



BR0645277



INIS-BR--3998

AUTARQUIA ASSOCIADA À UNIVERSIDADE DE SÃO PAULO

**ANÁLISE TERMOGRÁFICA E ESPECTROFOTOMÉTRICA DO
CLAREAMENTO DENTAL EXTRÍNSECO UTILIZANDO LASER
DE DIODO E SISTEMA DE LED. ESTUDO *IN VITRO***

PAOLA RACY DE MICHELI

Dissertação apresentada como parte dos requisitos para obtenção do Grau de Mestre Profissional na área de Lasers em Odontologia.

Orientador:

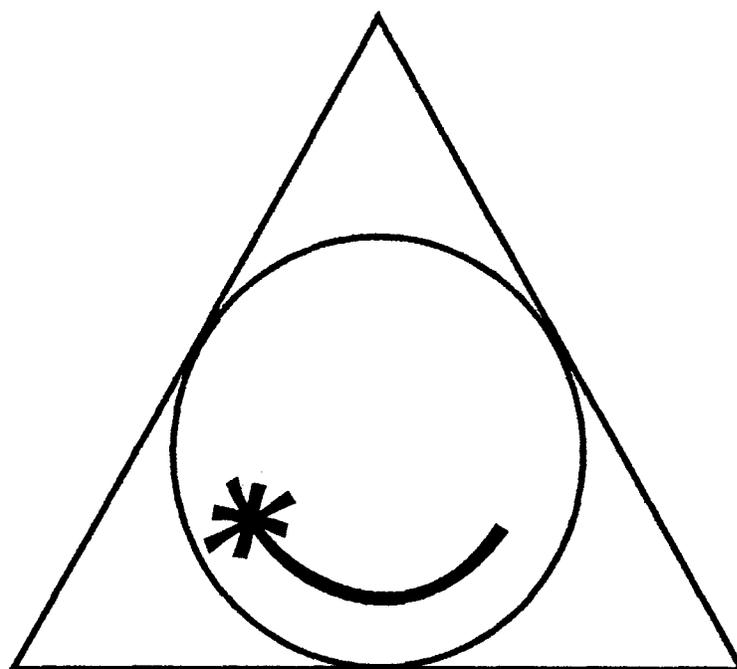
Prof. Dr. Edgar Y. Tanji

Co-orientador:

Prof. Dr. Armando Mirage

**São Paulo
2004**





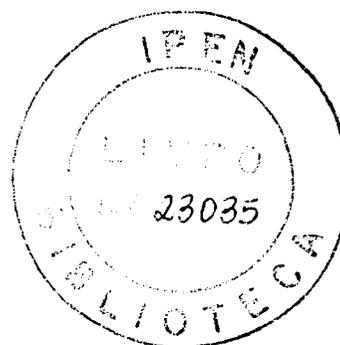
**MESTRADO PROFISSIONALIZANTE DE LASER EM
ODONTOLOGIA**



AUTARQUIA ASSOCIADA À UNIVERSIDADE DE SÃO PAULO

**ANÁLISE TERMOGRÁFICA E ESPECTROFOTOMÉTRICA DO CLAREAMENTO
DENTAL EXTRÍNSECO UTILIZANDO LASER DE DIODO E SISTEMA DE LED.
ESTUDO *IN VITRO***

PAOLA RACY DE MICHELI



Dissertação apresentada como parte do requisitos para obtenção do grau de Mestre Profissional em Lasers em Odontologia.

Orientador: Prof. Dr. Edgar Y. Tanji
Co-orientador: Prof. Dr. Armando Mirage

**SÃO PAULO
2004**



DEDICATÓRIA

À minha mãe Eliana, que sempre me apoiou e incentivou em todos os momentos de minha vida.

Ao meu pai Giorgio, o qual sempre vou seguir como exemplo, e que sempre acreditou em meu sucesso, tornando possível esse aprendizado.

AGRADECIMENTOS

Agradeço ao meu orientador Edgar Yuji Tanji e co-orientador Armando Mirage pela sabedoria e ajuda em todos os momentos desse trabalho.

A todos os professores do Mestrado Profissionalizante, por tantos novos conhecimentos adquiridos na área do *laser*.

Ao LELO e às secretárias Cida, Liliane e Gladys pela atenção.

À todos os colegas de turma e principalmente a minha amiga Fernanda Youssef, pelo companheirismo durante o curso.

Ao meu namorado Sergio Opice Mattar pelo apoio e incentivo.

À empresa americana Ultradent. Inc em parceria com a Oraltech por fornecer gratuitamente o agente clareador utilizado nesse estudo.

À empresa japonesa SHOFU, juntamente com a Regiane da Labordental pelo empréstimo do espectrofotômetro ShadeEye.

Ao meu pai Giorgio De Micheli pelo apoio moral e financeiro, indispensáveis para essa realização.

A Deus que me guia e protege todos os dias.

LISTA DE ABREVIATURAS E SIGLAS

cm ²	centímetro quadrado
CIE	comission internationale de leclairage
°C	grau Celsius
CO ₂	dióxido de carbono
Ga-Al-As	arseneto de gálio-alumínio
Ga-As-P	arseneto de gálio-fósforo
H ₂ O ₂	peróxido de hidrogênio
LED	light emmiting diode
min	minuto
ml	mililitro
mm	milímetro
Nd	neodímio
nm	nanometro
P	potência
pH	potencial hidrogeniônico
s	segundo
W	Watt
W/cm ²	Watt por centímetro quadrado
YAG	yttrium-aluminium-garnet

LISTA DE TABELAS E GRÁFICOS

	Página
Tabela 1: Espessura das amostras_____	31
Tabela 2: Temperatura da pasta térmica_____	31
Tabela 3: Temperatura do gel clareador_____	32
Tabela 4: Resultados do espectrofotômetro_____	35
Tabela 5: Luminosidade da escala Vita ^R _____	36
Tabela 6: Média, mediana e desvio padrão de temperatura intrapulpar_____	37
Tabela 7: Ocorrência de variação térmica intrapulpar maior que 5,6° C_____	38
Tabela 8: Comparação entre os 3 grupos nos 3 momentos do estudo_____	39
Tabela 9: Comparação entre os 3 momentos e os 3 grupos do estudo_____	40
Gráfico 1: Temperatura intrapulpar ativada pelo <i>laser</i> de diodo_____	32
Gráfico 2: Temperatura intrapulpar ativada pelo LED_____	33
Gráfico 3: Relação de luminosidade entre os três grupos e momentos do estudo_____	34

LISTA DE FIGURAS

Página

Figura I: Sistema HSB de cor _____	17
Figura 1: Documentação da espessura das amostras _____	19
Figura 2: Amostras posicionadas em banho térmico _____	20
Figura 3: Pasta térmica colorida _____	21
Figura 4: Agente clareador Opalescence Xtra Boost _____	22
Figura 5 : Laser de diodo e "power meter" _____	23
Figura 6: Ativação com LED (BrightLEC) _____	24
Figura 7: Espectrofotômetro ShadeEye _____	25
Figura 8: Amostras do grupo 1 _____	26
Figura 9: Amostras do grupo 2 _____	26
Figura 10: Amostras do grupo 3 _____	26
Figura 11: Pigmentação das amostras _____	27
Figura 12: Ativação com laser de diodo _____	28
Figura 13: Ativação com LED _____	29
Figura 14: Gel clareador sobre amostra do grupo 3 _____	29

SUMÁRIO

	PÁGINA
RESUMO _____	IX
ABSTRACT _____	X
LISTA DE ABREVIATURAS _____	IV
LISTA DE GRÁFICOS E TABELAS _____	V
LISTA DE FIGURAS _____	VI
1.INTRODUÇÃO _____	1
2.REVISÃO DE LITERATURA _____	2
2.1.Etiologia das pigmentações dentárias _____	2
2.1.1.Doenças sistêmicas _____	2
2.1.2.Traumas e iatrogenias _____	3
2.1.3.Tetraciclina _____	3
2.1.4.Fluorose Dental _____	4
2.1.5.Pigmentações extrínsecas _____	4
2.2.Peróxido de hidrogênio _____	5
2.3.Clareamento dental e lasers _____	7
2.3.1.Controle de temperatura _____	7
2.4.Possíveis efeitos adversos do clareamento dental _____	12
2.4.1.Sensibilidade pós-operatória _____	12
2.4.2.Efeitos sobre tecidos moles _____	13
2.4.3.Efeitos sobre esmalte e dentina _____	14
2.5.Avaliação da coloração de dentes _____	15
2.6.Sistema HSB de cor _____	16
3.PROPOSIÇÃO _____	18
4.MATERIAL E MÉTODO _____	19
4.1.Controle de temperatura _____	19
4.1.1 Preparo das amostras _____	19

4.1.2. Confeção de suporte, banho térmico e termopar	20
4.1.3. Preparo da pasta térmica colorida	20
4.1.4. Agente clareador	21
4.1.5. Fontes de luz	22
4.2. Análise espectrofotométrica	24
4.2.1. Preparo das amostras bovinas	24
4.2.2. Registros de coloração	25
4.3. Técnica e preparo da substância pigmentante	27
4.4. Técnica de clareamento	28
4.4.1 Grupo 1 <i>Laser</i>	27
4.4.2 Grupo 2 LED	28
4.4.3 Grupo 3 Controle	29
5. RESULTADOS	31
5.1. Temperatura	31
5.2 Análise espectrofotométrica	33
6. ANÁLISE ESTATÍSTICA	36
7. DISCUSSÃO	42
8. CONCLUSÕES	48
9. REFERÊNCIAS BIBLIOGRÁFICAS	49

**“ANÁLISE TERMOGRÁFICA E ESPECTROFOTOMÉTRICA DO
CLAREAMENTO DENTAL EXTRÍNSECO UTILIZANDO LASER DE
DIODO E SISTEMA DE LED. ESTUDO IN VITRO”**

Paola Racy De Micheli

RESUMO

Este estudo teve como objetivo avaliar a variação de temperatura intrapulpar, bem como verificar a ação clareadora do peróxido de hidrogênio a 38% (Opalescence Xtra Boost – Ultradent. Inc) quando ativado pelo *laser* de diodo, por sistema de LED e sem ativação, no clareamento dental extrínseco *in vitro*. Foram utilizados 10 incisivos inferiores humanos, um termopar, 45 incisivos bovinos e um espectrofotômetro (ShadeEye- Shofu) para a análise de cor. As amostras foram divididas em 3 grupos: 1) peróxido de hidrogênio a 38% ativado por *laser* de diodo (ZAP *lasers*, comprimento de onda de 808 nm \pm 5, potência de 1,4 W); 2) peróxido de hidrogênio a 38% ativado por LED (Bright LEC, MmOptics, comprimento de onda 470 nm \pm 25, com potência de 380mW); 3) peróxido de hidrogênio a 38% sem nenhum tipo de ativação. Após a pigmentação artificial o gel clareador permaneceu pelo mesmo tempo nos 3 grupos estudados, que se diferiram apenas pelo método de ativação. Os resultados de variação de temperatura obtidos mostraram que nestes parâmetros o LED foi mais seguro que o *laser* de diodo, que em algumas medidas ultrapassou a variação de temperatura de 5,6°, C. A luminosidade das amostras não mostrou diferenças estatisticamente significantes em nenhum dos grupos e momentos do estudo. As irradiações com *laser* de diodo e LED não influenciaram na ação clareadora do peróxido de hidrogênio a 38%, que se mostrou efetivo para remoção de manchas, com grande capacidade de clarear dentes bovinos escurecidos artificialmente.

**“THERMOGRAFIC AND SPECTROPHOTOMETRIC ANALYSIS OF
THE EXTRINSIC TOOTH BLEACHING USING A DIODE LASER AND
A LED SYSTEM. IN VITRO”**

Paola Racy De Micheli

ABSTRACT

The aim of this study was to evaluate the intra-pulpal temperature change, as well as to compare the bleaching power of a 38% hydrogen peroxide (Opalescence Xtra Boost- Ultradent. Inc), when activated with a diode *laser*, with a LED system and without activation, in the extrinsic tooth bleaching *in vitro*. Ten mandibular human incisors, a thermocouple, 45 bovine incisors and a spectrophotometer (Shade Eye- Shofu) for the color analysis. The samples were divided into 3 groups: 1) 38% hydrogen peroxide activated by a diode *laser* (ZAP lasers, wavelength 808 nm \pm 5, power of 1,4 W) 2) 38% hydrogen peroxide activated by LED (Bright LEC-Mmoptics, wavelength 470 nm \pm 25, power of 380 mW); 3) 38% hydrogen peroxide without activation. After the artificial pigmentation, the bleaching agent acted for the same time in the 3 groups, differing only by the type of activation. The results of temperature showed that the LED activation was safer than the diode *laser*, which, in some measures exceeded the limit of 5.6° C. The luminosity of the samples did not show significantly statistics differences in none of the groups and moments of this study. The diode laser and LED activation did not influenced at the bleaching power of the peroxide, which showed effective for removing stains, with great capacity of bleaching bovine tooth artificially darkened.

1. INTRODUÇÃO

Apesar da paz interior ser o maior trunfo de um ser humano, atualmente percebemos uma preocupação muito grande por parte das pessoas com a aparência estética. É uma indústria em constante crescimento, tendo em vista as diversas técnicas relacionadas ao embelezamento físico da espécie humana.

Ter dentes mais brancos é um anseio muito comum em consultórios odontológicos, e a cada vez mais os resultados devem ser obtidos rapidamente para satisfação do paciente, que é por sua vez, quando tratamos de estética, cada dia mais exigente e ansioso. Mas sabemos que para obtermos resultados favoráveis com o clareamento dental, devemos ter conhecimento de fatores como a etiologia da pigmentação, vitalidade do dente, matiz, grau de cooperação do paciente, grau de higienização bucal, idade e hábitos do paciente que será submetido a essa técnica.

O custo de um equipamento *laser* de alta potência é considerado muito elevado para a maioria dos cirurgiões-dentistas brasileiros. Os *lasers* de diodo, por possuírem como meio ativo um semicondutor, possuem o custo e tamanhos reduzidos quando comparado a outros *lasers* cirúrgicos de alta potência, e além de clareamento dental também pode ser utilizado em cirurgias gengivais, redução microbiana, entre outras funções que não serão descritas nesse estudo.

A luz emitida pelo LED não possui algumas características do *laser*, como coerência e colimação, e também pode ser utilizada para acelerar o processo de oxidação no clareamento dental. Assim, com intuito de viabilizar uma tecnologia tão segura quanto efetiva e acessível aos cirurgiões-dentistas, esse estudo se propõe a comparar a efetividade do peróxido de hidrogênio a 38% quando ativado pelo *laser* de diodo e LED no clareamento dental extrínseco.

2. REVISÃO DA LITERATURA

Já em 1937, AMES introduziu a técnica para clareamento de dentes vitais com o agente oxidante peróxido de hidrogênio a 35% potencializado por uma fonte de calor. Hoje sabemos que o sucesso da técnica de clareamento dental depende de inúmeros fatores, como por exemplo: etiologia da alteração de cor, colaboração do paciente, grau de descoloração dental, idade do paciente, técnica e tipo de agente clareador empregado, se o dente é ou não vital.

2.1. Etiologia das pigmentações dentárias

A pigmentação dentária que muitas vezes causa um aspecto desagradável na estética do sorriso de um indivíduo foi classificada basicamente em fatores intrínsecos e extrínsecos por BARATIERI *et al.* (1993).

FRANK (1982) relatou que o prognóstico do clareamento dental baseia-se no tipo e na causa da alteração de cor. De um modo geral, a alteração de cor devido à hemorragia, restos teciduais ou produtos de degeneração pulpar, tem prognóstico relativamente bom. O escurecimento causado pela penetração e precipitação de sais metálicos, medicamentos ou cimentos contendo prata é difícil, e às vezes impossível de ser corrigido. Os fatores intrínsecos podem ser originados por traumas com necrose pulpar, iatrogenia endodôntica, alterações congênitas como hipoplasias de esmalte, dentinogênese e amelogênese imperfeita, icterícia, fluorose ou ingestão de tetraciclina no processo de formação dentária.

2.1.1. Doenças sistêmicas

As doenças hemolíticas do recém-nascido, como a eritroblastose fetal e a icterícia, podem promover um manchamento amarelo-esverdeado, devido à incorporação de bilirrubina no desenvolvimento da dentição e hipoplasia do esmalte em dentes decíduos. Em relação à porfíria eritropoiética congênita, desordem congênita autossômica recessiva, os dentes decíduos e permanentes

se apresentam com um tom púrpuro-avermelhado ou vermelho marrom. Além dessas doenças, o sarampo, a febre escarlata, a catapora e as deficiências nutricionais (vitaminas A, C e D) também estão associadas à descoloração dental (HATTAB, 1999).

2.1.2. Traumas e iatrogenias

Nos casos de necrose pulpar, trauma ou iatrogenia, em que a pigmentação ocorre por processo hemorrágico, há degradação das hemácias associada à decomposição bacteriana, que penetram através dos túbulos dentinários sob a forma altamente pigmentada de sulfeto ferroso (FEINMAN *et al.* 1991).

PAIVA & ANTONIAZZI (1998), relataram que a pigmentação causada por prata gera escurecimento ou tonalidade acinzentada, enquanto a tonalidade acastanhada, relaciona-se com o tecido hemorrágico em decomposição.

2.1.3. Tetraciclina

A tetraciclina é um antibiótico natural de amplo espectro, capaz de produzir alterações na cor dos dentes. Desde 1963, FDA (Food and Drug Administration), tem alertado sobre a prescrição das tetraciclinas durante a formação dos dentes. O período crítico para ingestão desse medicamento para os dentes decíduos varia do 6º mês de vida intra-uterina até o 10º mês de vida, e para os dentes permanentes, do 7º mês de vida até os 7-8 anos (ARENS, 1989)

As moléculas de tetraciclina se degradam deixando o dente marrom (DZIERZAK, 1991).

Um medicamento semi-sintético do grupo das tetraciclinas utilizado para o tratamento de acne severa, a minociclina, é capaz de causar manchamentos nos dentes em adultos em curto período de tempo (PARKINS, 1992).

De acordo com FORTUNA (1996), nas alterações cromáticas por uso de medicação, em especial a tetraciclina, ocorre uma reação química através da quelação do sal da tetraciclina com os íons de cálcio determinando a formação de ortofosfato de tetraciclina. Este produto químico apresenta-se altamente pigmentado variando da coloração amarelo-acastanhada ao castanho-azulado, e

apresenta uma grande resistência ao clareamento, exigindo em alguns casos, complemento restaurador estético.

2.1.4. Fluorose dental

A fluorose é um tipo de hipoplasia do esmalte caracterizada por alteração de cor moderada a severa da superfície do esmalte, atingindo um grupo de dentes na dentição decídua ou permanente. Essa alteração ocorre principalmente, durante a formação e a calcificação do esmalte, ou seja, entre o 4º mês de gestação e os oito anos de idade (FIGUN, 1989). A fluorose dental é dose-dependente e está relacionada à concentração constante de flúor no sangue durante a formação dos dentes e, portanto há maior risco de ocorrência onde a água é fluoretada (TOUATI, 2001). O esmalte com fluorose tem maior quantidade de proteínas e porosidade do que o esmalte normal, decorrente de uma hipomineralização desse tecido (HATTAB, 1999). Essas manchas são arredondadas e localizadas, além de não aparecerem de forma simétrica (CURY, 2001).

2.1.5. Pigmentações extrínsecas

Já as pigmentações extrínsecas, geralmente são adquiridas do meio, após a erupção do dente e estão relacionadas à deposição de substâncias pigmentadas na superfície da estrutura dental. Estas alterações são observadas nos processos de cárie, acúmulo de placa, irregularidades ou rugosidades no esmalte ou restaurações com infiltrações. Hábitos como tabagismo ou ingestão de alimentos com corantes como chá, café ou vinho tinto, podem também acarretar alterações da coloração dental (MONDELLI, 2002).

HATTAB *et al.* (1999), relataram que as pigmentações extrínsecas são mais fáceis de serem removidas do que as intrínsecas no processo de clareamento dental, por estarem situadas em uma porção mais superficial da estrutura dentária; também citaram que as pigmentações dentárias são características de uma etiologia multifuncional, que se manifesta como resultante da interação do complexo físico-químico entre os cromóforos e o tecido dental, e ressaltaram a importância do profissional em atualizar seus conhecimentos no que se refere às

etiologias, apresentações clínicas e às diversas modalidades de pigmentações dentárias.

2.2. Peróxido de hidrogênio (H₂O₂)

É conhecido popularmente como água oxigenada, vem sendo utilizado há mais de 100 anos e permanece como o agente clareador de escolha para a maioria dos casos, tanto em dentes vitalizados quanto desvitalizados (BARATIERI, 2004). É uma substância altamente instável, e quando em contato com a saliva ou estrutura dental, dissocia-se em oxigênio e água, sendo o oxigênio o responsável pela efetivação do clareamento dental (ALBERS, 1991).

HANKS *et al.* (1993) citaram que o clareamento dental só é possível graças à permeabilidade da estrutura dental aos agentes clareadores, que tem capacidade de se difundir livremente através do esmalte e dentina e atuar na parte orgânica destas estruturas promovendo o clareamento. Relataram também que o peróxido de hidrogênio possui uma ação mais efetiva do que o peróxido de carbamida, graças à sua propriedade de desnaturar proteínas e baixo peso molecular aproveita a permeabilidade das estruturas dentais, tornando assim mais rápido o movimento de íons, facilitando então a ação clareadora.

BARATIERI *et al.* (1996), verificaram que a penetração destes agentes através do esmalte e dentina, está relacionada com o baixo peso molecular que apresentam, sendo 34 g/mol para o peróxido de hidrogênio e 64 g/mol no caso do peróxido de carbamida. Descreveram ainda o peróxido de hidrogênio como o agente clareador mais efetivo, sendo um potente agente oxidante, que ao entrar em contato com os tecidos, se degrada em oxigênio livre, que penetra através das estruturas dentais reagindo e liberando as impregnações por ação mecânica de limpeza e por meio de reação química. Os mesmos autores descrevem que na fase inicial do processo de clareamento dental, pode-se observar compostos com anéis benzênicos altamente pigmentados serem convertidos em cadeias abertas que apresentam uma coloração mais clara. Os carbonos que se apresentam com

duplas ligações, são convertidos em ligações mais simples e mais claras quando em contato com o oxigênio livre.

A técnica de clareamento dental caseira, em que são confeccionadas moldeiras para levar o agente clareador em concentrações menores (geralmente peróxido de carbamida a 10%) foi difundida por HAYWOOD e HEYMANN (1992). Com esta técnica, o paciente deve utilizar as moldeiras por pelo menos 4 horas diárias por um período de aproximadamente 15 dias.

Para HAYWOOD (1996), a razão pela qual os dentes clareiam durante o procedimento clareador, varia consideravelmente para cada paciente. Ocasionalmente alguns dentes apresentam áreas que clareiam mais rápido que outras. Esta variação pode ser devido a alterações na formação do esmalte, respondendo diferentemente ao clareamento. Apesar desta variação, uma continuação do tratamento deverá resultar na harmonização da cor. O mesmo autor cita que após o término do tratamento existe uma sutil recaída da cor nos 1^{os} dias. Esta reversão pode ser devido aos dentes retornarem ao equilíbrio na boca, quando o oxigênio se dissipa para fora do dente. Por causa deste fenômeno, bem como do efeito inibitório do oxigênio na força de adesão das resinas compostas deve se esperar de 1 a 2 semanas após o clareamento, para a realização da restauração, a fim de se obter uma adesão satisfatória e uma seleção de cor correta.

BOWLES *et al.* (1997) mostraram que algumas pastas profiláticas são feitas com a proposta de clarear dentes, mas não o clareiam propriamente. Algumas pastas por serem abrasivas, removem as manchas superficiais somente pela ação do abrasivo, enquanto os peróxidos clareiam por meio de reação química.

O peróxido de hidrogênio possui capacidade de formação de radicais livres de oxigênio, contudo informações sobre genotoxicidade e carcinogenicidade são inconclusivas e contraditórias. Os efeitos adversos ou tóxicos dos peróxidos podem ocorrer em casos de aplicações abusivas ou uso impróprio do produto (Li, 1998).

2.3. Clareamento dental e *lasers*

A utilização de fonte de energia *laser* na odontologia tem evoluído muito, desde 1972, ano em que foi reportada por Stern & Sognnaes uma das primeiras publicações sobre a utilização do *laser* em Odontologia, na vaporização do esmalte efetuada pelo *laser* de Rubi. O clareamento dental utilizando luz *laser* começou em 1996 com a aprovação do Ion Lase Technology (ILT) para os *lasers* de argônio associados a agentes químicos.

O *laser* é uma luz que possui características peculiares como monocromaticidade, colimação e coerência, e pode ser utilizado como fonte de calor para catalisar a reação de oxidação com o peróxido de hidrogênio no clareamento dental. A rápida absorção da energia *laser* aquece a solução mais rapidamente do que outras fontes convencionais geradoras de calor (GARBER *et al.* 1991).

- Controle de temperatura

Quando utilizamos uma fonte de calor em um elemento vital vitalizado, o controle de temperatura intrapulpar é muito importante. Já em 1965, ZACH e COHEN reportaram que um aumento de temperatura de 5,6 C° na polpa dental resulta em 15% de necrose da mesma em estudo clássico realizado em dentes de macacos Rhesus, frente a agressão promovida pela aplicação de calor sobre o elemento dental. Esse calor foi aplicado por meio de um soldador elétrico mantido em contato com o esmalte da superfície vestibular dos dentes. Por meio de análise de microscopia de luz, foi observado que para o aumento da temperatura registrado de 2,77° C, decorridos dois dias da aplicação da fonte de calor, podiam ser observadas mínimas alterações no tecido pulpar, sendo tais alterações restritas a camada de odontoblastos localizada próxima à área de aplicação do calor. Quando o aumento de temperatura foi de 5,5° C, embora fossem observadas, para alguns grupos de dentes, respostas inflamatórias de caráter reversível frente ao estímulo térmico, em elementos dentais de menor volume ocorreram necroses do tecido pulpar, sendo esta reação observada desde o início das análises, e aos 91 dias estes tecidos encontravam-se totalmente necrosados.

Em aumento de 11,1° C, embora houvesse reação favorável para alguns dentes, mais da metade das amostras apresentaram quadro de necrose pulpar após os 91 dias. Com aumento de 16,66° C todas as amostras utilizadas apresentaram quadro de necrose pulpar. Baseado neste estudo conclui-se que o elemento dental vitalizado não deve ser submetido à tratamento com altas temperaturas se existe o risco de causar injúrias ou até mesmo a necrose do tecido pulpar.

CHAN *et al.* (1996) mensuraram a temperatura intrapulpar de pré-molares humanos com auxílio de termopares, quando estes foram irradiados pelo *laser* de argônio com potência de 0,6W em modo contínuo por 20 segundos, em diferentes comprimentos de onda. Os resultados mostraram que o aumento de temperatura para ambos os comprimentos de onda foi menor que o limite crítico de 5,6° C para todas as irradiações, quando o tempo de exposição foi menor que 15 segundos.

KURACHI *et al.* (1999) compararam em seu estudo a variação de temperatura provocada pela irradiação do *laser* de argônio e da lâmpada halógena. Cinco pré-molares e cinco molares humanos foram irradiados com potências que variavam de 150 a 500mW nas faces vestibulares, em cavidades de Classe V. A lâmpada halógena utilizava 560W/cm² de intensidade. Observaram que o *laser* podia ser aplicado para iniciar a fotopolimerização de resinas compostas até para a potência de 500mW por 32 segundos, o que produzia o mesmo efeito térmico da lâmpada halógena por 42 segundos.

MACRI (2001), observou em seu estudo a variação da temperatura na câmara pulpar causada pela irradiação do *laser* de diodo 830nm em regime contínuo sobre o esmalte dental. Foi observado que os termopares apresentaram temperaturas diferentes em todos os ensaios: o que estava encostado na dentina registrou as maiores alterações térmicas. Considerando os registros obtidos pelo termopar da dentina, verificou-se que a irradiação com *laser* de diodo 1W por 10 segundos em esmalte pode ser tolerável pela polpa. O autor sugeriu estudos para padronizar o posicionamento do termopar na câmara pulpar.

Por outro lado, o peróxido de hidrogênio a 35% quando não ativado por nenhuma fonte catalisadora é considerado lento e são requeridas várias aplicações para o clareamento ser efetivo (REYTO, 1998).

Quando o agente clareador permite ser ativado por fonte geradora de luz ou calor, torna o processo de clareamento dental em consultório ainda mais rápido e efetivo, segundo WHITE *et al.* (2000) que realizaram estudo sobre a monitoração de temperatura na superfície dental e na polpa de dentes durante o procedimento de clareamento em que se utilizava alguns agentes clareadores e como fontes de ativação o *laser* de diodo, uma luz fotopolimerizadora convencional e uma luz gerada por arco de plasma. De acordo com os resultados, mostraram que as fontes de energia aumentaram a temperatura na superfície da estrutura dental e esse estudo não determinou superioridade em relação a algum agente clareador quando combinado com uma fonte de energia específica.

O clareamento da superfície dental não ocorre por ação isolada do *laser*, mais sim pela associação da fonte de energia a um agente clareador (GARBER *et al.* 1997).

JONES *et al.* (1999), em estudo *in vitro*, avaliaram as alterações na coloração de 40 incisivos superiores humanos através de três técnicas de clareamento dental, sendo elas: *laser* de argônio + peróxido de hidrogênio 35% (simulando a técnica em consultório em sessão única), peróxido de carbamida 10 e 20% sem fonte de energia (simulando a técnica caseira por 14 dias) e grupo controle. Concluíram que as amostras submetidas a ação dos peróxidos de carbamida 10 e 20% demonstraram alguma alteração de cor, sendo que a exposição a base de carbamida a 20% apresentou resultado superior. Os dentes irradiados com o *laser* de argônio sobre o peróxido de hidrogênio a 35% não apresentaram alteração de coloração na primeira aplicação. Houve melhora significativa quando o número de aplicações foi aumentado. Portanto concluem que em alguns casos são necessárias mais aplicações de *laser* para se obter resultados satisfatórios. Sugeriram os mesmos autores que o terço médio da coroa dental parece representar melhor a cor real do dente.

WHITE *et al.* (2000), utilizaram o *laser* de diodo a 2W de potência para tempos variando de 10 a 60 segundos e a 4W por 10 segundos, verificando que houve maior aumento de temperatura e menor tempo de exposição do que a luz convencional para o clareamento dental. O mesmo trabalho constatou que na

teoria, uma maior absorção do agente clareador deveria requerer uma energia menor para proporcionar um mesmo resultado, entretanto, medindo a absorção de agentes clareadores em dentes, não encontraram diferenças na absorção destes agentes como sendo fator em aumento de temperatura. Foi verificado que os *lasers* de alta potência produziram aumentos de temperaturas mais altos em períodos mais curtos de tempo.

BAIK *et al.* (2001) em seu estudo, compararam quatro fontes de ativação para o peróxido de hidrogênio (PAC-arco de plasma, QTH- fonte convencional fotopolimerizadora no modo normal e em alta potência, e *laser* de argônio) e também o fato do agente clareador com corantes ser novo ou velho em relação ao aumento de temperatura. Concluíram que a presença de produto novo, a ativação com calor aumentou significativamente a temperatura deste, enquanto agentes clareadores velhos produziram temperaturas significativamente mais baixas do que com material fresco. O uso de luzes intensas elevam a temperatura do gel clareador e resultam também em aumento de temperatura intrapulpar, que pode influenciar na sensibilidade do paciente e na saúde pulpar, resultantes deste tratamento.

OVERLOOP *et al.* (2002) citaram em seu trabalho clínico o uso do *laser* da Smartbleach, classe IV emitindo no visível (coloração verde) com comprimento de onda de 532nm, e potência de 0,8W a 1,2W nos casos de pigmentações mais severas, e chegaram a um resultado satisfatório mais rápido sem efeitos colaterais presentes.

GASPAR (2003), em estudo *in vitro* utilizou o peróxido de hidrogênio a 35% irradiado pelo *laser* de diodo 808nm a 1,6 W por 30 segundos em modo contínuo por três vezes com intervalo de 1 minuto entre as irradiações, verificando que o *laser* de argônio 488nm com potência fixa de 200mW por 30 segundos por 3 vezes com intervalo de 1 minuto se mostrou mais eficiente quando da utilização de agentes com corantes de coloração avermelhada do que o *laser* de diodo. Além disso, verificou que sob esses parâmetros, o *laser* de argônio se mostrou seguro no aspecto de elevação da temperatura, enquanto o *laser* de diodo ultrapassou o limite tolerado de 5,6° C. O autor sugeriu novas pesquisas do *laser* de diodo em

potência mais baixa para se determinarem parâmetros seguros, que viabilizem sua utilização sem comprometer a eficiência do clareamento dental.

WALSH *et al.* (2003), verificaram o aumento de temperatura em estudo *in vitro* de dentes incisivos humanos utilizando *laser* de diodo (Opus 10 ADT, 808nm) e *laser* de neodímio em frequência dobrada Smartbleach (532nm) no clareamento dental. Resultados mostraram que o *laser* de diodo provocou as maiores mudanças na temperatura intrapulpar com um grande aumento nos primeiros 30 segundos. Já a temperatura de superfície do gel sofreu algum aquecimento (aproximadamente 4° C). O *laser* Smartbleach produziu aumento de temperatura intrapulpar mais gradual e modesto, e foi mais eficiente no aumento de temperatura superficial do gel, mantendo esta temperatura elevada por um período maior. Observaram sem surpresas que aumentos térmicos intrapulpare e de superfície ocorreram em todos os sistemas quando o gel apropriado foi omitido. Concluíram que as propriedades de absorção do gel clareador têm importante influência nos efeitos térmicos superficiais e intrapulpare no clareamento dental a *laser*.

WERNISH (2003), verificou em seu estudo que o aumento de temperatura intrapulpar no clareamento dental é diminuído pelo aumento do coeficiente de absorção do gel. Por outro lado, a liberação do oxigênio é fortemente acelerada no gel de peróxido de hidrogênio. Mostrou o autor que existem, portanto duas reações químicas diferentes que ocorrem durante o processo de clareamento. Sem a irradiação do *laser*, a superfície do esmalte é atingida, expondo os prismas. Em uma rápida liberação de oxigênio, este se difunde até a porção mais profunda do esmalte, oxidando a matéria orgânica que é a causa do escurecimento dental. Para evitar destruição ou mudanças permanentes na superfície dental, é necessário ter um gel clareador com coeficiente de absorção apropriado para o comprimento de onda do *laser* utilizado, para liberar o oxigênio o mais rápido possível e ao mesmo tempo manter baixa a temperatura dental.

Uma nova maneira de ativação externa para o peróxido de hidrogênio, é o sistema de LEDs azuis . Os LEDs comerciais, projetados para a região visível, são usualmente baseados num material semiconductor composto de gálio-arsênio-

fósforo. Ajustando-se a proporção entre o fósforo e o arsênio, a largura da lacuna e, portanto o comprimento de onda da luz emitida pode assumir o valor que se julgar apropriado. É necessário ter uma junção $p-n$ que deve ser fortemente dopada e polarizada no sentido direto (RESNICK, 1999).

A operação básica de um LED consiste em uma pequena tensão aplicada entre seus terminais fazendo com que uma pequena corrente flua através da junção. O diodo é formado por duas regiões de material semicondutor dopado com impurezas do tipo P e N para conferirem ao mesmo as características elétricas desejadas. Assim a região P é caracterizada por ter menos elétrons livres que átomos, o que implica em lacunas onde há espaço para os elétrons na estrutura cristalina. A região N é caracterizada por apresentar mais elétrons livres do que as lacunas. Desta forma a aplicação de uma tensão positiva na região P e uma negativa na região N faz com que os elétrons e as lacunas fluam na direção da junção das duas regiões onde ocorre o processo de recombinação. Desta forma a energia é liberada na forma de fóton, emitido pelo próprio material semicondutor. Os LEDs que produzirão radiação visível são de GaAsP. Para um LED se tornar um *laser*, é necessário que as extremidades de um cristal apropriado de junção $p-n$ sejam polidas de modo que uma fatia do cristal, através do plano de junção sirva como tal, tornando então um *laser* de diodo. Ambos são diodos semicondutores que são modulados diretamente pela variação da corrente de entrada. O custo dos *lasers* de diodo é muito maior que o dos LEDs, por ser de maior complexidade de produção e pelas características de acoplamento ópticas mais críticas (FURUKAWA, 1999).

O agente clareador que interage melhor com a luz azul do LED deve se aproximar da tonalidade vermelha. O peróxido misturado com a base iniciadora, converterá a luz do aparelho em energia aceleradora do processo de clareamento (LIZARELLI *et al.* 2002).

2.4. Possíveis efeitos adversos do clareamento dental

O principal e mais comum efeito colateral do clareamento em dentes com vitalidade é a sensibilidade dental, porém também podem existir efeitos sobre os tecidos moles, textura superficial e composição química do esmalte e dentina, microdureza (resistência), efeitos sobre os materiais restauradores, reabsorção externa em dentes não vitais, que também devem ser levados em consideração no clareamento dental (BARATIERI, 2004).

-Sensibilidade pós- operatória

Um aspecto relevante quando se trata de clareamento dental, é a sensibilidade pós-operatória. Este sintoma pode ocorrer devido ao aumento de temperatura na polpa dental, como já foi relatado, porém, outro fator que pode contribuir para a sensibilidade pós-operatória apresentada por alguns indivíduos no clareamento dental, de acordo com NATHOO (1997), pode estar associada com o baixo peso molecular do peróxido de hidrogênio e do peróxido de carbamida, em que os componentes destes agentes transitam facilmente através do esmalte e dentina pelos túbulos dentinários podendo atingir o tecido pulpar e causar uma pulpite reversível (BOWLES, 1987; COOPER 1992).

Reversível pelo fato de promover sensibilidade durante o período transclareamento, tanto nas técnicas realizadas no consultório, como na técnica caseira. A sensibilidade dental é transitória e cessa gradualmente com o término do clareamento dental. As variações de espessura do esmalte e dentina parecem que também influenciam na quantidade de peróxido que penetra na câmara pulpar, ocasionando ou não a sensibilidade. Todo paciente candidato ao clareamento (dentes vitais) deve ser advertido sobre a possibilidade de ocorrer sensibilidade no período do clareamento. (BARATIERI, 2004).

O flúor e o nitrato de potássio são usados como dessensibilizantes durante o clareamento dental. Apesar de possuírem a mesma função, essas duas substâncias atuam de forma diferente: o flúor oclui os túbulos dentinários impedindo a chagada de fluídos na polpa (GAFFAR,1998), enquanto o nitrato de

potássio possui um efeito anestésico ou analgésico sobre as fibras nervosas, não permitindo que elas se repolarizem após a despolarização inicial advinda da dor (MARKOWITZ, 1992).

O laser terapêutico de baixa potência também vem sendo bastante utilizado para essa função devido a suas funções não térmicas de biomodulação tecidual, efeito analgésico e antiinflamatório (KARU, 1987).

-Efeitos do H₂O₂ sobre tecidos moles

A irritação gengival é considerada o segundo efeito mais comum no clareamento dental. Na técnica em consultório, ela ocorre quando a proteção do tecido gengival não é bem executada. Como se trata de uma substância cáustica aos tecidos moles, todos os cuidados são necessários no momento do isolamento absoluto, a fim de evitar o escoamento do produto sobre a gengiva e tecidos adjacentes. Esse contato pode produzir ardência e irritação, e desaparece após alguns minutos (BARATIERI, 2004).

-Efeitos dos agentes clareadores sobre esmalte e dentina

Inúmeros trabalhos científicos com microscopia eletrônica de varredura (MEV), têm demonstrado a presença de alterações na textura superficial do esmalte como erosões, porosidades e depressões.(BEM-AMAR 1995; BITTER 1992; BITTER *et al.* 1998; BITTER 1993; JOSEY 1996; POTOCHNIK *et al.* 2000; SHANNON 1993; SMIDT 1998; TAMES *et al.* 1998; ZALKIND 1996). Entretanto outros pesquisadores não verificaram alterações na superfície do esmalte (DUSCHNER 1993; HAYWOOD *et al.* 1990; HAYWOOD 1991, LEONARD *et al.* 2001, LOPES 2001, MURCHINSON *et al.* 1992, WHITE 2002).

Quanto a microdureza do esmalte, existe também bastante controvérsia, enquanto alguns trabalhos mostram que não existe nenhuma alteração na microdureza (COHEN 2000, ERNST *et al.* 1996, PINHEIRO 1996, RODRIGUES 2001, SMIDT 1998) outros demonstram alterações significativas (BASTING *et al.*

2001, LEE *et al.* 1995, LOPES *et al.* 2001, MURCHINSON *et al.* 2002, NATHOO *et al.* 1994, POTOČNIK *et al.* 2000, SEGHI *et al.* 1992).

Em geral são estudos *in vitro*, que não poderiam ser extrapolados para a situação clínica (WANDERA, 1994), pois esses não somam os resultados da ação de remineralização que pode ocorrer na estrutura dental exposta a saliva humana (DEMARCO, 2002).

Os efeitos sobre a rugosidade de compósitos restauradores são mínimos e sem relevância estatística, visto que a maioria dos agentes clareadores possui pH próximo do neutro, poucas alterações podem ser observadas sobre a rugosidade da resina (LANGSTEN, 2002). Já em relação ao amálgama, ROTSTEIN *et al.* (1997) pesquisaram a ação dos peróxidos de carbamida e hidrogênio a 10% sobre os níveis de mercúrio, prata, estanho e cobre dessas restaurações, verificando aumento significativo nos componentes metálicos do amálgama após a ação dos agentes clareadores. Os autores não indicaram a presença desses componentes na saliva ou sua absorção pelos tecidos orais. Assim a relação causa e efeito entre a utilização desses agentes e a toxicidade do amálgama ainda é desconhecida e requer mais investigações *in vivo* (BARATIERI, 2004).

2.5. Avaliação da coloração dos dentes

A avaliação de coloração de dentes envolvendo a observação visual humana para o registro, é considerada incerta desde 1970 em estudo realizado por CULPEPPER, que revelou que esta pode sofrer influências do ambiente, idade, fadiga ocular, deficiência na distinção de cores pela variante no número de bastonetes e cones contidos no interior do globo ocular.

HOWARD *et al.* (1996),¹ utilizaram em seu trabalho para a avaliação da alteração de coloração um aparelho espectrofotômetro Minolta CR221 Chroma Meter, que inicialmente foi concebido para avaliar a alteração de coloração em tecidos pela indústria têxtil, e recentemente foi programado para auxiliar nas pesquisas no que se refere à avaliação da coloração dos elementos dentais bem como de materiais estéticos. Este equipamento utiliza o sistema CIE-Lab, que

calcula os parâmetros da cor no espaço de três eixos de cor: L* que mede o fator de coloração (brilho) de 0 (preto) à 100(branco), a* que representa a saturação do eixo vermelho/verde e b* que delinea a cor no eixo amarelo/azul.

DONALD *et al.* (1998) em seu estudo, compararam um método objetivo de avaliação de coloração de dentes usando um espectrofotômetro e análise visual humana. Vinte dentes extraídos foram avaliados no primeiro dia e novamente no décimo quarto dia. Usando um método cego, cinco avaliadores humanos tentaram comparar com uma escala de cores da marca Vita^R. Foram utilizados os mesmos dentes anteriores nas mesmas condições no primeiro e no décimo quarto dia. Foram comparados os resultados da avaliação humana de coloração entre os avaliadores e então entre eles mesmos repetindo várias vezes. Finalmente a habilidade dos avaliadores humanos para comparar a coloração dos dentes foi confrontada com os resultados obtidos com o espectrofotômetro. Durante o período experimental, consenso entre os avaliadores oscilou de 20 a 60%. Os resultados confirmaram, portanto que a avaliação humana de coloração de dentes é incerta e que o espectrofotômetro pode prover um método mais previsível e preciso para a avaliação da coloração de dentes *in vitro*.

AMAECCHI *et al.* (2002), demonstraram a habilidade do aparelho espectrofotômetro ShadeEye-Ex Dental Chroma Meter em detectar e monitorar quantitativamente a mudança na intensidade de coloração da mancha dental após a aplicação de um agente clareador. Também detectou a mudança não significativa na intensidade da pigmentação observada no grupo controle sendo, portanto um excelente medidor para a verificação quantitativa da mudança gradual em sombras de dentes descoloridos pelo processo de clareamento dental.

MARTI *et al.* (2003), compararam a efetividade de duas técnicas de clareamento dental utilizando um espectrofotômetro, sendo elas: peróxido de carbamida a 35% ativado por laser de diodo 810nm 4W desfocado e peróxido de hidrogênio a 5,3% em adesivos para clareamento sem laser. Verificaram que o grupo laser provou ser uma técnica mais eficaz para obtenção de uma cor mais natural do que o grupo adesivo. Os parâmetros CIE-Lab acessados com o espectrofotômetro sugeriram que esta cor é menos "calcária" e mais translúcida.

2.6 Sistema HSB de cor

Existem diversos modelos para se quantificar cor. Dentre os mais utilizados hoje, temos o sistema CMYK (*cyan, magenta, yellow, black*), bastante utilizado para discutir cores impressas; o RGB (*red, green, blue*) que é bastante utilizado para descrição de cores em displays como monitores e telas de televisão; e o HSB (*hue, saturation, brightness*), se assemelha muito ao RGB, ambos dividem a mesma caixa de diálogo.

No sistema HSB, utilizado pelo espectrofotômetro Shade Eye (Shofu), os valores de *Hue* (H) são medidos em degraus angulares através do cone (Figura I) começando e terminando no vermelho (0 à 360), é a cor propriamente dita.

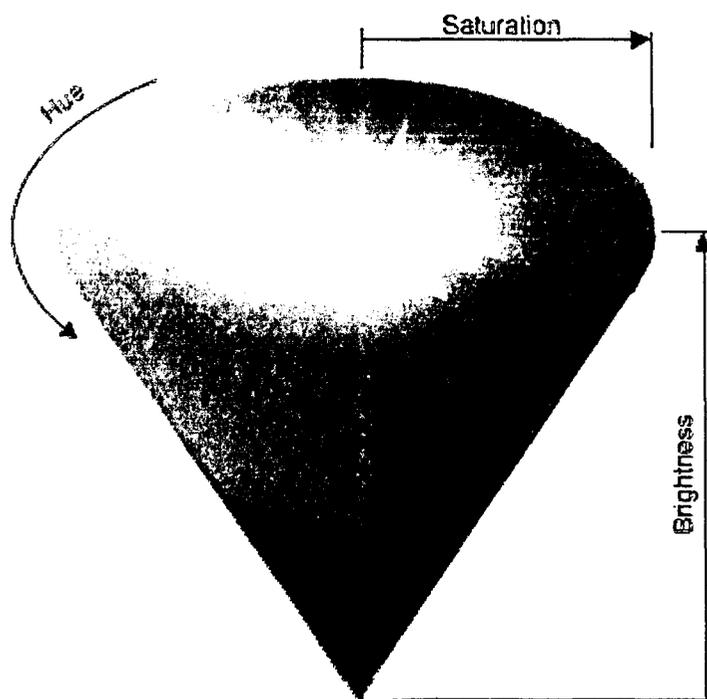


Figura I: <http://www.cecs.csulb.edu>

Os valores de Saturation (S) ou saturação da cor são a pureza dessa, e é medida em porcentagem do centro do cone (0) à superfície do mesmo (100).

Os valores de Brightness (B) ou brilho, são medidos em porcentagem de preto (0) à branco (100). Esse valor também é conhecido como luminância.

3. PROPOSIÇÃO

Este estudo teve como objetivo comparar a efetividade do clareamento dental utilizando o peróxido de hidrogênio a 38% (Opalescence Xtra Boost-Ultradent. Inc) quando ativado pelo *laser* de diodo (808nm), pelo sistema de LED azul (470nm) e sem ativação, bem como verificar a elevação de temperatura intrapulpar com essas fontes de luz.

4. MATERIAL E MÉTODO

4.1 Controle do aumento de temperatura intrapulpar no processo de clareamento.

4.1.1. Preparo das amostras

Foram utilizados 10 incisivos inferiores humanos extraídos, provenientes do Banco de Dentes Humanos da Faculdade de Odontologia da Universidade de São Paulo (Parecer no 159/03 Protocolo 164/03 do comitê de ética da FOU SP). Foram escolhidos incisivos inferiores com o objetivo de se avaliar o aumento de temperatura em dentes que apresentam um menor volume e por este motivo sofrem maior grau de injúria na polpa quando submetidos a altas temperaturas. As amostras foram submetidas a abertura coronária pela face lingual, com alta rotação (MSL 350 Dabi Atlante) e ponta diamantada esférica (número 1014), seguindo os padrões endodônticos preconizados para cirurgia de acesso. Essa abertura foi realizada para introduzir e posicionar a ponta do termopar dentro da câmara pulpar em contato com a parede axial da mesma. A espessura de esmalte e dentina de cada amostra foi documentada com auxílio de um espessímetro (Fig. 1).

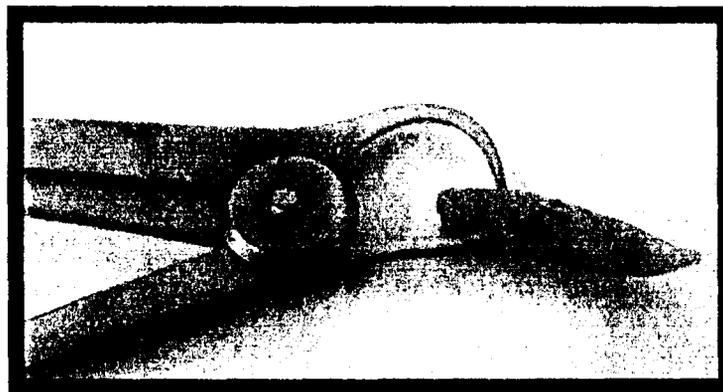


Fig. 1: Documentação da espessura das amostras

4.1.2. Confeção de suporte, banho térmico e termopar

Foi confeccionado um suporte de acrílico com 10 furos para a adaptação das amostras, de modo que as raízes das mesmas ficaram submersas em banho térmico a 37°C e a porção coronária exposta à atmosfera, simulando a situação real na cavidade bucal (Fig.2).

O aumento da temperatura foi medido pelo aparelho termopar tipo k, Modelo 120-202AJ, Fenwall Elletroni, Milford, MA encontrado no Centro de Lasers e Aplicações (CLA) do IPEN/SP, no momento da irradiação da luz, que foi fixado com auxílio de fita adesiva isolante. Foi utilizada uma pasta térmica colorida artificialmente (rosa choque) no interior da câmara pulpar para melhor simular a coloração da polpa de um elemento vitalizado (Fig.3).

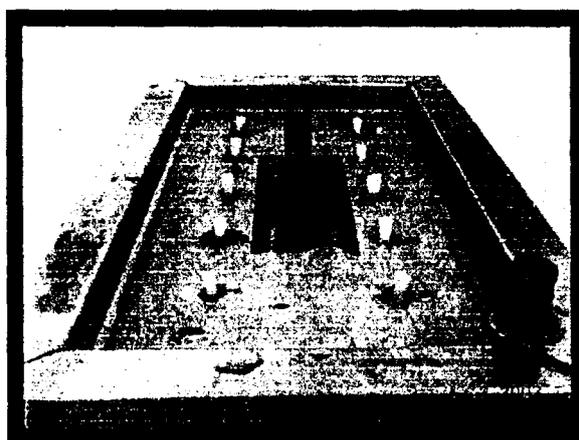


Fig. 2: Amostras posicionadas em banho térmico a 37° C.

4.1.3. Preparo da pasta térmica colorida

Para confecção da pasta térmica colorida foram misturadas:

- 2g de pasta térmica Implastek- Votorantim-SP.
- 80 mg de rodamina 6G (pó)- Eastman Kodak= NY USA.
- 4 gotas de álcool etanol PA. Merck KGA, Germany .

As quantidades foram pesadas em balança analítica localizada no IPEN.

Foram medidas através do termopar a temperatura da pasta térmica branca e colorida quando fotoativadas pelo *laser* de diodo e pelo LED nos parâmetros utilizados nessa pesquisa.

Fig 3: Pasta térmica colorida



4.1.4. Agente clareador

O agente clareador utilizado foi o peróxido de hidrogênio a 38% Opalescence Xtra Boost - Ultradent Products, Inc USA, (Fig.4) que de acordo com informações do fabricante, a ativação com luz é opcional. Esse agente possui pH 7.0 e pode permanecer em contato com o elemento dental por até 60 minutos, sendo 4 aplicações de 15 minutos por sessão. Por possuir coloração avermelhada interage bem tanto com o comprimento de onda azul do LED ($470\text{nm} \pm 25$), quanto do infravermelho próximo do *laser* de diodo ($808\text{nm} \pm 5$) que possuem afinidade por pigmentos escuros e avermelhados. Após suas duas seringas estarem misturadas conforme recomendações do fabricante, o gel clareador foi aplicado sobre a superfície vestibular com espessura de aproximadamente 1 mm dos dentes enumerados e irradiados em seguida dentro dos padrões de utilização de cada aparelho. Foi também aferida nesse experimento a temperatura ambiente através do próprio termopar.

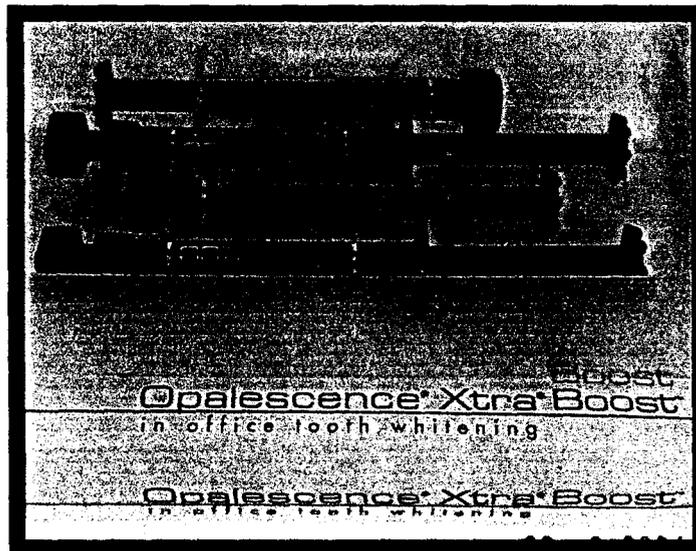


Fig. 4: Agente clareador Opalescence Xtra Boost (Ultradent. Inc).

4.1.5. Fontes de luz e parâmetros utilizados para a ativação do peróxido de hidrogênio a 38% no processo de clareamento:

Grupo I: Laser de diodo –ZAP lasers, LLC Softlase G2 Surgical Diode Laser System Mode G-2002B, que é um laser de alta potência classe IV, de arseneto de gálio alumínio (GaAlAs). Seu comprimento de onda é de $808\text{nm} \pm 5$, com potência de 1,4W aferida por um “power meter” (Nova Ophir Optronics Ltda, Fig.5), por 30 segundos em modo contínuo. O diâmetro da fibra é de 300 micrometros. A intensidade calculada foi de $44,5 \text{ W/cm}^2$. Este equipamento encontra-se no Laboratório Especial de Laser em Odontologia (LELO) da Faculdade de Odontologia da Universidade de São Paulo (FOUSP). Após o gel clareador (Opalescence Xtra Boost) ter sido misturado e colocado em posição, as irradiações foram realizadas a 10 mm da amostra com a peça de mão em

movimentos de varredura verticais (10 segundos), horizontais (10 segundos), e circulares (10 segundos), totalizando os 30 segundos.

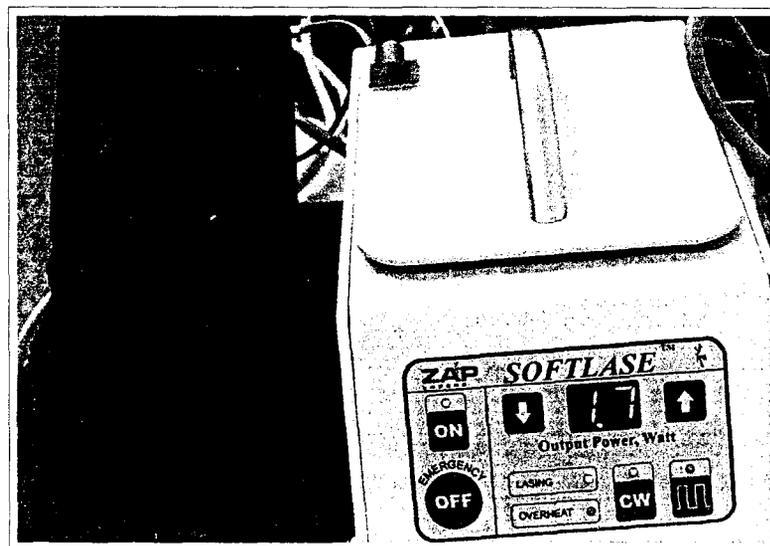
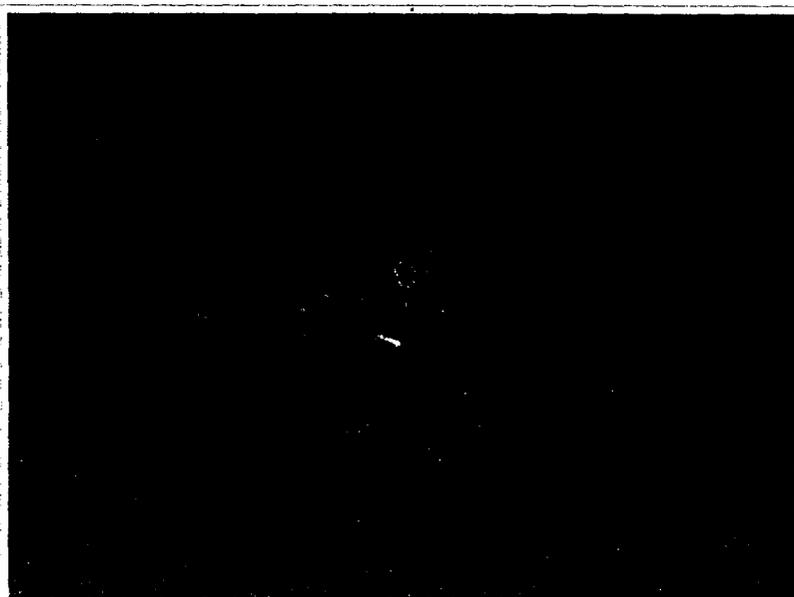


Fig. 5: Laser de diodo (ZAP lasers) e "power meter".

Grupo II: Sistema de LED (Bright Lec MM Optics Equipamentos Opticos Ltda) localizado no Laboratório Especial de Laser em Odontologia (LELO) da Faculdade de Odontologia da Universidade de São Paulo (FOUSP). Este equipamento possui como meio ativo 1 LED (InGaN) azul, com potência de 380mW, aferidos por um "power meter" (Nova Ophir Optronics Ltda). Seu comprimento de onda é de $470\text{nm}\pm 25$. Foi utilizada a ponteira de acrílico para clareamento em um único elemento dental do equipamento (colimada), com distância de 5mm da amostra dental, por 60 segundos. A intensidade calculada foi de $0,12\text{W}/\text{cm}^2$. Após o gel clareador (Opalescence Xtra Boost) ter sido misturado e colocado sobre a amostra, foi realizada a fotoativação contínua por 60 segundos, sem movimentar a ponteira (Fig.5).

Ambos os equipamentos foram doados para realização de pesquisas ao Laboratório Especial de Laser em Odontologia (LELO) pelas empresas MmOpticts, e ZAP lasers.

Fig. 5: Ativação com LED (BrightLEC MmOptics).



2. Avaliação da coloração das amostras- Espectrofotômetro.

4.2.1. Preparo das amostras:

Foram selecionadas 45 amostras de dentes incisivos bovinos em boas condições para o experimento. Foi realizada profilaxia com ultrassom e jato de bicarbonato de sódio (Profident- Dabi Atlante, Brasil) para remoção de qualquer detrito e de manchas superficiais das amostras. Todos os ápices foram cortados com baixa rotação (MSL350 Dabi Atlante, Brasil) e disco de carborundum. Os restos de tecido pulpar foram removidos com auxílio a mesma baixa rotação (Dabi Atlante), brocas de Peeso e líquido de Dakin. Os ápices foram então selados com sistema adesivo e resina composta (Z100, 3M^R). A raízes foram pintadas com esmalte de unha transparente (Impala^R) para a futura pigmentação não ocorrer pela raiz e sim apenas pela coroa, extrinsecamente. Estas foram numeradas aleatoriamente e divididas em 3 grupos de 15 amostras cada um. As amostras permaneceram sempre

hidratadas em soro fisiológico. Para avaliarmos a cor das amostras foi utilizado um espectrofotômetro.

4.2.2. Registros de coloração

Foi utilizado nesse experimento o espectrofotômetro portátil Shade Eye ExDPU-201GS Dental Chroma Meter, Shofu (Kyoto, Japan) para os registros de coloração das amostras. (Fig.7)

Fig. 7: Espectrofotômetro
Shade Eye.



-1º Registro (antes da pigmentação).

Para a medição, as amostras foram secas apenas com papel absorvente, a fim de não ressecá-las totalmente, o que alteraria o resultado da pesquisa. As tomadas de cor foram realizadas sempre na porção mais central da coroa clínica, com auxílio de um posicionador que permitiu que as medições fossem realizadas sempre no mesmo local. Para cada uma das 45 amostras, foram realizadas de 3 a 5 medidas para confirmarmos o resultado obtido. Após o 1º registro realizado, os dentes foram pigmentados artificialmente em uma suspensão pigmentante.

Fig. 8:
Grupo 1 *Laser*.

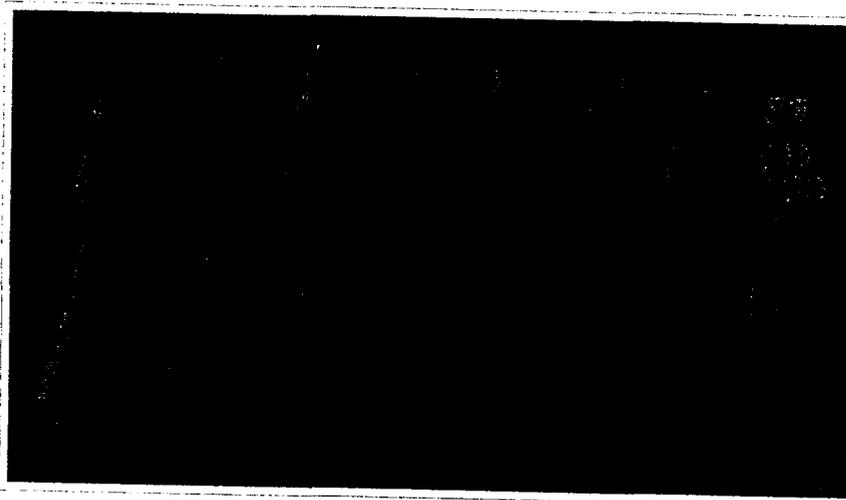


Fig. 9:
Grupo 2 LED

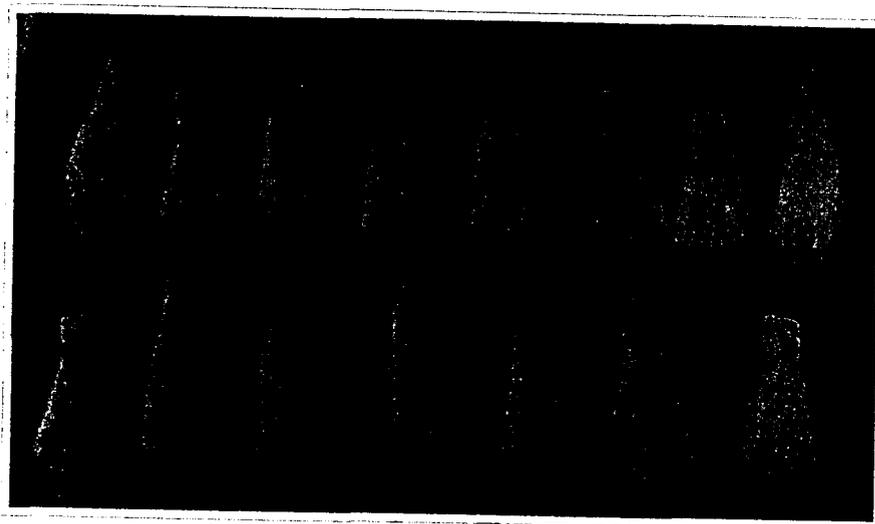
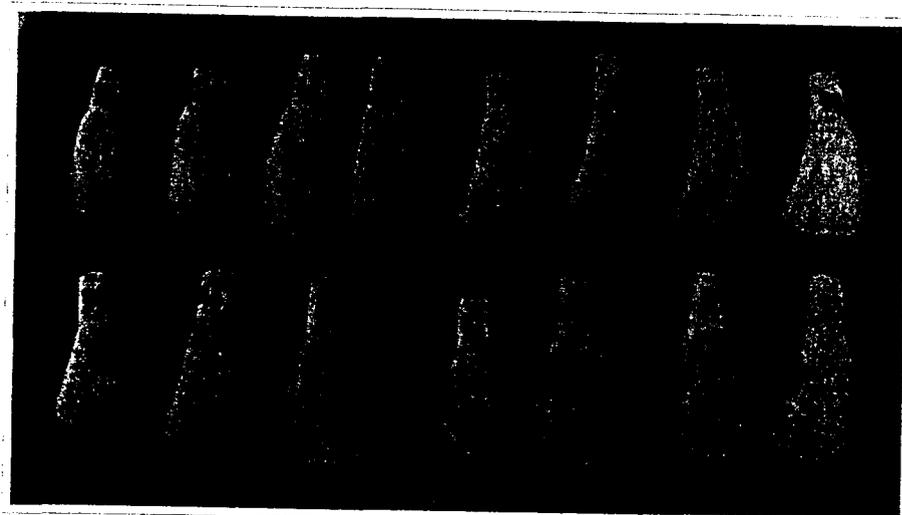


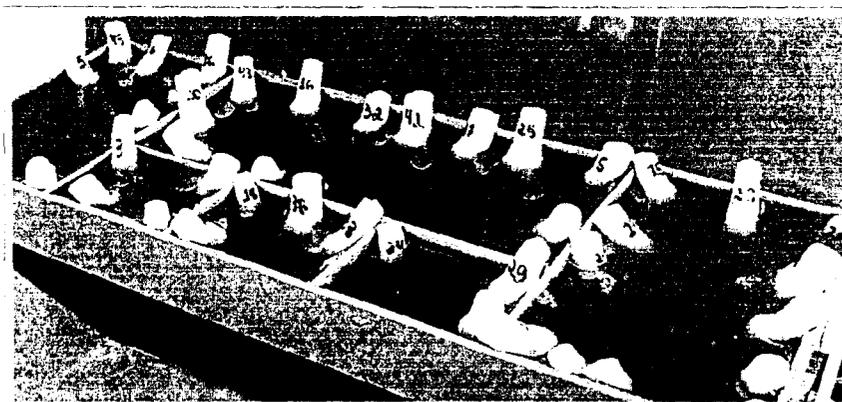
Fig. 10:
Grupo 3 Controle



4.3. Técnica e preparo da substância pigmentante

Foi elaborada uma mistura pigmentante para escurecimento das amostras, composta de substâncias encontradas no dia a dia, baseada nos trabalhos de WHITE *et al.* 2000 e GIOIA 2003 : 1) 150 ml de chá preto; 2) 150 ml de café; 3) 150 ml de vinho tinto seco. As amostras foram colocadas em um recipiente contendo a solução pigmentante e permaneceram armazenadas por 3 dias (Fig.11). Particularmente nesse estudo, esse tempo foi suficiente para promover uma pigmentação severa nas amostras. Foi então utilizado o mesmo jato de bicarbonato (Profident, Dabi Atlante) para remoção da camada superficial formada nas amostras, bem como manchas superficiais. Foi então realizado novo registro de cor com auxílio do mesmo espectrofotômetro -**Registro 2 (pós-escurecimento)**).

Fig. 11: Pimentação das amostras.



4.4. Processo de clareamento das amostras

4.4.1. Grupo A- Opalescence Xtra Boost ativado pelo laser de diodo:

Cada amostra foi seca apenas com papel absorvente, e então o gel clareador foi misturado e posicionado com espessura de aproximadamente 1mm na porção vestibular da coroa bovina. Foi aguardado 1 minuto para o gel se difundir pelos túbulos dentinários e então, seguindo os parâmetros do Grupo I descrito acima no controle de temperatura, foi realizada a irradiação com laser de diodo (ZAP lasers): 1,4W de potência, por 30 segundos , a 10mm da amostra

(Fig.12) com movimentação da ponteira em movimentos de varredura verticais (10seg), horizontais (10 seg) e circulares (10 seg). Foi aguardado 8 minutos e 30 segundos para a reação química se completar. O gel foi então removido com forte jato de água. Esse processo foi repetido duas vezes por amostra, totalizando um tempo de 20 minutos de permanência do gel sobre a amostra.



Fig. 12: Grupo 1 ativado pelo *laser* de diodo.

4.4.2. Grupo B- Opalescence Xtra Boost ativado pelo sistema LED: Após a amostra estar seca com papel absorvente, o gel clareador foi misturado e posicionado com espessura de aproximadamente 1mm na porção vestibular da coroa bovina. Foi aguardado 1 minuto para o gel se difundir pelo túbulos dentinários e então, seguindo os mesmos parâmetros descritos acima no Grupo II no controle de temperatura, foi realizada a ativação com o LED (BrightLEC, MM Optics) por 60 segundos, a 5mm da amostra sem movimentar a ponteira (Fig.13). Foram aguardados 8 minutos, para a reação química se completar (LIZARELLI *et al.*2001). O gel foi então removido com forte jato de água. Esse processo foi

repetido duas vezes por amostra, totalizando 20 minutos de permanência do gel sobre a amostra.

Fig.13: Grupo 2 ativado pelo LED



4.4.3. Grupo C ou controle- Opalescence Xtra Boost sem fotoativação: Após a amostra estar seca com papel absorvente, o gel clareador foi misturado e posicionado com espessura de aproximadamente 1mm na porção vestibular da coroa bovina. O gel permaneceu por 10 minutos sem nenhum tipo de ativação (Fig.13). Foi feita sua remoção com forte jato de água. O processo foi repetido 2 vezes por amostra, totalizando 20 minutos de permanência do gel sobre a amostra.

Nos três grupos pesquisados, o gel permaneceu sob exatamente o mesmo tempo em cada amostra (20 minutos), para verificar se o tipo de ativação teria alguma influência na ação desse agente clareador.



Fig. 13: Grupo 3 sem ativação.

Após o clareamento realizado foi realizado o 3º registro de coloração:

Registro 3 (pós clareamento).

5. RESULTADOS

5.1. Temperatura (TERMOPAR tipo k)

A temperatura ambiente no dia do experimento foi aferida a 30 ° C.

O banho térmico teve sua temperatura ajustada em 37 ° C.

A espessura das amostras foi documentada com auxílio de um espessímetro, e encontra-se na tabela abaixo.

Amostras	Espessura (mm)
1	2,4
2	1,7
3	1,7
4	2,1
5	2,3
6	2,2
7	1,8
8	2,7
9	1,6
10	1,4

Tabela 1: Espessura das amostras.

A temperatura das pastas térmicas branca e rosa foram mensuradas quando ativadas com o laser e com o LED nos parâmetros já descritos. Os resultados encontram-se na tabela abaixo:

PASTAS TÉRMICAS	TEMPERATURA INICIAL	ATIVAÇÃO COM LASER	ATIVAÇÃO COM LED
BRANCA	30 ° C	32 ° C	30 ° C
ROSA CHOQUE	30 ° C	45 ° C	39 ° C

Tabela 2: Temperatura da pasta térmica.

A temperatura do gel clareador Opalescence Xtra Boost também foi aferida quando ativada pelos dois tipos de luzes nos mesmos parâmetros, e os resultados encontram-se na tabela abaixo:

Opalescence Xtra Boost	LED	LASER
Temperatura inicial	32 ° C	32 ° C
Temperatura final	39 ° C	36 ° C

Tabela 3: Temperatura do gel clareador

A temperatura intrapulpar foi aferida pelos dois modos de ativação LED e *laser*.

Abaixo se encontra um gráfico de temperatura intrapulpar ativada pelo LED por 60 segundos:

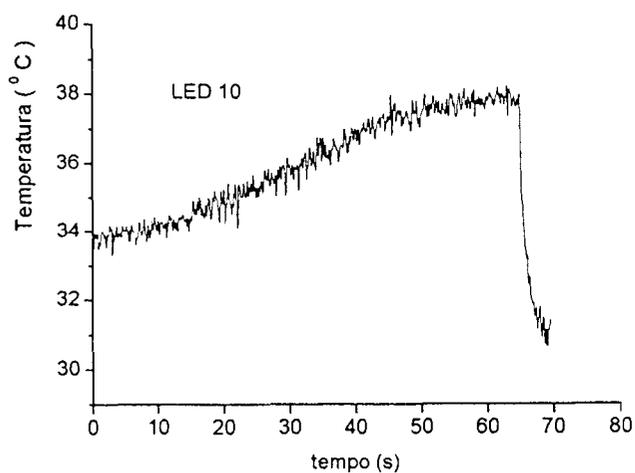


Gráfico 1: Temperatura intrapulpar ativada pelo LED.

A temperatura inicial de 34° C após a ativação chegou a 38,2° C com variação de 4,2° C.

Abaixo se encontra um gráfico de temperatura intrapulpar ativada pelo *laser* de diodo por 30 segundos:

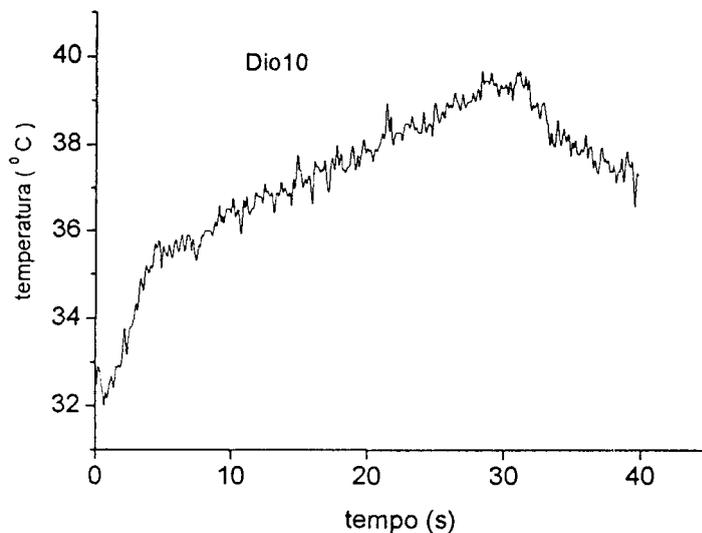


Gráfico 2: Temperatura intrapulpar ativada pelo laser de diodo.

A temperatura inicial de 33° C após a ativação chegou à 39,5° C, com variação de 6,5° C.

Os gráficos de temperatura intrapulpar das 10 amostras pareadas encontram-se em anexo.

5.2. Análise de cor

As 45 amostras de dentes bovinos divididas em 3 grupos (*laser*, LED, e controle) foram mensuradas através do espectrofotômetro portátil ShadeEye, que fornece resultados através da escala de cor VITA^R, que foi dividida em 16 postos (1 a 16, sendo 1 o mais claro e 16 o mais escuro da escala) nos 3 momentos do estudo: antes da pigmentação, pós-pigmentação e pós-clareamento. Os resultados encontram-se no seguinte gráfico 3 e TABELA 4:

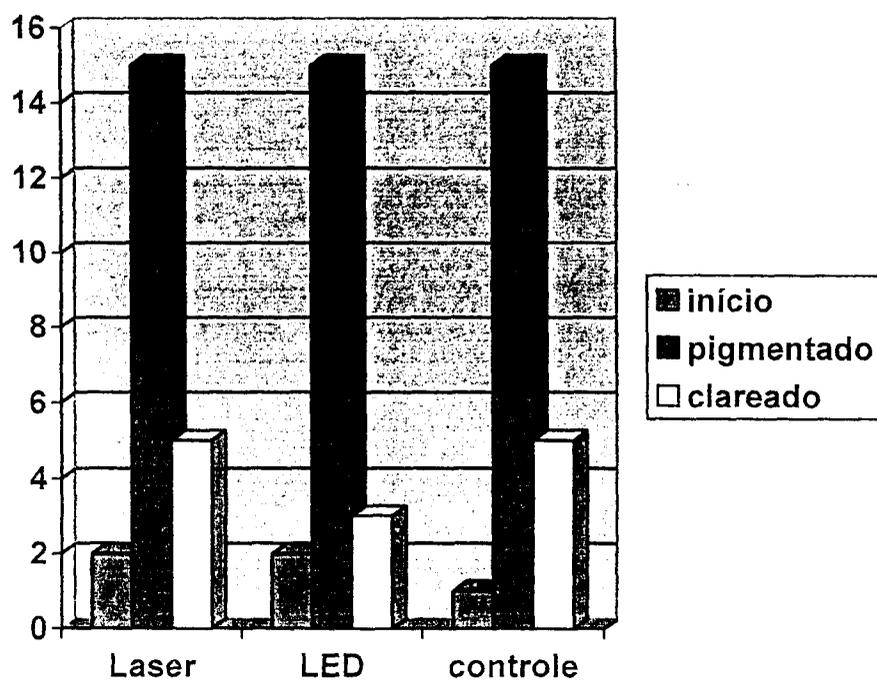


Gráfico 3: Relação de LUMINOSIDADE dos 3 grupos e momentos do estudo.

A seguir, na TABELA 4, encontram-se os resultados das 45 amostras nos 3 momentos do estudo

	amostras	ANTES	Pig.	Clareado
LASER	1	A2	A3,5	A2
	2	B1	A3,5	B1
	3	B1	B3	A1
	4	A1	A3	A1
	5	A1	A4	A2
	6	B2	A4	A2
	7	A1	A4	A2
	8	A1	B4	A2
	9	B1	A3	A2
	10	A2	A3,3	A2
	11	B1	A4	A1
	12	A1	A4	A3
	13	A2	A4	A2
	14	A1	A4	A2
	15	A1	A4	A1
LED	16	A1	A4	A1
	17	A1	A3	A1
	18	A1	A4	A2
	19	A1	A4	A2
	20	A1	A4	A2
	21	B2	A4	A2
	22	A1	A4	A3
	23	B1	A4	A1
	24	A1	A4	A2
	25	B1	A2	A1
	26	A1	A4	A1
	27	A1	A4	A1
	28	B1	A4	B2
	29	B1	A4	B1
	30	A1	A4	A2
controle	31	A1	A4	A2
	32	B1	A4	A2
	33	B3	A3,5	A2
	34	B1	A4	A2
	35	- B1	A4	A2
	36	B1	A4	A1
	37	B1	A4	B1
	38	A2	A4	A2
	39	B1	A4	A2
	40	A1	A4	A2
	41	B1	A4	A2
	42	B1	A3,5	B1
	43	A2	A4	A1
	44	B2	A3,5	A2
	45	A1	A4	A2

6. ANÁLISE ESTATÍSTICA

Para a variável “temperatura intrapulpar”, inicialmente verificou-se a homogeneidade das variâncias pelo teste de Levene, e a normalidade da distribuição pelo teste de Kolmogorov-Smirnov. Como as amostras eram relacionadas, utilizou-se o teste t de Student para amostras pareadas para verificar se existiam diferenças entre os grupos LASER e LED. Nos casos em que as variâncias não eram homogêneas e/ou a distribuição não era normal, empregou-se o teste não paramétrico de Wilcoxon (SIEGEL 1975).

Foi calculado o coeficiente de correlação de Pearson para as variáveis temperatura inicial x espessura e temperatura final x espessura, para verificar se a espessura das amostras teria influência na temperatura intrapulpar (BERQUÓ, 1981).

Também foi utilizado o teste exato de Fisher, para testar uma possível associação entre grupo (*laser* ou LED) e a frequência de amostras com variação de temperatura maior que 5,6°C.

Na análise de cor, de acordo com a escala VITA^R mensurada pelo espectrofotômetro (ShadeEye), o parâmetro que foi levado em consideração, foi a **luminosidade** da cor. Para isso foram atribuídos valores numéricos para essa variável, ordinalmente, de 1 a 16, conforme a tabela 5 abaixo.

TABELA 5: Luminosidade da escala VITA^R

Luminosidade																
Escala Vita	B1	A1	B2	D2	A2	C1	C2	D4	A3	D3	B3	A3,5	B4	C3	A4	C4
Valor numérico	1	2	3	4	5	6	7	8	9	10	11	12	13	14	15	16

MAIS CLARO

MAIS ESCURO

Foram obtidos os valores medianos de luminosidade, para os grupos LASER, LED e CONTROLE. Devido à natureza ordinal da variável, os três grupos foram comparados entre si por meio do teste não paramétrico de Kruskal-Wallis.

Foi utilizado também o teste não paramétrico de Friedman para verificar se existiram mudanças na luminosidade, dentro de cada grupo, ao longo dos três momentos do estudo. As diferenças entre cada momento do estudo, dois a dois, foram verificadas pelo teste de Dunn. Os dados coletados foram registrados em um banco de dados elaborado em programa Excel (versão 7.0). A análise estatística foi realizada em SPSS para Windows (versão 5.2). Foi utilizado um nível de significância α de 5% em todos os testes estatísticos.

6.1. Temperatura

Tabela 6 – Média, mediana, desvio padrão e comparação dos grupos LASER e LED, com relação as variáveis temperatura inicial, temperatura final e variação de temperatura.

Variável	Grupos	Nº de amostras	Média °C	Mediana °C	DP °C	p
Temperatura inicial	DIODO	10	33,21	33,00	0,66	0,981 (teste t pareado)
	LED	10	33,20	33,50	0,71	
Temperatura final	DIODO	10	38,20	38,45	0,99	0,012* (teste t pareado)
	LED	10	37,22	37,25	0,64	
Variação de temperatura	DIODO	10	4,99	5,02	1,24	0,083 (Wilcoxon)
	LED	10	4,03	4,05	0,64	

* diferença significativa ao nível α de 5%

De acordo com a tabela 6, podemos observar que houve diferença significativa entre os dois grupos apenas com relação à temperatura final ($p=0,012$). A variação de temperatura foi maior no grupo *laser* do que no LED, mas a diferença entre os grupos não foi estatisticamente significativa.

Não houve correlação significativa entre espessura e temperatura inicial ($\rho = 0,075$, $p = 0,75$) bem como entre espessura e temperatura final ($\rho = - 0,223$, $p = 0,33$).

A variação de temperatura foi maior do que $5,6^{\circ}\text{C}$ em quatro amostras do grupo *laser*, porém nenhuma amostra do grupo LED ultrapassou esse valor. Foi empregado o teste exato de Fisher para verificar se havia associação significativa entre os dois grupos e a frequência de amostras com variação de temperatura maior que $5,6^{\circ}\text{C}$ (tabela 2).

Tabela 7 – Distribuição das amostras de acordo com o grupo e ocorrência de variação térmica maior que $5,6^{\circ}\text{C}$.

	Variação maior que $5,6^{\circ}\text{C}$			p (Fisher)	
	Não	Sim	Total		
Grupo	Diodo	6	4	10	0,087
	LED	10	-	10	
	Total	16	4	20	

Embora a frequência de amostras com variação de temperatura maior que $5,6^{\circ}\text{C}$ tenha sido maior no grupo LASER, a associação não foi estatisticamente significativa.

Assim pudemos constatar que nesses parâmetros utilizados o grupo LED se mostrou mais seguro quanto à elevação de temperatura intrapulpar que o grupo LASER nesse estudo.

6.2. Luminosidade

Tabela 8 – Comparação entre os grupos *laser*, LED e controle com relação à LUMINOSIDADE, no início do estudo, após pigmentação e após clareamento.

Variável	Grupo	Nº de amostras	Mediana	p (Kruskall-Wallis)
Luminosidade (início)	<i>Laser</i>	15	2	0,575
	LED	15	2	
	CONTROLE	15	1	
Luminosidade (pigmentado)	<i>Laser</i>	15	15	0,134
	LED	15	15	
	CONTROLE	15	15	
Luminosidade (clareado)	<i>Laser</i>	15	5	0,637
	LED	15	3	
	CONTROLE	15	5	

De acordo com a tabela acima, podemos observar que em nenhum momento do estudo houve diferença significativa entre os 3 grupos quanto aos valores medianos de luminosidade.

Tabela 9 – Comparação entre os momentos inicial (1), após pigmentação (2) e após clareamento (3), nos grupos LASER, LED e CONTROLE, para a variável LUMINOSIDADE.

Grupo	Momento	Nº de amostras	Mediana	p (Friedman)
Laser	Inicial	15	2	< 0,001*
	Após pigmentação	15	15	
	Após clareamento	15	5	
LED	Inicial	15	2	< 0,001*
	Após pigmentação	15	15	
	Após Clareamento	15	3	
Controle	Inicial	15	1	< 0,001*
	Após pigmentação	15	15	
	Após clareamento	15	5	

* diferença significativa ao nível α de 5%

De acordo com o teste de Friedman, houve diferença significativa entre os três momentos do estudo no grupo LASER ($p < 0,001$), LED ($p < 0,001^*$) e CONTROLE ($p < 0,001$). Para apontar onde estavam as diferenças, foi empregado o teste de Dunn.

De acordo com o teste de Dunn, no grupo LASER, houve diferença significativa na luminosidade entre os momentos 1 e 2 ($p=0,001$), entre os momentos 2 e 3 ($p=0,001$) e entre 1 e 3 ($p=0,007$). No grupo LED, houve

diferença significativa na luminosidade entre os momentos 1 e 2 ($p=0,001$), entre os momentos 2 e 3 ($p=0,001$) e entre 1 e 3 ($p=0,004$).

No grupo CONTROLE, também houve diferença significativa na luminosidade entre os momentos 1 e 2 ($p=0,001$), e entre os momentos 2 e 3 ($p=0,001$). Não houve diferença entre o início e após o clareamento.

Assim pudemos verificar que tanto o processo de pigmentação quanto o clareamento foram bastante efetivos nos 3 grupos estudados, sem diferenças estatisticamente significantes entre eles.

7. DISCUSSÃO

Os resultados de nosso estudo mostraram que o poder do clareamento dental está na capacidade de oxidação do oxigênio livre liberado da molécula de H_2O_2 , e não na fonte de luz ou calor que ativa essa substância. O uso de luzes ou qualquer forma de calor para acelerar o processo químico de clareamento dental em dentes vitais já foi relatado pela literatura desde 1937 por AMES e muitos outros autores verificaram posteriormente, que essa técnica poderia acelerar o processo oxidação no clareamento dental (PAIVA *et al.* 1998, REYTO 1998, WHITE *et al.* 2000, LIZARELLI *et al.* 2002, GIOIA 2003, GASPAR 2003). Vale ressaltar que nenhum tipo de luz, *laser* ou calor é capaz de clarear dentes. Estas são em alguns casos, capazes de acelerar a reação de oxi-redução do peróxido de hidrogênio, que é por sua vez o agente clareador primário e principal responsável pelo mecanismo de luminescer dentes vitais ou não vitais.

A avanço na área de clareamento dental deu-se também nos agentes químicos, que são por sua vez os principais responsáveis pela efetiva ação clareadora. No caso do agente clareador peróxido de hidrogênio a 38% Opalescence Xtra Boost (Ultradent. Inc) utilizado em nosso estudo, apesar de o LED ter mostrado resultados superiores que os grupos *laser* e controle, nenhuma das ativações utilizadas mostrou-se estatisticamente significante favorecedora do processo clareador.

A luz *laser* chegou com muita força na Odontologia, e no clareamento dental, desde 1996, com a aprovação do Ion Lase Technology para os *lasers* de argônio associados a agentes químicos. Junto com essa nova tecnologia, vinha o marketing nos consultórios odontológicos. Para o público leigo, muitas vezes o *laser* tem um significado de milagre e solução de todos os problemas. A demanda de pacientes que hoje chegam nos consultórios particulares e questionam se o clareamento é ou não a *laser* é impressionante.

Hoje nós sabemos que existem fontes de luzes como LED, arco de plasma, fotopolimerizadores convencionais, entre outras, que possuem capacidade de

excitar a molécula de H_2O_2 tão bem quanto uma fonte de luz *laser*. Visto que um elemento dental vitalizado não deve sofrer variação de temperatura maior que $5,6^\circ C$, e que o clareamento dental utilizando *laser* ou outras formas de luz ou calor pode ser agressivo ao complexo dentino-pulpar, foi inevitável o controle de temperatura intrapulpar nesse estudo.

É importante que o gel clareador utilizado tenha um coeficiente de absorção apropriado para o comprimento de onda utilizado (WERNISH 2003), para assim liberar o oxigênio mais rápido e ao mesmo tempo manter baixa a temperatura intrapulpar. Características como coerência e colimação não são essenciais para o sucesso do procedimento de clareamento dental, porém a monocromaticidade é um fator interessante para a ativação de um gel no clareamento dental, visto que, se o agente clareador possuir características que o torne absorvedor de algum comprimento de onda, haverá uma interação entre a luz e o agente, e assim, esse poderá ser estimulado a realizar sua função mais rapidamente. Os resultados desse estudo mostraram que a luz emitida LED aqueceu mais o agente clareador que a luz do *laser* sem elevar tanto a temperatura intrapulpar. Isso talvez seja pelo fato do comprimento de onda do LED possuir melhor interação com as características desse agente clareador, porém não foram realizadas análises estatísticas para a temperatura do gel clareador para verificar a significância dessa variável.

Quando tratamos de elementos dentais com vitalidade, não podemos esquecer que a polpa dental possui coloração vermelho-escura. Optou-se nesse estudo por pigmentar a pasta térmica branca e torná-la então com uma coloração mais escura, que poderia ser absorvedora dos comprimentos de onda utilizados. Os resultados mostraram mudanças na temperatura da pasta térmica rosa choque em relação à branca, fato que foi levado em consideração visto que a polpa dental se apresenta com coloração vermelha escura, poderia sofrer absorção de luzes com comprimentos de onda na faixa do azul e infravermelho próximo do espectro eletromagnético elevando ainda mais sua temperatura. Assim a pasta rosa choque foi considerada mais adequada para simular as características reais de um elemento dental vitalizado do que a pasta branca convencional.

No quesito segurança confirmou-se também nesse estudo, que o LED foi mais confiável que o *laser* de diodo, visto que em nenhuma medida ultrapassou o limite de temperatura intrapulpar crítico de 5,6 °C preconizado por ZACH & COHEN (1965). O *laser* de diodo deve ser utilizado com cautela no clareamento dental, visto que possui capacidade de aumentar a temperatura intrapulpar rapidamente. Os trabalhos de WHITE *et al.* 2000, GASPAR, 2003 também verificaram aumentos significativos na temperatura intrapulpar com esse *laser*. Serão necessários novos estudos com *laser* de diodo no clareamento dental com potência mais baixa para obtenção da segurança na elevação de temperatura intrapulpar no procedimento clareador.

É comum, hoje diversos fabricantes chamarem de clareamento a *laser*, o LED associado ao *laser* terapêutico, sendo que esse último teria função de evitar ou reduzir a sensibilidade dentinária e não aquecer ou reagir com o gel clareador e acelerar o processo. O consumidor muitas vezes nem sabe a função de um e de outro, e faz seu marketing dizendo possuir o "*laser* de clareamento", quando na verdade possui o *laser* terapêutico de baixa potência. O LED não pode ser chamado de *laser*, visto não possuir as características de coerência e colimação, que são peculiares da fonte de luz *laser*.

O pH do agente clareador é um fator importante, tanto para sua eficácia quanto para a sensibilidade pós-operatória do procedimento em dentes vitalizados, o pH deve ser próximo do neutro para então reduzir a sensibilidade pós-clareamento. O gel utilizado nesse estudo, de acordo com informações do fabricante possui um pH=7.0, ou seja, neutro.

O esmalte dental é branco, translúcido e reveste a dentina, que possui coloração mais escura. Assim a cor inerente ao dente pode variar dependendo da espessura e da translucidez do esmalte e da cor da dentina. Dentes mais jovens apresentam um esmalte mais opaco, que mascara a cor da dentina, caracterizando uma dentição mais clara. Com a idade, o esmalte torna-se mais translúcido, revelando a cor da dentina, e conseqüentemente os dentes tornam-se mais escuros. (AHMAD 2000). Porém a cor total de um dente é a combinação dessa cor de origem e dos possíveis manchamentos existentes. (VISCIO *et al.*

2000). Esse estudo confirmou que a utilização de substâncias cromógenas alterou significativamente a cor e luminosidade dos dentes.

Os dentes bovinos já foram utilizados em outros estudos (URABE *et al.* 2000, SCHMALZ *et al.* 2001, LIU *et al.* 2002, GIOIA 2003), apresentam características semelhantes de radiopacidade aos humanos, possuindo também condições de permeabilidade, permitindo a difusão dos agentes clareadores (HANKS *et al.*, 1993).

A profilaxia é preconizada por diversos autores para que sempre seja realizada inicialmente em qualquer tipo de tratamento clareador (BARATIERI 2004, PAPATHANASIOU *et al.* 2002), e nessa pesquisa confirmou a importância da mesma, que com jato de bicarbonato de sódio removeu boa parte das pigmentações superficiais encontradas na superfície das amostras, mostrando-se o mesmo, sozinho removedor de manchas superficiais.

Foi utilizado nesse experimento o espectrofotômetro portátil ShadeEye ExDPU-201GS Dental Chroma Meter, Shofu (Kyoto, Japan) para os registros de coloração das amostras. Quanto a avaliação de cor dos dentes, esse equipamento mostrou-se nesse estudo indiscutivelmente eficiente, prático e rápido, condizendo assim com as observações favoráveis de AMAECCHI *et al.* 2002 e GASPAR, 2003. Os resultados são obtidos a partir do sistema HSB de cor e transformados em valores da escala de cor VITA^R. A avaliação visual humana é considerada incerta desde 1970 (CULPEPPER), e foi confrontada em alguns estudos com os espectrofotômetros, mostrando este maior precisão, e por tirar a subjetividade, torna o estudo muito mais concreto. O uso de um posicionador para que as tomadas de cor fossem realizadas sempre na mesma posição foi imprescindível nesse estudo, pois de acordo com HAYWOOD (1996), alguns dentes apresentam áreas que clareiam mais rápido que outras, devido à diferença de espessura nas diferentes regiões. Assim, as medidas foram realizadas sempre no centro da coroa clínica.

Na clínica odontológica, o prognóstico do clareamento dental será diferente para cada caso. Assim, é de suma importância avaliar o porquê do escurecimento daquele dente. É imprescindível conhecer se o elemento é ou não vitalizado, os

hábitos de higienização do paciente, hábitos alimentares, fumo, tonalidade do elemento, idade do paciente, tipo de manchamento e até grau de paciência do indivíduo que será submetido ao clareamento dental. Só assim pode-se dar o prognóstico do caso, que varia muito de pessoa para pessoa (HAYWOOD, 1989).

A técnica caseira é ainda muito utilizada, em que o paciente utiliza uma moldeira e o gel clareador, geralmente peróxido de carbamida a 16% por 4 horas diárias por aproximadamente 20 dias. A principal desvantagem dessa técnica, é que o resultado é obtido lentamente, e a paciência e colaboração do indivíduo são essenciais para o sucesso.

Assim com a técnica realizada em consultório, utilizando um gel mais concentrado e potente, o resultado muitas vezes é obtido já na primeira sessão. Para um resultado ainda mais efetivo e duradouro, a associação da técnica em consultório e da caseira é a mais indicada. Dentre outros motivos o clareamento rápido em consultório é uma boa opção para obtenção do resultado clareador em período de tempo muito mais curto. A aplicação de flúor e polimento após o clareamento dental de dentes vitalizados são também fatores importantes para obtenção do sucesso da técnica. Para utilização dessa técnica o operador deve possuir certa habilidade e conhecimento, visto que o agente pode causar danos aos tecidos moles, e a polpa dental pode ser sensibilizada tanto pelo agente clareador quanto pelo calor excessivo.

Hoje o cirurgião-dentista clínico brasileiro passa por dificuldades de ordem financeira. Isso se deve a alguns motivos, tais como, excessivo número de faculdades de Odontologia no país, que torna o mercado de trabalho extremamente competitivo; crise financeira generalizada, em que a visita ao dentista é sempre prorrogada pelo baixo poder aquisitivo da população, que muitas vezes não tem condições de ter o tratamento adequado e de bom nível; pelo excesso de convênios odontológicos, que tomaram conta de grande parte da população assalariada, e pagam quantias irrisórias ao cirurgião-dentista, que muitas vezes, executa seu trabalho sem vontade e com má qualidade, por ser assim tão mal remunerado. E ainda, as novas tecnologias que chegam ao mercado diariamente, e se o cirurgião-dentista não está sempre atualizado com o

que há de mais novo e moderno, é considerado muitas vezes ultrapassado por sua clientela. Com a imensa demanda de novos produtos e equipamentos, cabe a nós, pesquisadores verificar se realmente vale investir num novo equipamento ou produto, e se esses são realmente eficazes, ou se são puramente “marketing” e assim divulgar essa informação tanto aos próprios cirurgiões-dentistas que irão usufruir a tecnologia quanto ao público leigo, para assim evitar mal entendidos.

8. CONCLUSÕES

1) O agente clareador peróxido de hidrogênio a 38% Opalescence Xtra Boost mostrou-se nesse estudo eficaz na redução da pigmentação extrínseca, com grande capacidade de luminescer dentes bovinos escurecidos artificialmente.

2) A ativação com *laser* de diodo e LED não influenciaram significativamente na efetividade da ação clareadora dessa substância química.

3) Dentre as duas fontes de ativação estudadas nessa pesquisa, o LED mostrou-se mais seguro quanto à elevação de temperatura intrapulpar que o *laser* de diodo nos parâmetros utilizados.

9. REFERÊNCIAS BIBLIOGRÁFICAS

- 1 AHMAD, I. Three-dimensional shade analysis: perspectives of color- Part II. *Pract Periodontics Aesthet Dent*, Ramsey, v.12, n.6, p. 557-564, Aug. 2000.
- 2 ALBERS, H.F. Lightening natural teeth. *ADEPT Report*, Santa Rosa v.2, n.1 p.1-24, Winter, 1991.
- 3 AMES, J.W. Removing Stains from mottled enamel. *J Am Dent Assoc*; v.94 p.1674-1677, 1937.
- 4 AMAECCHI, B.T.,HIGHAM S.M. Development of a quantitative method to monitor the effect of a tooth whitening agent. *J Clin Dent*, 13(3):100-3, 2002.
- 5 ARENS, D. The role of bleaching in esthetic. *Dent Clin North Am*, New York v.33, n.2, p.319-336, Apr. 1989.
- 6 AUN, C.E; MOURA, A.A.M. Clareamento dental. In: PAIVA J.G; ANTONIAZZI J.H. Endodontia: bases para a prática clínica. 2 ed. São Paulo: artes Médicas, 1988, p. 759-777.
- 7 BAIK,J.K; RUEGGERBERG, F.A., LIEWHER F.R. Effect of light-enhanced bleaching on in vitro surface and intrapulpal temperature rise. *J. Esthet Restor Dent*, 13(6):370-8, 2001.
- 8 BARATIERI,L.N., MONTEIRO Jr.,ANDRADA M.A.C.,VIEIRAL.C.C Clareamento Dental. *Chicago Quintessense*,1993,173.
- 9 BARATIERI,L.N., RITTER A.V.,MONTEIRO Jr.S. Clareamento dental ao alcance de todos. *Revista da APCD São Paulo* pág 131-159, 1996.
- 10 BARATIERI, L.N. Caderno de Dentística. Clareamento Dental. Livraria Editora Santos. Ltda. 2004.
- 11 BASTING R.T; RODRIGUES Jr. A.L; SERRA M.C. The effect of 10% carbamide peroxide bleaching material on microhardness of sound and demineralized enamel and dentin in situ. *Oper Dent*. Seattle, v.26, n.6, p.531-539 Nov/Dec. 2001.
- 12 BEM-AMAR, A. Effect of mounthguard bleaching on enamel surface. *Am J Dent* , San Antonio, v.8, n.1, p. 29-32, Feb. 1995.

- 13 BERQUÓ E.S, Souza JMP, Gotlieb SLD. Bioestatística. São Paulo: EPU, 1981. 350p.
- 14 BITTER, N.C. A scanning electron microscope study of the effect of bleaching agents on enamel: a preliminary study. *J Prosthet Dent* , St. Louis, v.67, n.6, p.852-855, Jun 1992.
- 15 BITTER N. C. A scanning electron microscope study of the long term effect of bleaching agents on the enamel surface in vivo. *Gen Dent*, Chicago, v.46, n.1, p.84-88, Jan/Feb. 1998.
- 16 BITTER N.C, SANDERS, J.L. the effect of four bleaching agents on the enamel surface: a scanning electron microscopic study. *Quintessence Int*, Berlin, v.24, v.11, p.817-824, Nov. 1993.
- 17 BOWLES, W.H; UGWUNERI, Z. Pulp chamber penetration by hidrogen peroxide following vital bleaching procedures. *J Endod* , Baltimore , v.13, n.8. p.375-377, Aug. 1987.
- 18 CHAN, A; PUNNIA-MORTHY, A. The rise in intrapulpal temperatures: blueline VS blue-green multilines Argon lasers. *5th Congress of the International Society for Lasers in Dentistry. Jerusalem, Israel 5-9 may 1996.*
- 19 COHEN, S.P; BURNS R.C. Caminhos da polpa. 7 ed. Rio de janeiro: Guanabara Koogan, 2000, 756p.
- 20 COOPER, J.S; BOKMEYER, J.B; BOWLES W. Penetration of the pulp chamber by carbamide peroxide bleaching agents. *J Endod* . Baltimore, v.18, n.7, p.315-317, Jul. 1992.
- 21 CULPEPPER ,W.D.A Comparative study of shade matching procedure. *Prosthete Dent* 1970, 24;166-73.
- 22 CURY J. A. Uso do flúor e controle da cárie como doença. In : BARATIERI L.N. et al. *Dentística Restauradora: fundamentos e possibilidades.* São Paulo. Ed. Santos, cap. 2, p. 33-68, 2001.
- 23 DEMARCO, F.F; JUSTINO L.M; TAMES D.R; In situ and in vitro effects of bleaching of carbamide peroxide on human enamel. *J Dent Rest*, San Diego v.81, p. A308, Mar. 2002.
- 24 DONALD, J. H; JANET, B.;LAMAR, M. H. Sphere spectrophotometer versus human evaluation of tooth shade. *J Endod*, v.24, n.12; 786-90, Dec 1998.

- 25 DUSCHNER, H.A. Effects of peroxide tooth bleaching on enamel and dentin ultrastructure. *J Dent Res*. Alexandria, v.179,n.4,p.432,Apr. 2000.
- 26 DZIERZAK, J. Factors wich cause tooth color changes...protocol for in office "power" bleaching. *Pratc Periodontics Aesthet Dent*, New York, v.3,n.2,p.15-20 Mar. 1991.
- 27 ERNST C.P; MARROQUIN, B.B; WILLERSHAUSEN-ZONNCHEN, B.W.effects of hydrogen peroxide containing bleaching agents on the morphology of human enamel. *Quintessence Int*, Berlin, v.27, n.1, p.53-56, Jan 1996.
- 28 FEINMAN, R. A. Reviewing vital bleaching and chemical alterations *Am Dent Assoc*, v.122, n2, p.55-56, Feb. 1991.
- 29 FIGÚN, M.E; GARINO R.R. Anatomia odontológica funcional e aplicada. São Paulo, Panamericana, 1989, 658p.
- 30 FORTUNA, C. R. Clareamento de dentes vitais com gel de peróxido de carbamida a 10% com carbopol e a possível alteração na força de adesão por cisalhamento de resinas compostas fotopolimerizáveis aplicadas ao esmalte clareado. São Paulo 1996, Tese de Mestrado da Faculdade de Odontologia de São Paulo.
- 31 FRANK A. L. 1982. Branqueamento de dentes polpados e despolpados. Caminhos da polpa. São Paulo. Guanabara Koogan, 1982 p.541-547.
- 32 FURUKAWA, E. Cabeação estruturada óptica. Livros Técnicos e científicos Editora S.A, 1997.
- 33 GAFFAR, A. Treating hipersensivity with fluoride vernishes. *Compend Contin Educ Dent*, Jamesburg, v.19, n.11, p. 1088-1090, Nov. 1998.
- 34 GARBER D.A., GOLDSTEIN R.E.,GOLDSTEIN G.E.,SCHWARTZ C.G. Dentist monitored bleaching: a combined approach. *Pract Periodontics Aesthet Dent*,3(2):22-6, 1991 Mar.
- 35 GARBER, D.A. Dentist monitored bleaching: a discussion of combination and laser bleaching. *J. Am. Dent. Assoc*; v.128, p.26S-30S, Apr 1997.
- 36 GASPAR, A.J. Avaliação do efeito de corantes especiais e peróxido de hidrogênio irradiados por laser de Argônio e laser de Diodo no clareamento dental *in vitro*. Dissertação apresentada à Faculdade de

Odontologia da Universidade de São Paulo para obtenção do título de Mestre Profissional na área de Lasers em Odontologia. 2003.

- 37 GIOIA T. Avaliação de seis procedimentos utilizados para o clareamento de dentes vitais: Estudo in vitro em dentes bovinos. Dissertação apresentada à Faculdade de Odontologia da Universidade de São Paulo para obtenção do título de Doutor na área de Dentística. São Paulo 2003.
- 38 HANKS, C. T.; FAT, J. C.; WATAHA, J.C; CORCORAN, J. F. Cytotoxicity in dentin permeability of carbamide peroxide and hydrogen peroxide vital bleaching materials in vitro. *J Dent Res*, v.72, n.5, p.931-938, May 1993.
- 39 HAYWOOD, V.B. Nightguard vital bleaching: effects on enamel and surface texture and diffusion. *Quintessence Int*, Berlin, v.21, n.10, p.801-804. Oct. 1990.
- 40 HAYWOOD V.B; HEYMANN, H O. Nightguard vital bleaching: how safe is it? *Quintessence Int*. Berlin, v. 22, p. 515-523, 1991.
- 41 HAYWOOD V.B. History, safety, and effectiveness of current bleaching techniques and applications of nightguard vital bleaching technique. *Quintessence Int*, 23(7):471-88, 1992 Jul.
- 42 HAYWOOD V.B. Achieving, maintaining and recovering successful tooth bleaching. *J. Esthet Dent*. V.8, n.1, p31-38, 1996.
- 43 HATTAB, F.N; QUDEIMAT, M.A; AL- RIMAWI, H.S. dental discoloration: an overview. *J Esthet Dent*. Hamilton, v.11, n.6, p.291-310, Nov/Dec 1999.
- 44 HOWARD, F; WILLIAM, H. B. Effect of pH on Hydrogen Peroxide bleaching agents. *J Esthet Dent*, v.7, n.3:130-33, Jun 1996
- 45 JONES, A H; DIAZ-ARNOLD, A M; VARGAS, M; COBB, S. Colorimetric assessment of laser and home bleaching techniques. *J Esthet Dent*, v.11, n.2, p.87-94, 1999.
- 46 KURACHI, C; EDUARDO, C. P; MAGALHÃES, N. S; BAGNATO, W. S. Human teeth exposed to argon laser irradiation: Determination of power-time-temperature working conditions *J Clin Laser Med Surg*, v.17, n.6, p.255-59, 1999.

- 47 JOSEY, A.L. The effect of vital bleaching technique on enamel surface morphology and the bonding of composite on enamel. *J Oral Rehabil*, Oxford, v.23, n.4, p. 244-250, Apr 1996.
- 48 KARU, T. Photobiology of low-power effects. *Health Phys*, v.56,p.691-704, 1989.
- 49 LANGSTEN, R.E. Higher concentration carbamide peroxide effects on surface roughness of composites. *J Esthet Restor Dent*, Hamilton, v.14, n.2, p. 92-96, 2002.
- 50 LEE, C. Q. Effect of bleaching on microhardness, morphology and color enamel. *Gen Dent*, Chicago, v.26, n.4., p.158-162 Mar/Apr 1995.
- 51 LEONARD Jr, R.H. Nightguard vital bleaching and its effects on enamel surface morphology. *J Esthet Restor Dent*. Hamilton, v.13, n.2, p. 132-139 Mar/Apr 2001.
- 52 LI, Y. Toxicological considerations of tooth bleaching using peroxide containing agents. *J Am Dent Assoc* v 128, p 315-365, Apr, 1997.
- 53 LIU, J; HATTORI, M; HASEGAWA, K; YOSHINARI,M; KAWADA, E; ODA,Y. Effect of tubule orientation and dentin location on the microtensile strength of bovine root dentin. *Dent Mater*, J, Tokyo, v.21, n.2, p.73-82. 2002.
- 54 LIZARELLI R.F.Z., MORIYAMA L.T., BAGNATO S.V. A non vital tooth bleaching technique with laser and LED. *J Oral Laser Applications* 2:45-47.2002.
- 55 LOPES G.C. Effect of bleaching agents on the hardness and morphology of the enamel. *J Esthet Restor Dent*, Hamilton, v.13, n.6, p.132-139 Nov/Dec 2001.
- 56 MARKOWITZ K. biological properties of eugenol and zinc- oxide-eugenol: a clinic oriented review. *Oral Surg Oral Med Oral Pathol* , v.73, n.6, p. 729, 737, Jun. 1992.
- 57 MARTI, P; MARTINELLI, F; MARCHIORI, L; MASON, P.N. Spectrophotometric assessment of laser assisted bleaching. 2nd Congress of the European Society for Oral Laser Applications. ESOLA May 15-18, 2003 Florence, Italy.
- 58 MONDELLI, R. F. L. Clareamento de dentes polpados técnicas e equipamentos. Ver **Biodonto**; v.1, n.1jan/fev 2003.

- 59 MURCHINSON, D.F; CHARLTON, D.G; MOORE B.K. Carbamide peroxide bleaching: effects on enamel surface hardness and bonding. *Oper Dent*; Seattle, v.17, p. 181-185, 1992.
- 60 NATHOO, S.A; CHMIELEWSKI, M.B; KIRKUP, R.E. Effects of colgate platinum toothwhitening system on microhardness of enamel, dentin, and composite resins. *Compend Contin Educ Dent*, Jamesburg, n.17, p. 627-630, 1994.
- 61 PAIVA J. G.; ANTONIAZZI, J. H. Endodontia: bases para a prática clínica. 2ª edição São Paulo: Artes Médicas. 886p, 1998.
- 62 PAPATHANASIOU, A; KASTALI, S; PERRY, R.D; KUGEL, G. Clinical evaluation of a 35% hydrogen peroxide in-office whitening system. *Compend Contin Educ Dent*, Jamesburg, v.22, n.4, p.289-298, Apr 2001.
- 63 PARKINS, F.M; FURNISH, G; BERSTEIN, M. Minocycline use discolors teeth. *J Am Dent Assoc*. Chicago, v.123, n.10, p. 87-89, Oct. 1992.
- 64 PINHEIRO, Jr, C. E. In vitro actions of various carbamide peroxide gel bleaching agents on the microhardness of human enamel. *Braz Dent J*, Ribeirão Preto, v.7, n.2, p.75-79, 1996.
- 65 POTOČNIK, I; KOSEC, L; GASPERSIC, D. Effect of 10% carbamide peroxide bleaching gel on enamel microhardness, microstructure, and mineral content. *J Endod*, Baltimore, v.26, n.4, p. 203-206, Apr. 2000.
- 66 RESNICK, H.W. Fundamentos de física. Óptica e Física Moderna 4ª edição. Ed. Livros Técnicos e Científicos Editora S.A.
- 67 REYTO, R. Laser tooth whitening. *Dent Clin North Am*; 42(4):755-62,xi,Oct, 1998.
- 68 RODRIGUES, J.A. Effects of 10% carbamide peroxide bleaching material on enamel microhardness. *Am J Dent*, San Antonio, v.14, n.2, p.67-71, Apr. 2001.
- 69 ROTSTEIN, I; MOR, C; ARWAZ, JR. Changes in surface levels of mercury, silver, tin, and copper of dental amalgam treated with carbamide peroxide and hydrogen peroxide in vitro. *Oral Surg Oral Med Oral Pathol Oral Radiol. Endod*, v.83, n.4,p.506-509, Apr. 1997.
- 70 SCHMALZ, G. HILLER, K, A; NUNES, L.J; STOLL, J; WEIS K. Permeability characteristics of bovine and human dentin under different pretreatment conditions. *J Endod*, Chicago, v.27, n.1, p.23-30, Jan. 2001.

- 71 SEGHI, R.R; DENRY, I. Effects of external bleaching on indentation and abrasion characteristics of human enamel in vitro. *J Dent Res*, Alexandria v.71, n.6, p.1340-1344, Nov/Dec 1992.
- 72 SHANNON, H. Characterization on enamel exposed to bleaching agents. *Quintessence Int.* Berlin, v.24, n.1, p. 39-44, Jan 1993.
- 73 SIEGEL S. Estatística não-paramétrica. São Paulo: McGraw, 1975. 350p.
- 74 SMIDT A. Effect of bleaching agents on microhardness and surface morphology of tooth enamel. *Am J Dent*, San Antonio, v.11, n.2, p.83-85, apr. 1998.
- 75 TAMES, D; GRANDO, L.J; TAMES, D.R. Alterações do esmalte dental submetido ao tratamento com peróxido de carbamida 10%. *Rev APCD*, São Paulo, v.52, n.2, p. 146-149, fev 1998.
- 76 TOUATI, B. NATHANSON, D; MIARA, P. Odontologia estética e restaurações cerâmicas. São Paulo: ed. Santos, 2001. 320p.
- 77 URABE, I. NAKAJIMA, M; SANO, H; TAGAMI, J. Physical properties of the dentin-enamel junction region. *Am J Dent*, San Antonio, v.13, n.3, p.129-135, Jun 2000.
- 78 VISCIO, D; GAFFAR, A; SMITH, S.F; XU, T. Present and future technologies of tooth whitening. *Compend Contin Educ Dent*, Jamesburg, v.21, p.S36-S43, June 2000.
- 79 WALSH, L. J; WONG, K. L; LIU, Y.J. Surface and intrapulpal thermal changes during laser photochemical and photothermal bleaching. 2nd Congress of the European Society for Oral Laser Applications. ESOLA May 15-18, 2003 Florence, Italy.
- 80 WANDERA, A. Tooth bleaching agents; an in vitro study on quantitative effects on enamel, dentin, and cementum. *Quintessence Int*, Berlin, v.25, n.8, p. 541-546, Aug 1994.
- 81 WERNISH, J. The influence of the bleaching gel at laser bleaching. 2nd Congress of the European Society for Oral Laser Applications. ESOLA May 15-18, 2003 Florence, Italy.
- 82 WHITE J.M., PELINO J.E.P., RODRIGUES R.O., ZWHALEN B.J., NGUYEN M.H., WU E.H. Surface temperature comparison of tooth whitening using lasers and curing lights. Proceedings of SPIE 3910:95-101. 2000.

- 83 ZACH, L; COHEN, G. Pulp responses to externally applied heat. *Oral Surg Oral Med Oral Pathol* 19:515-530, 1965.
- 84 ZALKIND, M. Surface morphology changes in human enamel, dentin and cementum following bleaching: a scanning electron microscopy study. *Endod. Dent. Traumatol*; Copenhagen, v.12, n. 2, p. 82-88, Apr, 1996.



PARECER nº 159/03
Protocolo 164/03

O Grupo de Trabalho indicado pelo Comitê de Ética em Pesquisa, **APROVOU** o protocolo de pesquisa "**Análise comparativa termográfica e espectrofotométrica no clareamento dental utilizando laser de diodo e sistema de Leds**" *Estudo in vitro*, de responsabilidade da Pesquisadora Paola Racy de Micheli, sob orientação da Prof. Dr. Edgar Tanji.

Tendo em vista a legislação vigente, devem ser encaminhados a este Comitê relatórios referentes ao andamento da pesquisa em 23 de março de 2004 e em 23 de setembro de 2004. Ao término da pesquisa, cópia do trabalho em "cd" ou "disquete", deve ser encaminhada a este CEP.

São Paulo, 23 de setembro de 2003.


Profª Drª **ROSA HELENA MIRANDA GRANDE**
Coordenadora do CEP-FOUSP

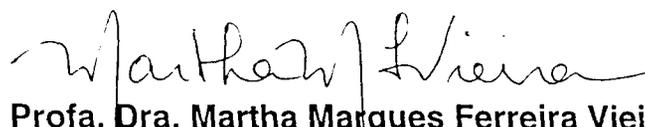


Parecer - Projeto Nº 085/CEP-IPEN/SP

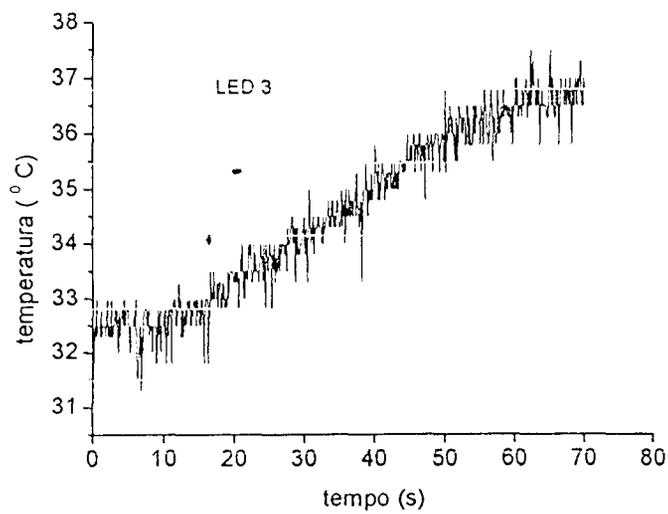
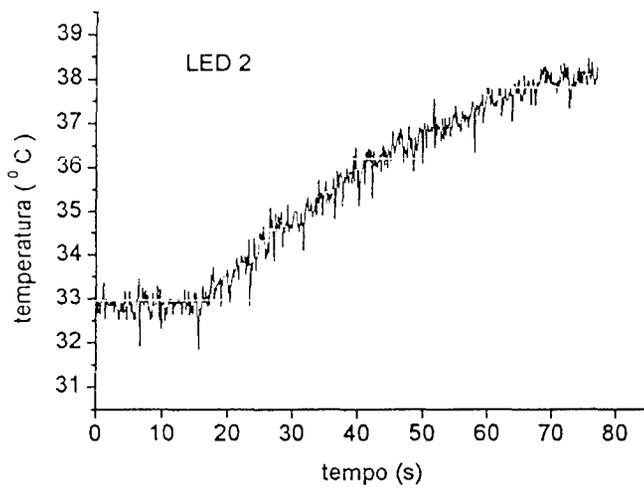
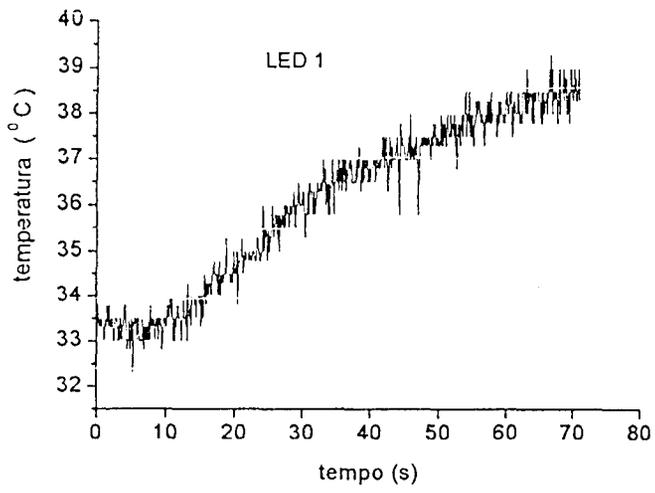
Com base nos pareceres apresentados pelos relatores, o protocolo de pesquisa "**Análise comparativa termográfica e espectrofotométrica no clareamento dental utilizando laser de diodo e sistema de LEDS – Estudo *in vitro***", de responsabilidade da pesquisadora **Paola Racy de Micheli**, sob orientação do **Prof. Dr. Edgar Tanji** foi considerado **APROVADO**.

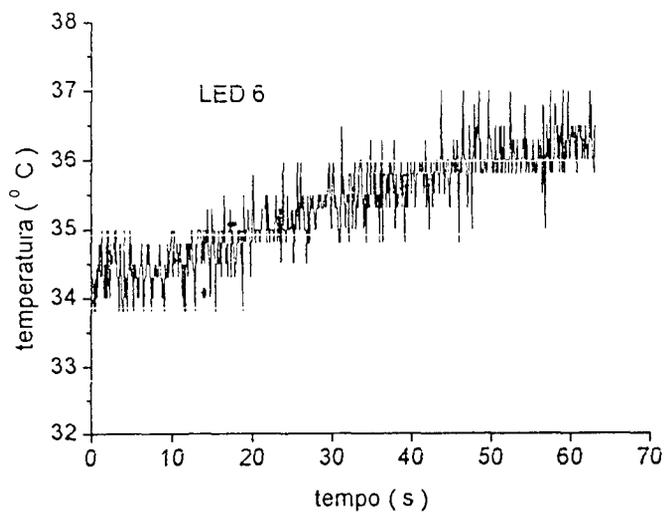
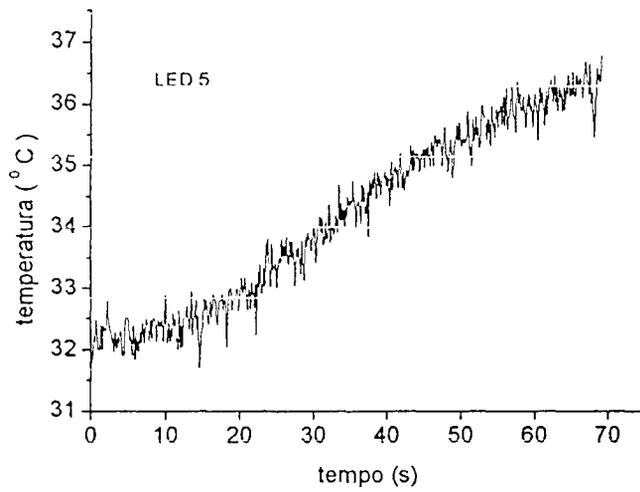
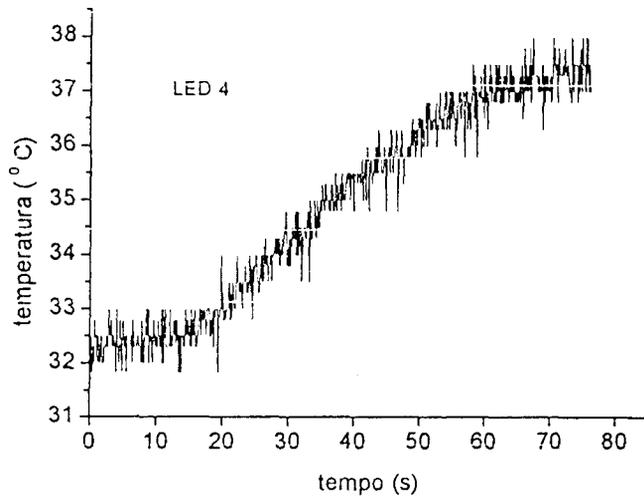
Tendo em vista a legislação vigente, devem ser encaminhados, a este Comitê, relatórios anuais (parciais ou finais, dependendo da duração do projeto) referentes ao andamento da pesquisa. Após o término da pesquisa, uma cópia do trabalho, em CD ou disquete, deve ser encaminhada a este CEP.

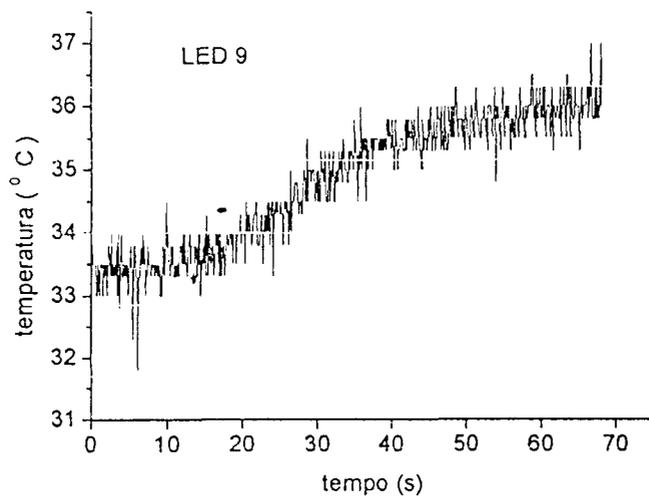
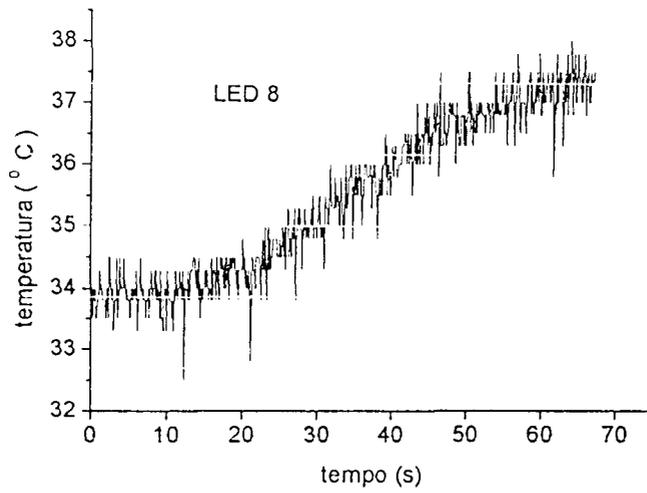
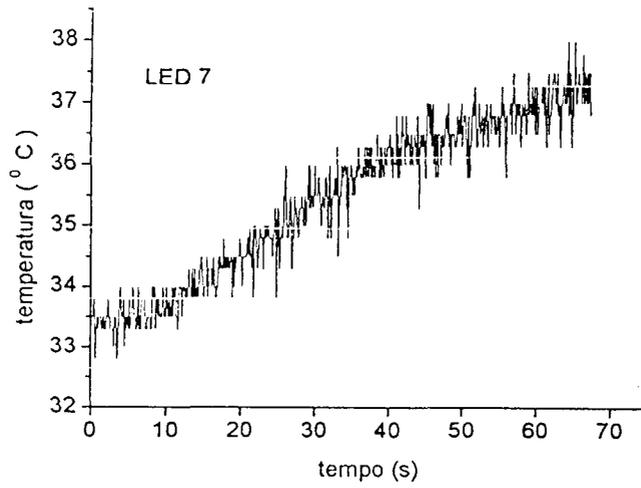
São Paulo, 26 de fevereiro de 2004

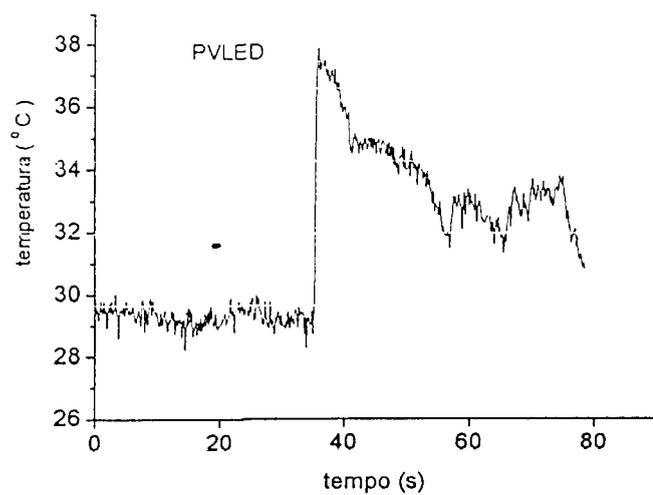
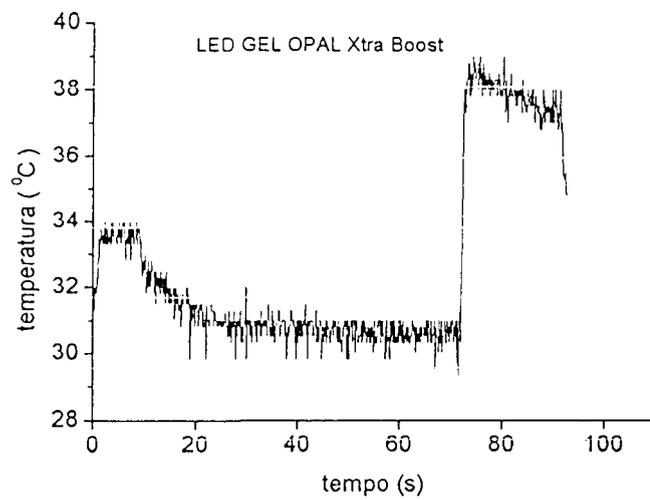
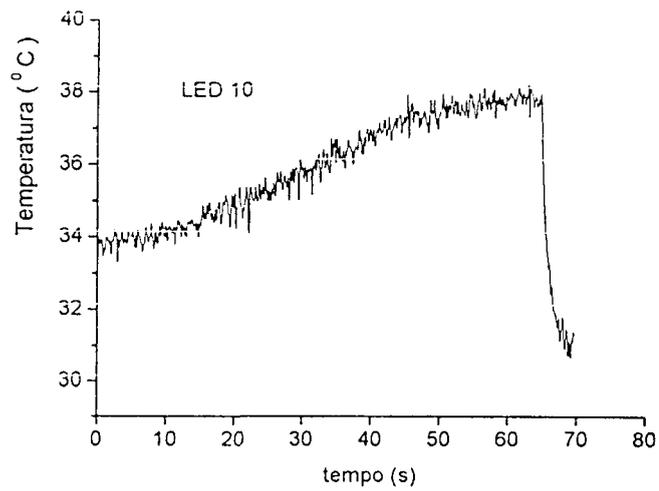

Profa. Dra. Martha Marques Ferreira Vieira
Coordenadora do CEP-IPEN

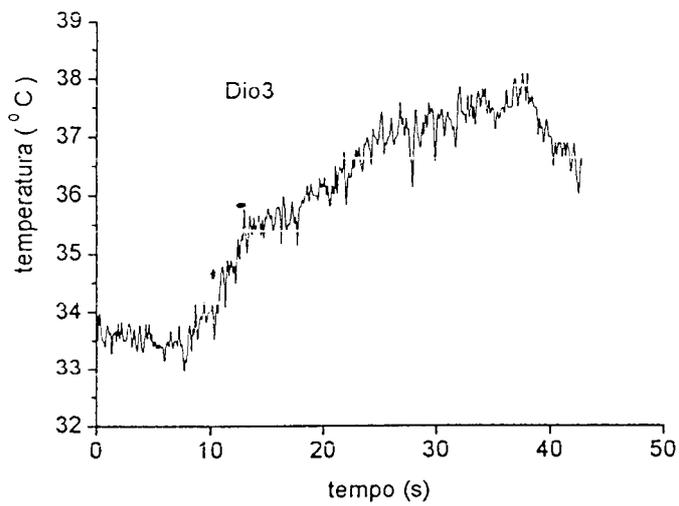
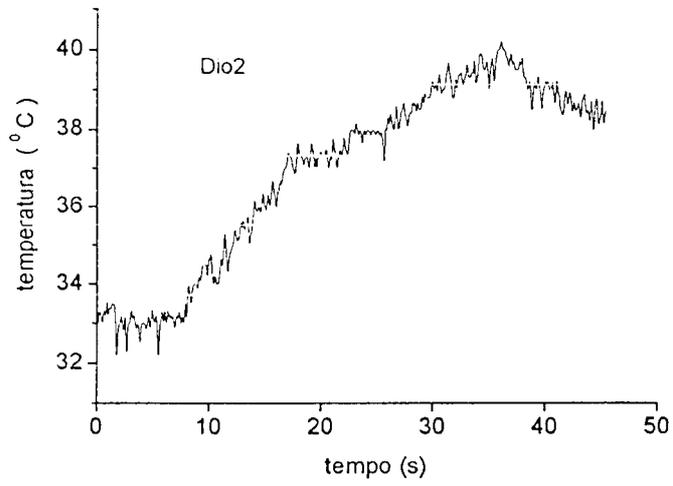
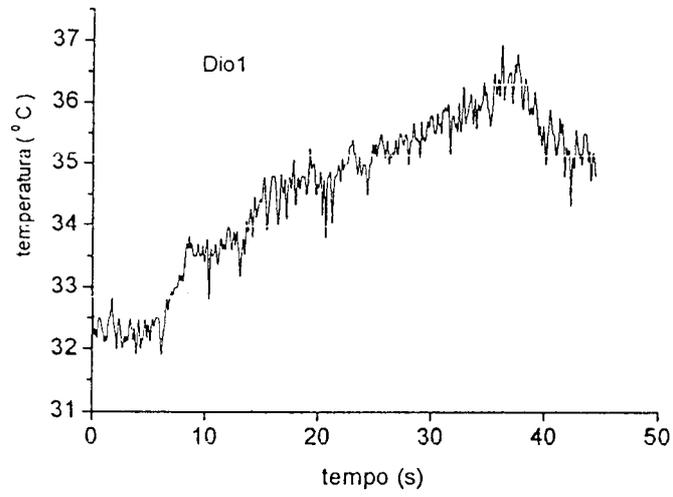
ANEXOS

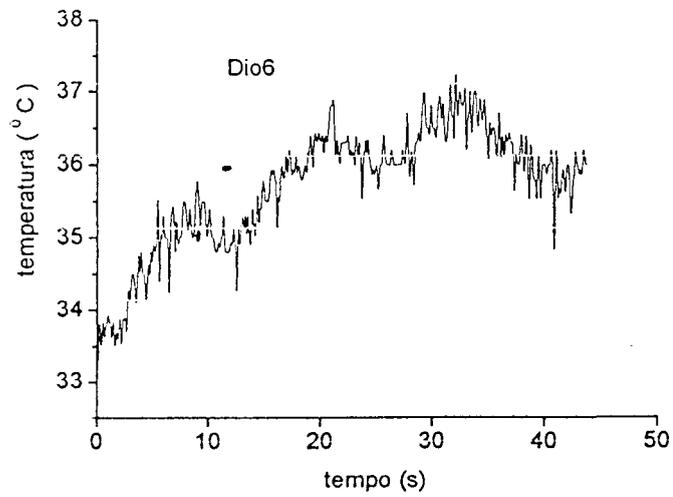
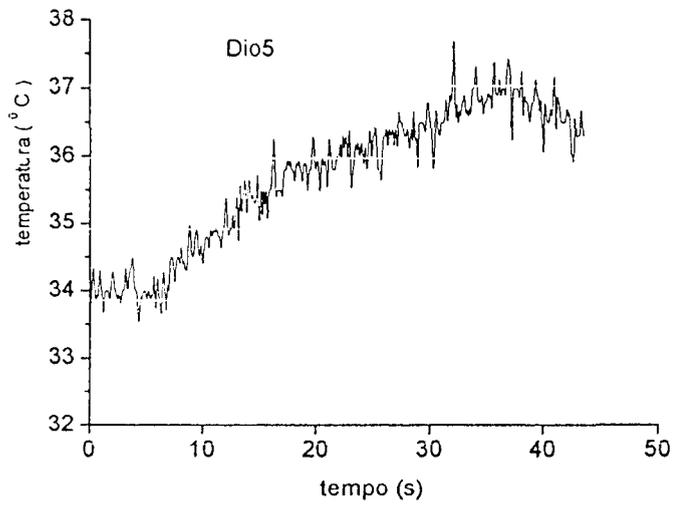
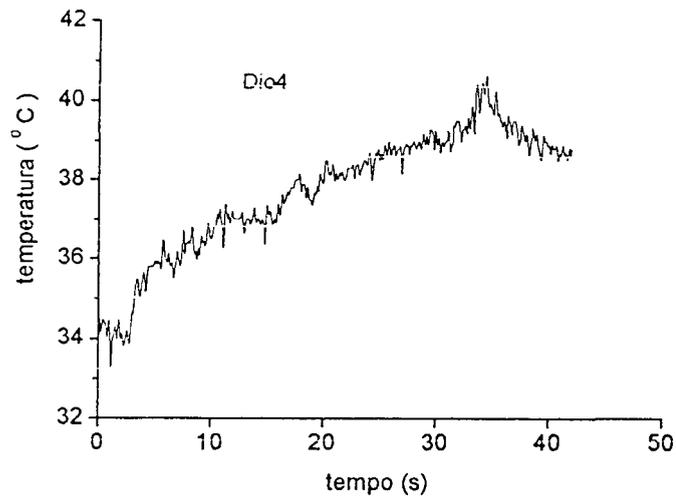


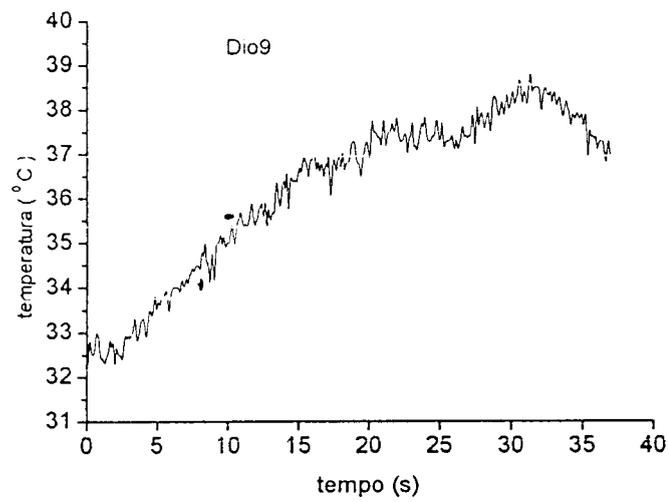
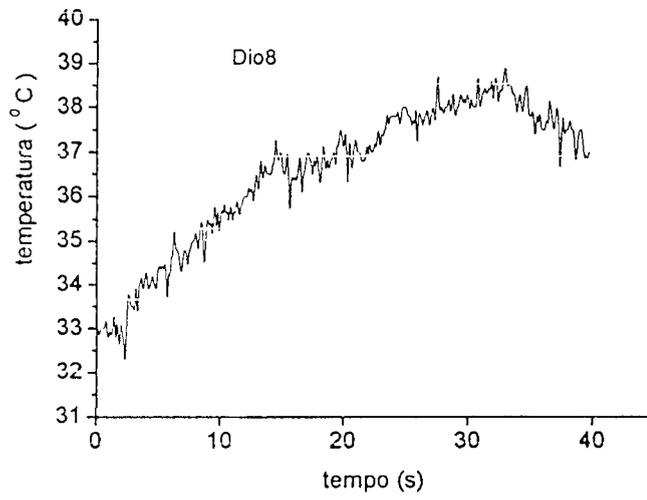
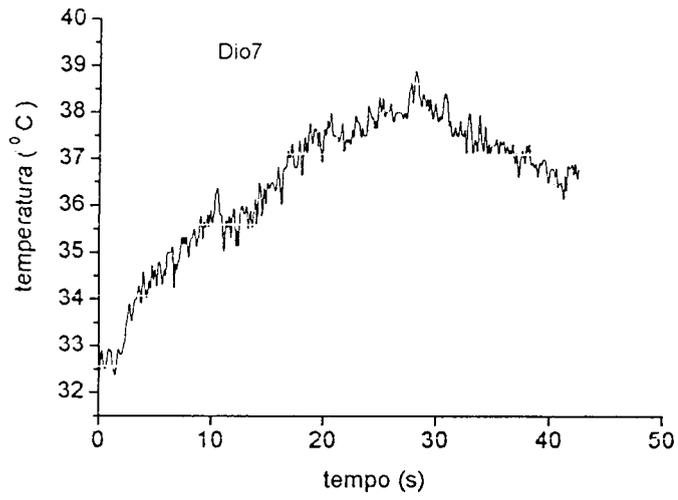


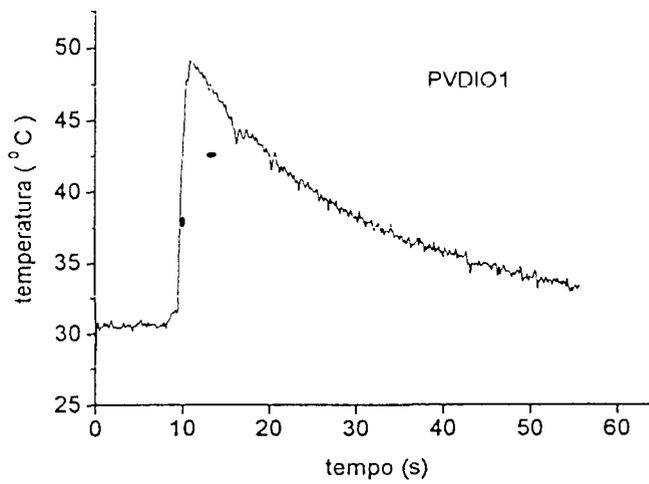
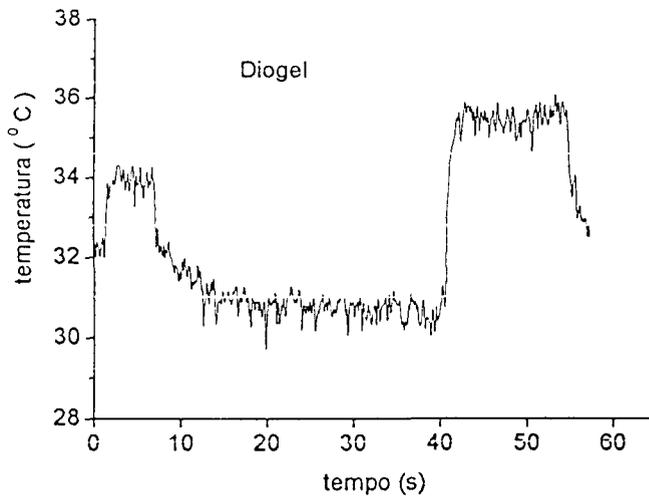
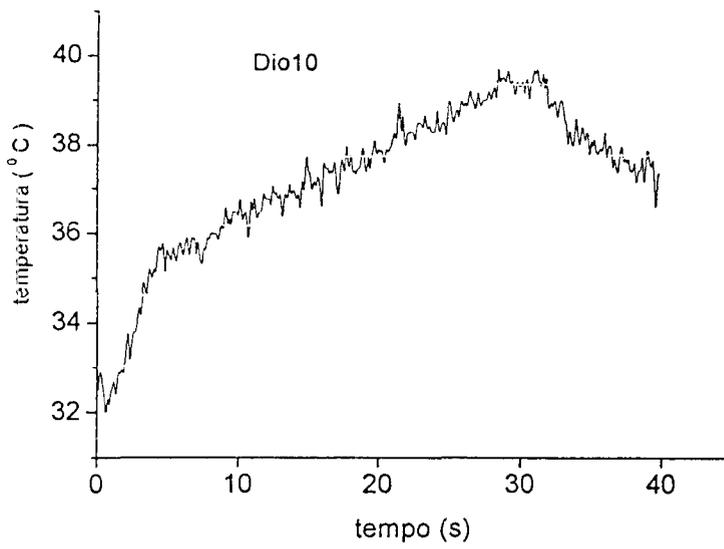














M23035



Instituto de Pesquisas Energéticas e Nucleares

Diretoria de Ensino & Informação Científica e Tecnológica
Av. Prof. Lineu Prestes, 2242 Cidade Universitária CEP: 05508-000

Fone/Fax(0XX11) 3816 - 9148
SÃO PAULO - São Paulo - Brasil

<http://www.ipen.br>

O Ipen é uma autarquia vinculada à Secretaria de Ciência, Tecnologia e Desenvolvimento Econômico e Turismo do Estado de São Paulo, gerida técnica, administrativa e financeiramente pela Comissão Nacional de Energia Nuclear, órgão do Ministério da Ciência e Tecnologia, e associada à Universidade de São Paulo.