAMP, pela disponibilidade do aparelho fotopolimerizador Arco de Plasma.

Ao Prof. Dr. Mário Alexandre Sinhoreti, Departamento de Materiais Dentários-FOP/UNICAMP, por disponibilizar o aparelho fotopolimerizador Arco de Plasma para medição do espectro.

Ao Dr. José Roberto Aguiar, Engenheiro Mecânico da SKF-Brasil, por disponibilizar o termômetro digital a laser.

À Fabíola Leite e à Márcia Martins, alunas da Pós-graduação da Faculdade de Odontologia de São José dos Campos/UNESP, por disponibilizar a sua residência em todas as horas em que precisei e por me acolher em SJC. Que esse exemplo de solidariedade sirva como lição.

Ao Gabriel Côrtes, aluno da Graduação da FOP/UNICAMP, pelo apoio durante a fase experimental desta pesquisa em SJC e pelos dispositivos confeccionados. Sua imaginação é a sua preciosidade.

Aos colegas da Turma de Mestrado e Doutorado do Curso de Pós-Graduação em Clínica Odontológica – Área de Concentração Dentística – FOP/UNICAMP, todos contribuíram, de alguma forma, para o meu engrandecimento, sempre respondendo a alguma dúvida, dando dicas para montagens de aulas e etc.

À Ana Paula Britto da Silva, aluna do curso de Pós-Graduação em Clínica Odontológica – área de Concentração Dentística – FOP/UNICAMP, pela amizade, companheirismo, por compartilhar os momentos tristes e felizes. Pelo exemplo de mente aberta, procurando sempre aprender com os erros e acertos, de estar em constante busca do crescimento profissional e principalmente do pessoal...para você, o céu é o limite.

À Vanessa Castro Pestana da Silveira Bueno, aluna do curso de Pós-Graduação em Clínica Odontológica – área de Concentração Dentística – FOP/UNICAMP, pela amizade, carinho, atenção e incentivo. Um exemplo de pessoa meiga e delicada e ao mesmo tempo forte e determinada.

Ao Jansen Ozaki e ao Marcelo Oliveira, alunos do curso de Pós-Graduação em Clínica Odontológica – área de Concentração Dentística – FOP/UNICAMP, pela amizade e pela certeza que sempre posso contar com vocês.

À Flávia Ramos , aluna do curso de Pós-Graduação em Radiologia, pelos momentos de descontração. Um exemplo de pessoa prestativa e atenciosa.

À Profa. Dra. Gláucia Maria Bovi Ambrosano, da disciplina de Bioestatística da FOP/UNICAMP, pela execução das análises estatísticas.

Aos funcionários da Área de Dentística FOP/UNICAMP, Fernanda B. Souza e Sr. Pedro Justino, pela atenção prestada e por sempre atender aos meus pedidos. A Selma Nascimento, responsável pela limpeza, pelo bom humor contagiante, sempre com um sorriso no rosto a dar.

A todas as pessoas que participaram, contribuindo para a realização deste trabalho, direta ou indiretamente, meu agradecimento.

“É melhor tentar e falhar,
que preocupar-se e ver a vida passar;
é melhor tentar, ainda que em vão,
que sentar-se fazendo nada até o final.

Eu preferi na chuva caminhar,
que em dias tristes em casa me esconder.
Prefiro ser feliz, embora louco,
Que em conformidade viver...”

Martin Luther King

SUMÁRIO

RESUMO	1
ABSTRACT	3
1 INTRODUÇÃO	5
2 REVISÃO DA LITERATURA	9
Fontes de Energia	9
Análise de Cor	12
Clareamento Dental	15
Aumento de Temperatura	27
3 PROPOSIÇÃO	32
4 MATERIAIS E MÉTODOS	33
Aspectos Éticos	33
Análise da Reflectância	33
4.2.1 Coleta dos Dentes	35
4.2.2 Preparo dos Blocos	36
4.2.3 Análise Inicial da Reflectância	37
4.2.4 Protocolo de Clareamento Dental	40
4.2.5 Análise da Reflectância Durante e Após o Clareamento Dental	41
Análise do Aumento de Temperatura	42
Medidas das Potências e dos Espectros dos Aparelhos Fotoativadores	46
Análise Estatística	47
5 RESULTADOS	48
Resultados da Análise de Reflectância	48
Resultados da Análise de Temperatura	52
5.3 Resultados das Potências e dos Espectros dos Aparelhos Fotoativadores	54
6 DISCUSSÃO	57
7 CONCLUSÃO	69
REFERÊNCIAS	70
ANEXOS	76

RESUMO

O objetivo deste estudo “in vitro” foi avaliar quantitativamente a mudança de cor do elemento dental, após a técnica de clareamento vital, variando-se o tipo de agente clareador e a fonte de luz catalisadora. Adicionalmente, foi analisada a estabilidade do clareamento durante 30 dias pós-tratamento clareador e a variação de temperatura do esmalte e da dentina oposta à superfície a ser clareada provocada pelas fontes de luz. A partir de dentes humanos foram constituídos 15 grupos (n=5) de acordo com *o agente clareador*: Peróxido de Hidrogênio a 35% (Opalescence Xtra, Ultradent), Peróxido de Hidrogênio a 35% (Whiteness HP, FGM) e Peróxido de Carbamida a 37% (Whiteness Super, FGM); *e o tipo de fonte catalisadora*: Luz Halógena alta intensidade - modo clareamento (Optilux 501C, Demetron), LED associado ao Laser de Diodo (Ultrablue IV, DMC), Laser de Argônio (Spectra Physics - Stabilite 2071) e Arco de Plasma - modo clareamento (Apollo 95E, DMD). Após cada sessão de tratamento clareador foi realizada a leitura da foto-reflectância pelo aparelho de espectrofotometria de reflectância. As variações de temperatura do esmalte e da dentina oposta foram medidas através de um termômetro digital a laser e um termopar tipo K acoplado a um termômetro digital, respectivamente. Os resultados foram submetidos à Análise de Variância. Para a variável reflectância, as comparações entre os níveis dos fatores, no caso de fatores qualitativos (fonte e gel) foram realizadas pelo teste de Tukey ($\alpha=0,05$). No caso do fator quantitativo (sessão) os graus de liberdade foram desdobrados por meio da regressão polinomial ($\alpha=0,05$). Para a variável temperatura foi realizada a Análise de Variância em esquema de parcela subdividida, sendo as parcelas representadas pelo fatorial fonte x gel e as subparcelas pela superfície. O gel clareador peróxido de carbamida a 37% apresentou as menores médias de reflectância comparado ao peróxido de hidrogênio a 35%. Para o agente clareador Opalescence Xtra, a fonte halógena alta intensidade apresentou as maiores médias de reflectância. Para o clareador Whiteness HP, o laser apresentou as menores médias de reflectância diferindo para a fonte halógena alta intensidade e para o não uso de fonte. Para o clareador peróxido de hidrogênio a 35% houve uma regressão da cor obtida, porém para o peróxido de carbamida a 37% essa regressão não foi observada. A fonte LED/laser apresentou as maiores médias de aumento de temperatura em ambas superfícies avaliadas.

Diante disso, pode-se concluir que o desempenho da fonte catalisadora foi dependente do agente clareador utilizado, assim como o comportamento do agente clareador foi dependente da fonte catalisadora empregada.

ABSTRACT

The purpose of this *in vitro* study was to evaluate quantitatively the tooth color changes, after vital bleaching, induced by various combinations of peroxide bleaching agents and light sources. Additionally, the stability of the obtained color after one month and the temperature rise of the enamel and opposite dentine exposed to a variety of light-curing units were analysed. The dental specimens were distributed in 15 groups (n=5) according to the bleaching agent: 35% hydrogen peroxide (Opalescence Xtra, Ultradent), 35% hydrogen peroxide (Whiteness HP, FGM) and 37% carbamide peroxide (Whiteness Super, FGM); and to the light source: Quartz Tungsten Halogen light used in bleach mode (Optilux 501C, Demetron), LED associated to a Diode Laser (Ultrablue IV, DMC), Argon Laser (Spectra Physics - Stabilite 2071) and Plasma Arc light - bleach mode (Apollo 95E, DMD). After each treatment session the color alterations were evaluated by spectrophotometric analysis. The temperature variations of enamel and opposite dentine were measured using a laser digital thermometer and a K-type thermocouple connected to a digital thermometer, respectively. The results were submitted to the ANOVA test. For the reflectance, the comparisons among the levels of the factors, in case of qualitative factors (light source and bleaching agent) were accomplished by Tukey test at the 5% significance level. In case of the quantitative factor (treatment session) the degrees of freedom were unfolded through the polynomial regression ($\alpha=0.05$). For the temperature, the ANOVA test was accomplished in outline of subdivided parcel, being the parcels represented by the factorial source versus whitening agent and the subparcels by the surface. The 37% carbamide peroxide whitening agent presented the lower reflectance values and were statistically different from a 35% hydrogen peroxide. For the Opalescence Xtra whitening agent, the quartz tungsten halogen light used in bleaching mode presented the highest reflectance means. For the Whiteness HP, the laser presented the lower reflectance means and were statistically different from quartz tungsten halogen light and from the no use of source. For the 35% hydrogen peroxide bleaching agent, there was a color change after one month, however for the 37% carbamide peroxide this change was not observed. The LED/laser source presented the highest temperature increased means in both appraised

surfaces. In conclusion, the performance of the light source depends on the bleaching agent used, as well as the behavior of the bleaching agent depends on the light source chosen.

1 INTRODUÇÃO

A demanda por procedimentos estéticos conservadores, em especial o clareamento dental, vem aumentando muito durante os últimos anos. Isto vem acontecendo devido ao desenvolvimento de produtos que colaborem para realização de técnicas clareadoras mais simples, seguras e eficazes (Lu *et al.*, 2001).

O primeiro clareamento de dentes vitais foi realizado em 1868, embora o grande impulso em relação aos tratamentos clareadores dentais ocorreu com a divulgação da técnica do clareamento caseiro noturno, idealizado por Haywood & Heymann, no ano de 1989. O clareamento caseiro tem sido relatado como um método seguro por ser relativamente simples. Porém alguns resultados vêm desapontando como, por exemplo, uma lenta mudança de cor por falta de uso freqüente do clareador pelo paciente e irritações do tecido gengival devido a um aumento relativamente grande na quantidade do gel aplicado na moldeira pelo mesmo, tentando compensar a baixa freqüência de uso. Além disso, pacientes têm se queixado de moldeiras desconfortáveis e gosto desagradável (Garber, 1997; Reyto, 1998). Como o método de clareamento caseiro é demorado e requer a cooperação do paciente, a técnica de consultório tem se tornado mais aceita (Lu *et al.*, 2001).

Independente da técnica e do produto clareador utilizado, o mecanismo de ação dos agentes clareadores consiste numa reação de oxidação, com liberação de radicais livres. As moléculas orgânicas e inorgânicas que alteram a cor da dentina e do esmalte, respectivamente, são quebradas e convertidas em CO₂ e água, sendo liberadas juntamente com o oxigênio nascente. Quando não mais ocorre diferença na intensidade do clareamento, atingiu-se o ponto de saturação (Navarro & Mondelli, 2002).

As técnicas presentes de clareamento de consultório usam substâncias contendo peróxido de carbamida ou hidrogênio em altas concentrações (Garber, 1997). Uma espátula aquecida ou uma lâmpada potente eram preconizadas como instrumento catalisador da reação, visto que o calor acelera a velocidade de quebra da molécula de

peróxido, conseqüentemente acelerando a mudança de cor do elemento dental (Rosentiel *et al.*, 1991). Em função do risco de ocorrerem trincas na superfície do esmalte e agressão pulpar com essa técnica, têm-se utilizado atualmente outras formas de acelerar a reação química, tais como o uso de lâmpadas específicas para uso odontológico e de agentes clareadores fotossensíveis (Sun, 2000; Burgess *et al.*, 2002; Luk *et al.*, 2004).

Os agentes clareadores fotossensíveis contêm componentes designados para absorverem uma energia adicional da fonte de luz (Baik *et al.*, 2001), que pode ser laser, LED, lâmpada de arco de plasma, lâmpada halógena de quartzo tungstênio ou lâmpada infravermelha. Apesar de acelerar a velocidade de quebra da molécula de peróxido, conseqüentemente, acelerando a mudança de cor do elemento dental, estas fontes podem ser dispensadas (McEvoy, 1989).

O clareamento de consultório vem sendo utilizado por muitos anos. A lâmpada potente ou o instrumento aquecido e o peróxido líquido, utilizados nos primeiros sistemas, foram substituídos por uma lâmpada halógena e o peróxido gel respectivamente. Os resultados clínicos obtidos com essa substituição eram similares aos do sistema anterior e a sensibilidade dental foi diminuída (Nash & Radz, 1999). Mesmo assim, relata-se na literatura que como para o procedimento clareador a luz halógena é aplicada ao dente por períodos mais extensos do que para os procedimentos restauradores, o risco de dano pulpar é maior (Goodis *et al.*, 1989; Baik *et al.*, 2001).

Enquanto o clareamento de consultório convencional (peróxido de hidrogênio associado à lâmpada halógena) é uma opção, em geral leva-se de duas a seis sessões, de 45 a 60 minutos cada, para alcançar o mesmo resultado do clareamento caseiro (Haywood, 2000). Existe uma tendência para a realização do clareamento em apenas uma sessão de atendimento. Para isso, têm-se utilizado fontes catalisadoras mais potentes como aparelhos de laser de argônio, aparelhos tipo LED associado ao laser de diodo e a luz do arco de plasma (Nash & Radz, 1999; Baik *et al.*, 2001).

Porém não são todos aparelhos utilizados no processo clareador que são seletivos quanto ao aumento de temperatura. Além dos aparelhos de lâmpada halógena, outro sistema ativador que deve ter seu uso bem controlado é a lâmpada de arco de plasma de xenônio (AP). O aparelho de lâmpada de xenônio (AP), no modo clareamento (Bleach), possui uma região de comprimento de onda expandida em adição à alta intensidade de energia fotoquímica fornecida pelo comprimento de onda azul. Esta alta intensidade de energia permite que o gel clareador alcance uma temperatura elevada durante um curto período de ativação da luz (Sun, 2000; Burgess *et al.*, 2002).

Em fevereiro de 1996, a ITL (Ion Laser Technology) patenteou o uso do laser de argônio e CO₂ para o clareamento dental (Reyto, 1998). O laser de argônio passou a ser o mais utilizado, visto que é muito bem absorvido por tecidos pigmentados e escuros. Como o seu espectro não está na faixa do infravermelho, o calor gerado por esta fonte é limitado (Kutsch, 1993; ADA Council on Scientific Affairs, 1998; Sun, 2000; Baik *et al.*, 2001).

Aparelhos que apresentam duas unidades geradoras de luz, um sistema de luz fria emitida por LED (Light Emitting Diodes) e um sistema de luz laser de diodo, também têm sido utilizados para catalisação de agentes clareadores na técnica de consultório. O laser de diodo é um laser terapêutico com efeito minimizador de hipersensibilidade ocasionada em decorrência da técnica de clareamento dental. Uma vez que seu comprimento de onda está na faixa do infravermelho ($\lambda=830\text{nm}$), esta geração de calor eleva a temperatura do gel clareador, podendo levar a um aquecimento dos tecidos dentais (Calmon *et al.*, 2004).

Vários estudos têm sido realizados no que diz respeito ao uso de outras fontes de luz como uma alternativa à lâmpada halógena. Segundo Zanin *et al.* (2002), é possível obter o clareamento com o auxílio de fontes catalisadoras mais potentes em uma sessão de tratamento. Jones *et al.*, (1999) mostram que, para se obter o resultado desejado, é necessário de três a cinco sessões de procedimento clareador, comprovando que com uma aplicação não há diferença de cor perceptível.

Acredita-se que o problema predominantemente encontrado quando usado o clareamento de consultório sem a associação do clareamento caseiro é o retorno da cor após alguns meses. Há questionamentos, na literatura, se essas fontes catalisadoras específicas como laser e LED são mais efetivas do que as fontes de luz convencionais (lâmpada halógena), proporcionando um resultado clareador mais rápido e com um aumento mínimo de temperatura (Garber, 1997).

Devido o surgimento de novos produtos para o clareamento dental e novas técnicas para a realização desse procedimento em consultório, torna-se importante o estudo desses procedimentos em relação a sua eficácia, estabilidade de cor e o aumento de temperatura do esmalte e da dentina oposta ao esmalte a ser clareado.

2 REVISÃO DA LITERATURA

2.1 FONTES DE ENERGIA

Cada comprimento de onda da luz laser tem afinidades por tecidos específicos. A energia do laser de CO₂, comprimento de onda 10.600nm, atenua-se rapidamente na maioria dos tecidos porque é absorvido pela água. Essa absorção gera grande quantidade de calor que carboniza os tecidos. O laser de argônio apresenta dois comprimentos de onda primários, 488 e 514,5nm. O comprimento de onda 488nm é altamente absorvido pela hemoglobina e melanina e pouco absorvido pela água (Kutsch, 1993).

Segundo Pick (1993), o uso do laser na Odontologia não é recente. O primeiro relato do seu uso *in vitro* foi na década de 60, sendo o laser de CO₂ o primeiro a ser utilizado na Clínica Odontológica, década de 80, para cirurgia de tecidos. A luz laser é uma energia eletromagnética coerente, monocromática e colimada. Ao contrário da luz branca, que é dispersa (espalhada), a energia da luz laser segue um comprimento de onda específico, por isso o seu monocromatismo. O laser de argônio é uma exceção, produzindo dois comprimentos de onda primários. A energia do laser interage com o tecido de quatro maneiras: reflexão, absorção, dispersão no tecido e transmissão.

De acordo com a ADA Council on Scientific Affairs (1998), os fabricantes de laser informam que a energia laser é totalmente absorvida pelo gel clareador, resultando num processo de clareamento superior que pode ser realizado em uma sessão, sem efeitos colaterais. Os efeitos nos tecidos duros dependem do tipo de laser utilizado, assim como o tempo de exposição desse laser ao tecido. As mudanças de temperaturas são influenciadas pelas propriedades de absorção do esmalte e da dentina. O laser de argônio gera pouco aquecimento pulpar quando utilizado apropriadamente. Em contraste, o laser de CO₂ é absorvido pela água dos tecidos e convertido em calor.

Segundo Sun (2000) o objetivo de clarear os dentes utilizando o laser é o de se atingir o mais avançado processo de clareamento, com o auxílio da mais eficiente fonte de energia. A utilização do laser de argônio no comprimento de onda de 488nm como fonte de energia para estimular as moléculas de peróxido de hidrogênio oferece mais vantagens do que quando se utilizam instrumentos aquecidos ou aquecedores. Os lasers de argônio emitem ondas de curto comprimento, com fótons de alta energia. Já as lâmpadas halógena, de arco de plasma e outras lâmpadas aquecedoras emitem tanto ondas de curto comprimento quanto ondas térmicas infravermelhas invisíveis (750nm a 1mm), com fótons de baixa energia e características térmicas altas. Estas altas temperaturas podem resultar em respostas pulpares desfavoráveis. O autor comenta que a função do laser de argônio é estimular rapidamente a molécula de peróxido de hidrogênio. A energia absorvida pelas ligações inter e intramoleculares estimulam vibrações quebrando a molécula de H_2O_2 e liberando radicais iônicos reativos que se combinam com moléculas de carbono pigmentadas, quebrando-as em cadeias simples. O resultado desse processo é o clareamento do dente.

A canforoquinona, que é o fotoiniciador geralmente encontrado na maioria dos materiais resinosos, absorve energia num comprimento de onda de 470nm necessária para que radicais livres sejam gerados, iniciando, assim, a reação de polimerização do compósito. O processo de polimerização das resinas compostas ativadas por luz, que geralmente utilizam a canforoquinona como fotoiniciador, inicia-se através da exposição do material a uma luz com comprimento de onda na faixa de 450 a 490nm. Os aparelhos tipo LED são compostos por semicondutores que converte a energia elétrica em luz azul, com comprimento de onda na faixa estreita do espectro eletromagnético, mas coincidindo com o espectro de absorção da canforoquinona (Duke, 2001).

Os aparelhos tipo LED's azuis são compostos por semicondutores, que quando submetidos a uma corrente elétrica produz uma luz azul emitida em uma faixa estreita do espectro visível. Já os aparelhos de luz halógena produzem uma luz branca pela passagem de uma corrente através de um filamento de tungstênio que se encontra protegido dentro de

uma cápsula de quartzo preenchida com um gás halógeno. Assim, este filamento é submetido a altas temperaturas, produzindo uma luz com energia dentro de uma larga faixa do espectro, com muita radiação na região do infravermelho. Os filtros do aparelho bloqueiam parte da radiação desnecessária permitindo apenas a passagem da luz azul. Os aparelhos de arco de plasma contêm dois eletrodos de tungstênio que se localizam em uma cápsula pressurizada preenchida com gás de xenônio, desenvolvendo um alto potencial elétrico entre os mesmos, em função de uma alta descarga elétrica. Os espectros de luz emitidos por estes aparelhos incluem a geração de luz ultravioleta, luz visível e radiação infravermelha que após filtragem emitem uma alta densidade de potência com comprimento de onda entre 450-500nm (Burgess *et al.*, 2002).

A amplificação da luz pela emissão estimulada de radiação (LASER) é um processo que ocorre dentro de um dispositivo. Três elementos são necessários para operar a maioria dos lasers: um meio ativo, o bombeamento e a presença de uma cavidade ressonante. O meio ativo é um meio que possui níveis de energia excitáveis e capaz de armazenar a energia recebida do exterior. Este meio ativo pode se apresentar em forma sólida, líquida ou gasosa. O bombeamento é o fornecimento de energia ao meio ativo, por intermédio de uma fonte externa de energia. O meio ativo está localizado em uma cavidade óptica ressonante, denominado ressonador óptico, que se constitui de dois espelhos refletores paralelos. Esses refletores enviam a onda eletromagnética no meio ativo, amplificando o campo eletromagnético na cavidade. Os fótons estimulados, a medida que vão refletindo levam a geração de mais fótons estimulados, deste modo produzindo o laser (Coluzzi & Godstein, 2004).

Os lasers produzem luz dentro de uma frequência estreita do espectro eletromagnético e são denominados de acordo com o elemento ativo usado, pois o comprimento de onda da luz que é gerada é característico do meio utilizado. O comprimento de onda é o fator determinante primário no grau de absorção da luz laser no tecido. Além disso, a potência do laser e o tempo de exposição também influenciam na quantidade desta absorção. Dependendo do tecido alguns lasers penetram mais profundamente que outros. Quanto maior a penetração dessa luz, maior o grau de

espalhamento e dispersão no tecido. O laser de CO₂, por exemplo, penetra apenas 0,03 a 0,1mm no tecido, dependendo dos fatores descritos anteriormente. Já o Nd:YAG penetra de 2 a 5mm. A forma de emissão da luz também influencia no efeito que esta causa no tecido, podendo ser contínuo ou em pulsos. O modo de emissão contínuo emite grandes quantidades de energia para o tecido, enquanto a corrente interrompida emite intensidades moderadas a baixas. Uma vez que a luz laser é absorvida, esta é convertida em calor. O efeito térmico gerado depende da composição do tecido (quantidade de água e componentes orgânicos e inorgânicos) e do tempo de exposição. O laser de CO₂, revisado pela ADA Council on Scientific Affairs, em outubro de 1998, continua a não ser recomendado para uso no tratamento clareador pela falta de estudos a longo prazo quanto a segurança deste procedimento (Dederich & Bushick, 2004).

2.2 ANÁLISE DE COR

Bosch & Coops (1995) mostraram através de um estudo *in vitro* que a cor do dente é predominantemente determinada pelas propriedades da dentina. O esmalte contribui muito pouco para a dispersão da luz, ocorrendo esta na faixa do espectro no comprimento de onda correspondente a cor azul. Neste estudo, a cor de 28 dentes que tiveram o esmalte removido correspondeu a mesma do dente íntegro.

Nathoo (1997) propõe uma classificação dos manchamentos dentais baseada nas interações químicas destes com os dentes. Manchamento dental tipo N1 depende da capacidade de adsorção da saliva. Alimentos e bebidas como chá, café e vinho causam o manchamento através do contato direto das substâncias cromógenas na superfície do dente. Pode ser removido através de uma boa higiene oral. Manchamento dental tipo N2 ocorre pela ligação de materiais pigmentantes que mudam de cor quando ligados ao dente. Este tipo de manchamento inclui descolorações amarelas nas áreas interproximais e gengivais dos dentes e formação de uma película amarronzada com o tempo. Os manchamentos tipo N1 se não removidas resultam no manchamento tipo N2. São removidos através de profilaxia profissional. Manchamento tipo N3 são materiais ligados ao dente através de

reações químicas ou físicas, que passam por uma reação química para poder causar o manchamento. São mais difíceis de serem removidos, podendo ser utilizados agentes antioxidantes para este fim. Manchamentos dentais intrínsecos ocorrem na presença de materiais orgânicos no esmalte ou na dentina e são divididos em dois grupos, pré e pós-eruptivo. A sua remoção requer o uso de agentes químicos como o peróxido de hidrogênio.

Horn *et al.* (1998) compararam a eficácia de um método subjetivo, análise visual com escala de cor, e um objetivo, espectrofotometria, na avaliação de cor do dente. As leituras foram realizadas e repetidas após 14 dias. As leituras do dia 1 e 14 realizadas pelo espectrofotômetro apresentaram 80% de concordância. Para a análise visual a concordância entre os avaliadores foi de 45%, comparando os dois dias de leitura. A concordância entre cada avaliador variou de 20 a 60%. Os resultados desse estudo confirmaram que a avaliação subjetiva não é confiável e o método objetivo é mais acurado na avaliação de cor do elemento dental *in vitro*.

Kwon *et al.* (2002) examinaram os efeitos do agente clareador peróxido de hidrogênio a 30% na superfície de esmalte de dentes bovinos utilizando Microscopia Eletrônica de Varredura e espectrofotometria (UV-VIS-NIR). Os espécimes ficaram imersos no agente clareador por 3 dias. A cada dia de tratamento clareador a leitura da reflectância era realizada. As leituras foram analisadas através do auxílio de um software, sistema de coordenadas de cor CIE Lab. Também foram analisadas as superfícies dos esmaltes expostos ou não ao peróxido de hidrogênio. A mudança na reflectância dos dentes estava relacionada a mudança de cor. A maior mudança na reflectância ocorreu dentro do primeiro dia de tratamento clareador, sendo este resultado confirmado pelo sistema CIE Lab. A maior mudança de cor ocorreu na faixa do espectro correspondente aos comprimentos de onda do azul-amarelo. Na faixa do vermelho-verde não houve diferença estatística em comparação a leitura inicial, que não recebeu tratamento clareador. Este estudo mostrou diferença na mudança de cor, assim como alterações morfológicas após a exposição do esmalte bovino ao peróxido de hidrogênio a 30%.

A cor é o resultado da interação de três elementos: uma fonte de energia, um objeto e o olho humano. A luz é modificada pelo objeto e pode ser refletida ou absorvida. Conseqüentemente, o observador percebe a luz modificada como uma cor distinta. Uma vez que a superfície do objeto reflete alguns comprimentos de onda e absorve outros, a cor deste é percebida apenas pelos comprimentos de onda refletidos. As ondas de luz visível ocupam uma pequena porção do espectro eletromagnético, que também incluem ondas invisíveis como de raios X, ultravioletas, radar e rádio. As ondas são medidas em comprimentos de onda, que é definido como a distância entre os picos das ondas. Os espectrofotômetros e os colorímetros são instrumentos utilizados para medir a cor de objetos. Esses aparelhos diferem entre si, uma vez que o espectrofotômetro mede a reflexão da luz dentro de todo o espectro visível, enquanto o colorímetro mede a luz refletida em apenas três comprimentos de onda: vermelho, verde e azul (Chu, 2003).

Segundo Westland (2003) a Commission Internationale de l'Eclairage (CIE) desenvolveu um sistema para visualização específica de sinais de cor que passou a ser utilizado em 1931. Esse sistema foi desenvolvido mais para especificar cor do que prever a aparência da cor. A cromaticidade da luz refletida muda com a mudança da iluminação. No entanto é esperado que a aparência de cor de certa superfície mantenha-se aproximadamente constante sob variações de iluminação. O sistema também não era uniforme para uma dada distância Euclideana entre dois pontos no espaço XYZ. O percentual de diferença de cor entre os dois estímulos representados pelos dois pontos podia variar numa ordem de magnitude. Diante disso, em 1976, foi introduzido o sistema de especificação de cor CIE Lab, solucionando o problema da aparência de cor e diferença de cor através das coordenadas Lab.

Joiner (2004) fez uma revisão da literatura dos métodos utilizados para avaliar a cor de dentes. Dentre eles estão: o método subjetivo o qual utiliza a escala de cor, e o método objetivo que é realizado através de aparelhos espectrofotômetros, colorímetros e técnicas de análise de imagem. A análise visual, através da escala de cor, é simples de ser realizada e tem sido utilizada em muitos estudos. Os espectrofotômetros são equipamentos caros, complexos e difíceis de serem utilizados em estudos *in vivo*. Os colorímetros estão

sendo muito utilizados devido a fácil manipulação. Porém, ainda não está elucidada a correlação entre as medidas realizadas por este equipamento e a observação humana. As análises por imagens fotográficas têm sido bastante realizadas com o auxílio do programa CIE Lab. Apesar de cada um desses métodos apresentarem limitações, suas vantagens têm propiciado o uso em estudos longitudinais de mudança de cor do dente.

2.3 CLAREAMENTO DENTAL

A técnica de clareamento dental caseiro foi descrita por Haywood & Heymann em 1989. Segundo os autores, esta técnica oferece segurança, por não envolver aplicação de calor, ácidos ou desgastes do elemento dental. Além disso, é efetiva para dentes com manchamentos médios, destacando-se a facilidade de procedimento e o baixo custo, por envolver um tempo mínimo de paciente em consultório. A técnica citada nesse trabalho consiste em moldagem e obtenção de modelos do paciente para confecção de uma moldeira de clareamento individual. Essa moldeira é preenchida com o agente clareador, peróxido de carbamida a 10% e usada durante a noite. O período considerado necessário para alcançar o clareamento através desta técnica é de seis semanas.

McEvoy (1989), em um estudo, descreve o desenvolvimento das técnicas utilizadas para remoção de manchas em dentes vitais com ácido hidroclorídrico e peróxido de hidrogênio. Segundo a autora, o ácido clorídrico foi o primeiro agente químico utilizado para remover manchas intrínsecas em dentes vitais. Dr. Walter Kane, usou esta substância, em 1916, para remover manchas de fluorose no elemento dental. Em 1937, Ames foi o primeiro a relatar a técnica alternativa para remoção dessas manchas, utilizando uma solução de peróxido de hidrogênio a 100% e éter na proporção de 5:1, aquecida por um instrumento. Em 1939, o uso do ácido hidroclorídrico caiu um pouco em desuso quando Younger relatou que essa substância causava descalcificação do esmalte, apoiando o uso do peróxido de hidrogênio associado ao calor. Após o relato da evolução das técnicas utilizadas para remoção de manchas, McEvoy considera o peróxido de hidrogênio e o ácido hidroclorídrico substâncias eficientes, desde que utilizadas de maneira adequada e bem

indicada. O uso do peróxido de hidrogênio expandiu muito, por proporcionar um tratamento de remoção de manchas conservador. A associação de calor acelera a ação do peróxido de hidrogênio, fazendo com que a reação aconteça de uma maneira mais eficiente. A autora comenta que para manchas cinzas ou azuis, como no caso do manchamento por tetraciclina, o sucesso do tratamento fica comprometido, dependendo do grau deste manchamento.

Rosentiel *et al.* (1991) monitoraram através de um colorímetro a quantidade de clareamento obtido e sua estabilidade após a aplicação de peróxido de hidrogênio a 37% ativado por uma lâmpada durante 30 min. As leituras foram realizadas 15 min após a remoção do agente clareador e também uma semana, um mês, 3 meses e 6-9 meses pós-tratamento. Após uma semana houve grande regressão da cor obtida. Após 6 meses o efeito clareador era pequeno, mais ainda mensurável.

A química do agente clareador é baseada primeiramente na sua habilidade em formar radicais livres na maioria dos solventes, particularmente a água. O peróxido de hidrogênio se decompõe em solventes hidrossolúveis para formar radicais peridroxil, que são altamente reativos. Sendo extremamente eletrófilos e instáveis, atacam moléculas orgânicas para adquirirem estabilidade, gerando outros radicais. Os radicais reagem facilmente com a maioria das ligações insaturadas, resultando na mono ou dihidroxilação das ligações. A oxidação das duas ligações da proteína pode quebrar a molécula, levando a formação de moléculas menores que permite absorção de luz de comprimentos mais curtos do que longos (composto sem cor). A habilidade do peróxido em interagir com as moléculas orgânicas permite o clareamento dental (Seghi & Denry, 1992).

Chen *et al.*, em 1993, citaram os agentes clareadores utilizados no começo do século XX, como a associação de éter e peróxido de hidrogênio a 100% por Ames (1937), associação de peróxido de hidrogênio a 30% e éter por Younger (1939), mistura de ácido clorídrico, peróxido de hidrogênio e éter por Smith & McInnes (1942), e o uso isolado de peróxido de hidrogênio e aplicação de calor com o propósito de catalisar a reação. Esses agentes são questionados em relação à aplicação de calor e a efetividade, pois a reação de

clareamento é proporcionada pelos radicais livres formados a partir do peróxido de hidrogênio, principalmente o peridroxil, em um meio básico. Isto levou os autores a avaliarem a liberação de oxigênio a partir do peróxido de hidrogênio combinado ao ácido clorídrico, éter e hidróxido de sódio a 20% e um pó metálico de cloro em temperatura ambiente ou aquecido por uma luz infravermelha. Somente a combinação com o hidróxido de sódio a 20% resultou em uma formação muito grande de oxigênio, que teve apenas um leve aumento com calor. Com este estudo, os autores concluíram que a reação de clareamento pode ser mais efetiva em um meio básico e o hidróxido de sódio pode substituir o calor como catalisador.

O exato mecanismo de ação dos agentes clareadores não está elucidado. O clareamento consiste em uma reação de oxidação, onde a substância a ser clareada doa elétrons para o agente clareador, que é um agente oxidante. O procedimento clareador é realizado com peróxido de hidrogênio por ser esta uma substância instável que se decompõe facilmente em água e oxigênio. O clareamento caseiro utiliza o peróxido de carbamida que se dissocia em peróxido de hidrogênio (peróxido de carbamida a 10% na presença de água libera 3,5% de peróxido de hidrogênio). Uma baixa concentração de peróxido de hidrogênio requer um aumento no tempo de exposição do produto ao elemento a ser clareado. A velocidade da reação é dependente da concentração de peróxido de hidrogênio e do nível de peroxidases na saliva. Se há uma grande quantidade de peróxido de hidrogênio, o tempo necessário para liberar este peróxido é proporcional a sua concentração. Quanto mais demorada for a liberação do oxigênio maior deve ser o tempo de exposição (Goldstein & Kiremidjian-Schumacher, 1993).

Lee *et al.* (1995) compararam, *in vitro*, o efeito clareador do peróxido de hidrogênio nas concentrações 35% e 50%. O gel clareador foi aplicado nas vestibulares dos espécimes permanecendo por 1 ou 2 horas, de acordo com o protocolo estabelecido para cada grupo. Após a análise dos resultados, os autores observaram que ambas concentrações de peróxido de hidrogênio testadas levaram a um efeito clareador que não diferiram entre si após 1 ou 2 horas de tratamento. Foi concluído que o efeito clareador para o peróxido de hidrogênio nas concentrações de 35% e 50% foi igual.

Lenhard (1996) observou, *in vitro*, o comportamento da mudança de cor de incisivos centrais humanos expostos a peróxido de carbamida a 10%, através de um colorímetro. O autor percebeu que a mudança de cor na porção incisal das amostras foi significativamente maior do que no terço médio e cervical. Isto se deve, segundo ele, a menor quantidade ou a ausência de dentina nesta região. Após a quarta e sexta sessões, ocorreu uma estabilidade do clareamento, não havendo mais mudança de cor do elemento dental, exposto ao produto clareador. Durante todo o experimento, os dentes permaneceram armazenados em água destilada. O grupo controle, sem tratamento clareador, não mostrou mudança de cor estatisticamente significativa ao longo do tempo. Foi visto também nesta pesquisa que manchamentos marrons, amarelos ou alaranjados são mais fácil de serem removidos do que os cinza-azulados. Os autores concluíram, após a realização deste estudo, que a mudança de cor depende da região do dente, do tempo de exposição ao agente clareador e da cor inicial do elemento dental.

De acordo com Smigel (1996) o peróxido de carbamida quebra-se em peróxido de hidrogênio e uréia. A uréia, por sua vez, decompõe-se em amônia e CO₂. O peróxido de hidrogênio, no entanto, é o agente ativo do clareamento. O peróxido de hidrogênio comparado a uma mesma concentração de peróxido de carbamida é três vezes mais potente. O peróxido de carbamida a 10% quebra-se em peróxido de hidrogênio a 3,35%. Neste mesmo estudo, o autor descreve uma técnica de clareamento que utiliza dois tipos de laseres: laser de argônio, que emite uma luz visível azul, e o laser de CO₂, que utiliza o espectro invisível infravermelho. O laser de argônio é mais efetivo na remoção de manchas escuras, agindo diretamente no dente manchado, tornando-se menos efetivo nos dentes mais claros. Já o laser de CO₂ age independente da coloração, porém penetra somente 0,1mm no agente clareador, mas, ainda assim, pode induzir a liberação de átomos de oxigênio energizados.

Christensen (1997) cita as tendências da utilização do clareamento dental através do levantamento realizado pela Clinical Research Associates (CRA) e de

questionários respondidos pelos membros da American Academy of Esthetic Dentistry. De acordo com esses dados, o clareamento caseiro com peróxido de carbamida tem sido o procedimento mais utilizado (62%), o clareamento de consultório ativado por luz (26%) e ativado por calor (7%), clareamento caseiro com peróxido de hidrogênio (3%) e 2% dos profissionais estão utilizando clareamento de consultório ativado por laser. Dentre os materiais utilizados, o peróxido de carbamida a 10% apresentou 50% de escolha nas pesquisas e o peróxido de carbamida a 15% apresentou 40%.

Garber (1997) sugere o uso do clareamento de consultório associado ao clareamento caseiro. Segundo o autor, a vantagem deste procedimento é a diminuição do número de sessões de clareamento de consultório que é acompanhado pelo grande retorno da cor pós-tratamento e acelerar o resultado do clareamento caseiro, no qual a mudança de cor do elemento dental só é notada após muitas horas de exposição do dente ao produto clareador. Na técnica combinada é utilizado o peróxido de hidrogênio em altas concentrações por 30 minutos, objetivando uma rápida mudança de cor do elemento dental, seguido do tratamento caseiro, onde o peróxido de hidrogênio ou de carbamida aplicado em uma moldeira é utilizado a cada dois dias por 30 minutos para evitar grande recidiva da cor.

Kugel *et al.* (1997) fizeram um estudo para comparar o efeito clareador do peróxido de carbamida a 35% associado ou não ao peróxido de carbamida a 15% na mudança de cor do elemento dental. Este estudo clínico foi constituído de 2 aplicações de 15 min cada de peróxido de carbamida a 35% aquecido, espaçadas por 6 dias. Um dos grupos foi submetido a 10 aplicações do clareamento caseiro de uma hora com peróxido de carbamida a 15% por 5 dias. Através da avaliação de fotografias e comparação de cor com escala Vita, os autores observaram que os dentes haviam clareado em média 7,1 pontos na escala de cor com o tratamento caseiro associado ao de consultório, o que diferiu estatisticamente do regime de aplicação de consultório realizado com o mesmo gel, que diminuiu 4,8 pontos.

Matis *et al.* (1998) avaliaram, *in vivo*, a segurança e eficácia do peróxido de carbamida a 10%. Para isso foi realizado o clareamento caseiro durante 14 dias. As

mensurações de cor foram realizadas através de escala de cor, slides fotográficos e colorímetro. Foram feitas leitura inicial, com 1 semana e 2 semanas de tratamento; e 3, 6, 12 e 24 semanas pós-tratamento. Os autores observaram que houve uma regressão de cor durante as primeiras 4 semanas pós-tratamento para região de incisivos e 10 semanas para região de caninos, alcançando uma estabilização da regressão de cor nas semanas seguintes. Porém, durante os seis meses de avaliação a regressão de cor não alcançou a cor inicial.

Segundo Reyto (1998), o efeito clareador com o uso do laser é obtido por um processo químico de oxidação. Quando a energia laser é aplicada, o H_2O_2 quebra-se em água e radicais livres de oxigênio, o qual combina-se com as moléculas pigmentadas. Embora algumas experiências tenham sido feitas algum tempo antes, o clareamento com laser começou oficialmente em fevereiro de 1996 com a aprovação do Ion Laser Technology (ILT) para os lasers de argônio e CO_2 associados com agentes químicos. A energia do laser de argônio na forma de luz azul, com comprimento de onda entre 480nm a 514 nm, na parte visível do espectro, é absorvida pelas cores escuras. Já o laser de CO_2 tem sua energia emitida na forma de calor, no espectro invisível, com um comprimento de onda de 10,600nm, penetrando 0,1mm na água e no peróxido de hidrogênio. Essa energia do laser de CO_2 pode aumentar o efeito do clareamento conseguido com a utilização do H_2O_2 associado ao laser de argônio.

Jones *et al.* (1999) avaliaram, *in vitro*, a mudança de cor dos elementos dentais para três diferentes técnicas de clareamento: G1- clareamento de consultório com peróxido de hidrogênio a 35% ativado pelo laser, G2- clareamento com peróxido de carbamida a 20% e G3- clareamento com peróxido de carbamida a 10%. O grupo controle, G4, não recebeu tratamento clareador. Para o G1, o gel clareador foi manipulado segundo as recomendações do fabricante, sendo aplicado na face vestibular dos espécimes numa espessura de 1 a 2mm. O laser foi aplicado a uma distância de 1 a 2cm da face vestibular dos espécimes, durante 30s. Foram aguardados 3min para remover o gel e todo o procedimento de aplicação do gel e da luz foi repetido mais cinco vezes na sessão. Nos grupos 2 e 3 o gel foi aplicado na face vestibular dos espécimes que foram mantidos em

estufa a 37°C por 2h, simulando a técnica “Nightguard”. Este procedimento foi repetido a cada dia por 14 dias. O grupo controle não sofreu tratamento clareador. A mudança de cor foi avaliada por um colorímetro. Os resultados desse estudo mostraram que o G1 não diferiu estatisticamente do grupo controle, que não mudou de cor com o tempo. O grupo G2 apresentou os maiores valores de mudança de cor. Ambas concentrações de peróxido de carbamida 10 e 20% foram capazes de clarear os espécimes. Os autores concluíram que uma sessão de clareamento a laser não é suficiente para se obter uma mudança de cor perceptível.

A potencialização do clareamento de consultório realizada por lâmpadas potentes tinha como objetivo a ativação da reação química, que era provavelmente acelerada pelo aumento de calor gerado pela lâmpada. Cada sessão consistia de 30min, sendo necessária de três a cinco sessões para alcançar resultados favoráveis. A troca da lâmpada pelo uso da luz do fotopolimerizador levou a uma redução de sensibilidade dental e resultados clareadores similares aos do sistema anterior. Com o advento do laser na odontologia, o tempo de clareamento foi reduzido, por este ser uma fonte de energia potente. Pelo seu uso limitado, em virtude do alto custo do equipamento, outras fontes potentes passaram a ser utilizadas. Diante disso, Nash & Radz (1999) relata um caso clínico de clareamento de consultório que teve sua reação potencializada pelo arco de plasma (Apollo 95E-DMD), alcançando resultados satisfatórios em menos tempo.

Segundo Haywood (2000), o tratamento clareador não remove apenas manchas formadas após a formação dos dentes, mas muda a própria matiz do dente. Apesar do mecanismo de ação do agente clareador não estar totalmente elucidado, sabe-se que o grau de clareamento que se pode alcançar durante o tratamento é dependente da concentração do material e do tempo de exposição do elemento dental a este produto. A literatura mostra que apesar das altas concentrações utilizadas para o clareamento de consultório, são necessárias de duas a seis sessões de 45min cada, com ou sem aplicação da luz, para se alcançar um resultado satisfatório

Segundo Sun (2000) os agentes clareadores se ionizam e decompõe-se por meio de uma reação química do tipo redox. A ionização do peróxido de hidrogênio (HOOH) pode produzir diferentes tipos de íons: 1- íons hidroxil (OH^-) pela quebra da ligação mais fraca entre os dois átomos de oxigênio na molécula de peróxido; 2- íons peridroxil (HOO^-), considerado o radical livre mais potente, e íons de hidrogênio (H^+); 3- moléculas de água (H_2O) e íons de oxigênio (O^{-2}), radical livre mais fraco e 4- moléculas de água (H_2O) e oxigênio (O_2), na presença de enzimas peroxidase da saliva. Os radicais livres formados são instáveis e imediatamente procuram um alvo disponível para reagir. As moléculas de cadeias mais longas e mais escuras reagem mais facilmente com esses radicais, alterando a sua estrutura molecular. Esta alteração leva a características ópticas diferentes, assim, quanto menor a cadeia mais clara parece a molécula.

Li *et al.* (2001) compararam, *in vivo*, a eficácia de um gel clareador de consultório ativado ou não pela luz de xenônio. O gel foi aplicado em seis dentes da região anterior do arco maxilar ou mandibular. Para metade do arco, que recebeu o tratamento com luz, cada grupo de 3 dentes, num total de 6, foram expostos a luz por 5s. Esse ciclo foi repetido durante 10min. A análise de cor foi feita pelo método visual através da escala de cor. Metade dos voluntários apresentou sensibilidade pós-operatória e irritação gengival. A exposição à luz aumentou significativamente a eficácia do gel. Para os dentes da arcada mandibular a diferença no efeito clareador para o grupo exposto à luz foi ainda mais evidente.

Segundo Lu *et al.* (2001), a técnica de clareamento de consultório tem se tornado mais aceita por proporcionar um efeito clareador mais rápido e possibilitar um total controle do profissional durante a realização do procedimento, que não requer a colaboração do paciente. Neste estudo, os autores descreveram a técnica do clareamento de consultório ativado por luz. Primeiro é realizado um exame clínico e diagnóstico da etiologia do escurecimento dental, pois, dependendo do tipo do manchamento o tratamento pode ser eficaz ou não. Em seguida é realizada a documentação da cor atual através de uma escala de cor. Após a proteção dos tecidos moles, o agente clareador é aplicado na

superfície dos dentes com 2mm de espessura e ativado por uma lâmpada. Este procedimento pode ser repetido caso não seja alcançada a cor desejada.

Carvalho *et al.* (2002) avaliaram, *in vitro*, a alteração cromática de coroas dentais registrada a partir de uma análise espectrofotométrica e através da observação visual (escala Vita), nos seguintes tempos experimentais: inicial, após o escurecimento com sangue, imediatamente após o tratamento clareador, e 15 e 30 dias pós-tratamento. Os espécimes foram divididos em dois grupos experimentais: G1- foi realizada a técnica do clareamento dental interno com a associação de peróxido de hidrogênio a 30% e perborato de sódio. Foi aplicado um pirógrafo sobre uma pelota de algodão saturada por agentes clareadores com temperatura na ponta do instrumento em torno de 123°C e a temperatura de absorção nos tecidos dentais de 83,9°C. Este procedimento foi repetido por quatro vezes. Os agentes clareadores foram selados na câmara pulpar e mantidos por 7 dias. G2- A associação de peróxido de hidrogênio a 30% e perborato de sódio foi ativada por laser de Er:YAG empregando os parâmetros de aplicação baseados em 350m/J, 6 Hz, 19 impulsos, 6J, 4 ciclos de 4s, para cada espécime. Os agentes clareadores foram selados na câmara pulpar e mantidos por sete dias. A análise estatística dos resultados obtidos, pelo estudo espectrofotométrico, não mostrou diferença significativa quando comparado o procedimento de clareamento tradicional com o ativado por laser Er:YAG. Também não houve diferença estatística entre os grupos nos tempos experimentais 15 e 30 dias. A análise visual demonstrou-se eficiente para avaliação da alteração de cor dos espécimes testados, tendo sua comprovação numérica pela espectrofotometria.

Cesar *et al.* (2002) estudaram o efeito de dois agentes clareadores, associados ou não à aplicação do laser de argônio, na microdureza do esmalte humano. Para isto os espécimes selecionados foram distribuídos em cinco grupos de acordo com o tratamento preconizado: G1- controle, não recebeu tratamento, G2 e G4- foram utilizados peróxido de carbamida a 35% ativados respectivamente com laser de argônio e um fotopolimerizador convencional, G3 e G5- foram utilizados peróxido de carbamida a 37% ativados com laser de argônio e um fotopolimerizador convencional, respectivamente. Os tratamentos foram realizados em 3 sessões com um intervalo de sete dias. De acordo com os resultados da

microdureza Vickers do esmalte hígido, não houve diferença significativa entre os dois agentes clareadores independente da ativação por laser ou lâmpada halógena.

Papathanasiou *et al.* (2002), em um estudo *in vivo*, avaliaram a efetividade do peróxido de hidrogênio a 35% ativado ou não por uma fonte de energia no clareamento dental. Foram selecionados 20 pacientes com dentes anteriores na cor A3 ou mais escura. Todos os elementos dentais selecionados foram expostos ao agente clareador por 20 min, porém só metade foi ativada pela luz do fotopolimerizador. Após 24h do tratamento avaliou-se a mudança de cor dos espécimes pelo método visual. Os autores concluíram que o uso da lâmpada halógena não aumentou o poder clareador do gel peróxido de hidrogênio a 35%.

O mecanismo de ação dos agentes clareadores ocorre pela oxidação dos pigmentos no dente através da liberação de radicais livres de oxigênio. Neste processo químico, as moléculas orgânicas, que pigmentam a dentina, e as inorgânicas que alteram a cor da matriz do esmalte são quebradas e convertidas em dióxido de carbono e água, sendo liberadas juntamente com o oxigênio nascente. Muitas vezes, durante as fases do tratamento ocorre a interrupção no processo e na quantidade de clareamento conseguido. Esta etapa é denominada de ponto de saturação (Navarro & Mondelli, 2002).

Segundo Zanin *et al.* (2002), o clareamento dental a laser de argônio é conseguido através da ativação de um gel de peróxido de hidrogênio a 35-45% pela luz laser. A técnica de clareamento a laser possibilita a realização de um procedimento estético e conservador em apenas uma sessão, com a prevenção da ingestão do gel clareador pelo paciente e menor geração de calor na estrutura dental.

Carvalho *et al.* (2003) avaliaram a eficácia do clareamento exógeno sobre a dentina, observando duas técnicas: a técnica de clareamento caseiro empregando moldeira individual com peróxido de carbamida a 16% e a técnica de clareamento com peróxido de hidrogênio ativado por laser de diodo ($\lambda=808\text{nm}$, $P=1,5\text{W}$, fibra de $600\mu\text{m}$ de diâmetro). O grupo laser recebeu duas aplicações de clareamento com intervalo de 15 dias, sendo que

cada uma consistiu de 3 aplicações de 30 segundos. O grupo peróxido de carbamida recebeu 28 aplicações do gel por um período de 4 horas/dia. A avaliação da mudança de cor foi realizada obtendo as imagens individuais das amostras por fotografia digital seguida de leitura da cor por um programa de tratamento de imagens, utilizando o sistema RGB K. Com base na metodologia aplicada, os autores concluíram que o clareamento exógeno com peróxido de hidrogênio a 35% ativado por laser de diodo não proporcionou alteração da cor da dentina enquanto o clareamento exógeno com peróxido de carbamida a 16% clareou a mesma.

Tavares *et al.* (2003) estudaram *in vivo* o efeito na mudança de cor de elementos dentais quando utilizada a combinação de peróxido de hidrogênio e luz no tratamento clareador de consultório sessão única. Avaliaram também o efeito desses fatores isoladamente. Neste experimento foi utilizado como fonte de luz o aparelho arco de plasma e como agente clareador o peróxido de hidrogênio a 15% com pH de 6.5. O gel placebo utilizado nesse estudo apresentava o mesmo veículo do gel clareador sem o peróxido. Os grupos testados foram: G1- peróxido de hidrogênio ativado por luz, G2- peróxido de hidrogênio e G3- gel placebo ativado por luz. O tempo de ativação seguiu as recomendações do fabricante. Após a análise dos resultados, os autores concluíram que a combinação peróxido de hidrogênio e luz foi mais eficiente no resultado do clareamento comparado ao uso isolado do peróxido ou da luz. Vinte por cento dos voluntários apresentaram sensibilidade após utilização do peróxido de hidrogênio e luz, 21,7% para o uso isolado do agente clareador e nenhum dos participantes apresentaram sensibilidade para o uso da luz isoladamente. Além de aumentar o efeito clareador do peróxido, foi observado que a luz utilizada isoladamente também causou um efeito clareador no elemento dental.

Zekonis *et al.* (2003) realizaram uma avaliação clínica *in vivo* comparando os tratamentos clareadores de consultório com peróxido de hidrogênio a 35% e o caseiro com peróxido de carbamida a 10%. Ao finalizar o tratamento foi observada a estabilização de cor após 1, 4 e 10 semanas pós-tratamento. Para isto foi utilizado um colorímetro, uma escala de cor e fotografias. O tratamento caseiro consistiu de 14 dias de aplicação do agente clareador e o de consultório foi realizado em duas sessões, consistindo de três aplicações do

agente clareador durante 10 minutos cada sessão. O tratamento caseiro alcançou um resultado clareador significativamente maior comparado ao de consultório. Neste estudo a recidiva de cor começou após o final do tratamento estabilizando-se após 6 semanas.

Luk *et al.* (2004) compararam *in vitro* os efeitos clareadores e as mudanças de temperaturas induzidas no elemento dental por várias combinações de agentes clareadores e fontes de luz. Como agentes clareadores foram utilizados um gel placebo (sem agente oxidante), peróxido de hidrogênio a 35% e peróxido de carbamida a 10%, que foram aplicados nas superfícies dos dentes e irradiados pela luz halógena, luz infravermelha, laser de argônio ou laser de CO₂ de acordo com o protocolo estabelecido para cada grupo. Havia ainda um grupo que não sofreu exposição à luz. O protocolo de uso seguiu as recomendações do fabricante do gel peróxido de hidrogênio a 35%. A mudança de cor foi avaliada através de uma escala de cor e um analisador eletrônico de cor dental. Foram avaliadas também as mudanças de temperatura da superfície externa do esmalte e interna da dentina, utilizando-se um termopar acoplado a um termômetro digital, antes e imediatamente após 30s de aplicação de luz. Através da análise dos resultados, os autores concluíram que a luz halógena e o laser de argônio causaram menor aquecimento que o laser de CO₂ e a luz infravermelha. O laser de argônio apresentou menor aumento de temperatura comparado à luz halógena. O maior aumento de temperatura na superfície externa do esmalte ocorreu quando o Opalescence Xtra foi utilizado. O peróxido de hidrogênio utilizado sem corante ou agente fotossensível produziu maior mudança de cor quando foi ativado pela luz halógena comparado a não exposição da luz. A mudança de cor mais significativa ocorreu quando um gel fabricado para ser usado em combinação com o laser de argônio foi ativado pela luz infravermelha. O uso do laser de argônio, quando comparado ao não uso de luz, não aumentou o efeito do gel clareador.

Pretti *et al.* (2004), através de um estudo *in vitro*, propuseram avaliar a penetração de peróxido de hidrogênio para o interior da câmara pulpar em dentes submetidos ao clareamento externo. Foram utilizados 45 incisivos bovinos que tiveram suas raízes seccionadas 3 mm abaixo da junção amelocementária, e a câmara pulpar

padronizada para 100µl de solução. Para aplicação dos agentes clareadores, os dentes foram divididos em 3 grupos: G1-peróxido de hidrogênio a 35% com fotoativação, 40min; G2-peróxido de hidrogênio a 38% sem fotoativação, 40min, e G3- água deionizada (controle), 40min. As câmaras pulpare foram preenchidas com solução tampão de acetato e os agentes clareadores foram aplicados em uma área padronizada na face vestibular. A solução tampão foi removida, transferida para tubos de ensaio e acrescentada água deionizada, solução de corante violeta de leucocristal e peroxidase extraída de rábano-silvestre, obtendo-se uma solução azulada. As soluções foram levadas para leitura em espectrofotômetro obtendo-se a densidade óptica que foi posteriormente convertida em µg de peróxido de hidrogênio. Concluiu-se que no clareamento externo com peróxido de hidrogênio em concentrações iguais ou superiores a 35%, mesmo sem fotoativação, ocorre penetração de peróxido para o interior da câmara pulpar.

2.4 AUMENTO DE TEMPERATURA

Zach & Cohen (1965) estudaram os danos causados pelo aumento de temperatura no tecido pulpar de dentes de macacos, *in vivo*. Para isso, a fonte de calor foi aplicada na superfície vestibular ou palatina dos dentes íntegros por um período de 5 a 20s. O aumento de temperatura foi medido por agulhas hipodérmicas, inseridas na câmara pulpar e acopladas a um teletermômetro. Após a análise dos resultados, os autores concluíram que o aumento de temperatura em 5,6°C, 11,2°C e 16,8°C causaram 15%, 60% e 100% de danos pulpares irreversíveis, respectivamente.

Goodis *et al.* (1989) mediram, *in vitro*, o aumento de temperatura registrado por termômetros acoplados a termopares situados em várias regiões do dente: centro e periferia da superfície oclusal e câmara pulpar. Foram testadas seis diferentes lâmpadas fotoativadoras de luz visível nos tempos de 20s e 60s de exposição. O teste foi realizado conjuntamente com uma passagem de ar, visando o resfriamento da superfície exposta à lâmpada fotoativadora. A análise dos dados mostrou que as lâmpadas causaram um aumento de temperatura na câmara pulpar, e quanto maior o tempo de exposição maior foi

este aumento. A espessura da dentina entre o fundo da cavidade e a câmara pulpar influenciou diretamente no aumento de temperatura. Os maiores valores de temperatura, neste estudo, ocorreram para as menores espessuras de dentina. A corrente de ar ajuda a diminuir a temperatura gerada. Os autores comentam que o tecido pulpar é vulnerável aos procedimentos de preparo cavitário e restauradores. Esta vulnerabilidade pode ser consequência do calor gerado durante a realização destes procedimentos.

Seka *et al.* (1995) fizeram um estudo numérico da distribuição de luz de alta intensidade dispersa no tecido e da resposta térmica correspondente. Os cálculos foram baseados em publicações recentes de dados do índice de absorção e dispersão do tecido dental em torno de 1µm. As simulações deste estudo indicam um grande aumento de energia depositada e concomitantemente calor perto da junção amelo-dentinária, principalmente devido à alta absorção da dentina. Os autores predizem aumentos de temperatura 5 a 10 vezes maiores no interior do dente comparado à superfície, e que estas temperaturas dentro da dentina declinam mais lentamente com a distância.

A dentina primária é formada durante o desenvolvimento do dente. O volume e a conformação da dentina reflete a forma e o tamanho do dente. A dentina é composta de 50% em volume de conteúdo mineral, 30% em volume de matéria orgânica e 20% de água. Estes componentes variam com a localização e sofrem alterações com a idade ou estímulos externos. Os túbulos dentinários atravessam o substrato a partir da polpa até a junção amelo-dentinária. O conteúdo dos túbulos é representado pelo fluido tissular e pelo prolongamento dos odontoblastos, os quais estão envolvidos na sensibilidade dental. Quanto mais próximo à câmara pulpar, maior a quantidade e o diâmetro destes túbulos (Marshall Jr *et al.*, 1997)

A composição do esmalte é basicamente inorgânica e representa 92 a 96% do seu conteúdo. A composição mineral se constitui basicamente de cristais de hidroxiapatita que estão contidos nos prismas do esmalte. Quantidades mínimas de água e matéria

orgânica também estão presentes em sua estrutura entre os cristais de hidroxiapatita (Roulet & Degrange *et al.*, 2000).

Baik *et al.* (2001) estudaram o efeito da presença, ausência e o envelhecimento de um agente fotossensível adicionado a um gel clareador no aumento de temperatura deste, assim como no aumento de temperatura na câmara pulpar quando dentes foram expostos a uma variedade de fontes fotoativadoras *in vitro*. Para isso foi posicionado um termopar tipo K na cavidade pulpar e outro na superfície vestibular em incisivo central humano. Para simular o fluxo pulpar, um tubo plástico foi preenchido com água e colocado na câmara pulpar, sendo a velocidade desse fluxo de 0,026 ml/min. As fontes testadas foram lâmpadas de arco de plasma, halógena convencional, halógena de alta intensidade (modo clareamento) e laser de argônio. Para cada teste foram executadas cinco medidas. Com este estudo, os autores concluíram que a utilização de fontes de alta intensidade, aparelho de arco de plasma e lâmpada halógena de alta intensidade, elevam a temperatura intrapulpar, podendo causar sensibilidade. Ainda foi observado que a temperatura não variou com relação ao tipo do corante ou ausência deste quando a luz laser foi utilizada.

Yap & Soh (2003) fizeram um estudo objetivando quantificar e comparar a emissão térmica de diferentes unidades fotoativadoras. Para isso, foram utilizados três aparelhos tipo LED e três aparelhos de luz halógena nos diferentes modos de emissão de luz. A emissão térmica foi avaliada, utilizando um termopar tipo K acoplado a um termômetro digital, nas distâncias de 3mm e 6mm. Na distância de 3mm, o aumento de temperatura para o LED variou de 4,1°C a 12,9°C, enquanto para o halógena variou de 17,4°C a 46,4°C. Na distância de 6mm o aumento de temperatura variou de 2,4°C a 7,5°C e 12,7°C a 25,5°C para o LED e luz halógena, respectivamente. A emissão térmica foi significativamente menor com o uso do LED comparado a luz halógena.

Calmon *et al.* (2004), em um estudo *in vitro*, observaram o aumento de temperatura na câmara pulpar gerado por diferentes sistemas de fotoativação no procedimento clareador. As fontes testadas foram: um fotoativador de luz halógena (CL-

K50, Kondortech) com potência de $400\text{mW}/\text{cm}^2$, um aparelho com 8 LED's de 4000 milicandelas cada e 1 diodo infravermelho de 40mW (Brightness, Kondortech- LED A) e um aparelho com 19 LEDs de 4000 milicandelas cada e 1 diodo infravermelho de 500mW (Ultra Blue, DMC-LED B). Os 15 dentes incisivos inferiores humanos selecionados foram seccionados em seu terço cervical, tendo as cavidades radiculares ampliadas com a finalidade de possibilitar a entrada do sensor termopar. Com o dente devidamente imobilizado, foi aplicado o gel clareador peróxido de hidrogênio a 35% e tomadas as temperaturas seguindo os protocolos: halógena e LED A- tempo inicial, após 30s de aplicação da fotoativação e subseqüentemente após 1, 2 e 3 minutos, contados a partir do desligamento do aparelho e para LED B- foi optado por um tempo de fotoativação de 2 min, já que o fabricante propõe um tempo de fotoativação que vai de 1 minuto e meio a 3 minutos, e 1 minuto após o desligamento da fonte luminosa. As tomadas de temperaturas foram executadas com os equipamentos de fotoativação posicionados perpendicularmente à superfície vestibular dos dentes e a uma distância de 2mm para LED A e halógena e 5mm para LED B. Após análise dos resultados, os autores concluíram que o LED A causou um aumento mínimo de temperatura ($0,5^\circ\text{C}$), o LED B por apresentar maiores densidades de potência tanto dos LED's quanto do laser ocasionou um maior aumento de temperatura ($5,98^\circ\text{C}$) e o halógena obteve uma média de $5,2^\circ\text{C}$ de aumento de temperatura, mantendo-se dentro dos limites sugeridos de tolerância pulpar.

Danesh *et al.* (2004) compararam o aumento de temperatura na câmara pulpar *in vitro* durante a fotoativação de um compósito com lâmpada de arco de plasma (tempo de ativação: 3 segundos) ou luz halógena (tempo de ativação: 40 segundos). Este experimento foi realizado utilizando-se apenas uma amostra, com a finalidade de diminuir a variabilidade das medições. O aumento de temperatura (temperatura inicial: $20 \pm 0,1^\circ\text{C}$) foi registrado para quatro situações diferentes: cavidade vazia, cavidade preenchida com resina, preenchimento da cavidade com cimento de base e resina, e aplicação do adesivo e resina. Foram tomadas dez medidas de temperatura para cada fonte utilizada em cada um dos grupos. Os resultados deste estudo mostraram que o menor aumento de temperatura ocorreu para a cavidade preenchida com cimento de base e resina quando usado o Apollo

95E (aparelho de arco de plasma) e o maior aumento foi registrado para a utilização do Elipar Visio (aparelho de lâmpada halógena) diretamente na cavidade vazia.

Ozturk *et al.* (2004) verificaram o aumento de temperatura em discos de dentina, utilizando dois sistemas adesivos diferentes e um tipo de compósito fotoativados por diferentes fontes de luz: LED, arco de plasma, halógena de alta intensidade e halógena convencional. Para a medição da temperatura foi utilizado um termopar tipo J. Os resultados mostraram que as médias do aumento de temperatura para a resina e os adesivos não diferiram entre si. As fontes de alta intensidade (arco de plasma e halógena alta intensidade) causaram um maior aumento de temperatura, com diferença estatística, que as fontes de baixa intensidade (halógena convencional e LED). Os autores concluem que fontes de alta intensidade geram um maior aumento de temperatura.

3 PROPOSIÇÃO

Os objetivos deste trabalho foram:

1. Quantificar, por meio da foto-reflectância, a mudança de cor do elemento dental após o clareamento vital com Peróxido de Carbamida a 37% e Peróxido de Hidrogênio a 35%, utilizando a Luz Halógena alta intensidade (modo clareamento), LED/ Laser de Diodo, Arco de Plasma (modo clareamento) ou Laser de Argônio, como fonte catalisadora dos agentes clareadores ou nenhuma fonte;
2. Avaliar, por meio da foto-reflectância, a estabilidade de cor obtida após 7, 15 e 30 dias do término do clareamento;
3. Avaliar a variação de temperatura do esmalte dental e da dentina oposta à superfície a ser clareada, provocada pelas fontes de luz durante o procedimento clareador.

4 METODOLOGIA

4.1. ASPECTOS ÉTICOS

Por envolver dentes humanos, o experimento *in vitro* foi submetido ao Comitê de Ética em Pesquisa – FOP, sob o protocolo nº 091/2003 e, estando de acordo com a resolução 196/96 do Conselho Nacional de Saúde/MS, foi aprovado (Anexo 1) juntamente com o termo de autorização de coleta de dentes e o termo de consentimento livre e esclarecido, para os voluntários.

4.2. ANÁLISE DA REFLECTÂNCIA

Foi avaliada quantitativamente a mudança de cor do elemento dental, durante e após o procedimento clareador realizado em blocos dentais humanos, variando-se o tipo de agente clareador e a fonte de luz catalisadora. Adicionalmente, foram analisados o tempo de clareamento até o ponto de saturação, a estabilidade do clareamento (após intervalos de 7, 15 e 30 dias pós-tratamento). Foram utilizados três agentes clareadores (figura 1): peróxido de hidrogênio a 35% (Whiteness HP - FGM), peróxido de hidrogênio a 35% (Opalescence Xtra - Ultradent) e peróxido de carbamida a 37% (Whiteness Super - FGM) e quatro fontes catalisadoras (figura 2): LED associado a laser de diodo (Ultrablue IV, DMC), arco de plasma de xenônio (Apollo 95E, DMD), laser de argônio (Spectra Physics - Stabilite 2071) e lâmpada halógena (Optilux 501C, Demetron), operando no modo clareamento (Halógena Bleach). As amostras foram divididas em 15 grupos, de acordo com o quadro 1.

Quadro 1: Grupos de experimentais.

GRUPOS	AGENTE CLAREADOR	CATALISADOR
Grupo 1	Peróxido de Hidrogênio a 35% (Opalescence Xtra)	Halógena Bleach
Grupo 2	Peróxido de Hidrogênio a 35% (Whiteness HP)	Halógena Bleach
Grupo 3	Peróxido de Carbamida 37% (Whiteness Super)	Halógena Bleach
Grupo 4	Peróxido de Hidrogênio a 35% (Opalescence Xtra)	LED/Laser
Grupo 5	Peróxido de Hidrogênio a 35% (Whiteness HP)	LED/Laser
Grupo 6	Peróxido de Carbamida 37% (Whiteness Super)	LED/Laser
Grupo 7	Peróxido de Hidrogênio a 35% (Opalescence Xtra)	Laser de Argônio
Grupo 8	Peróxido de Hidrogênio a 35% (Whiteness HP)	Laser de Argônio
Grupo 9	Peróxido de Carbamida 37% (Whiteness Super)	Laser de Argônio
Grupo 10	Peróxido de Hidrogênio a 35% (Opalescence Xtra)	Arco de Plasma
Grupo 11	Peróxido de Hidrogênio a 35% (Whiteness HP)	Arco de Plasma
Grupo 12	Peróxido de Carbamida 37% (Whiteness Super)	Arco de Plasma
Grupo 13	Peróxido de Hidrogênio 35% (Opalescence Xtra)	Sem Fonte
Grupo 14	Peróxido de Hidrogênio a 35% (Whiteness HP)	Sem Fonte
Grupo 15	Peróxido de Carbamida a 37% (Whiteness Super)	Sem Fonte



Figura 1- Géis clareadores: A) peróxido de hidrogênio a 35% (Whiteness HP - FGM); B) peróxido de carbamida a 37% (Whiteness Super - FGM) e C) peróxido de hidrogênio a 35% (Opalescence Xtra - Ultradent).

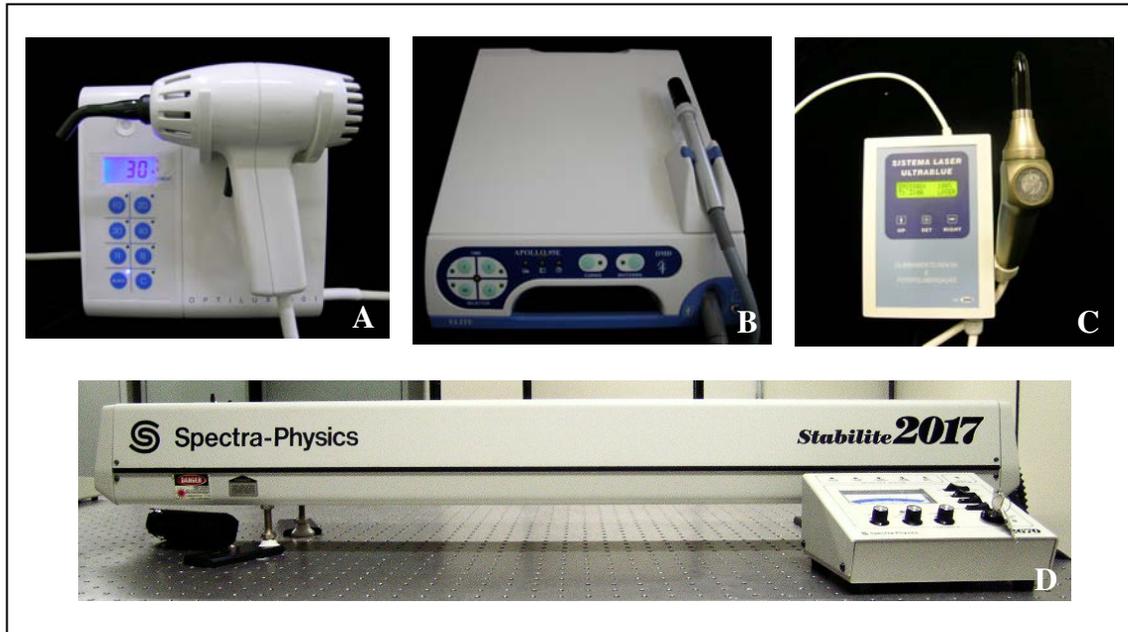


Figura 2- Unidades Fotoativadoras: A) : Luz Halógena (Optilux 501C, Demetron); B) Arco de Plasma (Apollo 95E, DMD); C) LED associado a Laser de Diodo (Ultrablue IV, DMC) e D) Laser de Argônio (Spectra Physics - Stabilite 2071).

4.2.1 COLETA DOS DENTES

Foram utilizados 38 dentes terceiros molares humanos, que após a coleta e desinfecção (hipoclorito de sódio a 0,5% durante 10 minutos), foram submetidos à raspagem manual com cureta periodontal para remoção de debris orgânicos, e polidos com taça de borracha e pasta de pedra-pomes com água. Os dentes foram examinados sob lupa com aumento de quatro vezes quanto à presença de linhas de fratura, trincas e lesões de cárie, que eventualmente poderiam influenciar nos resultados deste estudo. Também foram observados quanto à presença de manchamentos por fluorose ou tetraciclina. Dentes que apresentaram alguma dessas características foram rejeitados e substituídos. Dentes muito escuros ou muitos claros, destoando dos demais, também foram excluídos. Os espécimes permaneceram imersos em água destilada durante todo o experimento em estufa a 37°C.

4.2.2 PREPARO DOS BLOCOS

Discos diamantados dupla face foram utilizados (KG Sorensen), sempre sob constante irrigação de jato de água em peça-de-mão, em baixa-rotação, para separar a coroa do dente de suas raízes, seccionando-se o dente na junção amelo–dentinária. Uma nova secção separou a coroa disto-mesialmente, obtendo-se duas metades da coroa (figura 3). A metade de cada coroa foi posicionada em uma cortadeira metalográfica de precisão (Isomet 1000- Buehler), onde dois discos diamantados foram posicionados paralelos e distantes 4mm um do outro. Realizou-se dois cortes na metade de cada coroa nos sentidos mesio-distal e cérvico-oclusal, obtendo-se assim dois blocos de cada dente (figura 4).

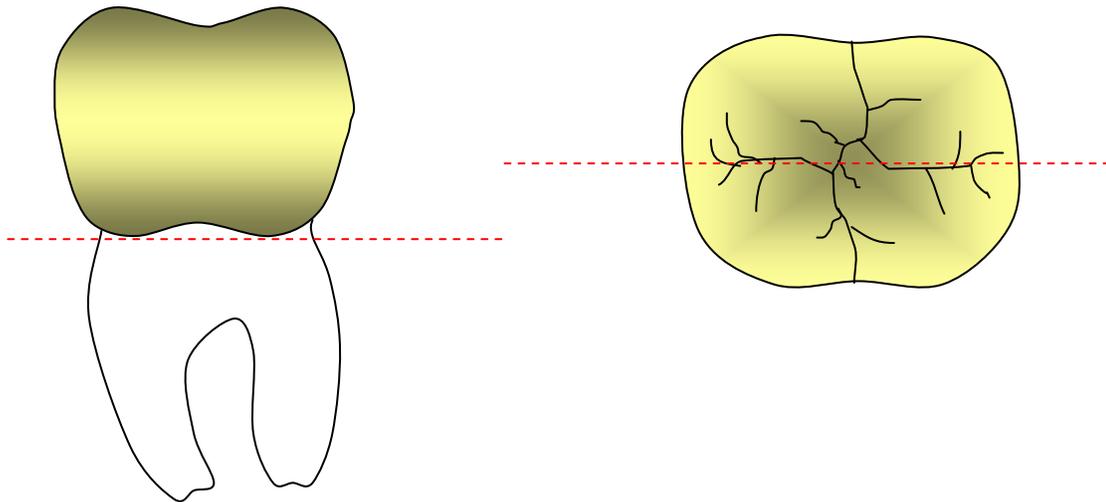


Figura 3: Secção do dente, separando a coroa da raiz, e a face vestibular da lingual.

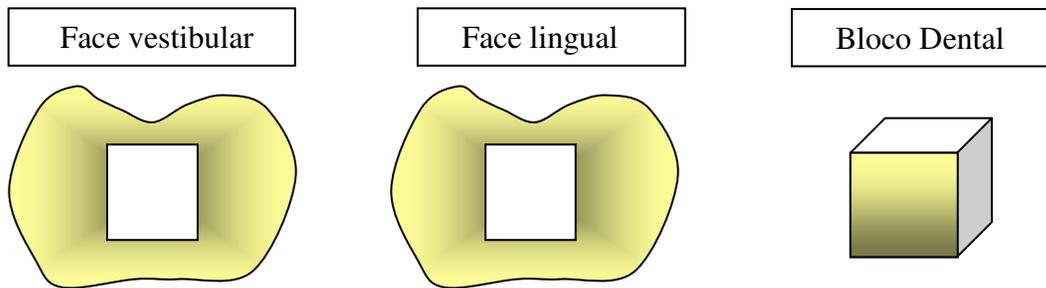


Figura 4: Remoção do fragmento dental da face vestibular e da face lingual.

Após essa secção, a superfície de esmalte foi abrasionada com lixa de carvão de silício (SiC) de granulação #600 e lixa de óxido de alumínio de granulação #1200, em politriz (APL-4 Arotec) refrigerada com água, até a obtenção de uma superfície plana, com uma área aproximada de $0,16 \text{ cm}^2$. A superfície de dentina oposta ao esmalte foi então abrasionada com de granulação #600, em politriz, até se obter uma altura do bloco de 3mm. Os dentes que tiveram a dentina exposta durante a planificação do esmalte foram descartados. Cada espécime recebeu uma marcação com broca esférica nº 1014 (KG Sorensen) em uma das faces laterais com a finalidade de padronizar o posicionamento da amostra no aparelho de foto-reflectância.

4.2.3 ANÁLISE INICIAL DA FOTO-REFLECTÂNCIA

As amostras, previamente ao procedimento clareador, foram posicionadas no porta amostra que compõe a esfera integradora do aparelho de foto-reflectância, para se obter a leitura inicial. Como porta amostras foi utilizado um cilindro sólido de teflon com um pequeno rebaixo em uma das extremidades onde foi posicionada a amostra (figura 5).

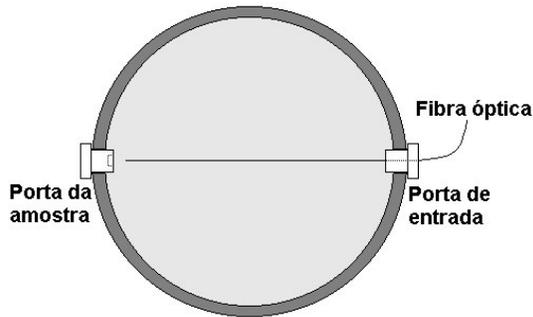


Figura 5: Posicionamento do porta amostra e fibra óptica no interior da esfera.

Uma esfera integradora consiste basicamente de uma esfera oca com a superfície interna coberta uniformemente por uma camada de material com alta refletância difusa e orifícios para entrada de sinal, posicionamento da amostra e do sensor. Como sensor utilizou-se uma câmera CCD (Couple Charge Device) intensificada com 256x1024 pixels acoplada a um espectrômetro (Espectrômetro da Oriel Instruments, modelo 77702) equipado com grade de difração de 300 linhas por milímetro. O sinal óptico da esfera integradora era capturado por uma fibra óptica com 600 μm de diâmetro, acoplada à entrada do espectrômetro. Para a inserção de luz no interior da esfera integradora utilizou-se uma fibra óptica com 600 μm de diâmetro acoplada a uma fonte de luz branca, como ilustrado na figura 6. A potência óptica disponível na extremidade da fibra óptica foi de 5mW.

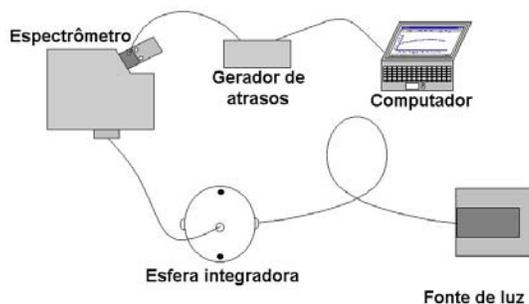


Figura 6: Esquema de montagem do experimento

Neste trabalho foi utilizada uma esfera integradora construída com teflon na configuração de reflectância. A reflectância é a porção da radiação luminosa refletida pelo material em estudo. O teste de reflectância mede a contribuição em intensidade para cada comprimento de onda no total refletido. Com esse teste pode-se verificar o quanto o material em estudo difere da referência (padrão de branco), tanto na reflectância quanto na composição da cor.

Para a obtenção de um padrão de branco como referência para as medidas de foto-reflectância, foi utilizado um difusor constituído de teflon. Este espectro foi tomado como referência para as medidas de foto-reflectância em esmalte dentário, realizadas neste sistema, na faixa espectral entre comprimento de 425nm e 650nm (eixo X). A fibra óptica foi posicionada a dois milímetros da superfície do padrão de referência e esta distância foi mantida em relação à amostra.

O sinal de reflectância era confinado no interior da esfera integradora, deste era coletado uma fração proporcional de sinal para ser analisado no espectrômetro. No espectrômetro o sinal de reflectância, coletado, sofria dispersão espectral através de uma grade de difração. O sinal disperso era refletido para uma câmera de CCD que convertia o sinal óptico em sinal digital o qual era interpretado pelo computador e exibido como gráfico de intensidade x comprimento de onda.

A leitura dos dados foi feita por meio de um microcomputador que disponibiliza para o usuário as medidas espectrais em arquivo .dat, em função do comprimento de onda, para posterior tratamento de dados e análise.

Para distribuição das amostras entre os grupos, após a leitura inicial, foi feito um gráfico na faixa de comprimento de onda de 425nm e 650nm. Dentro dessa faixa foi fixado um comprimento de onda, de acordo com a variância nas coordenadas do eixo Y (reflectância em porcentagem) e as amostras foram distribuídas homogeneamente entre os grupos. Isto evitou que um dos grupos apresentasse amostras muito escuras e outro grupo

amostras muito claras.

4.2.4 PROTOCOLO DE CLAREAMENTO DENTAL

Os fragmentos dentais foram fixados com uma fita adesiva dupla face em uma placa de acrílico e o agente clareador foi aplicado no fragmento dental através de uma seringa, com uma camada de aproximadamente 1,0 mm de espessura. Para o gel clareador Whiteness Super, após aplicação deste gel no fragmento foi dispensada uma gota de água destilada sobre este, uma vez que a quebra do peróxido de carbamida se dá em presença de umidade. Após a aplicação do gel clareador foram aguardados 2 minutos para penetração do gel nas estruturas dentárias em maior profundidade. O tempo de ativação das fontes de luz seguiu as recomendações dos fabricantes destes aparelhos.

A realização dos procedimentos clareadores seguiu os seguintes protocolos:

Sem agente catalisador

Em cada aplicação o agente clareador permaneceu em contato com as superfícies do esmalte por 30 minutos. Foram feitas três aplicações por sessão.

Luz Halógena (modo clareamento)

Foi utilizada a luz halógena alta intensidade por 30s em cada bloco dental, totalizando quatro aplicações espaçadas. Ou seja, foi aguardado o resfriamento da superfície tratada por 2min a cada aplicação da luz, totalizando 120s de ativação para cada bloco.

LED associado ao Laser de Diodo

Foi realizada a ativação de cada espécime por 3min.

Laser de Argônio

O tempo utilizado para ativação de cada espécime foi de 30s. Foi utilizado o Laser de Argônio com comprimento de onda 488nm, numa potência de 200mW e diâmetro do feixe de 8mm na amostra.

Arco de Plasma

O tempo utilizado para ativação de cada espécime constituiu de três aplicações de 3s cada, aguardando-se o resfriamento da superfície tratada por 30s a cada aplicação da luz.

Após cada ativação havia um intervalo de 6min para posterior remoção do gel. Foram feitas três aplicações por sessão. A distância da ponta ativadora ao gel clareador aplicado à superfície de esmalte manteve-se em aproximadamente 2mm. Para padronização da distância entre a ponta ativadora e o espécime, foi confeccionado um dispositivo em resina acrílica com uma abertura central de aproximadamente 8mm para encaixe da amostra e altura de 6mm (3mm da amostra + 1mm de gel + 2mm de distância ponta ativadora – espécime). Todo o procedimento foi realizado em um ambiente com temperatura controlada (23.0 ± 1 °C).

4.2.5 ANÁLISE DA FOTO-REFLECTÂNCIA DURANTE E APÓS O CLAREAMENTO DENTAL

Ao final de cada sessão de clareamento dental foram aguardadas 24h para re-hidratação dos fragmentos dentais para ser realizada a leitura de foto-reflectância; e com 7, 15 e 30 dias após o término do clareamento, as amostras foram submetidas à uma nova leitura de foto-reflectância. O número de sessões foi determinado pelo ponto de saturação do clareamento, que foi determinado quando pelo menos três leituras consecutivas de reflectância foram semelhantes. Foram realizadas seis sessões de clareamento para todos os grupos.

A leitura de dados da análise de reflectância foi feita por meio de um microcomputador, que disponibiliza para o usuário as medidas espectrais em arquivo .dat, em função do comprimento de onda. As medidas de cada amostra foram tratadas a fim de se obter a área dada pelo gráfico (% . nm) (gráfico 1).

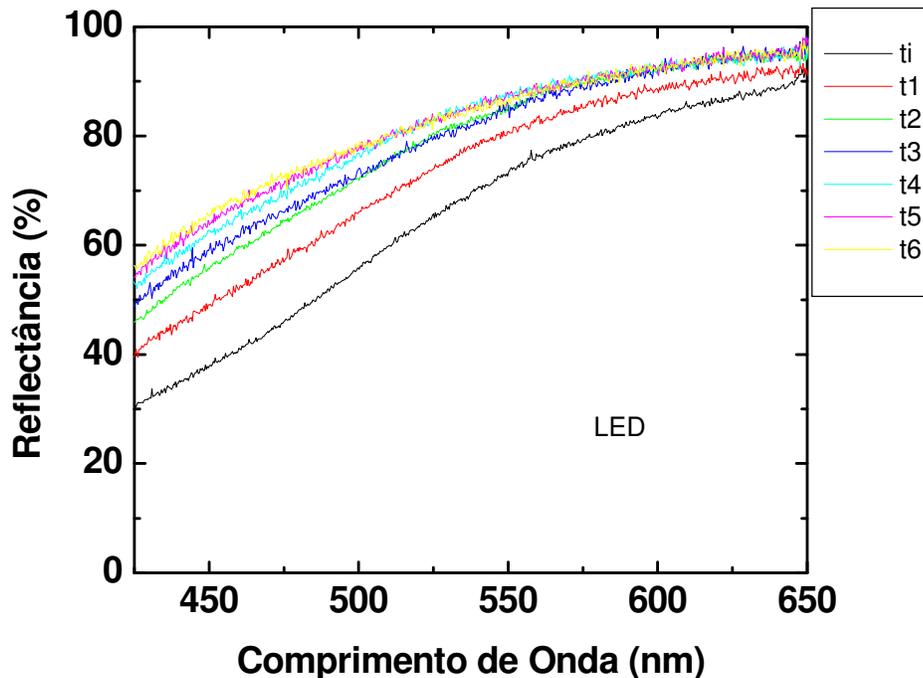


Gráfico 1-Plotagem dos dados da análise de reflectância. ti= leitura inicial, t1= primeira sessão de clareamento, t2= segunda sessão de clareamento e assim por diante.

4.3. ANÁLISE DO AUMENTO DE TEMPERATURA

Foi avaliada a variação de temperatura provocada pelas fontes de luz sobre o esmalte e a dentina oposta à superfície a ser clareada. As amostras utilizadas para este procedimento foram as mesmas utilizadas para o teste de reflectância. Após a última leitura de 30 dias, foram selecionadas, ao acaso, cinco amostras por grupo, sendo realizadas cinco

leituras para cada um dos subgrupos, mudando-se apenas a fonte de luz, de acordo com os seguintes protocolos (quadro 2):

Quadro 2: Grupos de estudo.

GRUPOS	AGENTE CLAREADOR	CATALISADOR
Grupo 1a	Sem aplicação de gel clareador	LED/Laser Diodo
Grupo 1b	Sem aplicação de gel clareador	LED
Grupo 1c	Sem aplicação de gel clareador	Laser de Argônio
Grupo 1d	Sem aplicação de gel clareador	Arco de Plasma
Grupo 1e	Sem aplicação de gel clareador	Halógena Bleach
Grupo 2a	Peróxido de Hidrogênio a 35% (Opalescence Xtra)	LED/Laser Diodo
Grupo 2b	Peróxido de Hidrogênio a 35% (Opalescence Xtra)	LED
Grupo 2c	Peróxido de Hidrogênio a 35% (Opalescence Xtra)	Laser de Argônio
Grupo 2d	Peróxido de Hidrogênio a 35% (Opalescence Xtra)	Arco de Plasma
Grupo 2e	Peróxido de Hidrogênio a 35% (Opalescence Xtra)	Halógena Bleach
Grupo 3a	Peróxido de Hidrogênio a 35% (Whiteness HP)	LED/Laser Diodo
Grupo 3b	Peróxido de Hidrogênio a 35% (Whiteness HP)	LED
Grupo 3c	Peróxido de Hidrogênio a 35% (Whiteness HP)	Laser de Argônio
Grupo 3d	Peróxido de Hidrogênio a 35% (Whiteness HP)	Arco de Plasma
Grupo 3e	Peróxido de Hidrogênio a 35% (Whiteness HP)	Halógena Bleach
Grupo 4a	Peróxido de Carbamida a 37% (Whiteness Super)	LED/Laser Diodo
Grupo 4b	Peróxido de Carbamida a 37% (Whiteness Super)	LED
Grupo 4c	Peróxido de Carbamida a 37% (Whiteness Super)	Laser de Argônio
Grupo 4d	Peróxido de Carbamida a 37% (Whiteness Super)	Arco de Plasma
Grupo 4e	Peróxido de Carbamida a 37% (Whiteness Super)	Halógena Bleach

Durante o procedimento clareador, foi medida a variação de temperatura (temperatura final – temperatura inicial), do esmalte e da dentina oposta à superfície a ser clareada, provocada pelas fontes de luz. Cada temperatura da superfície externa (superfície 1), correspondente ao gel clareador e esmalte, foi medida através de um termômetro digital a laser (CMSS2000-SL / SKF, San Diego, California USA 92123) (figura 8) posicionado a uma distância de 10mm da superfície da amostra. Para medir a temperatura da dentina

(superfície 2) foi utilizado um termopar tipo K (dispositivo termosensível capaz de absorver calor e transformar este calor em energia elétrica) acoplado a um termômetro digital (TES 1305) com precisão de $0,1^{\circ}\text{C}$ (figura 9). O termopar foi envolto por uma pasta térmica, permitindo maior precisão da leitura de variação de temperatura. Este, foi fixado em um dispositivo isolante confeccionado de isopor. Cada amostra foi posicionada neste dispositivo, com a face de esmalte voltada para a fonte catalisadora, posicionada perpendicularmente a uma distância de 5mm desta superfície, e a face de dentina voltada para o termopar (figura 10). As amostras permaneceram imersas em água destilada até o momento da leitura, sendo secas imediatamente, com papel absorvente, antes de serem posicionadas no dispositivo. A temperatura inicial para superfície de esmalte foi padronizada em $23^{\circ}\text{C} \pm 1^{\circ}\text{C}$. Os termômetros mediram a variação de temperatura do momento da aplicação da fonte catalisadora até a remoção da mesma. Para os protocolos que tinham mais de uma ativação da fonte na mesma aplicação do gel clareador, como para a halógena alta intensidade (quatro aplicações de 30s cada) e arco de plasma (três aplicações de 3s cada), a temperatura final selecionada foi sempre a mais alta. Todas as medidas foram realizadas em um ambiente com temperatura ($23.0 \pm 1^{\circ}\text{C}$) e umidade ($58 \pm 2\%$) controladas.

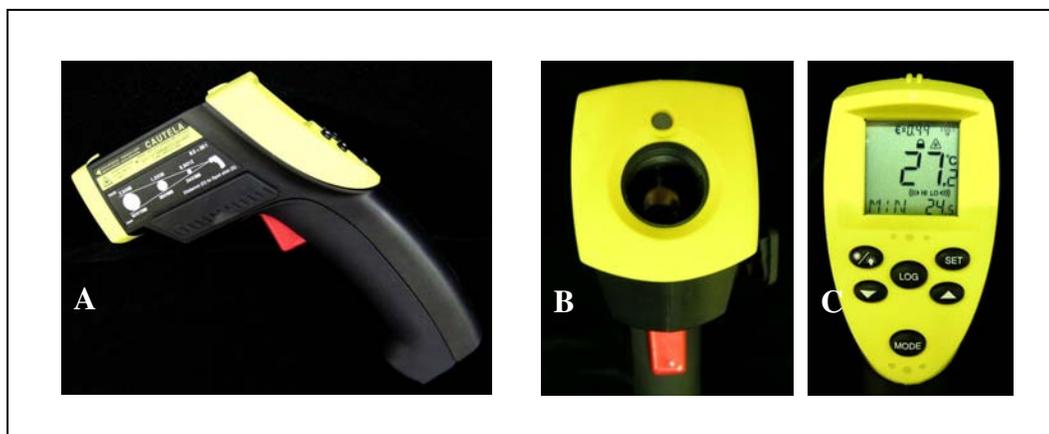


Figura 8- Termômetro digital a Laser (CMSS2000-SL / SKF, San Diego, California USA 92123): A) vista lateral e B) ponta do aparelho com a saída do laser; C) visor mostrando a medida de temperatura.

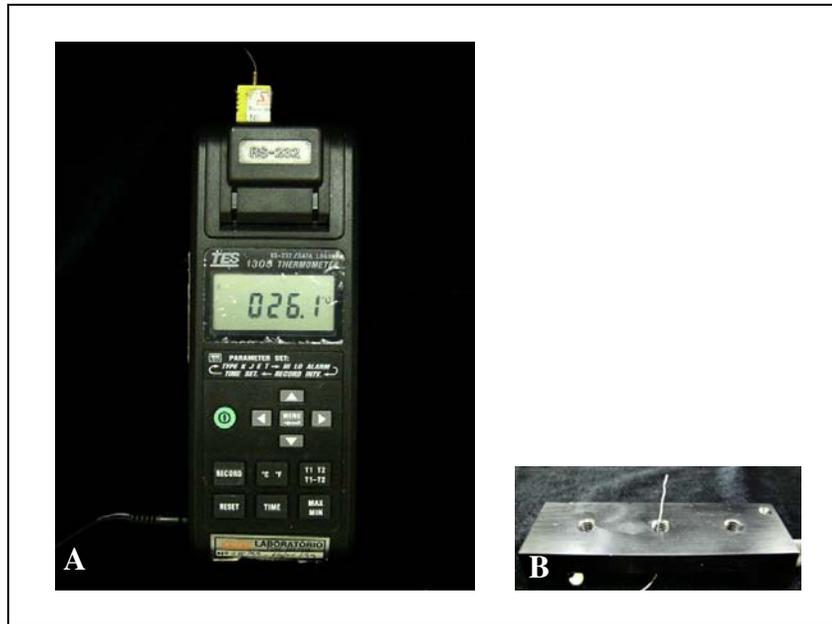


Figura 9- A) Termômetro Digital (TES 1305) e B) Termopar tipo K

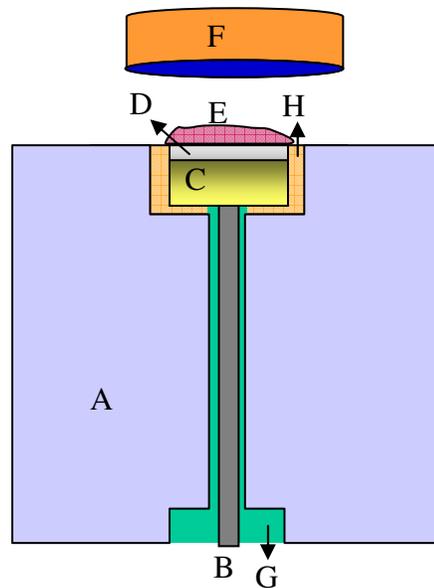


Figura 10 – Posição do termopar em relação ao espécime dental e fonte catalisadora (A - Dispositivo para fixação da amostra; B - termopar; C - dentina; D - esmalte; E - gel clareador; F - fonte catalisadora; G – pasta térmica e H - isolante térmico - placa de isopor).

4.4. MEDIDAS DAS POTÊNCIAS E DOS ESPECTROS DOS APARELHOS FOTOATIVADORES

As medidas das potências foram realizadas através de um medidor de potência (Broadband Power Energy Meter- 13PEM001/ Melles Griot) (figura 11) para os seguintes aparelhos: Luz Halógena, no modo clareamento com ponteira turbo, LED/Laser de Diodo, LED, Laser de Argônio ($\lambda=488\text{nm}$), Arco de plasma, no modo clareamento. Em seguida, os espectros foram levantados utilizando um sistema composto por um espectrômetro (Espectrômetro da Oriel Instruments, modelo 77702), equipado com uma grade de difração com resolução de 300 linhas/mm, acoplado a uma câmera de CCD. O sinal coletado foi enviado para um computador, onde foi feita a interface gráfica através do espectrômetro.

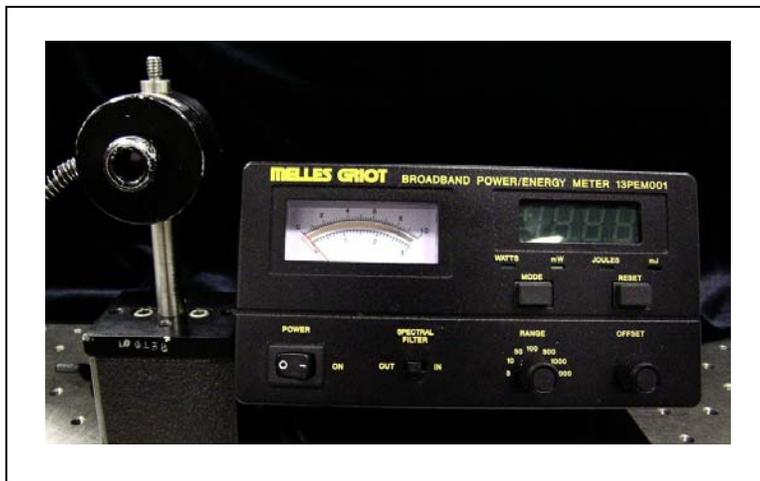


Figura 11- Medidor de Potência (Broadband Power Energy Meter- 13PEM001/ Melles Griot)

4.5. ANÁLISE ESTATÍSTICA

Inicialmente foi feita uma análise exploratória dos dados usando Proc Lab do programa estatístico SAS, sendo seguida pela a Análise de Variância (ANOVA). Para a variável reflectância foi realizada a Análise de Variância em esquema fatorial 3 x 5 (clareador x fonte) com medidas repetidas no tempo. As comparações entre os níveis dos fatores, no caso de fatores qualitativos (fonte e gel), foram realizadas pelo teste Tukey ($\alpha=0,05$). No caso do fator quantitativo (sessão) os graus de liberdade foram desdobrados por meio da regressão polinomial ($\alpha=0,05$). Para a variável temperatura foi realizada a Análise de Variância em esquema de parcela subdividida, sendo as parcelas representadas pelo fatorial fonte x gel (5 x 4) e as subparcelas pela superfície.

5 RESULTADOS

5.1 RESULTADOS DA ANÁLISE DA REFLECTÂNCIA

Os resultados da análise da reflectância estão apresentados na tabela 1 e gráficos 2, 3 e 4. Quanto maior o valor de reflectância (%.nm), mais efetivo foi o clareamento dos fragmentos dentais analisados.

Tabela 1 - Reflectância média (% . nm) e desvio padrão, divididos por 10^3 , em função da fonte, do gel e do tempo.

Tempo	Gel	Fonte				
		Halógena	LED/Laser	Laser	Arco de Plasma	Sem Fonte
0 (Baseline)	Xtra	14,9 (1,1) A a	14,1 (0,6) A a	15,1 (0,5) A a	14,6 (1,0) A a	14,9 (0,9) A a
	HP	14,8 (0,7) A a	14,8 (0,6) A a	14,3 (0,6) A a	14,7 (0,7) A a	14,9 (0,7) A a
	Super	15,0 (0,8) A a	14,7 (0,8) A a	14,6 (1,0) A a	14,5 (0,7) A a	14,5 (0,8) A a
1 (1ª sessão de clareamento)	Xtra	17,8 (0,7) A a	16,2 (0,3) BC a	17,0 (0,4) C a	16,4 (0,8) BC a	17,1 (0,9) AB a
	HP	17,4 (0,7) A a	16,5 (0,5) A ab	15,4 (0,7) B a	16,6 (0,8) A a	17,1 (0,2) A a
	Super	15,9 (1,0) A b	15,3 (0,8) A b	15,5 (0,8) A a	15,3 (0,4) A b	15,6 (0,8) A b
2 (2ª sessão de clareamento)	Xtra	18,4 (0,7) A a	17,2 (0,4) B a	17,2 (0,6) B a	17,1 (0,8) B a	17,8 (0,4) AB a
	HP	17,6 (0,6) AB a	17,6 (0,8) AB a	16,8 (0,6) B ab	17,2 (0,4) AB a	17,9 (0,3) A a
	Super	16,5 (1,3) A b	15,7 (0,7) A b	16,2 (0,8) A b	15,6 (0,4) A b	16,2 (0,6) A b
3 (3ª sessão de clareamento)	Xtra	18,9 (0,5) A a	17,4 (0,4) B a	17,4 (0,5) B a	17,5 (0,5) B a	18,1 (0,5) AB a
	HP	18,5 (0,5) A a	17,8 (0,5) AB a	17,0 (0,5) B a	17,6 (0,3) AB a	18,2 (0,3) A a
	Super	16,6 (1,0) A b	16,2 (0,7) A b	16,0 (0,7) A b	16,1 (0,5) A b	16,5 (0,7) A b
4 (4ª sessão de clareamento)	Xtra	19,5 (0,6) A a	18,1 (0,4) B a	18,0 (0,5) B a	18,0 (0,5) B a	18,7 (0,5) AB a
	HP	18,8 (0,6) A a	18,3 (0,5) AB a	17,7 (0,4) B a	18,2 (0,3) AB a	18,8 (0,2) A a
	Super	17,1 (1,0) A b	16,6 (0,7) A b	16,6 (0,8) A b	16,5 (0,5) A b	17,0 (0,6) A b
5 (5ª sessão de clareamento)	Xtra	19,4 (0,4) A a	18,3 (0,5) BC a	18,0 (0,5) C a	17,8 (0,5) C a	19,1 (0,4) AB a
	HP	18,8 (0,5) A a	18,5 (0,6) A a	17,8 (0,4) A a	17,9 (0,3) A a	18,8 (0,2) A a
	Super	17,0 (1,0) b	16,6 (0,6) AB b	16,5 (0,7) AB b	16,2 (0,4) B b	17,3 (0,6) A b
6 (6ª sessão de clareamento)	Xtra	20,0 (0,4) A a	18,2 (0,4) BC a	18,2 (0,4) BC a	17,6 (0,5) C a	18,9 (0,5) B a
	HP	19,3 (0,6) A a	18,5 (0,4) AB a	18,0 (0,5) B a	17,7 (0,2) B a	19,1 (0,7) A a
	Super	17,3 (0,9) A b	16,8 (0,7) AB b	16,5 (0,7) AB b	16,1 (0,4) B b	17,2 (0,8) AB b
7 (7 dias pós clareamento)	Xtra	19,3 (0,3) A a	17,6 (0,4) B a	17,9 (0,3) B a	17,7 (0,5) B a	18,4 (0,3) AB a
	HP	18,2 (0,6) A b	18,3 (0,4) A ab	17,9 (0,4) A a	17,8 (0,3) A a	18,4 (0,3) A a
	Super	17,3 (0,8) A c	16,8 (0,7) A b	16,7 (0,6) A b	16,8 (0,3) A b	16,9 (0,7) A b
8 (15 dias pós clareamento)	Xtra	19,6 (0,4) A a	17,7 (0,5) B a	17,6 (0,3) B a	17,8 (1,1) B a	18,1 (0,3) B a
	HP	19,2 (0,7) A a	18,2 (0,4) AB a	17,6 (0,6) B a	17,6 (0,3) B a	17,9 (0,2) B a
	Super	17,4 (0,7) A b	16,8 (0,6) AB b	16,6 (0,7) AB b	16,2 (0,6) B b	16,8 (0,7) AB b
9 (30 dias pós clareamento)	Xtra	18,6 (0,2) A a	17,9 (0,6) A a	17,9 (0,4) A a	17,8 (0,6) A a	18,0 (0,6) A a
	HP	18,6 (0,6) A ab	18,4 (0,5) A a	17,8 (0,6) A a	17,9 (0,2) A a	18,2 (0,2) A a
	Super	17,5 (0,7) A b	17,0 (0,7) AB b	16,8 (0,6) AB b	16,3 (0,4) B b	16,8 (0,6) AB b

Médias seguidas de letras distintas (maiúscula na horizontal e minúsculas na vertical dentro de cada tempo) diferem entre si pelo teste de Tukey ($p < 0,05$).

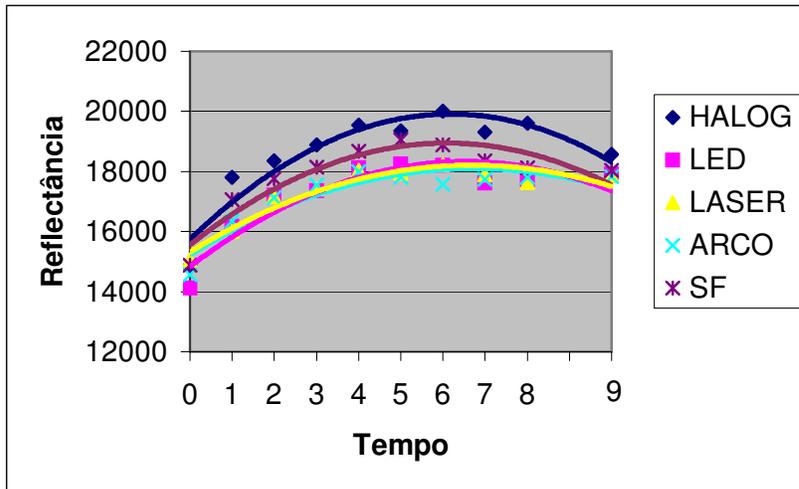


Gráfico 2- Reflectância em função do tempo para o agente clareador Opalescence Xtra. HALOG= halógena, modo clareamento ($R^2= 0,87$); LED= LED/Laser ($R^2= 0,82$); Laser= laser de argônio ($R^2=0,90$); AP= arco de plasma ($R^2= 0,81$) e SF= sem fonte ($R^2= 0,84$).

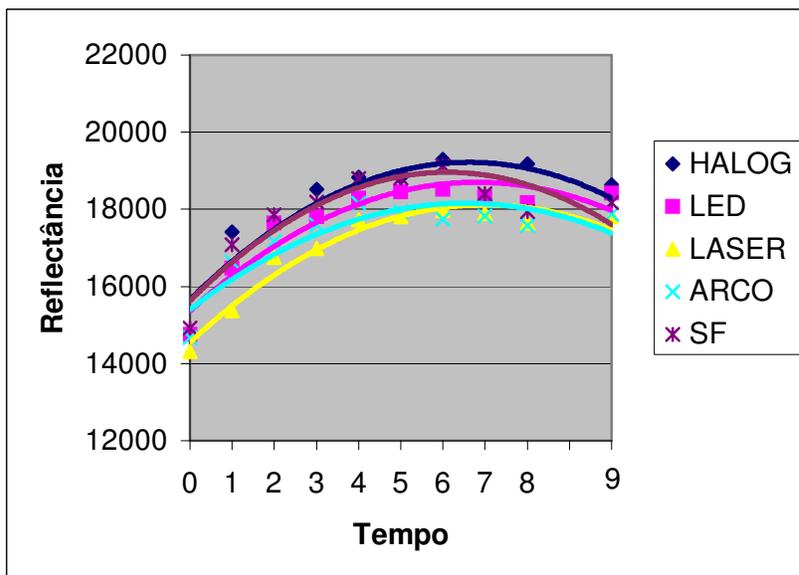


Gráfico 3- Reflectância em função do tempo para o agente clareador Whiteness HP. HALOG= halógena, modo clareamento ($R^2= 0,81$); LED= LED/Laser ($R^2= 0,87$); Laser= laser de argônio ($R^2=0,93$); AP= arco de plasma ($R^2= 0,78$) e SF= sem fonte ($R^2= 0,82$).

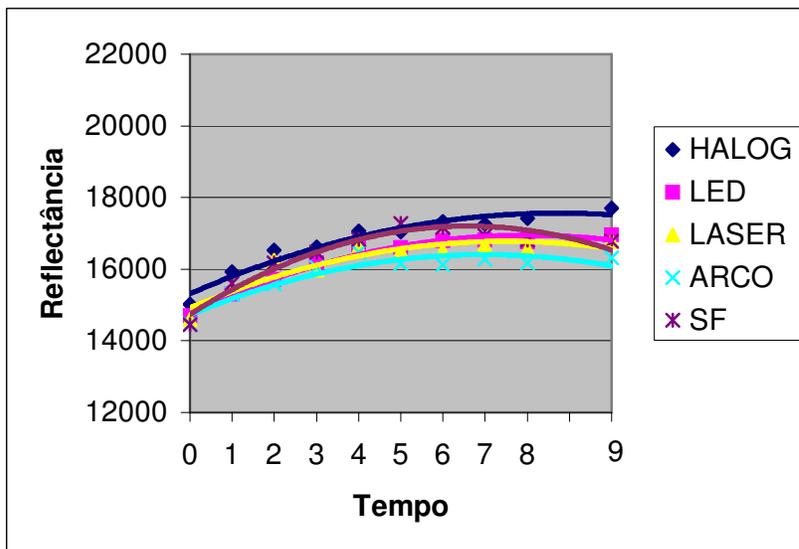


Gráfico 4- Reflectância em função do tempo para o agente clareador Whiteness Super. HALOG= halógena, modo clareamento ($R^2= 0,94$); LED= LED/Laser ($R^2= 0,97$); Laser= laser de argônio ($R^2=0,86$); AP= arco de plasma ($R^2= 0,84$) e SF= sem fonte ($R^2= 0,92$).

O teste ANOVA (Anexo 2) revelou diferenças significativas entre os fatores fontes, géis clareadores e tempo, e uma interação tripla entre esses três fatores. O teste de Tukey foi aplicado para comparações individuais ($p<0,05$).

Para leitura inicial (tempo 0) não houve diferença estatística entre todos os grupos. Quando se analisou os géis clareadores, o Whiteness Super (Super) apresentou os menores valores de reflectância, com diferenças estatísticas para o gel Opalescence Xtra (Xtra) em todas as condições experimentais, com exceção do grupo fonte catalisadora laser no tempo 1 (1º sessão de clareamento). O Whiteness HP (HP) não apresentou diferenças estatísticas quando comparado com o Opalescence Xtra em todas as condições experimentais, com exceção do grupo fonte catalisadora Halógena alta intensidade (HB) no tempo 7 (7 dias após o término do tratamento clareador). Quando se comparou o gel Whiteness HP com o Whiteness Super, observou-se que o HP apresentou as maiores médias de reflectância, com diferenças estatísticas para o gel Whiteness Super em todos os tempos analisados para a fonte Arco de Plasma (AP) e sem fonte (SF). Para a fonte HB, não houve diferenças estatísticas no

tempo 9 (30 dias após o término do tratamento clareador). Já para a fonte LED/Laser não houve diferenças estatísticas para o tempo 7, enquanto que para a fonte Laser não houve diferenças estatísticas para os tempos 1 e 2 (2º sessão de clareamento).

Quando se analisou as fontes catalisadoras, para o agente clareador Xtra, a fonte HB apresentou as maiores médias de reflectância, diferindo estatisticamente do LED/Laser, laser e AP para todos os tempos com exceção dos tempos 0 e 9, nos quais não houve diferença estatística entre os grupos. SF não apresentou diferença estatística do LED/Laser e do HB para nenhum dos tempos, com exceção dos tempos 6 (6º sessão de clareamento) e 8 (15 dias após o término do tratamento clareador), nos quais diferiu do HB, apresentando os menores valores de reflectância. SF diferiu do Laser nos tempos 1 e 5 (5º sessão de clareamento) e do AP nos tempos 5 e 6, apresentando os maiores valores de reflectância. O LED/Laser, laser e AP não diferiram estatisticamente para nenhum dos tempos.

Para o clareador HP, as fontes HB, LED/Laser, AP e SF não diferiram entre si em todos os tempos, com exceção dos tempos 6 para o AP e 8 para o AP e SF, os quais apresentaram menores valores de reflectância. O Laser diferiu estatisticamente em relação ao HB e SF, apresentando menor valor em todos os tempos, com exceção dos tempos 2, para o qual os valores obtidos pelo Laser não diferiram em relação ao HB, e 0, 5, 7 e 9, para os quais o Laser não diferiu do HB e SF. Em relação ao LED/Laser e AP, o Laser não diferiu estatisticamente destas fontes em todos os tempos, com exceção do tempo 1, para o qual o Laser apresentou menor resultado de reflectância.

Para o Super todas as fontes não diferiram entre si, com exceção do AP que apresentou os menores valores em relação a SF, para o tempo 5, e HB nos tempos 6, 7, 9.

Para análise do fator tempo, realizou-se o gráfico de análise de regressão. Nos gráficos 2, 3 e 4 observou-se uma variação da reflectância em função do tempo. Nos gráficos 2 e 3 esta variação pode ser representada por uma função quadrática, ou seja, houve um aumento de reflectância entre os tempos 1 e 5, uma estabilização entre os tempos 5 e 6 e depois uma regressão entre os tempos 6 e 9. No gráfico 4 observou-se que houve um

aumento de reflectância entre os tempos 1 e 5 e uma estabilidade a partir do tempo 5, porém não se observou regressão da reflectância a partir deste tempo.

5.2 RESULTADOS DA ANÁLISE DE TEMPERATURA

Os resultados da análise de temperatura estão apresentados nas tabelas 2 e 3.

Tabela 2 - Média das variações de temperatura (°C) e desvio padrão em função da fonte, da superfície e do gel.

Superf	Clareador	Fonte				
		LED/Laser Diodo	LED	Laser de Argônio	Arco de Plasma	Halógena (Bleach)
1	Sem gel	8,7 (0,86) A a	4,3 (0,20) B a	3,8 (0,47) BC a	2,2 (0,5) C a	5,2 (0,93) B ab
1	Xtra	6,9 (2,25) A ab	2,8 (0,63) B a	4,1 (0,18) B a	2,5 (0,23) B a	6,5 (1,61) A a
1	HP	7,3 (1,43) A ab	2,6 (0,50) B a	3,54 (0,55) B a	2,7 (0,12) B a	3,6 (0,50) B b
1	Super	7,2 (0,54) A b	4,4 (0,44) B a	2,4 (0,28) C a	2,4 (1,0) C a	4,2 (0,51) BC b
2	Sem gel	14,7 (0,98) A ab	6,5 (0,66) C a	8,9 (1,12) B b	12,8 (1,69) A a	13,2 (1,54) A a
2	Xtra	14,2 (0,99) A b	6,4 (0,3) D a	8,7 (1,19) C b	11,7 (2,13) B a	13,5 (1,46) AB a
2	HP	16,3 (1,29) A a	6,4 (0,63) D a	10,8 (1,12) C a	12,0 (1,36) BC a	13,9 (1,08) B a
2	Super	10,8 (0,73) A c	4,0 (0,44) C b	8,5 (1,88) B b	12 (1,67) A a	10,9 (1,65) A b

Superfície 1 = esmalte e superfície 2 = dentina

Médias seguidas de letras distintas (maiúscula na horizontal e minúsculas na vertical dentro de cada superfície) diferem entre si pelo teste de Tukey ($p < 0,05$).

Tabela 3 - Média das variações de temperatura (°C) e desvio padrão em função da fonte, da superfície e do gel.

Clareador	Superf	Fonte				
		LED/Laser Diodo	LED	Laser de Argônio	Arco de Plasma	Halógena (Bleach)
Sem gel	1	8,7 (0,86) b	4,3 (0,20) b	3,8 (0,47) b	2,2 (0,5) b	5,2 (0,93) b
Sem gel	2	14,7 (0,98) a	6,5 (0,66) a	8,9 (1,12) a	12,8 (1,69) a	13,2 (1,54) a
Xtra	1	6,9 (2,25) b	2,8 (0,63) b	4,1 (0,18) b	2,5 (0,23) b	6,5 (1,61) b
Xtra	2	14,2 (0,99) a	6,4 (0,3) a	8,7 (1,19) a	11,7 (2,13) a	13,5 (1,46) a
HP	1	7,3 (1,43) b	2,6 (0,50) b	3,54 (0,55) b	2,7 (0,12) b	3,6 (0,50) b
HP	2	16,3 (1,29) a	6,4 (0,63) a	10,8 (1,12) a	12,04 (1,36) a	13,9 (1,08) a
Super	1	7,2 (0,54) b	4,4 (0,44) a	2,4 (0,28) b	2,4 (1,0) b	4,2 (0,51) b
Super	2	10,8 (0,73) a	4,0 (0,44) a	8,5 (1,88) a	12 (1,67) a	10,9 (1,65) a

Superfície 1 = esmalte e superfície 2 = dentina

Médias seguidas de letras distintas (maiúscula na horizontal e minúsculas na vertical dentro de cada agente clareador) difere entre si pelo teste de Tukey ($p < 0,05$).

O teste ANOVA (Anexo 3) revelou diferenças significativas entre os fatores superfície, géis clareadores e fontes, e uma interação tripla entre esses três fatores. O teste de Tukey foi aplicado para comparações individuais ($p < 0,05$).

As superfícies 1 (esmalte) e 2 (dentina) difeririam entre si, apresentando a superfície 2 maiores médias de temperatura com relação a superfície 1 para todos os grupos, com exceção do grupo onde o clareador Super foi ativado pelo LED, em que não houve diferença.

Na superfície 1, para todos os géis, com exceção do Opalescence Xtra, a fonte LED/Laser apresentou as maiores médias de aumento de temperatura, diferindo estatisticamente de todos os grupos. Para o clareador Xtra, o LED/Laser e o HB não diferiram estatisticamente entre si, mas diferiram das outras fontes, apresentando os maiores aumentos de temperatura. Para o grupo sem gel o AP apresentou os menores aumentos de temperatura. O laser não diferiu do AP e do LED. Para os clareadores Xtra e HP, as fontes LED, Laser e AP não diferiram estatisticamente entre si, apresentando menor aumento de temperatura em relação ao LED/Laser e HB. Para o clareador Super, o Laser e AP apresentaram as menores médias de aumento de temperatura.

Na superfície 2, a fonte LED/Laser não diferiu da HB para todos os clareadores, com exceção do clareador HP, para o qual a fonte HB apresentou a menor média de temperatura com diferença estatística significativa em relação ao LED/Laser. O AP e HB não diferiram entre si para todos os grupos. O Laser não diferiu do AP para o clareador HP. Para o SG, as fontes LED/Laser, AP e HB não diferiram estatisticamente entre si, apresentando as maiores médias de temperatura em relação aos demais grupos. O LED apresentou menor aumento de temperatura para todos os clareadores, seguido do Laser, que apresentou maior aumento em relação ao LED e menor aumento em relação as outras fontes.

Comparando os géis clareadores entre si, na superfície 1, não houve diferença estatística nas médias de temperatura para as fontes LED, Laser e AP. Quando o LED/Laser

foi utilizado, o Super apresentou o menor aumento de temperatura diferindo estatisticamente do SG; o Xtra e HP não diferiram do SG e nem do Super. Para a fonte HB, o Super e HP apresentaram menor aumento de temperatura, diferindo do Xtra. O SG não diferiu de nenhum dos agentes clareadores testados.

Na superfície 2, para o AP não houve diferença estatística entre os valores de temperatura dos clareadores testados. Para o HB e LED, o Super apresentou menor aumento de temperatura, diferindo estatisticamente do SG, Xtra e HP, que não diferiram entre si. Para o Laser, o HP apresentou maior aumento de temperatura, diferindo do Xtra e Super. O Super apresentou o menor aumento diferindo estatisticamente de todos os géis; o SG não diferiu do Xtra nem do HP.

5.3 RESULTADOS DAS POTÊNCIAS E DOS ESPECTROS DOS APARELHOS FOTOATIVADORES

Os resultados das potências dos aparelhos fotoativadores foram os seguintes: Luz Halógena, no modo clareamento com ponteira turbo - 480mW; LED/Laser de Diodo - 200mW, LED - 60mW, Laser de Argônio ($\lambda=488\text{nm}$) - 200mW, Arco de plasma, no modo clareamento - 320mW.

Os espectros de emissão de luz estão apresentados nos gráficos 5, 6, 7 e 8.

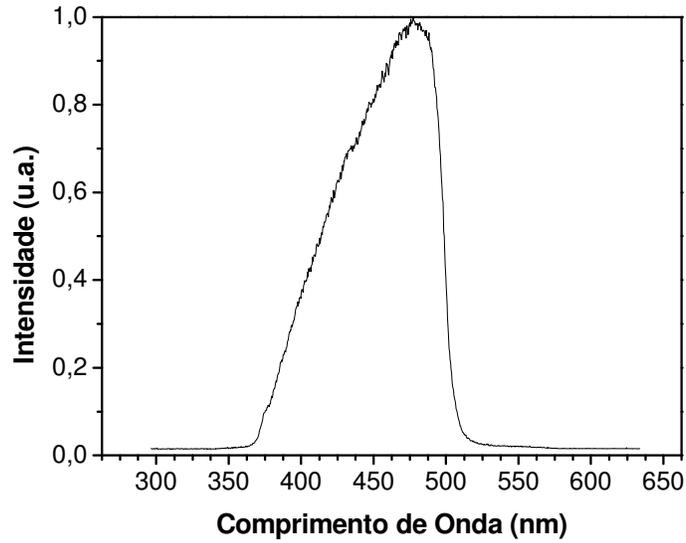


Gráfico 5- Representação gráfica da emissão espectral da luz halógena no modo clareamento.

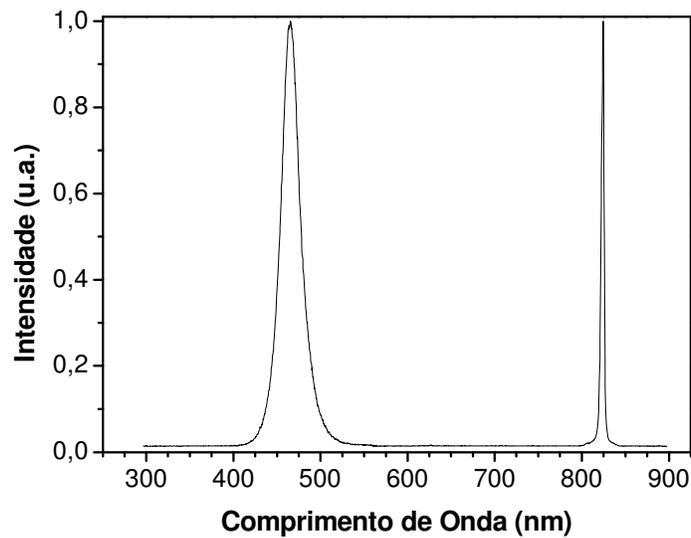


Gráfico 6- Representação gráfica da emissão espectral dos LED's e Laser de Diodo, da esquerda para direita, respectivamente.

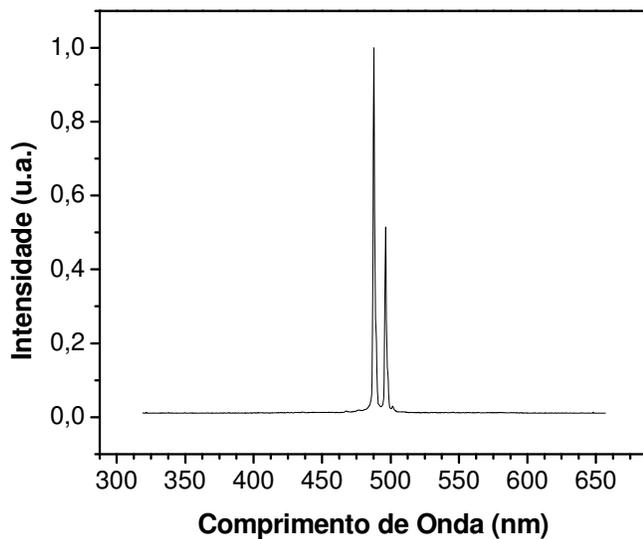


Gráfico 7- Representação gráfica da emissão do Laser de Argônio, comprimentos primários: 488nm e 514nm, da esquerda para direita, respectivamente.

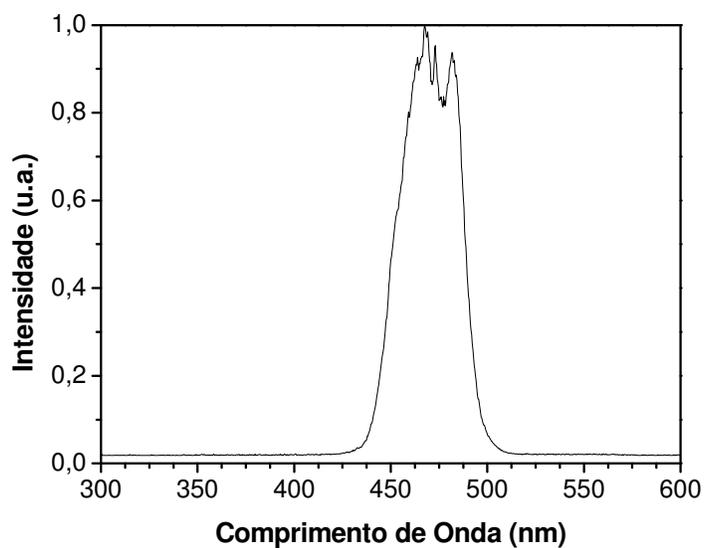


Gráfico 8- Representação gráfica da emissão da luz de arco de plasma no modo clareamento.

6 DISCUSSÃO

A cor do dente é determinada pelo caminho que a luz percorre neste. Dependendo das características do dente, a luz pode sofrer reflexão, transmissão, dispersão e absorção. Parte da luz transmitida sofre dispersão (coeficiente de dispersão do dente humano = $0,6\text{mm}^{-1}$), outra parte é absorvida por proteínas pigmentadas e outros pigmentos presentes no dente. Quanto maior a quantidade desses pigmentos, maior a absorção da luz incidida e mais escuro se torna o dente (Bosh & Coops, 1995; Chu, 2003).

Existem vários métodos que podem ser utilizados para avaliar mudanças de cor no elemento dental. Estes métodos podem ser classificados em subjetivos, como a análise visual através da escala de cor, e objetivos, que empregam espectrofotômetros, colorímetros e técnicas de análise de imagem com ajuda de softwares (Joiner, 2004). A análise visual através de uma escala de cor padronizada tem sido utilizada em muitos estudos. Apesar de ser um método simples de ser realizado, não é muito confiável, pois este tipo de análise é influenciada pela experiência do observador, astenopia, variação da luz ambiente, dentre outros fatores. Horn *et al.* (1998) compararam a eficácia da análise visual e espectrofotométrica na avaliação da cor do dente. As leituras realizadas pelo espectrofotômetro apresentaram 80% de concordância, enquanto para a análise visual a concordância entre as leituras foi de 45%. Dessa forma, os autores concluíram que o método objetivo é mais acurado na avaliação de cor do elemento dental.

Apesar do mecanismo de ação dos agentes clareadores não ser totalmente elucidado, o processo básico envolve uma reação de oxi-redução com liberação de oxigênio ativo e radicais livres em solvente (particularmente a água), onde a substância a ser clareada doa elétrons para o agente clareador (Goldstein & Kiremidjian-Schumacher, 1993). Devido ao seu baixo peso molecular, 30 g/mol, o peróxido de hidrogênio penetra através das porosidades dos prismas de esmalte chegando à dentina, entrando em contato com grande quantidade de moléculas pigmentadas, quebrando-as em cadeias menores e

mais claras. As ligações duplas dos compostos de carbono geralmente pigmentadas são convertidas em grupos hidroxilas, usualmente desprovidos de cor (Seghi & Denry, 1992).

Neste estudo, a diferença na quantidade de clareamento obtida na 1ª sessão, quando o peróxido de hidrogênio a 35% foi utilizado, foi maior que a quantidade obtida nas sessões seguintes. Isto porque as moléculas maiores e mais escuras, de cadeias mais longas reagem mais facilmente com os radicais livres (Sun, 2000). Este resultado está em acordo com os achados de Kwon *et al.* 2002, que constataram maior mudança de cor no primeiro dia, num total de 3 dias de tratamento clareador em esmalte bovino clareado com peróxido de hidrogênio a 35%.

Em geral, o agente clareador é o peróxido de hidrogênio ou produtos que se desdobram em peróxido de hidrogênio, como o perborato de sódio e o peróxido de carbamida. Quando o peróxido de carbamida a 10% entra em contato com a água (ou saliva) quebra-se em peróxido de hidrogênio a 3,35% e uréia. O peróxido de hidrogênio, que é o agente ativo do clareamento, é muito instável e dissocia-se em radicais livres de oxigênio e água, enquanto que a uréia decompõe-se em amônia e dióxido de carbono (Goldstein & Kiremidjian-Schumacher, 1993; Smigel, 1996).

A ionização do peróxido de hidrogênio (HOOH) pode produzir diferentes tipos de íons: 1- íons hidroxil (OH^-) pela quebra da ligação mais fraca entre os dois átomos de oxigênio na molécula de peróxido; 2- íons peridroxil (HOO^-), considerado o radical livre mais potente, e íons de hidrogênio (H^+); 3- moléculas de água (H_2O) e íons de oxigênio (O^{-2}), radical livre mais fraco e 4- moléculas de água (H_2O) e oxigênio (O_2), na presença de enzimas peroxidase da saliva (Sun, 2000).

Como o peróxido de hidrogênio pode formar vários tipos de oxigênio ativo, dependendo da temperatura, pH, luz, co-catalisadores, dentre outros (Sun, 2000), talvez a maneira como a reação aconteça está diretamente ligada ao clareamento obtido. É provável que dependendo da fonte catalisadora utilizada, do tempo de exposição e da concentração

do gel clareador, a reação ocorra de uma forma mais completa ou não. Pode ser que a produção de íons mais reativos como o peridroxil favoreça uma quebra mais eficiente da molécula e, conseqüentemente, maior grau de clareamento. De outra forma, os íons menos reativos, por não ter energia suficiente para proporcionar uma quebra mais completa, podem reagir, reduzindo as moléculas pigmentadas, de maneira menos eficiente. Estas hipóteses foram levantadas a partir dos resultados vistos na tabela 1, na qual foi observado que todos os grupos pararam de clarear praticamente ao mesmo tempo, entre a quinta e sexta semanas de clareamento, porém o grau de reflectância alcançado foi menor para alguns destes grupos.

Existe uma variação na resposta dos dentes ao tratamento clareador. Dentes que possuem alterações de cor mais severas, como manchamento por tetraciclina por exemplo, são mais difíceis de se obter uma resposta satisfatória ao tratamento clareador. Dependendo do tipo de manchamento que o dente apresenta, o clareamento dental pode acontecer mais rapidamente ou não (McEvoy, 1989). Para este estudo foram selecionados dentes com padrão de cor semelhantes, sendo excluídos dentes com manchamentos por flourose ou tetraciclina. As amostras selecionadas foram distribuídas entre os grupos, de modo que houvesse uma homogeneidade de cor entre eles. A leitura inicial ou baseline mostra esta distribuição uniforme, pois, para este tempo, não houve diferença estatística entre todos os grupos.

Foi observado que os grupos onde o peróxido de hidrogênio a 35% (Whiteness HP e Opalescence Xtra) foi catalisado pelo laser de argônio pararam de clarear provavelmente antes do ponto de saturação ser alcançado, pois o grupo catalisado pela luz halógena alta intensidade (modo clareamento) obteve um maior clareamento indicado por um índice de reflectância maior. Provavelmente, este fenômeno ocorreu devido ao fato do laser de argônio no comprimento de onda 488nm emitir uma luz azul com fótons de alta energia que são absorvidos por tecidos pigmentados escurecidos e que estimulam vibrações moleculares no peróxido de hidrogênio, acelerando a reação de quebra da molécula. Esta afinidade por manchas escurecidas assegura que as cores amarelo-amarronzadas sejam facilmente removidas. Uma vez que as moléculas escurecidas vão sendo quebradas o dente

vai clareando, e à medida que isto acontece, a luz do laser vai sendo mais refletida do que absorvida, perdendo então a sua eficácia (Kutsh, 1993; Smigel, 1996; Sun, 2000). A partir desse ponto, Reyto, 1998, sugere que a fonte de luz seja trocada antes de dar continuidade ao procedimento clareador, podendo ser alcançado, dessa forma, um padrão maior de brancura.

Smigel (1996) descreve uma técnica de clareamento de consultório que utiliza dois tipos de laser. Primeiramente é utilizado o laser de argônio para remover as manchas escuras. Quando o dente se torna mais claro, o laser de CO₂ passa então a ser utilizado até o final do tratamento. O laser de CO₂ (comprimento de onda 10.600nm), age independente da coloração do tecido, penetrando 0,1mm no agente clareador e induzindo a liberação de átomos de oxigênio energizados (Kutsch, 1993). Além disso, é muito bem absorvido pela água dos tecidos. Apesar destas vantagens, a ADA Council on Scientific Affairs (1998) não recomenda o uso deste laser para o clareamento dental, pois está situado na faixa do infravermelho, o que gera grande quantidade de calor. Além disso, não há estudos a longo prazo em relação aos efeitos adversos causados pela utilização desse laser no procedimento clareador (Dederich & Bushick, 2004).

A luz laser distingue-se da comum por ser monocromática, coerente e colimada (Pick, 1993). Estas propriedades fazem com que o feixe de laser seja uma fonte de energia diferenciada e eficiente (Coluzzi & Goldstein, 2004). Apesar de todas essas características, Jones *et al.* (1999) avaliando *in vitro* a mudança de cor dos elementos dentais, concluíram que uma sessão de clareamento a laser não é suficiente para se obter uma mudança de cor perceptível. No presente estudo, o comportamento do laser não diferiu estatisticamente do LED/laser e arco de plasma. Porém, os valores de reflectância alcançados pelo laser apresentaram-se inferiores aos valores obtidos com o uso da fonte halógena de alta intensidade. Em comparação a não utilização de fonte fotoativadora, quando o gel Whiteness HP foi utilizado, os resultados do laser também apresentaram-se inferiores.

O grupo da luz halógena (modo clareamento), quando foi utilizado o agente clareador Opalescence Xtra, apresentou os maiores valores de reflectância, diferindo

estatisticamente do LED/laser, laser e arco de plasma. Este melhor comportamento da reação, quando foi aplicado o Opalescence Xtra catalisado pela luz halógena, aconteceu provavelmente por este agente clareador apresentar em sua composição um agente fotossensível, o beta caroteno. Segundo o fabricante, este composto melhora a capacidade do gel clareador em absorver a luz azul, uma vez que o pico de absorção do beta caroteno é de 450nm. Entretanto, Baik *et al.* (2001) mostram que a curva espectral de absorção do Opalescence Xtra vai de 350nm a 500nm. Segundo os autores, quanto maior a coincidência entre a curva espectral de emissão da fonte e a curva de absorção do gel clareador, maior o potencial de absorção dessa luz pelo gel.

A luz halógena apresenta a emissão de luz em banda larga (375 a 500nm), coincidindo com o espectro de absorção do beta caroteno presente no Opalescence Xtra, ao contrário do laser que apesar da alta intensidade de energia emitida, apresenta um espectro de emissão estreito (488nm). Outro fator importante é o tempo de ativação do laser (30s) que foi menor do que o da luz halógena (4 vezes de 30s). Este fator foi decisivo no resultado, uma vez que apesar do arco de plasma também apresentar emissão de luz em banda larga (425 a 500nm) e com alta intensidade, o tempo de ativação foi de apenas 9 segundos, levando a um resultado estatisticamente igual ao do laser e inferior ao da Halógena alta intensidade.

A luz produzida pelo LED apresenta um espectro de emissão de 450 a 500nm. Quando esta luz é utilizada para fotoativação dos materiais resinosos, mesmo apresentando baixa densidade de potência, estes aparelhos emitem toda luz do espectro dentro do espectro de absorção máxima da canforoquinona (470nm), que é o fotoiniciador geralmente encontrado na maioria dos materiais resinosos (Duke, 2001). Isso permite que essa energia seja completamente aproveitada, ao contrário dos aparelhos de luz halógena, que produzem luz fora do espectro de absorção do fotoiniciador (canforoquinona), energia esta não útil para absorção do material resinoso. Em contrapartida, para ativação do gel clareador Opalescence Xtra, o espectro de emissão da luz LED é menor que o espectro de absorção do agente fotossensível presente neste clareador (350 a 500nm). Isto talvez possa explicar o motivo do resultado de reflectância ter sido inferior quando o gel Opalescence Xtra foi

ativado pelo LED/Laser, em comparação ao resultado do agente clareador ativado pela luz halógena. Quando foi utilizado o gel clareador Whiteness HP, que apresenta em sua composição um corante vermelho específico para absorver a luz azul, os resultados obtidos por essas duas fontes não diferiram entre si.

Além do tempo de ativação e do tempo de contato do gel clareador no dente, outro fator de relevância no sucesso do tratamento é a concentração da substância clareadora (Goldstein & Kiremidjian-Schumacher, 1993; Carvalho *et al.*, 2003). O peróxido de carbamida a 37%, equivalente ao peróxido de hidrogênio a 11% (Smigel, 1996), apresentou menor ação clareadora diferindo estatisticamente do Opalescence Xtra e Whiteness HP, ambos peróxido de hidrogênio a 35%. No entanto, quando foram comparadas altas concentrações de peróxido de hidrogênio a 35% e 50%, Lee *et al* (1995), demonstraram que o efeito clareador após 1 ou 2 horas de tratamento foi igual para ambos os tempos.

Apesar do agente clareador Whiteness Super não apresentar agentes fotossensíveis ou corantes em sua composição, comparando os grupos catalisados por fontes e o catalisado sem fonte, não houve diferença estatística entre os resultados de reflectância obtidos entre os grupos. Também não houve tendência a diminuição dos valores de reflectância obtidos, para nenhum desses grupos após 7, 15 e 30 dias do final do tratamento clareador, quando este gel foi utilizado. Já para os agentes clareadores Whiteness HP e Opalescence Xtra, houve uma diminuição dos valores de reflectância obtidos a partir da primeira semana do final do tratamento clareador. No entanto, após 30 dias do final do procedimento clareador, a regressão de cor não alcançou a cor inicial. Durante a avaliação da estabilidade do clareamento, os dentes permaneceram em água destilada sem estar em contato com os agentes pigmentantes, normalmente presentes na dieta.

Rosentiel *et al.* (1991) monitoraram *in vivo* a mudança de cor e sua estabilidade após uma sessão de clareamento de consultório com peróxido de hidrogênio a 37% ativado por uma lâmpada durante 30 minutos. Os autores observaram que após 7 dias houve

grande regressão da cor obtida, o que está de acordo com este estudo, onde para o peróxido de hidrogênio a 35% ativado pela luz halógena ou não ativado, também houve recidiva da cor após 7 dias. Garber (1997) sugere o uso do clareamento de consultório associado ao clareamento caseiro. A vantagem desta combinação, segundo o autor, é diminuir as sessões de clareamento de consultório, que é acompanhado pelo grande retorno da cor pós-tratamento, e acelerar o resultado do clareamento caseiro, que por utilizar concentrações mais baixas de peróxido de hidrogênio, demora mais tempo para alcançar uma grande mudança de cor do elemento dental (Haywood & Heymann, 1989).

Além da análise objetiva da cor, foi propósito deste estudo, analisar o aumento de temperatura gerado pelas fontes catalisadoras utilizadas no procedimento clareador. Todo procedimento capaz de gerar um aumento de temperatura do dente, podendo levar a um aquecimento pulpar, deve ser realizado com cautela. O aumento de temperatura ocasionado durante a realização do preparo cavitário sem uma eficiente refrigeração e a utilização de fontes de luz polimerizadoras na fotoativação de adesivo e resina, têm sido bastante estudados (Goodis *et al.*, 1989; Yap & Soh, 2003; Danesh *et al.*, 2004; Ozturk *et al.*, 2004).

O clareamento de consultório preconiza o uso de altas concentrações de peróxido de hidrogênio, visando um tratamento mais rápido e efetivo. Para isso, os agentes clareadores em altas concentrações têm sido utilizados associados a fontes de energia, com o objetivo de acelerar a reação de oxi-redução do gel clareador. O procedimento clareador é um tratamento conservador que não necessita de uma redução da espessura do tecido dental como a maioria dos procedimentos restauradores, o que leva a uma diminuição da distância da fonte de energia ao tecido pulpar. Apesar disto, para os procedimentos clareadores catalisados por fontes de energia, deve-se levar em consideração a intensidade da luz utilizada, o calor gerado por essa fonte e o tempo de exposição, a fim de se evitar danos pulpares irreversíveis (Goodis *et al.*, 1989; Burgess *et al.*, 2002).

Zack & Cohen (1965), em um estudo em macacos, demonstraram que o aumento de temperatura em 5,6°C levou a uma pulpíte irreversível em 15% dos dentes

testados. No presente estudo, os valores de temperatura obtidos devem ser analisados com cautela quando comparados a uma condição *in vivo*, pois os testes foram realizados em fragmentos dentais envoltos por um material isolante e não na câmara pulpar dos elementos dentais com presença de tecido pulpar e fluidos sanguíneos, que ajudam a minimizar o aumento de temperatura intracâmara pulpar.

Neste estudo, comparando as superfícies externa, esmalte (superfície 1), e interna, dentina oposta ao esmalte clareado (superfície 2), o aumento de temperatura foi maior para a superfície 2, que está em contato com um material isolante, ao contrário da superfície 1, que apesar de mais próxima da fonte de luz, teve o calor dissipado pela troca de energia com o ambiente em volta. Outro fator que pode ter contribuído para este resultado foi a diferença do substrato de cada superfície. A composição do esmalte é basicamente inorgânica e representa 92 a 96% do seu conteúdo (Roulet & Degrange *et al.*, 2000). A quantidade de água e matéria orgânica presente em sua estrutura é mínima, sendo a capacidade de resfriamento deste tecido mais rápida. O substrato dentinário, por sua vez, é um complexo biológico hidratado que ocupa o maior volume da porção coronária do dente. A composição química da dentina envolve cerca de 70 a 50% de material inorgânico, 30 a 18% de matriz orgânica e 20 a 12% de água (Marshall Jr *et al.*, 1997). Esta constituição permite que a temperatura alcançada neste tecido fique armazenada por um período mais extenso, levando a um maior aumento de temperatura ao longo do tempo de exposição da fonte de energia (Seka *et al.*, 1995). Os valores de temperatura do esmalte e da dentina só não diferiram estatisticamente entre si para o grupo onde o clareador Super foi ativado pelo LED. Isto pode ter acontecido pelo fato do gel clareador Whiteness Super não apresentar corante ou agente fotossensível em sua composição e a fonte de luz tipo LED ser considerada uma luz fria, por gerar um aumento mínimo de temperatura.

Os LED's azuis são compostos por semicondutores que emitem uma luz azul em uma faixa estreita do espectro visível (450 a 500nm) quando submetidos a uma corrente elétrica (Burgess *et al.*, 2002). O aparelho tipo LED's utilizado neste estudo (Ultra Blue IV-DMC) é composto de 19 LED's, com uma potência total de 60mW no azul, apesar do fabricante informar 50mW. Devido a essa baixa potência, o calor gerado por este tipo de

aparelho é menor e a troca de temperatura com o meio circundante permite uma atenuação mais rápida desse calor. Por este motivo, os valores de temperatura alcançados na superfície 2, quando este aparelho foi utilizado, foram estatisticamente menores comparados aos das outras fontes avaliadas neste estudo.

Os aparelhos fotoativadores que apresentam duas unidades geradoras de luz, um sistema de luz emitida por LED's e um sistema de luz laser de diodo, foram desenvolvidos objetivando associar os benefícios dessas duas fontes em um único aparelho. O laser de diodo (potência= 140mW) apresenta o comprimento de onda de 830nm. Por estar situado na região infravermelha do espectro, este laser gera grande quantidade de energia em forma de calor. Isto pode ser observado, uma vez que quando foi utilizada esta associação, durante um tempo de ativação de 3min contínuos, o aumento de temperatura gerado por este aparelho foi estatisticamente maior em comparação a fonte LED, ativada pelo mesmo tempo.

Para o laser de argônio (potência=200mW), como o seu espectro não está na faixa do infravermelho ($\lambda=488\text{nm}$), o aumento de temperatura gerado por esta fonte foi menor. O laser de argônio, neste estudo, apresentou menor aumento de temperatura que a luz halógena alta intensidade na superfície de dentina, concordando com os achados de Luk *et al.* (2004) que avaliaram, *in vitro*, as mudanças de temperatura induzidas na superfície externa do esmalte e interna da dentina provocadas por várias combinações de agentes clareadores e fontes de luz. Na superfície de esmalte, o aumento de temperatura gerado pelo Laser e Halógena alta intensidade foi igual estatisticamente para todos os géis, com exceção do Opalescence Xtra, para o qual o laser apresentou menor aumento de temperatura.

O aparelho de luz halógena, por sua vez, produz uma energia dentro de uma larga faixa do espectro, com muita radiação na região do infravermelho. Os filtros do aparelho bloqueiam parte da radiação desnecessária, mesmo assim, aparelhos com alta potência geram uma grande quantidade de calor (Burgess *et al.*, 2002). Na superfície 2, os valores de temperatura para a halógena alta intensidade (potência= 480mW) foram

significativamente maiores comparados aos do LED e Laser, e iguais para o Arco de Plasma (potência= 320mW), que, assim como a luz halógena, emite uma energia com alta intensidade. Segundo Baik *et al.* (2001), estas fontes de alta intensidade, como os aparelhos de arco de plasma e lâmpada halógena alta intensidade, elevam a temperatura intrapulpar, podendo levar a ocorrência de sensibilidade dental. Os autores viram em seu estudo que estas fontes foram capazes de gerar um maior aumento de temperatura intrapulpar que o laser de argônio, concordando com os achados deste estudo.

Os valores de temperatura na superfície 2, comparando a luz halógena alta intensidade com o LED/Laser, foram iguais para todos os grupos, com exceção do grupo em que o gel Whiteness HP foi ativado pela luz halógena alta intensidade, que apresentou menor aumento em relação ao Whiteness HP ativado pelo LED/Laser. Calmon *et al.* (2004) observaram, *in vitro*, o aumento de temperatura intrapulpar gerado por um fotopolimerizador de luz halógena (densidade de potência=400mW/cm²), um aparelho com 8 LED's e 1 diodo infravermelho de 40mW (LED's A) e um aparelho com 19 LED's e 1 diodo infravermelho de 500mW ((LED's B- Ultra Blue/DMC). O gel clareador peróxido de hidrogênio a 35% foi fotoativado de acordo com os seguintes protocolos: para fotopolimerizador e LED's A foi realizada a fotoativação por 30s e para o LED's B- optouse por um tempo de 2 min de fotoativação. Os autores concluíram, após a análise dos resultados, que o LED's A causou um aumento mínimo de temperatura (0,5°C), o LED's B, por apresentar maiores densidades de potência tanto dos LED's quanto do laser, ocasionou um maior aumento de temperatura (5,98°), e o fotopolimerizador teve uma média de 5,2°C de aumento de temperatura.

Luk *et al.* (2004) acreditam que o aumento de temperatura associado à aplicação da luz pode ser minimizado pela redução no tempo de aplicação dessa luz, aumento na espessura do gel clareador aplicado e utilização de substâncias no gel que aumentem a absorção de energia, diminuindo, desse modo, a transmissão desta ao dente. Neste estudo, foi avaliada a influência da presença ou não do gel clareador no aumento de temperatura das superfícies externa, esmalte (superfície 1), e interna, dentina oposta ao

esmalte clareado (superfície 2). Na superfície 1, a presença ou não do gel clareador não influenciou no aumento de temperatura causados por todas as fontes, com exceção da fonte LED/Laser, para a qual a aplicação do gel Whiteness Super causou um menor aumento de temperatura, em relação a não aplicação do gel. O aumento de temperatura causado na superfície 2, quando comparados a não aplicação do gel com a aplicação do Opalescence Xtra e do Whiteness HP, foi estatisticamente igual para todas as fontes, com exceção do Laser, onde o Whiteness HP levou a um maior aumento de temperatura quando comparado a não aplicação do gel. O clareador Whiteness Super em relação a não aplicação do gel, levou a um menor aumento de temperatura para as fontes LED/Laser, LED e Halógena alta intensidade. Estes resultados discordam de Luk *et al.* (2004), pois os agentes clareadores que apresentavam corante em sua composição ou agentes fotossensíveis, como o Whiteness HP e o Opalescence Xtra, absorveram energia da fonte de luz, transmitindo esta energia ao dente.

Comparando os agentes clareadores Opalescence Xtra e o Whiteness HP, foi visto que o aumento de temperatura na superfície 2 em ambos peróxido de hidrogênio a 35% foi estatisticamente maior para o Whiteness HP quando as fontes LED/Laser e Laser foram utilizadas. Já para o LED, Arco de Plasma e Halógena alta intensidade, o aumento de temperatura para esses géis não diferiram entre si. Isto pode ser atribuído, segundo BAIK *et al.* (2001), ao espectro de absorção do caroteno, substância fotossensível presente no gel clareador Opalescence Xtra, que está entre 350 e 500nm. Apesar da emissão de energia do laser ser intensa, o espectro de emissão é estreito, ao contrário das fontes de energia que apresentam a emissão de luz ocupando uma larga faixa do espectro, como a luz halógena e o arco de plasma. No estudo de Baik *et al.* (2001), quando o laser de argônio foi utilizado com o gel Opalescence Xtra, a presença ou não de caroteno não influenciou no aumento de temperatura. O contrário ocorreu para as fontes halógena e arco de plasma na presença do caroteno, em que os resultados de aumento de temperatura foram estatisticamente maiores em relação ao laser de argônio. Já sem o corante, estas três fontes não diferiram entre si. A emissão de energia em banda larga coincide com o espectro de absorção do agente fotossensível presente no Opalescence Xtra e, quanto maior esta

coincidência, maior a absorção de luz pelo gel que transmite mais energia ao dente, gerando um maior aumento de temperatura deste. Na superfície 1, estes dois géis só diferiram para o Halógena alta intensidade, no qual o aumento de temperatura foi maior para o Opalescence Xtra.

Um fator que deve ser levado em consideração neste estudo foi que os tempos de ativação das fontes utilizadas diferiam entre si. Quanto maior o tempo de uso da fonte de luz, mais energia era depositada no tecido dental e conseqüentemente maior o calor gerado. Porém o objetivo deste trabalho foi testar os protocolos estabelecidos pelos fabricantes dos aparelhos de luz utilizados nesta pesquisa, comparando-os quanto à segurança e eficácia do tratamento. Além do protocolo do fabricante, o tempo da ativação da fonte de energia deve levar em consideração a presença de corantes ou agentes fotossensíveis no gel clareador, a fim de que sejam evitados aumentos excessivos de temperatura no elemento dental. Outro fator a ser destacado é que, diante dos resultados apresentados, o desempenho da fonte catalisadora foi dependente do agente clareador utilizado, assim como o comportamento do agente clareador foi dependente da fonte catalisadora empregada.

7 CONCLUSÃO

Considerando os fatores avaliados neste estudo e com base nos resultados submetidos à análise estatística pode-se concluir que:

- 1- Quando se analisou as fontes catalisadoras para o agente clareador Opalescence Xtra (peróxido de hidrogênio a 35%), a fonte halógena alta intensidade apresentou as maiores médias de reflectância, ou seja, tratamento clareador mais efetivo, diferindo do LED/laser, laser e arco de plasma. Para o clareador Whiteness HP (peróxido de hidrogênio a 35%), o laser apresentou os menores valores de reflectância diferindo da fonte halógena alta intensidade e do não uso de fonte. Para o peróxido de carbamida a 37% as fontes não diferiram entre si;
- 2- O gel clareador peróxido de carbamida a 37% apresentou os menores valores de reflectância comparado ao peróxido de hidrogênio a 35%. Comparando o peróxido de hidrogênio a 35% com agente fotossensível com o peróxido de hidrogênio com corante não houve diferença em relação à reflectância;
- 3- A estabilidade do clareamento para os três agentes clareadores foi alcançada a partir da 5ª sessão de tratamento clareador;
- 4- Para o clareador peróxido de hidrogênio a 35% houve uma regressão da cor obtida após 7, 15 e 30 dias do tratamento clareador. Para o peróxido de carbamida a 37% essa regressão não foi observada;
- 5- Na superfície de esmalte, para todos os géis utilizados neste estudo, a fonte LED/laser apresentou os maiores valores de aumento de temperatura. Na superfície de dentina abaixo à superfície exposta ao gel clareador, a fonte LED/laser não diferiu da halógena de alta intensidade para todos os clareadores utilizados, com exceção do Whiteness HP, para o qual a fonte halógena de alta intensidade apresentou menores valores de aumento de temperatura.

REFERÊNCIAS*

ADA COUNCIL ON SCIENTIFIC AFFAIRS. Laser-Assisted Bleaching: An Update. *JADA*. 1998; 129:1484-87.

Baik JW, Rueggeberg FA, Liewehr FR. Effect of light-enhanced bleaching on *in vitro* surface and intrapulpal temperature rise. *J Esthet Restor Dent*. 2001; 13:370-8.

Bosh JJ ten, Coops JC. Tooth color and reflectance as related to light scattering and enamel hardness. *J Dent Res*. 1995; 74(1): 374-80.

Burgess JO, Walker RS, Porche CJ, Rappold AJ. Light curing – an update. *Compendium*. 2002; 23(10):889-906.

Calmon WJ, Brugnera Jr. A, Munin E, Lobo PDC, Zanin F, Pécora JD *et al*. Estudo do aumento de temperatura intra-pulpar gerado pelo clareamento dental. *RGO*. 2004; 52(1): 19-24.

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

Carvalho BCF, Courrol LC, Carvalho E.M.^oF; Lage-Marques, J.L. Avaliação do clareamento exógeno sobre a dentina comparando a técnica por ativação química com a técnica por ativação pelo laser de diodo. In: *Anais da 20^o Reunião Anual da Sociedade Brasileira de Pesquisa Odontológica*, 2003; Águas de Lindóia. São Paulo. SBPqO; 2003. p. 106. [FC 017].

* De acordo com a norma utilizada na FOP/Unicamp, baseada no modelo Vancouver. Abreviatura dos periódicos em conformidade com o Medline

Cesar ICR, Liporoni P, Redígolo ML, Munin E. Estudo da microdureza do esmalte hígido submetido à técnica de clareamento dental tradicional e com laser de argônio. In: *Anais da 19ª Reunião Anual da Sociedade Brasileira de Pesquisa Odontológica*, 2002; Águas de Lindóia. São Paulo. SBPqO; 2002. p 155. [Pa 270].

Chen JH, Xu JW, Shing CX. Decomposition rate of hydrogen peroxide bleaching agents under various chemical and physical conditions. *J Prosthet Dent*. 1993; 69(1): 46-8.

Christensen GJ. Bleaching teeth: paractitioner trends. *JADA*. 1997; 128 Suppl 1: 16S-18S.

Chu S. Use of a reflectance spectrophotomer in evaluating shade change resulting from tooth whitening products. *J Esthet Rest Dent*. 2003; 15 128 Suppl 1: S42-S48.

Coluzzi DJ, Goldstein AJ. Lasers in dentistry. An overview. *Dent Today*. 2004; 23(4): 120-27.

Danesh G, Davids H, Duda S, Kaup M, Ott K, Schafer E. Temperature rise in the pulp chamber induced by a conventional halogen light-curing source and a plasm arc lamp. *Am J Dent*. 2004; 17(3): 204-8.

Dederich DN, Bushick RD. lasers ind dentistry. Separating science from hype. *JADA*. 2004; 135: 204-212.

Duke ES. Light-Emitting diodes in coposite resin photopolymerization. *Compendium*. 2001; 22(9): 722-25.

Garber DA. Dentist-monitored bleaching: a discussion of combination and laser bleaching. *JADA*. 1997; 128:26S-30S.

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; 5:230-4.

Goldstein GR, Kiremidjian-Schumacher L. Bleaching: is it safe and effective? *J Prosthet Dent.* 1993; 69(3):325-8.

Haywood VB, Heymann HO. Nightguard vital bleaching. *Quintessence Int.* 1989; 20(3):173-6.

Haywood VB. Current status of nightguard vital bleaching. *Compendium.* 2000; 21: S10-S17.

Horn DJ, Bulan-Brady J, Hicks L. Sphere spectrophotometer versus human evaluation of tooth shade. *J Endod.* 1998; 24(12): 786-90.

Joiner A. Tooth colour: a review of the literature. *J Dent.* 2004; 32: 3-12.

Jones AH, Diaz-Arnold AM, Vargas MA, Cobb DS. Colorimetric assessment of laser and home bleaching techniques. *J Esth Dent.* 1999; 11: 87-94.

Kugel G, Perry RD, Hoang E, Schere W. Effective tooth bleaching in 5 days: using a combined in-office and at-home bleaching system. *Compendium.* 1997; 18(4):378-83.

Kutsch VK. Lasers in dentistry: comparing wavelenghts. *JADA.* 1993; 124: 49-54.

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 Rehab.* 2002; 29:473-477.

Lee CQ, Cobb CM, Zargartalebi F, Hu N. Effect of bleaching on microhardness, morphology, and color of enamel. *Gen Dent.* 1995; 158-162.

Lenhard M. Assessing tooth color change after repeated bleaching in vitro with a 10 percent carbamide peroxide gel. *JADA.* 1996; 127:1618-24.

- Li Y, Cartwright S, Lezama M, Zhang W, Feller R. Effect of light application on an in-office bleaching gel. [abstract 895]. *J Dent Res*. 2001; 80:147.
- Lu AC, Margiotta A, Nathoo AS. In-office tooth whitening: current procedures. *Compendium*. 2001; 22(9): 798-805.
- Luk K, Tam L, Hubert M. effect of light energy on peroxide tooth bleaching. *JADA*. 2004; 135: 194-201.
- Marshall JR GW, Marshall SJ, Balooch, M The dentin substrate: structure and properties related to bonding. *J Dent*. 1997; 25(6): 441-58.
- Matis BA, Cochran MA, Eckert G, Carlson TJ. The efficacy and safety of a 10% carbamide peroxide bleaching gel. *Quintessence Int*. 1998; 29(9):555-63.
- McEvoy S. Chemical agents for removing intrinsic stains from vital teeth. I. Technique development. *Quintessence Int* . 1989; 20(5):323-8.
- Nash BRW, Radz GM. In-office bleaching system for quick esthetic change. *Compendium*. 1999; 20(10):986-90.
- Nathoo SA. The chemistry and mechanisms of extrinsic and intrinsic discoloration. *JADA*. 1997; 128:6S-10S.
- Navarro MFL, Mondelli RFL. Riscos com o clareamento dental. In: *Odontologia Estética*. São Paulo: Santos; 2002. Cap. 20, p.397-418.
- Ozturk B, Ozturk AN, Usumez A, Usumez S, Ozer F. Temperature rise during adhesive and resin composite polymerization with various light curing sources. *Oper Dent*. 2004; 29(3):325-32.

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

Pick RM. Using lasers in clinical dental practice. *JADA*. 1993; 124: 37-47.

Pretti M, Valera MC, Mancini MN, Benetti AR, Miranda CB. Penetração de peróxido de hidrogênio na câmara pulpar após clareamento com agentes de consultório fotoativados ou não. In: *Anais da 21ª Reunião Anual da Sociedade Brasileira de Pesquisa Odontológica*, 2004; Águas de Lindóia. São Paulo. SBPqO; 2004. p 155.

Reyto R. Laser tooth whitening. *Dent Clin North Am*. 1998; 42(4):.755-62.

Rosenstiel SF, Gegauff AG, Johnston WM. Duration of tooth color change after bleaching. *JADA*. 1991; 123: 54-59.

Roulet JE, Degrange M. *Adhesion, the silent revolution in dentistry*. Germany: Quintessence Publishing; 2000. p.369.

Seghi RR, Denry I. Effects of external bleaching on indentation and abrasion characteristics of human enamel *in vitro*. *J Dent Res*. 1992; 71(6):1340-44.

Seka W, Fried D, Featherstone JDB, Borzillary SF. Light deposition in dental hard tissue and simulated thermal response. *J Dent Res*. 1995; 74(4):1086-92.

Smigel I. Laser tooth whitening. *Dent Today*. 1996; 15(8):32-36.

Sun G. The role of lasers in cosmetic dentistry. *Dent Clin North Am*. 2000; 44 (4): 831-49.

Tavares M, Stultz J, Newman M, Smith V, Kent R, Carpino E *et al.* Light augments tooth whitening with peroxide. *JADA*. 2003; 134: 167-75.

Westland S. Review of the CIE System of colorimetry and its use in Dentistry. *J Esthet Rest Dent*. 2003; 15 (Suppl 1): S5-S12.

Yap AUJ, Soh MS. Thermal emission by different light-curing units. *Oper Dent*. 2003; 28(3):260-6.

Zach L, Cohen G. Pulp response to externally applied heat. *Am Assoc Endod*. 1965; 19(4): 515-30.

Zanin, SLB. *et al.* Clareamento dental a laser de argônio em uma única sessão. *Revista da APCD*. 2002; 56 (supl): 30.

Zekonis R, Matis BA, Cochran MA, AL Shetri SE, Eckert GJ, Carlson TJ. Clinical evaluation of in-office and at-home bleaching treatments. *Oper Dent*. 2003; 28(2): 114-21.

ANEXO 1 – CERTIFICADO DE APROVAÇÃO DO COMITÊ DE ÉTICA EM PESQUISA

 UNICAMP	COMITÊ DE ÉTICA EM PESQUISA UNIVERSIDADE ESTADUAL DE CAMPINAS FACULDADE DE ODONTOLOGIA DE PIRACICABA CERTIFICADO	
<p>Certificamos que o Projeto de pesquisa intitulado "Avaliação da eficácia de clareamento e do aumento de temperatura de blocos dentais submetidos a três sistemas clareadores, catalisados por diferentes fontes de luz", sob o protocolo nº 091/2003, da Pesquisadora Débora Alves Nunes Leite Lima, sob a responsabilidade do Prof. Dr. José Roberto Lovadino, está de acordo com a Resolução 196/96 do Conselho Nacional de Saúde/MS, de 10/10/96, tendo sido aprovado pelo Comitê de Ética em Pesquisa – FOP.</p>		
Piracicaba, 17 de outubro de 2003		
<p>We certify that the research project with title "Influence o different light sources on the temperature rise and effectiveness of three bleaching agents", protocol nº 091/2003, by Researcher Débora Alves Nunes Leite Lima, responsibility by Prof. Dr. José Roberto Lovadino, is in agreement with the Resolution 196/96 from National Committee of Health/Health Department (BR) and was approved by the Ethical Committee in Research at the Piracicaba Dentistry School/UNICAMP (State University of Campinas).</p>		
Piracicaba, SP, Brazil, October 172003		
 Prof. Dr. Antonio Fernando Martorelli de Lima Secretário CEP/FOP/UNICAMP	 Prof. Dr. Antonio Bento Alves de Moraes Coordenador CEP/FOP/UNICAMP	

ANEXO 2 – RESULTADO DO TESTE ANOVA PARA ANÁLISE DA REFLECTÂNCIA

August 31, 2004 1

The SAS System 09:26 Tuesday,

The GLM Procedure

Class Level Information

Class	Levels	Values
Clareador	3	1 2 3
Fonte	5	1 2 3 4 5
Amostra	5	1 2 3 4 5
Tempo	10	1 2 3 4 5 6 7 8 9 10

Number of observations 750

The SAS System 09:26 Tuesday, August 31, 2004

2

The GLM Procedure

Dependent Variable: Valor

Source	DF	Sum of Squares	Mean Square	F Value	Pr > F
Model	209	1378171541	6594122	68.71	<.0001
Error	540	51820404	95964		
Corrected Total	749	1429991946			

R-Square	Coeff Var	Root MSE	Valor Mean
0.963762	1.800762	309.7801	17202.73

Source	DF	Type I SS	Mean Square	F Value	Pr > F
Clareador	2	295618630.3	147809315.1	1540.26	<.0001
Fonte	4	113845743.7	28461435.9	296.59	<.0001
Clareador*Fonte	8	20216504.5	2527063.1	26.33	<.0001
Clarea*Fonte*Amostra	60	166058880.7	2767648.0	28.84	<.0001
Tempo	9	709662028.4	78851336.5	821.68	<.0001
Clareador*Tempo	18	37567251.7	2087069.5	21.75	<.0001
Fonte*Tempo	36	22819762.5	633882.3	6.61	<.0001
Clareado*Fonte*Tempo	72	12382739.7	171982.5	1.79	0.0002

Source	DF	Type III SS	Mean Square	F Value	Pr > F
Clareador	2	295618630.3	147809315.1	1540.26	<.0001
Fonte	4	113845743.7	28461435.9	296.59	<.0001
Clareador*Fonte	8	20216504.5	2527063.1	26.33	<.0001
Clarea*Fonte*Amostra	60	166058880.7	2767648.0	28.84	<.0001

Tempo	9	709662028.4	78851336.5	821.68	<.0001
Clareador*Tempo	18	37567251.7	2087069.5	21.75	<.0001
Fonte*Tempo	36	22819762.5	633882.3	6.61	<.0001
Clareado*Fonte*Tempo	72	12382739.7	171982.5	1.79	0.0002

Tests of Hypotheses Using the Type III MS for Clarea*Fonte*Amostra as an Error Term

Source	DF	Type III SS	Mean Square	F Value	Pr > F
Clareador	2	295618630.3	147809315.1	53.41	<.0001
Fonte	4	113845743.7	28461435.9	10.28	<.0001
Clareador*Fonte	8	20216504.5	2527063.1	0.91	0.5121

ANEXO 3 – RESULTADO DO TESTE ANOVA PARA ANÁLISE DA TEMPERATURA

September 8, 2004 16

08:53 Wednesday,

The GLM Procedure

Class Level Information

Class	Levels	Values
Superf	2	1 2
Fonte	5	1 2 3 4 5
Clareador	4	1 2 3 4
Amostra	5	1 2 3 4 5

Number of observations 200
08:53 Wednesday, September 8, 2004

17

The GLM Procedure

Dependent Variable: T

Source	DF	Sum of Squares	Mean Square	F Value	Pr > F
Model	119	3550.940000	29.839832	23.74	<.0001
Error	80	100.540000	1.256750		
Corrected Total	199	3651.480000			

R-Square	Coeff Var	Root MSE	T Mean
0.972466	14.77007	1.121049	7.590000

Source	DF	Type I SS	Mean Square	F Value	Pr > F
Fonte	4	870.073500	217.518375	173.08	<.0001
Clareador	3	57.510000	19.170000	15.25	<.0001
Fonte*Clareador	12	47.804500	3.983708	3.17	0.0010
Fonte*Clarea*Amostra	80	91.632000	1.145400	0.91	0.6604
Superf	1	2077.545800	2077.545800	1653.11	<.0001
Superf*Fonte	4	307.271700	76.817925	61.12	<.0001
Superf*Clareador	3	49.486600	16.495533	13.13	<.0001
Superf*Fonte*Claread	12	49.615900	4.134658	3.29	0.0007

Source	DF	Type III SS	Mean Square	F Value	Pr > F
Fonte	4	870.073500	217.518375	173.08	<.0001
Clareador	3	57.510000	19.170000	15.25	<.0001
Fonte*Clareador	12	47.804500	3.983708	3.17	0.0010
Fonte*Clarea*Amostra	80	91.632000	1.145400	0.91	0.6604
Superf	1	2077.545800	2077.545800	1653.11	<.0001
Superf*Fonte	4	307.271700	76.817925	61.12	<.0001
Superf*Clareador	3	49.486600	16.495533	13.13	<.0001
Superf*Fonte*Claread	12	49.615900	4.134658	3.29	0.0007

Tests of Hypotheses Using the Type III MS for Fonte*Clarea*Amostra as an Error Term

Source	DF	Type III SS	Mean Square	F Value	Pr > F
Fonte	4	870.0735000	217.5183750	189.91	<.0001
Clareador	3	57.5100000	19.1700000	16.74	<.0001

08:53 Wednesday, September 8, 2004

18

The GLM Procedure

Dependent Variable: T

Tests of Hypotheses Using the Type III MS for Fonte*Clarea*Amostra as an Error Term

Source	DF	Type III SS	Mean Square	F Value	Pr > F
Fonte*Clareador	12	47.8045000	3.9837083	3.48	0.0004

08:53 Wednesday, September 8, 2004

19

The GLM Procedure

Level of Superf	Level of Fonte	Level of Clareador	N	Mean	Std Dev
1	1	1	5	8.7200000	0.86139422
1	1	2	5	6.9000000	2.24610774
1	1	3	5	7.3200000	1.42898565
1	1	4	5	7.2200000	0.54037024
1	2	1	5	4.3200000	0.20493902
1	2	2	5	2.8400000	0.63482281
1	2	3	5	2.6200000	0.50199602
1	2	4	5	4.3800000	0.44384682
1	3	1	5	3.8000000	0.47434165
1	3	2	5	4.1400000	0.18165902
1	3	3	5	3.5400000	0.55045436
1	3	4	5	2.3800000	0.27748874
1	4	1	5	2.2000000	0.48476799
1	4	2	5	2.4800000	0.22803509
1	4	3	5	2.7000000	0.12247449
1	4	4	5	2.4000000	0.99247166
1	5	1	5	5.2000000	0.92736185
1	5	2	5	6.4600000	1.60872620
1	5	3	5	3.5600000	0.50299105
1	5	4	5	4.1600000	0.51283526
2	1	1	5	14.6800000	0.98336158
2	1	2	5	14.1800000	0.98843310
2	1	3	5	16.2600000	1.29344501
2	1	4	5	10.8400000	0.73006849
2	2	1	5	6.4600000	0.65802736
2	2	2	5	6.4200000	0.26832816
2	2	3	5	6.4200000	0.63403470
2	2	4	5	4.0400000	0.43931765
2	3	1	5	8.8600000	1.12160599
2	3	2	5	8.7400000	1.19289564
2	3	3	5	10.8400000	1.12383273
2	3	4	5	8.4800000	1.88069136
2	4	1	5	12.8200000	1.69026625
2	4	2	5	11.6800000	2.12649947
2	4	3	5	12.0400000	1.35757136
2	4	4	5	12.0000000	1.66733320
2	5	1	5	13.2400000	1.54045448
2	5	2	5	13.4600000	1.46047937
2	5	3	5	13.9000000	1.07935166
2	5	4	5	10.9000000	1.65378354