



BR0645453

INIS-BR--4034

**AUTARQUIA ASSOCIADA À UNIVERSIDADE DE SÃO PAULO**

**“ESTUDO *IN VITRO* DOS EFEITOS DA TEMPERATURA DA  
ÁGUA DE REFRIGERAÇÃO NO USO DO *LASER* DE Er:YAG  
EM DENTINA”**

**ISMAEL LUCAS PINTO**

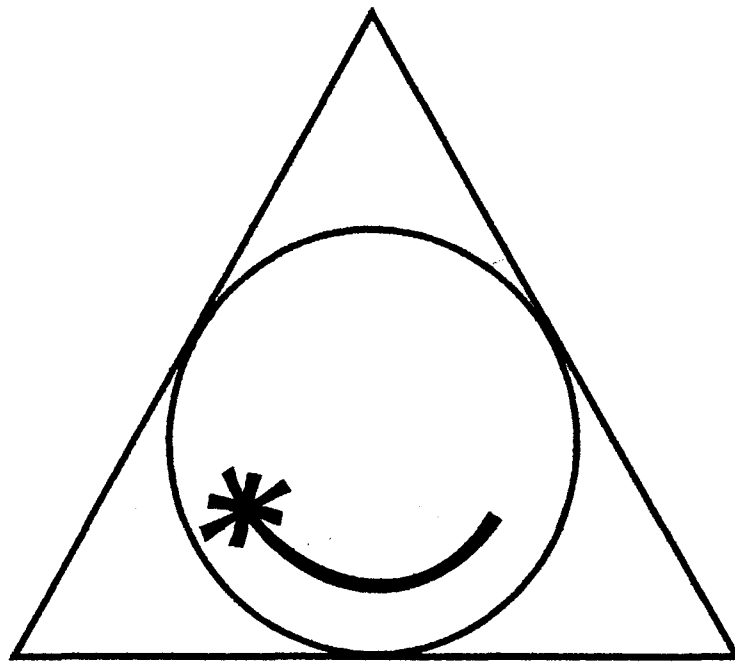
Dissertação apresentada como parte  
dos requisitos para obtenção do Grau  
de Mestre Profissional na área de  
Lasers em Odontologia.

Orientador:  
Prof. Dr. Armando Mirage

Co-orientador:  
Prof. Dr. Edgar Yuji Tanji

**São Paulo  
2004**





**MESTRADO PROFISSIONALIZANTE DE LASER EM  
ODONTOLOGIA**

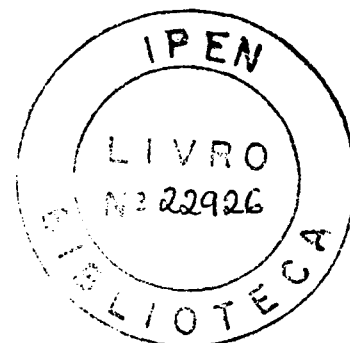


**IPEN** - Instituto de Pesquisas Energéticas e Nucleares  
**FOUSP** - Faculdade de Odontologia da Universidade de São Paulo

## **Mestrado Profissionalizante** **“Lasers em Odontologia”**

**“ESTUDO *IN VITRO* DOS EFEITOS DA TEMPERATURA DA  
ÁGUA DE REFRIGERAÇÃO NO USO DO *LASER* DE Er:YAG  
EM DENTINA”**

**ISMAEL LUCAS PINTO**



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

**Orientador:**

**Prof. Dr. Armando Mirage**

**Co-Orientador:**

**Prof. Dr. Edgar Yuji Tanji**

São Paulo  
2004  
**Faculdade de Odontologia**



## **DEDICATÓRIA**

Dedico esse trabalho a Maria Rita de Cássia, minha esposa e mãe da minha preciosa filha Marcela, que além de revisar, contribuir e incentivar, compreendeu-me em todas as fases.

A todos os membros de minha família, em especial ao meu irmão Eduardo por ter me acomodado na sua casa com muita presteza, essa família maravilhosa a qual amo profundamente.

Ao meu cunhado Annibal Figueiredo pelas dicas de grande relevância.

Aos colegas João Milki, Sônia Caltabiano e Gil Fabbro pela contribuição de extrema importância para a realização do trabalho.

## **AGRADECIMENTOS**

Acreditar numa idéia clara e precisa da vida futura proporciona inabalável fé no porvir, fé que acarreta enormes mudanças do ponto de vista sob o qual encaramos a vida terrena presente, libertando-nos para um estado de bem-aventurança e de paz.

A melhor forma de prever o futuro é fazê-lo acontecer.

A possibilidade de participar de tamanho projeto de integração da Física com a Odontologia, neste mestrado, mostra que a ciência tem fronteiras de areia perfeitamente integráveis por pessoas de espírito despojado de vaidade, em prol de um mundo melhor.

Ao orientador Prof. Dr. Armando Mirage, físico, e ao Co-Orientador Prof. Dr. Edgar Yuji Tanji, odontólogo, por serem profissionais exemplares, que conseguiram proporcionar a realização deste trabalho harmoniosamente.

Ao IPEN , LELO – FOUSP e a todos aqueles que me apoiaram e incentivaram durante esta jornada.

## LISTA DE ABREVIATURAS

$\lambda$	Lambda - comprimento de onda
$\pi$	Pi = 3,1415...
$\mu\text{s}$	Microsegundos
$^{\circ}\text{C}$	Graus Celsius (unidade de temperatura)
cm	Centímetro
$\text{cm}^2$	Centímetros quadrados (unidade de área)
DE	Densidade de Energia
$E_p$	Energia por pulso
EDR	Espessura de Dentina Remanescente
Er:YAG	Érbio:Ítrio-Alumínio-Granada
FDA	Food and Drug Administration
Hz	Hertz (unidade de frequência)
J	Joule (unidade de energia)
$\text{J}/\text{cm}^2$	Joule por centímetros quadrados (densidade de energia)
<i>Laser</i>	Light Amplification by Stimulated Emission of Radiation
min	Minuto
mJ	Milijoule
ml/min	Mililitros por minuto
ml	Mililitro
mm	Milímetro
mV	Milivolt
NaCl	Cloreto de Sódio
nm	Nanômetro
<i>Spray</i>	Jato de ar/água
V	Volt
W/m.K	Condutividade térmica (Watts / metro $\times$ Kelvin)

# SUMÁRIO

RESUMO	06
ABSTRACT	07
1. INTRODUÇÃO	08
2. OBJETIVO	09
3. REVISÃO DA LITERATURA	
3.1. Preparo Cavitário com <i>Laser</i>	10
3.2. Monitoramento da Temperatura na Câmara Pulpar	11
3.3. <i>Spray</i> de Refrigeração do <i>Laser</i>	13
3.4. Temperatura da Água de Refrigeração	15
4. MATERIAIS E MÉTODOS	
4.1. Seleção das Amostras	16
4.2. Experimentos	
4.2.1. Grupos Pilotos com Dentes	16
4.2.2. Grupos Pilotos com <i>Spray</i>	18
4.2.3. Grupos Finais de IX a XVII	18
4.3. Preparo das Amostras	19
4.4. Equipamentos	24
4.5. Parâmetros	25
5. RESULTADOS	26
6. DISCUSSÃO	30
7. CONCLUSÃO	35
REFERÊNCIAS BIBLIOGRÁFICAS	37
ANEXO - GRÁFICOS	39

# ESTUDO *IN VITRO* DOS EFEITOS DA TEMPERATURA DA ÁGUA DE REFRIGERAÇÃO NO USO DO LASER DE Er:YAG EM DENTINA

Ismael Lucas Pinto

## RESUMO

Este estudo avaliou com 2 termopares, na câmara pulpar e na superfície alvo, se a refrigeração do *spray* ou esguicho de água, com *laser* de Er:YAG Kavo Key 2, estava esfriando o dente em demasia, muito além do necessário, durante a irradiação *laser*, dentro dos limites de variação de 2,2°C da temperatura corpórea. Os parâmetros usados foram:  $E_p=250$  mJ por pulso, com 2 a 4 Hz de freqüência, perfazendo uma  $DE=80,20$  J/cm<sup>2</sup>, com ângulo de incidência de aproximadamente 90°, por 1 minuto de exposição, totalizando de 120 a 240 pulsos. O resultado do *spray* foi o esfriamento brusco nos 40 segundos iniciais, de 36,5°C para abaixo dos 30°C. Revelou-se impossível controlar a temperatura de saída do *spray* por simples aumento da temperatura no reservatório, pois ao se colocar a água na temperatura de 90 a 100°C no reservatório, todo o calor se dissipa ao longo do percurso. O esguicho de água não apresenta as mesmas características ideais de um *spray*, impossibilitando uma análise comparativa perfeita entre eles. Mostraram-se extremamente promissoras a elevação e a regulação da temperatura de saída do *spray*, pela diminuição do diferencial de temperatura entre a corpórea e a do *spray* do *laser* de Er:YAG. A temperatura da câmara pulpar seguiu a temperatura do *spray* ou esguicho de água e, portanto, usando-se uma temperatura menor que a corpórea a temperatura da câmara pulpar diminui e ao se ultrapassar a temperatura corpórea a temperatura da câmara pulpar se eleva.



# **IN VITRO STUDY OF THE EFFECTS OF COOLING WATER TEMPERATURE DURING THE USE OF Er:YAG LASER ON DENTIN**

**Ismael Lucas Pinto**

## **Abstract**

This study measured the pulp chamber and the target surface with 2 thermocouples, in order to determine whether cooling with water spray, with Er:YAG laser (Kavo Key 2), was overcooling the tooth, much beyond the necessary, during laser irradiation, within variation limits of 2.2<sup>0</sup>C of body temperature. The parameters used were:  $E_p=250$  mJ per pulse, with frequency ranging between 2 to 4 Hz, for a total DE of 80.20 J/cm<sup>2</sup>, at an angle of incidence of approximately 90<sup>0</sup>, during an exposure period of 1 minute, totaling 120 to 240 pulses. In the first 40 seconds, the spray cooled the tooth rapidly, from 36.5<sup>0</sup>C to below 30<sup>0</sup>C. It was impossible to control the spray output temperature with a simple increase in reservoir temperature, for when water at temperatures ranging between 90 and 100<sup>0</sup>C is placed in the reservoir, the heat dissipates completely during the trajectory. The water jet does not present the same characteristics as a spray, which makes it impossible to conduct a perfect comparative analysis between them. The increase and maintenance of the spray output temperature, by reducing the temperature differential between that of the body and that of the spray of the Er:YAG laser, proved to be extremely promising. The pulp chamber temperature followed that of the spray or water jet, so that when a temperature that is lower than body temperature is used, the temperature of the pulp chamber is decreases, and when body temperature is surpassed, the temperature of the pulp chamber increases.

# 1. INTRODUÇÃO

Por simples associação com a hipersensibilidade do colo dental, quando o elemento dental entra em contato com água fria (temperatura ambiente), provoca-se dor, induzindo um estado de hiperemia. Qualquer injúria ocorrida durante o ato operatório pode ser uma agressão aos tecidos pulpare, acarretando um pós-operatório doloroso.

Esta questão da hipersensibilidade dentinária aflige os pesquisadores, conforme se constata pelo grande número de trabalhos relacionados com o tema. Também, cirurgiões dentistas e pacientes vêm buscando soluções para amenizar este desconforto.

O *laser* de Er:YAG já foi amplamente estudado para o seu uso seguro. Em alguns casos podem-se fazer preparos em dentina, sem dor, em cavidades pequenas e médias, porém, na maioria das vezes, a dor se faz presente nos casos das cavidades profundas.

A preocupação sempre existiu quanto ao aquecimento da câmara pulpar e não quanto ao seu resfriamento demasiado, devido ao fato de apresentar uma interação fundamentalmente fototérmica com os cromóforos absorvedores, por isso encontram-se pesquisas com citações sem detalhamento sobre a ocorrência de queda na temperatura da câmara pulpar no uso do *laser* de Er:YAG.

Sabemos que é fundamental o uso de refrigeração do *laser* de Er:YAG e também que o *spray* propicia uma ótima refrigeração .

Devemos sempre aprimorar, e o *laser* de Er:YAG já pode ser usado de modo seguro. Devemos então procurar utilizá-lo de um modo mais confortável com um mínimo de injúrias.

A água fria, *spray* de ar/água, à temperatura ambiente "25<sup>0</sup>C" em relação a um dente a 37<sup>0</sup>C não seria uma injúria desnecessária?

Embora a questão relacionada à dor seja relevante, este trabalho investiga a variação da temperatura na câmara pulpar, em função da temperatura do *spray* do *laser*, durante a irradiação.

## **2.OBJETIVO**

O estudo se propõe a pesquisar a temperatura do *spray* de ar/água do *laser* de Er:YAG em função da menor variação da temperatura da câmara pulpar, durante a irradiação *laser* em dentina profunda de dentes humanos, com monitoramento por termopar.

### 3. REVISÃO DA LITERATURA

#### 3.1. PREPARO CAVITARIO COM LASER

STERN, R.H.; SOGNAES, R.F. (1964), estudaram a vaporização do esmalte dental pelo *laser* de rubi, obtendo cavitação do esmalte e com a superfície de aspecto fundido e vitrificado. Verificaram que, na dentina, em idênticas condições de irradiação, as cavidades eram maiores e com os mesmos aspectos citados, só que com sinais de carbonização.

KELLER, U.; HIBST, R. (1995), com o *laser* de Er:YAG e outros, concluíram que o *laser* de Er:YAG é o mais indicado para vários procedimentos, como remoção de tecidos dentários duros sadios ou cariados, sem injúrias aos tecidos adjacentes. Materiais restauradores, como resina e cimentos, podem ser removidos pelo *laser* sem a necessidade da utilização de meios mecânicos. No entanto, as restaurações metálicas fundidas e as porcelanas não podem ser removidas. No mesmo trabalho foi também verificado, a partir de estudos de microcirculação, histológicos e observações clínicas, que os preparos cavitários com laser são possíveis com uma mínima sensação dolorosa ou até mesmo com ausência dela.

HIBST, R.; STOCK, K.; GALL, R.; KELLER, U. (1996), com o *laser* de Er:YAG, concluíram que ele tem efeito de "esterilização" de tecidos cariados, sendo que o efeito bactericida parece ser cumulativo e relacionado à frequência utilizada, mas esta utilização deverá ser mais pesquisada para que se possa otimizar o processo de irradiação. De acordo com os resultados obtidos nesse estudo inicial, a EDR mais segura para evitar o aquecimento pulpar seria de aproximadamente 1mm. Futuras aplicações poderiam ser a "esterilização" de canais endodônticos e o tratamento periodontal.

COZEAN, C.; ARCORIA, C.J.; PELAGALLI, J.; POWELL, G.L. (1997), constataram que o *laser* de Er:YAG é o primeiro e por muito tempo o único a ser aprovado pelo FDA – *Food and Drug Administration*, para remoção de tecido dentário duro (esmalte e dentina), outros tecidos bucais duros, devido sua alta absorção pela hidroxiapatita e principalmente pela água.

### **3.2. MONITORAMENTO DA TEMPERATURA NA CÂMARA PULPAR**

ZACK, L.; COHEN, G. (1965), estudaram o aumento de temperatura na câmara pulpar frente a estímulos térmicos externos, estudo em macacos rhesus, com um ferro de solda como fonte de calor no lado vestibular dos dentes. Introduzidos sensores térmicos por uma pequena cavidade realizada na face lingual dos dentes anteriores e oclusal dos posteriores na metade dos dentes, sendo os outros para testes histológicos. Verificaram que para um aumento de aproximadamente 2,2<sup>o</sup>C o tecido pulpar permanece histologicamente normal em relação ao grupo controle, enquanto que com uma elevação de aproximadamente 5,5<sup>o</sup>C inicia-se a destruição dos odontoblastos, havendo cerca de 15% de necrose no tecido pulpar; com aproximadamente 11<sup>o</sup>C de elevação de temperatura deu-se uma grande destruição de odontoblastos e necrose de 60% de tecido pulpar; e, com um aumento de aproximadamente 17<sup>o</sup>C, houve 100% de necrose tecidual.

RENNEBOOG-SQUILBIN, C.; NAMMOUR, S.; COOMANS, D.; BAREL, A.; CARLEER, M.; DOURON, N. (1989), um estudo *in vitro* de 12 caninos humanos inferiores recém extraídos, análise com termopar na câmara pulpar e pasta termo-condutora, compararam os aumentos de temperatura pulpar causados por irradiação do *laser* de argônio por 2 ou 4

segundos, por água quente de 54 a 55°C por 1 a 2 segundos e por preparos cavitários classe III e V com pontas montadas diamantadas em alta velocidade refrigerados com *spray* de ar/água. Concluíram que, com a água quente e alta rotação, o aumento da temperatura na câmara pulpar foi sempre maior que o causado pela exposição ao *laser* de argônio. Sugerindo novas pesquisas com a aplicação desta técnica na cavidade oral.

HIBST, R.; KELLER, U.(1992), com *laser* de Er:YAG, avaliação *in vitro* dos efeitos térmicos com irradiações de 5 a 500mJ de Energia por pulso em análise com termopar. Concluíram que na sub-ablação (37mJ) o acréscimo da temperatura ocorre mais rapidamente no esmalte em comparação à dentina. O limiar de ablação no esmalte é de 435mJ e o da dentina é de 225mJ. No caso de sub-ablação, a energia é praticamente toda convertida em energia térmica. Ultrapassando-se 1,5mJ do limiar de ablação é o suficiente para que a energia seja quase que totalmente consumida no processo de ablação, ficando um leve aumento térmico residual que aumenta pouco com o aumento da energia, podendo ser acumulado de acordo com a frequência dos pulsos e assim o parâmetro mais importante é a taxa de repetição no acúmulo de calor.

RIZOIU, I.; KOHANGHADOSH, F.; KIMMEL, A.I.; EVERSOLE, L.R. (1998), com o *laser* de Er,Cr:YSGG e a turbina de alta velocidade com ponta montada diamantada, preparos cavitários em dentes caninos de cachorros vivos, sacrificados após 24 e 48 horas, 7, 30 e 60 dias para estudo histológicos, concluíram que com o *laser* a temperatura pulpar não aumentou e até mesmo diminuiu, enquanto no grupo da alta rotação teve um incremento de até 14°C, sendo assim que o *laser* não aparentava ter efeito térmico adverso sobre a polpa.

SZNAJDER, A.J. (2001), com o *laser* de Er:YAG, estudo *in vitro* de preparos em esmalte e dentina em dentes humanos decíduos com análise da temperatura pulpar, observou queda de temperatura da câmara pulpar oriunda provavelmente pelo uso da refrigeração do *spray* em 4 grupos dos 5 realizados, onde os grupos de 250mJ 2Hz/400mj 6Hz/500mj 2Hz tiveram um pequeno decréscimo da temperatura e o grupo de 60mJ 15 Hz teve uma forte queda e no 5º grupo de 250mJ 15Hz tiveram aumentos e quedas com a média aproximadamente zero.

### **3.3. SPRAY DE REFRIGERAÇÃO DO LASER**

PAGHDIWALA, A.F.; VAIDYANATHAN, T.K.; PAGHDIWALA, M.F. (1993), com o *laser* de Er:YAG, observaram que dentes com menor EDR apresentam maior elevação de temperatura no tecido pulpar. Por isso, as espessuras devem ser analisadas junto com os parâmetros usados como energia, frequência, tempo de exposição e que o *spray* de ar/água durante o preparo resulta em uma ablação mais eficiente, menores aumentos da temperatura pulpar e um mínimo de dano estrutural.

WIGDOR, H.; WALSH Jr., J.T.; VISURI, S.R. (1993), com o *laser* de Er:YAG, concluíram a necessidade de se utilizar um *spray* de água para o resfriamento durante a ablação, mas que ao mesmo tempo, o fluxo e volume de água podem interferir, pois o aumento acarreta uma perda na eficiência da ablação *laser*, estimada na ordem de 20%, com o que concordam PAGHDIWALA *et al.* antes citados.

GLOCKNER, K.; RUMPLER, J.; EBELESEDER, K.; STADTLER, P. (1998), com o *laser* de Er:YAG e a turbina de alta velocidade com ponta montada diamantada, em estudo *in vitro* comparativo para preparos cavitários na face palatina de caninos e incisivos humanos permanentes,

utilizando o *laser* refrigerado por um *spray* a 25ml/min, com uma energia de 500mJ e frequência de 10 Hz, concluíram que o aumento de temperatura intrapulpar não era verificado até que a trepanação fosse concluída e o feixe *laser* atingisse a sonda de medição, havendo uma diminuição da temperatura ficando abaixo dos 30°C até os 25°C, e que, com a turbina de alta velocidade, refrigerado por um *spray* a 50ml/min, inicialmente apresentou pequeno declínio da temperatura seguido por um aumento contínuo chegando até a 60°C ou mais, concluindo assim que o *spray* de água tem papel importantíssimo para o resfriamento do tecido que está sofrendo ablação com o *laser*, resfriando a superfície alvo sem permitir o seu aquecimento.

TANJI, E.Y. (2002), com o *laser* de Er:YAG, estudo *in vitro* de preparos em dentina bovina com análise por câmera termográfica da temperatura pulpar, concluiu que: as irradiações sem refrigeração apresentaram aumentos de temperatura médios de 6,7°C (grupo 2 Hz) e 8,8°C (grupo 4 Hz), observando áreas de carbonização, trincas, fusão e resolidificação dentinária; nas amostras irradiadas com refrigeração ar/água, constatou aumento médio de 0,5°C (grupo 2 Hz) e 1,5°C (grupo 4 Hz), sem as áreas de carbonização, trincas, fusão e resolidificação dentinária, e sugerindo que os parâmetros de irradiação utilizados - DE= 80,24 J/cm<sup>2</sup>; E= 250 mJ; em 2 e 4 Hz - são seguros para aplicação clínica.



### 3.4. TEMPERATURA DA ÁGUA DE REFRIGERAÇÃO

Lauer *et al.* (1990), estudo *in vitro* em terceiros molares, análise de temperatura da câmara pulpar por termopar e medidor digital, durante preparos cavitários convencionais com pontas montadas diamantadas em turbina de alta velocidade e micromotor de baixa velocidade com contra ângulo, tipo intra (Kavo). Monitorada a temperatura da água no sistema de refrigeração, variando de 29,8 a 44,4<sup>0</sup>C e padronizada a força de pressão em 1N para a turbina de alta e 2N para o micromotor. Os terços médios e apicais das raízes foram imersas em ágar 2% semi-sólido em solução fisiológica a 37<sup>0</sup>C. Verificaram índices similares para a turbina de alta e o micromotor, mas indicam a de alta rotação para os preparos, sem esquecer da espessura de dentina remanescente até a polpa que pode influenciar no aquecimento. Com relação à água, entre 29,8 a 33,7<sup>0</sup>C ocorreu uma diminuição da temperatura pulpar, e entre 42,1 a 44,4<sup>0</sup>C um aumento de 3<sup>0</sup>C, ou seja, a água no sistema de refrigeração entre 33,8 a 42,0<sup>0</sup>C manteve a temperatura pulpar estável, temperatura essa do reservatório e não da saída final do *spray*, onde apresenta uma perda de cerca de 4<sup>0</sup>C.

## 4. MATERIAIS E MÉTODOS

### 4.1. SELEÇÃO DAS AMOSTRAS

Após parecer favorável nº 210/03 e protocolo nº 215/03 do Comitê de Ética em Pesquisa da FOUSP, realizou-se a seleção de 18 dentes humanos hígidos de pacientes com faixa etária entre 17 a 25 anos, especificamente os 3<sup>os</sup> molares superiores e inferiores, tanto os do lado direito como os do esquerdo, que foram armazenados em soro fisiológico para permanecerem hidratados (STRAWN *et al.*, 1996).

### 4.2. EXPERIMENTOS

#### 4.2.1. GRUPOS PILOTOS COM OS DENTES

Foram realizados 15 experimentos pilotos, com 10 dentes distintos, os quais foram divididos em 7 Grupos Pilotos (**GP**). Os dentes identificados de 1 a 10 foram usados nos 5 primeiros grupos (dois em cada grupo). Os dentes identificados de números 1 e 10 foram reutilizados no sexto grupo e os dentes identificados de números 7, 8 e 9 foram reutilizados no sétimo grupo. Estão descritas abaixo as condições em que foram realizados os experimentos nos sete grupos. Em todos os experimentos foram feitos preparos cavitários com *laser* de Er:YAG, em dentina com EDR=2mm, mantendo-se a energia por pulso em **250 mJ**, a 90<sup>o</sup>, por 1 min, com uma DE=80,20 J/cm<sup>2</sup> por pulso. A frequência de repetição do *laser* foi de 2 Hz nos grupos de I a V e de 4 Hz para os grupos VI e VII. Foram variados os parâmetros da temperatura da água do reservatório do *laser* e a vazão (fluxo) da água do *spray*, como segue:

**GP I** – (dentes 1 e 2) – Água do reservatório mantida à temperatura de **25°C**, *spray* de **6 ml/min**, sem prévio acionamento do *spray*.

**GP II** - (dentes 3 e 4) - Água do reservatório mantida à temperatura de **29°C**, *spray* de **6 ml/min**, sem prévio acionamento do *spray*.

**GP III** - (dentes 5 e 6) - Água do reservatório mantida à temperatura de **34°C**, *spray* de **6 ml/min**, sem prévio acionamento do *spray*.

**GP IV** - (dentes 7 e 8) - Água do reservatório mantida à temperatura de **47°C**, *spray* de **6 ml/min**, sem prévio acionamento do *spray*.

**GP V** - (dentes 9 e 10) - Água do reservatório mantida à temperatura na faixa de **90 a 100°C**, *spray* de **6 ml/min**, sem prévio acionamento do *spray*.

Em todos esses experimentos observou-se que a temperatura na água do *spray* que atinge o dente ficou em 25<sup>o</sup> C, independente da temperatura da água do reservatório. Isso ocorre por causa da perda de calor para as paredes do duto de condução da água, desde o reservatório até a ponta onde ocorre o *spray*.

**GP VI** - (dentes 1 e 10) - Refrigeração dos dentes feita com esguicho de água de uma seringa descartável de 20ml e agulha 25x7(Figura 13, pg.23), vazão de **15 a 20 ml/min**, sem acionamento do *spray* do *laser*. A temperatura da água medida na superfície dos dentes foi de **37°C**.

**GP VII** - (dentes 7, 8 e 9) - Usou-se refrigeração com o *spray* do equipamento, sendo este acionado por 5 minutos antes de se irradiar o dente com o *laser*. A água do reservatório foi mantida a **90°C**. No momento da irradiação do dente a água atingiu a temperatura pouco acima de **30°C no spray**.

#### 4.2.2. GRUPOS PILOTOS COM O *SPRAY*

**Grupo VIII - *SPRAY 01*** – Acionamento contínuo do *spray* do *laser* de Er:YAG, onde a água do reservatório apresenta uma temperatura de **90 a 100°C e com fluxo de 15 ml/min, por 30 minutos.**

**Grupo VIII - *SPRAY 02*** – Acionamento contínuo do *spray* do *laser* de Er:YAG, onde a água do reservatório apresenta uma temperatura de **90 a 100°C e com fluxo de 6 ml/min, por 30 minutos.**

#### 4.2.3. GRUPOS FINAIS DE IX A XVII

Foram realizados 09 experimentos nos grupos de IX a XVII, com 18 dentes, os quais foram divididos em 9 grupos, com 2 dentes cada grupo, conforme se segue:

Em todos os grupos foi usado o *laser* de Er:YAG para o preparo cavitário, em dentina com EDR=1mm, sem o acionamento do *spray* de refrigeração do equipamento. Os parâmetros utilizados foram: 250 mJ, 4 Hz, DE= 80,20 J/cm<sup>2</sup> por pulso, a 90°, por 1 min. A refrigeração do dente foi feita usando-se uma seringa descartável de 10ml e agulha 13x0,3 (Figura 13, pg.23) preenchida com água destilada, a qual tem um fluxo de 6 ml/min conseguido pela agulha usada, sendo que para cada grupo variou-se apenas a temperatura da água contida na seringa, como segue:

**Grupo IX-** (dentes 1 e 2)-Refrigeração com água na seringa a **34°C.**

**Grupo X-** (dentes 3 e 4)-Refrigeração com água na seringa a **35°C.**

**Grupo XI-** (dentes 5 e 6)-Refrigeração com água na seringa a **36°C.**

**Grupo XII-** (dentes 7 e 8)-Refrigeração com água na seringa a **37°C.**

deixar uma superfície plana e inclinada a 45° do seu longo eixo, deixando uma espessura da dentina remanescente (EDR) de 2,0 mm da câmara pulpar, aferido com espessímetro OTTO (Arminger & Cia Ltda; Brasil), na região onde a EDR era menor, em razão deste ser um parâmetro de suma importância e determinante na temperatura pulpar e, conseqüentemente, na vitalidade. (WHITE *et al.*, 1996)

Os procedimentos acima com EDR=2 mm (Figura 6, pg.22) foram feitos para os estudos pilotos. E, para a realização dos experimentos finais dos grupos de IX a XVII, o desgaste foi complementado com uma ponta montada diamantada n.º 717/PM (Figura 2 e 4, pg.21 e 22) de forma tronco-cônica com extremidade plana e diâmetro de 2,8mm, altura de 10mm e base com diâmetro de 4mm, em turbina de baixa velocidade Kavo reta, com saída de refrigeração única, deixando uma EDR=1 mm da câmara pulpar, aferido com espessímetro OTTO. (Figura 7, pg.22)

Posteriormente, foi realizado um alargamento da entrada dos canais até seus 2/3 cervicais, e, no 1/3 apical, uma rápida instrumentação, utilizando-se lima NiTi Flex, do sistema POW-R File com contra-ângulo Kavo intra-matic redutor n.º 3630, regime de operação de 150 a 350 rpm, seguindo seqüência de calibre das limas de 40-35-30-25-20-15, sendo que somente as 3 últimas foram utilizadas no 1/3 terço apical. Em seguida, todos os dentes foram numerados para identificação e condicionados com EDTA (pH 7), por dois minutos, para remoção da *smear layer* e, imediatamente, foram lavados com 10 ml de soro fisiológico (KERNS *et al.*, 1991).

Cada amostra foi fixada (Figuras 11 e 12, pg.23), com cola composta de polietileno de alta densidade e polipropileno (Figura 10, pg.23), em lâmina acrílica verde, perfurada com um diâmetro inferior ao do equador de cada dente (Figuras 3 e 5, pg.22), com todas as faces inclinadas voltadas para o mesmo lado, ficando os dentes totalmente imersos em soro fisiológico, com a placa acrílica por 10 minutos, e só então foi removido o conjunto. As cavidades pulpares foram secas com

jato de ar, para preenchimento das mesmas com pasta térmica condutora Premium, da cor cinza, com índice térmico-condutor 6,8 W/m.K (Cooler Master Co., Made in Taiwan). (Figura 8, pg.22)

Retornando para o banho térmico, ficaram com as raízes imersas em solução de NaCl a 0,5% à 37°C, de volume aproximado de 12 litros (Modern Scientific Research and Process Control Equipament., The Precision Scientific, Chicago, USA). (Figura 9, pg.22)

Vale ressaltar que os dentes foram mantidos no banho térmico durante todo o experimento para manutenção/simulação da temperatura corpórea.

Antes das irradiações, os dentes foram cobertos com um papel absorvente (Softy's, Melhoramentos, Brasil), úmido em soro fisiológico, para prevenir a desidratação.

A temperatura da água destilada do reservatório *laser* e dentro da seringa usada para irrigação foi medida com termopar.

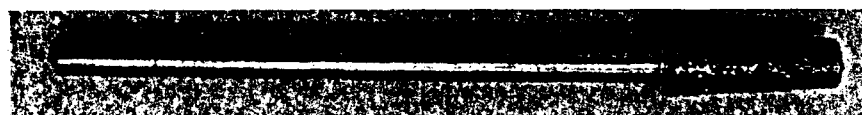
No experimento piloto VII, antes de irradiar os dentes, foi promovido o disparo do *spray* de ar/água sem o feixe *laser* por 5 minutos, para promover aumento na temperatura de saída do *spray*, diminuindo o diferencial com a temperatura corpórea, estando o reservatório de água à temperatura de 90 a 100°C.

Os limites deste estudo *in vitro* serão ditados pelo controle interno de temperatura da câmara pulpar, na área adjacente à irradiada, onde esta temperatura não sofra decréscimo e nem um acréscimo de 2,2°C, em razão de já ter sido constatado que os tecidos pulpares não sofrem nenhuma alteração quando ocorre uma variação de temperatura abaixo do teto de 39,2°C em relação a temperatura inicial de 37°C, preservando a integridade da vitalidade pulpar. (Zach & Coehn, 1965)

Figura 1



Figura 2



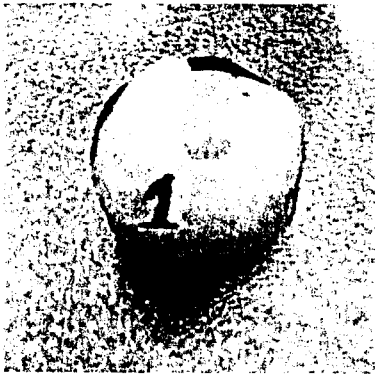


Figura 3



Figura 4

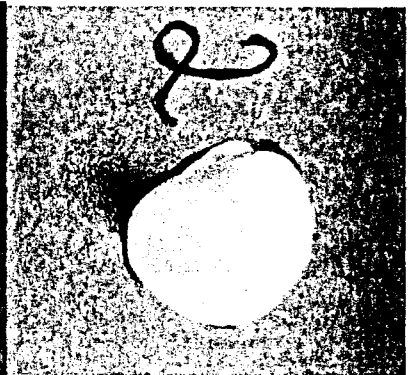


Figura 5

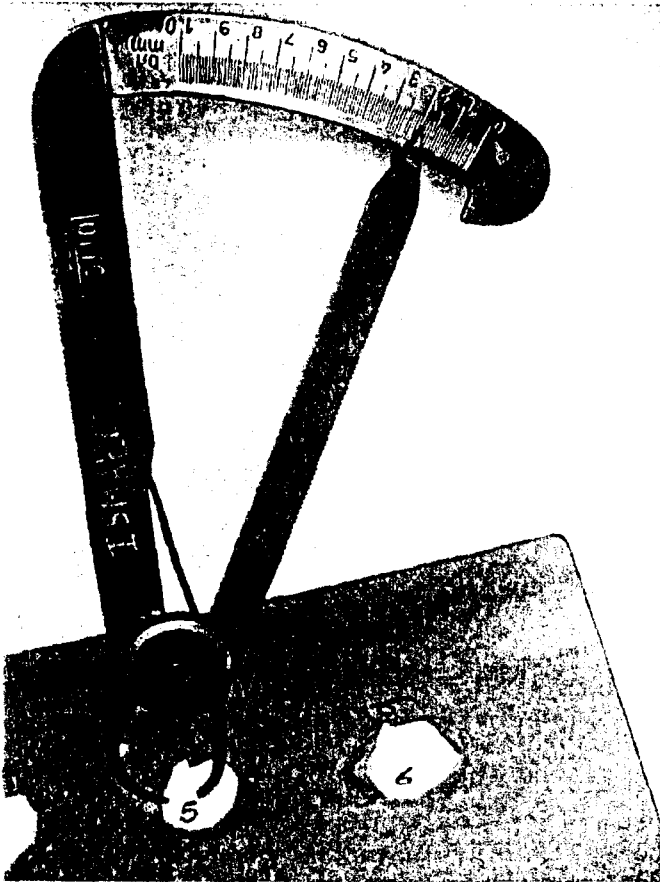


Figura 6

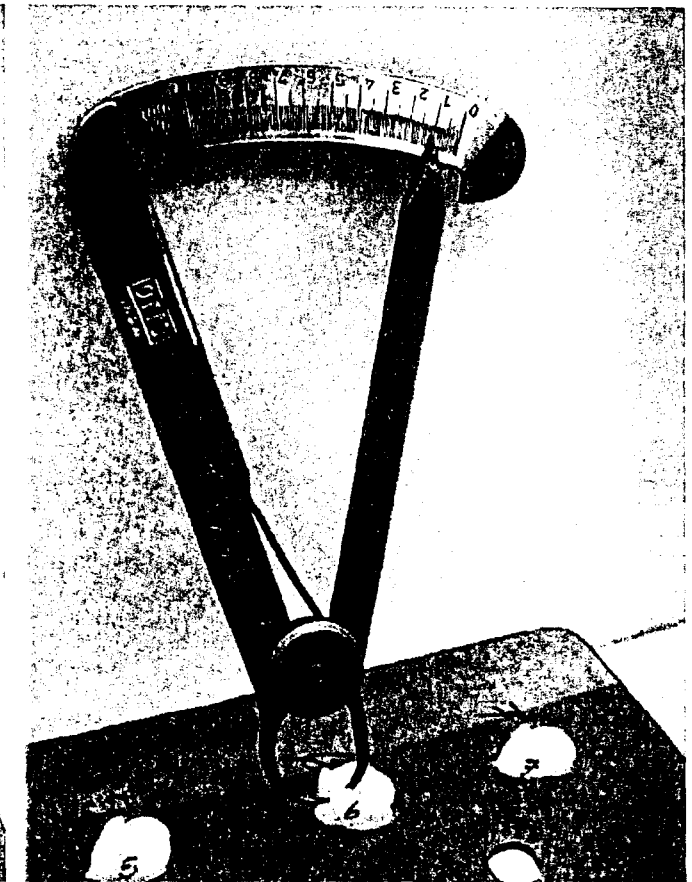


Figura 7

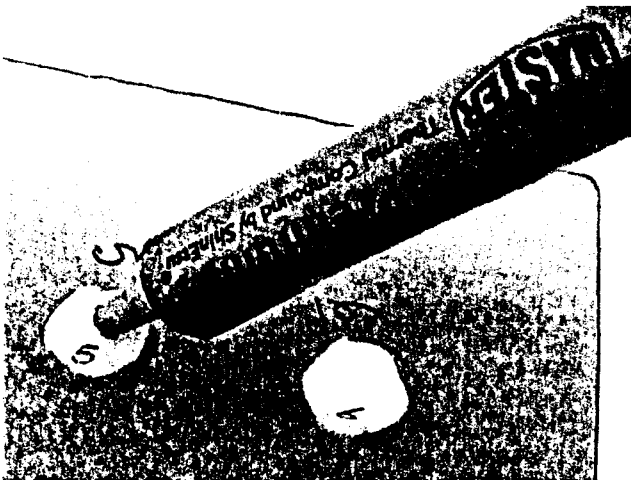


Figura 8

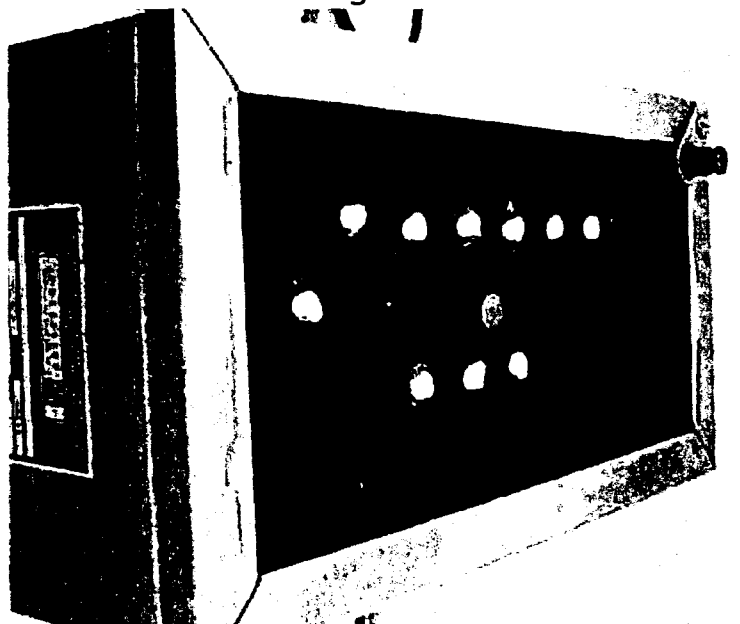


Figura 9



Figura 10

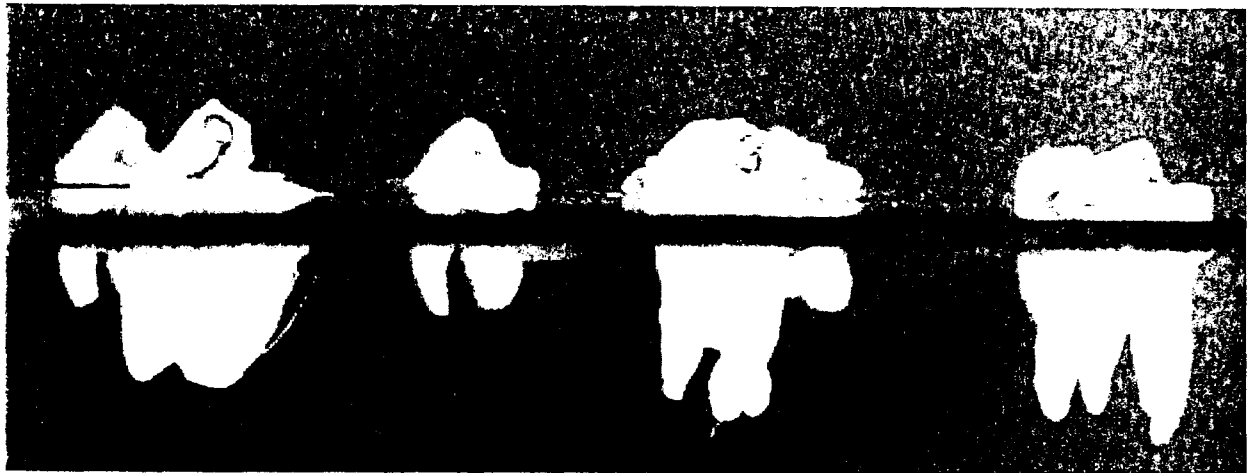


Figura 11

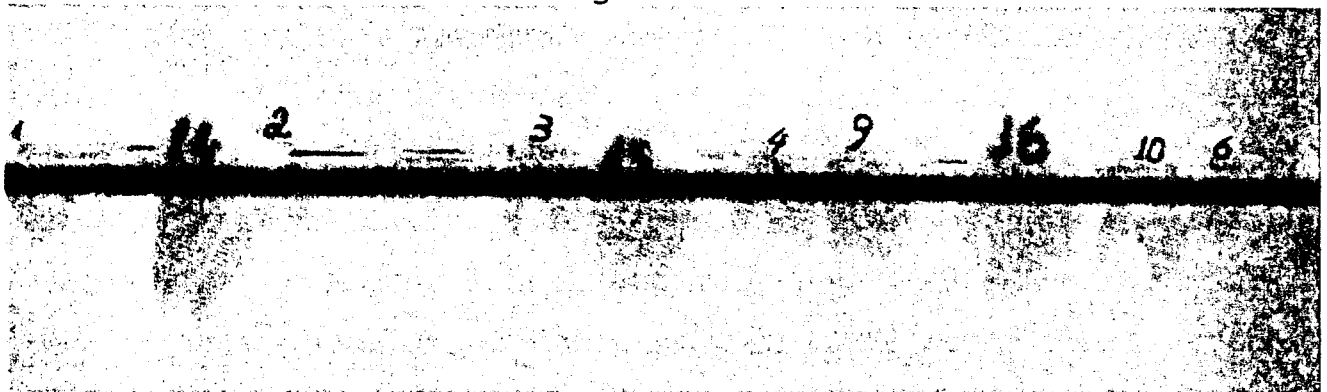
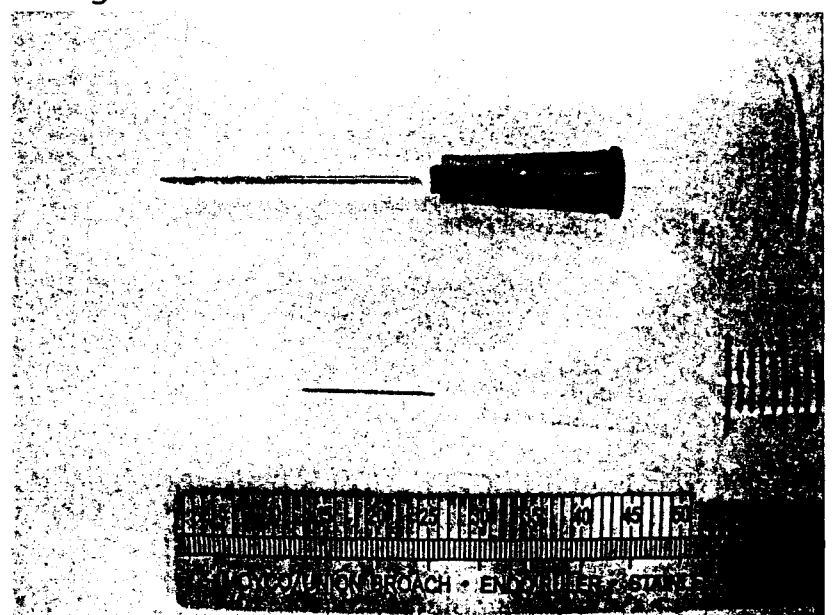


Figura 12

Figura 13



#### 4.4. EQUIPAMENTOS

O preparo cavitário foi realizado com o **laser de Er:YAG**, modelo **Kavo Key Laser 2** (Kavo.Co., Biberach - Alemanha), do **LELO-FOUSP**, Laboratório Especial de Lasers em Odontologia na Faculdade de Odontologia da Universidade de São Paulo, classe 4,  $\lambda = 2940$  nm, largura temporal por pulso de 250-500  $\mu$ s, taxas de repetição de 1 a 15 Hz, energia de 60 a 500 mJ, possuindo um feixe-guia na cor vermelha de um diodo de 635 nm. O sistema de entrega por fibra óptica com acoplamento da peça de mão universal 2058 da Kavo (Kavo.Co., Alemanha) apresenta cintura focal de 0,63mm e distância focal de 12 a 15 mm, tendo sido mantido focalizado de 13 a 14mm da superfície dentária, pois o equipamento possibilitou o procedimento sem contato físico com o tecido alvo.

Foram utilizados 2 sensores digitais de temperatura, o primeiro posicionado antes da cavidade, para medir qual a real temperatura do *spray* que está atingindo a dentina, e, o segundo, dentro da cavidade pulpar previamente preenchida com a pasta térmica, assim especificados: 2 termopares tipo K (Chromega /Alomega) com 0,0127 cm de diâmetro, recobertos com isolante Teflon , fabricado pela OMEGA ENGINEERING , USA; conversor analógico/digital Lock-in, de 13 bits, com faixa de tensões de entrada de -10,24 V a +10,24 V e resolução de 0,0025 V; e amplificador de termopar com sensibilidade de 10 mV por grau Celsius, com resolução de 0,25 graus.

A sala do experimento foi monitorada por um relógio-termômetro- higrômetro, Minipa MT-241, fabricado pela ETL- Eletronics Tomorrow Ltd. , Made in China, o qual mediu a temperatura ambiente da sala.

## 4.5. PARÂMETROS

Os parâmetros utilizados nos **experimentos pilotos** foram os seguintes:  $E_p=250$  mJ de energia/pulso com 2 a 4 Hz de frequência, perfazendo uma DE de  $80,20$  J/cm<sup>2</sup> (\*), com ângulo de incidência de aproximadamente  $90^0$ , por 1 minuto de exposição, totalizando de 120 a 240 pulsos, com refrigeração através de *spray* único de fluxo de água de 6 a 15 ml/min. (TANJI, E.Y. ;2002)

Os parâmetros utilizados nos **experimentos finais**, nos grupos de IX a XVII, foram os seguintes:  $E_p=250$  mJ de energia/pulso com 4 Hz de frequência, perfazendo uma densidade de energia de  $80,20$  J/cm<sup>2</sup> (\*), com ângulo de incidência de aproximadamente  $90^0$ , por 1 minuto de exposição, totalizando 240 pulsos, com refrigeração através de esguicho de água destilada de seringa descartável de 10ml e agulha de 13 x 0,3 de fluxo de água de 6 ml/min. (TANJI, E.Y. ;2002)

A Energia total entregue ( $E_T$ ) é o resultado da multiplicação da energia de cada pulso pelo número total de pulsos.

(*) CÁLCULO	$E_p = 250$ mJ	$E_p = 0,25$ J
DENSIDADE	Kavo 2058 Diâmetro do Foco = $0,063$ cm	raio = $0,0315$ cm
DE ENERGIA	Área = $\pi \cdot r^2 = 3,1416 \cdot (0,0315)^2$	Área = $0,003117245$ cm <sup>2</sup>
POR PULSO	DE = $E / A = 0,25$ J / $0,003117245$ cm <sup>2</sup>	<b>DE = <math>80,20</math> J/cm<sup>2</sup> por pulso</b>

## 5.RESULTADOS DOS EXPERIMENTOS

### **Grupos Pilotos – GP I, GP II, GP III, GP IV e GP V (Gráficos 1 a 9, pg.40 a 44)**

Parâmetros: 2 Hz , 6 ml/min e sem prévio disparo do *spray*.

A temperatura de saída do *spray*, em todos, apresentou padrões muito parecidos, ou seja, comportamento praticamente igual ao da temperatura ambiente de **25°C**.

A temperatura da câmara pulpar teve forte queda nos primeiros 40s, ficando abaixo dos 30°C de uma temperatura inicial de 36,5°C.

### **Grupo Piloto – GP V / dente 10 (Gráficos 10 e 11, pg.44)**

Parâmetros: 2 Hz , 6 ml/min e sem prévio disparo do *spray*.

A temperatura de saída do *spray* praticamente igual ao da temperatura ambiente de 25°C, para uma temperatura do reservatório de 90 a 100°C, mas esse experimento foi em 2 etapas de 1min, onde no segundo minuto a temperatura de saída do *spray* apresentou uma pequena elevação em relação ao primeiro minuto, dos **25°C** para uma média de **26,52°C**.

A temperatura da câmara pulpar, no primeiro minuto, teve forte queda nos primeiros 40s, ficando abaixo dos 30°C de uma temperatura inicial de 36,5°C, e no segundo minuto, a temperatura da câmara pulpar teve gradual queda nos primeiros 45s, finalizando abaixo dos 30°C de uma temperatura inicial de 32°C.

### **Grupo Piloto – GP VI (Gráficos 12 e 13, pg.45)**

Parâmetros: 4 Hz , aproximadamente 15ml/min de uma seringa descartável de 20ml e sem ativar o *spray* do laser.

A temperatura de saída do esguicho de água da seringa apresentou uma discreta perda, passando dos 39°C de dentro da seringa, chegando à dentina a uma temperatura média de 37°C.

A temperatura da câmara pulpar manteve-se praticamente inalterada.

#### **Grupo Piloto - GP VII (Gráficos 14 a 16, pg.46)**

Parâmetros: 4 Hz , 15 ml/min e com prévio disparo do *spray* por 5 minutos.

A temperatura de saída do *spray* apresentou uma elevação na temperatura, dos 25<sup>0</sup>C já constatados para uma temperatura máxima de 34<sup>0</sup>C, com a água do reservatório a 93<sup>0</sup>C.

A temperatura da câmara pulpar sofreu um declínio mais ameno, ficando por volta dos 33<sup>0</sup>C, de uma temperatura inicial de 36,5<sup>0</sup>C, ao entrar em equilíbrio térmico com *spray*.

#### **Grupo Piloto VIII - Spray 01 (Gráfico 17, pg.47)**

Parâmetros: sem laser, 15 ml/min, contínuo por 30 minutos.

A temperatura de saída do *spray* apresentou uma elevação na sua temperatura, dos 25<sup>0</sup>C já constatados para uma temperatura máxima de 35,60<sup>0</sup>C e média de 30,42 <sup>0</sup>C, com a água do reservatório acima dos 90<sup>0</sup>C. Média essa obtida entre os registros de n.º 123 a 3115, relacionado ao tempo compreendido do início dos registros de 6,8107 segundos ao término dos 171,15 segundos. Os demais registros não entraram no cálculo da média, porque essas medições não representam medição da temperatura do *spray* e registram apenas a temperatura inicial e final do reservatório.

#### **Grupo Piloto VIII - Spray 02 (Gráfico 18, pg.47)**

Parâmetros: sem laser, 6 ml/min, contínuo por 30 minutos e com a tubulação já aquecida pelo experimento anterior.

A temperatura de saída do *spray* apresentou uma elevação na sua temperatura, dos 25<sup>0</sup>C já constatados para uma temperatura máxima de 31,60<sup>0</sup>C e média de 27,79 <sup>0</sup>C, com a água do reservatório a 93<sup>0</sup>C. Média essa obtida entre os registros de n.º 302 a 1974, relacionado ao tempo compreendido do início dos registros de 16,642 segundos ao

término dos 108,48 segundos. Os demais registros não entraram no cálculo da média, porque essas medições não representam medição da temperatura do *spray* e registram apenas a temperatura inicial e final do reservatório.

O *spray* parou de funcionar por aproximadamente 5 segundos, pela falta de pressurização do reservatório, retornando a normalidade assim que o compressor interno do laser passou a funcionar.

### **Grupos IX, X, XI, XII e XIII (Gráficos 19 a 28, pg.48 a 52)**

A temperatura de saída do esguicho de água da seringa apresentou uma discreta perda, de 1 a 3°C da seringa até a superfície alvo.

A temperatura da câmara pulpar manteve-se estável não sofrendo alteração maior que 2,2°C.

Medição do termopar externo é difícil e imprecisa, pelo fato do termopar ser muito fino e o jato de água também, além de ser praticamente impossível acertar o termopar e a superfície alvo ao mesmo tempo.

Acúmulo de água ao redor do dente, que foi removida com sugador, acoplado a uma mangueira de ¼ de polegada e 2 metros de comprimento.

Mesmo com o fluxo pequeno de 6 ml/min o fundo da cavidade ficou com uma leve película de água, o que não ocorria no *spray* de ar/água, onde o ar contribui para deixar uma superfície com menos água residual.

### **Grupos XIV, XV, XVI e XVII (Gráficos 29 a 36, pg.53 a 56)**

Carbonização da superfície pela deficiência do esguicho de água e falta do *spray*.

A temperatura de saída do esguicho de água da seringa apresentou uma discreta perda, de 1 a 3°C da seringa até atingir a superfície alvo.

Elevação da temperatura da câmara pulpar, maior que  $2,2^{\circ}\text{C}$ , mesmo assim ficou abaixo do limite máximo de segurança de  $5,5^{\circ}\text{C}$ . (Zach & Coehn, 1965)

Verificou-se um acúmulo de água ao redor do dente, que não foi removido com o sugador.

## 6. DISCUSSÃO

A metodologia foi construída ao longo desse trabalho tentando simular ao máximo um preparo com *laser* de Er:YAG em dentina, em cavidades profundas, chegando a 1mm da cavidade pulpar, tendo como ponto de partida um único trabalho similar sobre a temperatura da água de refrigeração da turbina de alta velocidade (Lauer *et al.*, 1990).

A escolha da pasta térmica condutora da Premium de cor cinza da Cooler Máster Co, fabricada em Taiwan, ao invés da pasta térmica condutora Implastec de cor branca da Votorantin, fabricada em São Paulo, Brasil, deve-se ao fato da Premium fornecer o índice térmico-condutor, o que não ocorre com a Implastec. Não foi levada em consideração a cor das pastas térmicas, em virtude de não haver o espectro de absorção das pastas na faixa do infravermelho onde se encontra o érbio.

A forte queda da temperatura da câmara pulpar é um fato de extrema relevância observado nos estudos pilotos GP I a V, pois a temperatura da câmara pulpar teve uma súbita queda, dos 36,5<sup>o</sup>C iniciais ficando abaixo dos 30<sup>o</sup>C nos primeiros 40 segundos e, após esse ponto, a temperatura passou a ter leve declínio, tendendo a um equilíbrio térmico com o *spray*. (GLOCKNER *et al.*, 1998)

O estudo piloto GP V (dente 10) foi realizado em 2 etapas de 1 min cada. No primeiro minuto a temperatura de saída do *spray* ficou igual a temperatura ambiente de 25<sup>o</sup>C, para uma temperatura do reservatório de 90 a 100<sup>o</sup>C. No segundo minuto a temperatura de saída do *spray* apresentou uma pequena elevação em relação ao primeiro minuto, dos 25<sup>o</sup>C até alcançar uma média de 26,52<sup>o</sup>C. No 2<sup>o</sup> min bem como no 1<sup>o</sup> min a temperatura da câmara pulpar finalizou abaixo dos 30<sup>o</sup>C, sendo que no primeiro minuto a temperatura inicial era de 36,5<sup>o</sup>C e no segundo minuto a temperatura inicial era de 32<sup>o</sup>C. A elevação discreta da temperatura de saída do *spray* é a razão de nos ter levado a possibilidade de acreditar que após um acionamento prévio do *spray*, antes das



irradiações com o *laser*, poder-se-ia conseguir alguma elevação na temperatura de saída do *spray*, o que foi conseguido e adotado no disparo prévio do *spray*, sem o *laser*, por 5 min antes das irradiações para o grupo piloto GP VII.

No estudo piloto GP VII, onde foi usado o *spray* aquecido, acima dos 30°C, a temperatura da câmara pulpar teve queda mais gradual, dos 36,5°C iniciais entrando em equilíbrio térmico com o *spray* a 33°C, ficando abaixo da variação desejada de 2,2°C.

A medição com termopar externo, nos experimentos dos grupos de IX a XVII, é difícil e imprecisa, pelo fato do termopar ser muito fino e o jato de água também, além de ser praticamente impossível conseguir atingir o esguicho de água no termopar e na superfície alvo ao mesmo tempo, por incidir de forma pontual e não cobrir toda superfície como acontece com o *spray*.

Nos experimentos finais com esguicho de água, com temperatura próxima da corpórea, a variação da temperatura da câmara pulpar ficou compreendida nos 2,2°C almejados.

Com relação ao sistema de refrigeração da superfície alvo, a mangueira que sai do reservatório de água destilada até a saída final do *spray* apresenta um diâmetro de 1mm e comprimento de 2m. Devido a este pequeno diâmetro, a razão entre a área da superfície e o volume da mangueira é grande, fazendo com que a dissipação de calor através da superfície da mesma seja extremamente alta. Este fato impede que possamos controlar a temperatura de saída do *spray* apenas através do aumento da temperatura do reservatório de água. Haja vista que ao se colocar a água na temperatura de 90 a 100°C no reservatório ela chega ao *spray* na temperatura ambiente de 25°C, dissipando ao longo do percurso todo o calor. (Figura 14, pg. 34)

No tocante a freqüência, optou-se inicialmente por 2Hz por ser o parâmetro mais seguro. Alterou-se de 2Hz para 4Hz a partir do estudo piloto GP VII, pois com a freqüência menor foi constatada a enorme e rápida queda da temperatura da câmara pulpar, tendo assim margem

para aumentá-la. Proposição essa por saber que o aumento da freqüência é o maior responsável pelo aumento da temperatura residual e conseqüentemente da pulpar. (HIBST, R.; KELLER, U.,1992)

No estudo piloto GP VII, mesmo utilizando 4Hz, *spray* no início das ablações acima dos 30°C, a temperatura da câmara pulpar caiu até 33°C, por isso adotou-se os 4Hz para os experimentos finais. Ainda, neste experimento, antes de irradiar os dentes, foi promovido o disparo do *spray* de ar-água sem o feixe *laser* por 5 minutos, numa tentativa de conseguir diminuir a perda calórica sofrida pela água. Na verdade, não se justificou permanecer por mais de 5 minutos, em razão de se ter verificado nos experimentos com *spray* que não houve ganho calórico na saída do *spray* a partir dos 5 minutos. A constatação deste fato foi após a realização dos experimentos pilotos com *spray* acionado por 30 min, nos quais almejava-se que a temperatura da tubulação aumentasse paulatinamente, entretanto isso não ocorreu.

O *laser* de Er:YAG de 2940nm, em relação ao cromóforo água, está no pico de absorção, interagindo prioritariamente com a água em relação a hidroxiapatita, sendo assim, a água em maior quantidade reduz o ritmo das ablações em dentina, chegando até a interrompê-la, só havendo interação com a água.

No início adotou-se 6ml/min para otimização e avaliação da eficiência do poder de resfriamento do *spray*, mas pela impossibilidade do equipamento *laser* Kavo Key 2 em permitir a variação da temperatura de saída do *spray* com este fluxo alterou-se para 15ml/min, que é o máximo que o aparelho permite. Embora saibamos não ser o ideal aumentar o fluxo e volume para não diminuir a ablação dentinária, nos testes do *spray* em maior fluxo de 15 ml/min e não de 6ml/min, o *spray* apresentava uma temperatura de saída superior aos 30°C, com reservatório a temperatura de 90 a 100°C, desde que a tubulação fosse aquecida por 5 minutos pelo disparo do *spray* sem o *laser*. E por isso, foi adotado esse novo parâmetro, visto que o objetivo não era velocidade e otimização das

ablações, e, sim, aumentar a temperatura da água do *spray*, realizar ablação e verificar a refrigeração.

Já em relação à EDR, nos estudos pilotos foi deixada na espessura de 2mm, pois no projeto inicial era para ser realizada uma cavidade com 1mm de profundidade, que não foi feita e sim marcação do tempo, em virtude de que após um período de 1 minuto a temperatura da câmara pulpar tendia a se estabilizar. Notou-se que após uma forte queda da temperatura da câmara pulpar nos 40 segundos iniciais seguiu-se apenas um discreto declínio, sem haver uma queda representativa, não havendo por isso mais sentido continuar a ablação.

Nos experimentos finais, foi feita uma cavidade com 1mm de profundidade, ficando com EDR de 1mm, com as paredes expulsivas, feito com uma ponta montada diamantada nº.717, tronco-cônica de extremidade plana, para peça de mão reta de baixa velocidade, de extremidade de 2,8mm de diâmetro, que a uma distância de 1mm da ponta ativa tem diâmetro de 2,94mm, para assim avaliar melhor o comportamento da temperatura da câmara pulpar.

No estudo piloto GP VI, com fluxo de 15 a 20ml/min, objetivou-se verificar se a temperatura da câmara pulpar se manteria estável com a água de refrigeração a 37°C durante a irradiação, e realmente a temperatura se manteve estável, viabilizando os experimentos finais. Entretanto, como a alteração do fluxo era muito grande e poderia interferir nas ablações, investigou-se vários calibres de agulhas até chegar na de 13x0,3, onde o fluxo de 6ml/min desejado foi alcançado.

O fluxo de água, mesmo de 6ml/min, conseguido com uma agulha de 13x0,3 em relação ao estudo piloto com agulha de 25x7, sem o ar para formar o *spray*, o esguicho de água tem mais dificuldade de fluir para fora da superfície alvo, sem apresentar uma boa e completa taxa de renovação, assim não há uma boa eficiência no resfriamento adequado da superfície. Nas cavidades dos dentes dos grupos de IX a XVII, com esguicho de água, sempre ficou uma película de água no fundo da

cavidade, impedindo a otimização das ablações e, ao não se renovar totalmente, prejudicou a regularização da temperatura da superfície alvo.

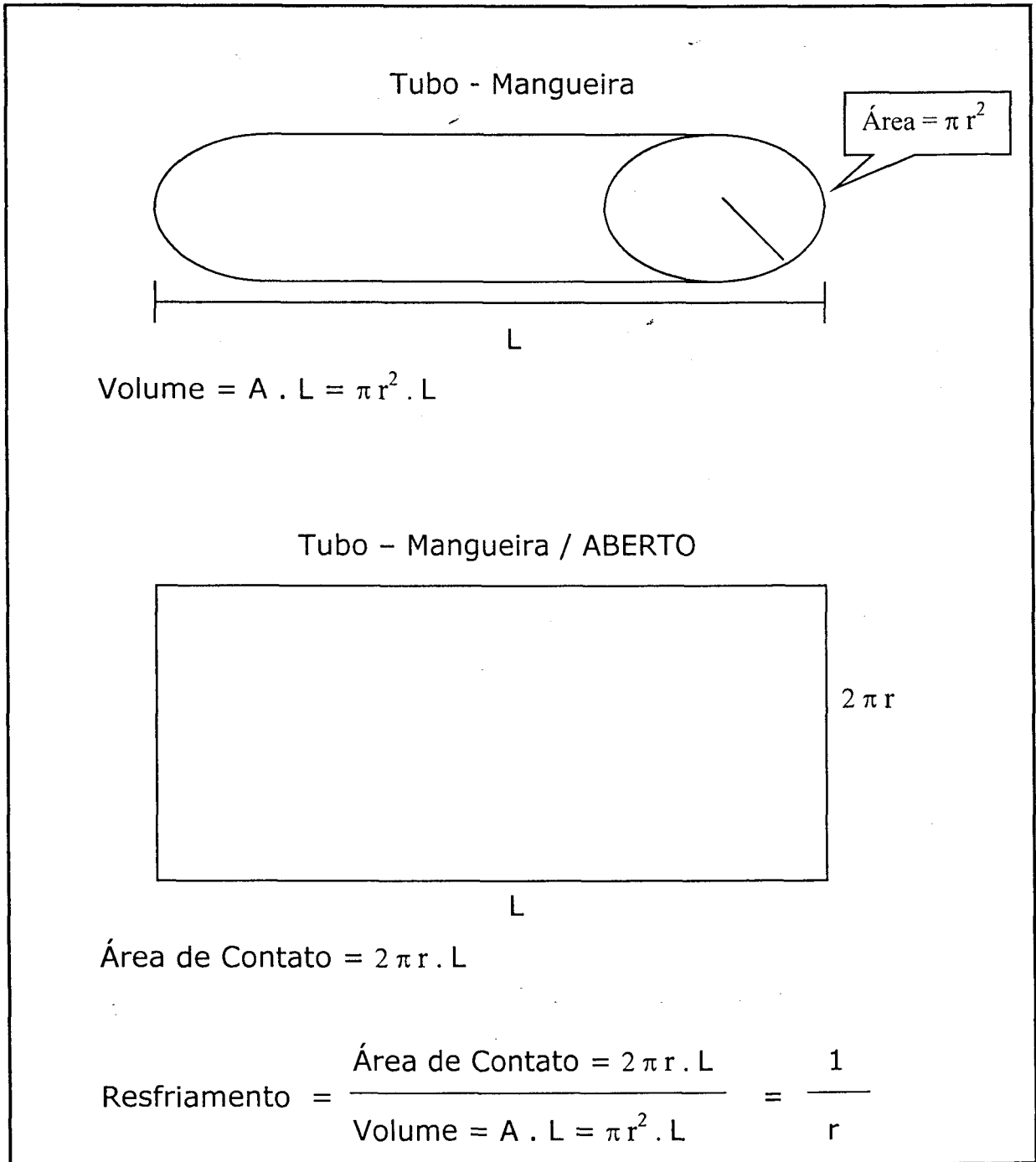


Figura 14

## 7. CONCLUSÃO

É impraticável, no *laser* de Er:YAG, modelo Kavo Key Laser 2, na sua configuração original, controlar a temperatura final de saída do *spray* de ar/água, simplesmente aumentando-se a temperatura da água destilada dentro do reservatório, tendo em vista que a água dentro do reservatório a aproximadamente 100°C chega na saída do *spray* a temperatura ambiente, no caso, de 24 a 26°C, e só depois de disparo contínuo do *spray* por uns 5 minutos consegue-se uma temperatura máxima de saída de 34°C, com fluxo de 15ml.

Mostraram-se extremamente promissoras a elevação e regulação da temperatura de saída do *spray*, diminuindo o diferencial de temperatura entre a corpórea e a do *spray* de ar/água do *laser* de Er:YAG, pois com um prévio aquecimento do sistema, o *spray* acima dos 30°C, a queda da temperatura da câmara pulpar foi mais lenta e entrou em equilíbrio aos 33°C. Nos outros experimentos com *spray* ativo, sem o prévio aquecimento, durante as irradiações, constatou-se queda brusca de temperatura muito acima do limite de conforto de 2,2°C e a maioria com queda de mais de 7°C.

Não foi possível estabelecer uma faixa ideal e precisa da temperatura do *spray*, pela impossibilidade do aparelho, e, ao se irrigar com uma seringa, o esguicho de água não apresenta as mesmas características ideais de um *spray*, impossibilitando uma análise comparativa perfeita.

O *spray* é fundamental para evitar carbonização, pois apenas com esguicho de água com a temperatura superior a corpórea, até 42°C, observaram-se muitas superfícies carbonizadas.

A solução para controlar a temperatura de saída do *spray* de ar/água do *laser* de Er:YAG seria a troca da mangueira do sistema de refrigeração, que sai do reservatório até a saída final, por um sistema que contemple um pré-aquecimento da mangueira/conduíte durante o percurso, o que só é possível com projeto de engenharia adequado.

Os parâmetros utilizados de **250 mJ** de energia/pulso com **2 e 4 Hz** de frequência, perfazendo uma  $DE = 80,20 \text{ J/cm}^2$  por pulso, fluxo do *spray* de ar/água de **6 ml/min**, mostraram-se seguros para irradiação em dentina profunda. A temperatura da câmara pulpar seguiu a temperatura do *spray* ou esguicho de água e, portanto, usando-se uma temperatura menor que a corpórea a temperatura da câmara pulpar diminui e maior eleva.

## REFERÊNCIAS BIBLIOGRÁFICAS

GLOCKNER, K.; RUMPLER, J.; EBELESEDER, K.; STADTLER, P. – Intrapulpal temperature during preparation with the Er:YAG laser compared to the conventional burr : An *in vitro* study. Journal of Clinical Laser Medicine & Surgery, v.16, n.3, p. 153-157, Mary Ann Liebert, Inc., 1998.

HIBST, R.; KELLER, U. Dental Er:YAG laser application: effect of water spray on ablation. In: INTERNATIONAL CONGRESS ON LASERS IN DENTISTRY, 3., p.229-230. Proceedings. Salt Lake City: International Society of Lasers in Dentistry, 1992.

HIBST, R.; STOCK, K.; GALL, R.; KELLER, U. – Controlled tooth surface heating and sterilisation by Er:YAG laser irradiation. The Society of Photo-Optical Instrumentation Engineers. Proceedings of Laser Applications in Medicine and Dentistry, Vienna, Austria, v.2922, p.119-26, 7-10 Sep. 1996.

KELLER, U.; HIBST, R. Histological findings of pulpal changes after Er:YAG laser irradiation. In : INTERNATIONAL ASSOCIATION FOR DENTAL RESEARCH. Chicago, J Dent Res, v.74, p.545, 1995.

KELLER, U.; HIBST, R.- Er:YAG Laser Effects on Oral Hard and Soft Tissue. The laser in Dentistry by Miserendino L.J.; Pick, R.M., ed. Quintessence Publishing Co., INC., 1995.

LAUER, H.C.; KRAFT, E.; ROTHLAUF, W.; ZWINGERS, T. Effects of temperature of cooling water during high-speed and ultrahigh-speed tooth preparation. J Prosthet Dent, St. Louis, v. 63, n. 4, p. 407-414, Apr. 1990.

PAGHDIWALA, A.F.; VAIDYANATHAN, T.K.; PAGHDIWALA, M.F. Evaluation of Er:YAG laser radiation of hard dental tissue: analysis of temperature changes, depth of cuts and structural effects. Scanning Microsc, v.7, n.3, p.989-97, 1993.

RENNEBOOG-SQUILBIN, C.; NAMMOUR, S.; COOMANS, D.; BAREL, A.; CARLEER, M.; DOURON, N. Measurement of pulp temperature to externally applied heat ( argon laser, hot water, drilling ). J Biol Buccale, v.17, n.3, p.179-186, Sept. 1989.

RIZOIU, I.; KOHANGHADOSH, F.; KIMMEL, A.I.; EVERSOLE, L.R. – Pulpal thermal responses to an Er,Cr:YSGG pulsed laser hydrokinetic system. Oral Surg Oral Med Oral Pathol, v.86, n.2, p.220-223, Aug., 1998.

SZNAJDER, A.J. Avaliação *in vitro* da temperatura na câmara pulpar de dentes decíduos durante aplicação do laser de Er:YAG. Dissertação do Mestrado IPEN – FOU SP, 2001.

TANJI, E.Y. Estudo *in vitro* da variação de temperatura em dentina irradiada com laser de Er:YAG. Tese de Doutorado – FOU SP, 2002.

WHITE, J.M.; NEEV, J.; GOODIS, H.E.; BERNS, M. Surface temperature thermal penetration dentin of Nd:YAG laser applied to enamel and dentin. In: LASER SURGERY, Proceedings. California: The International Society for Optical Engineering, 1992. V.1643, p.423-36.

WIGDOR, H.A.; WALSH Jr., J.T.; VISURI, S.R. Thermal effect of Er:YAG laser radiation on dental hard tissue. The Society of Photo-Optical Instrumentation Engineers – Dental Applications of Lasers, v.2080, p.26-32, 1993.

ZACK, L.; COHEN, G. Pulp response to externally applied heat. Oral Surg Oral Med Oral Pathol, v.9, n. 4, p. 515-30, Apr. 1965.



**ANEXO**

**GRÁFICOS**

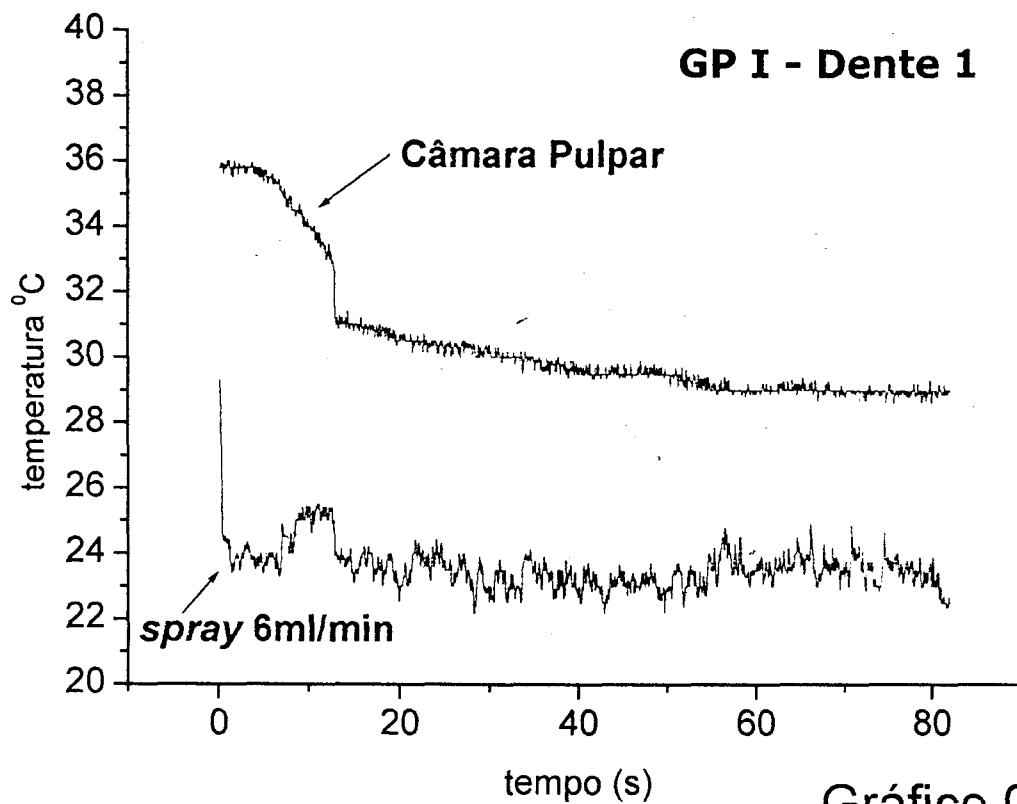


Gráfico 01

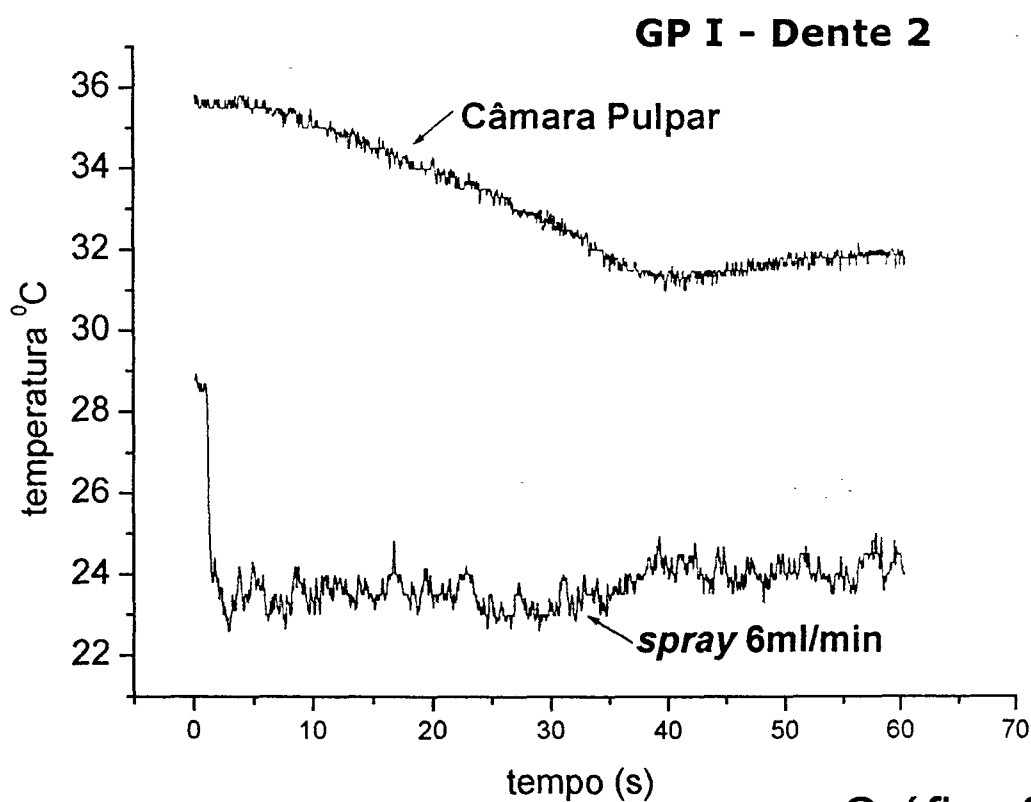


Gráfico 02

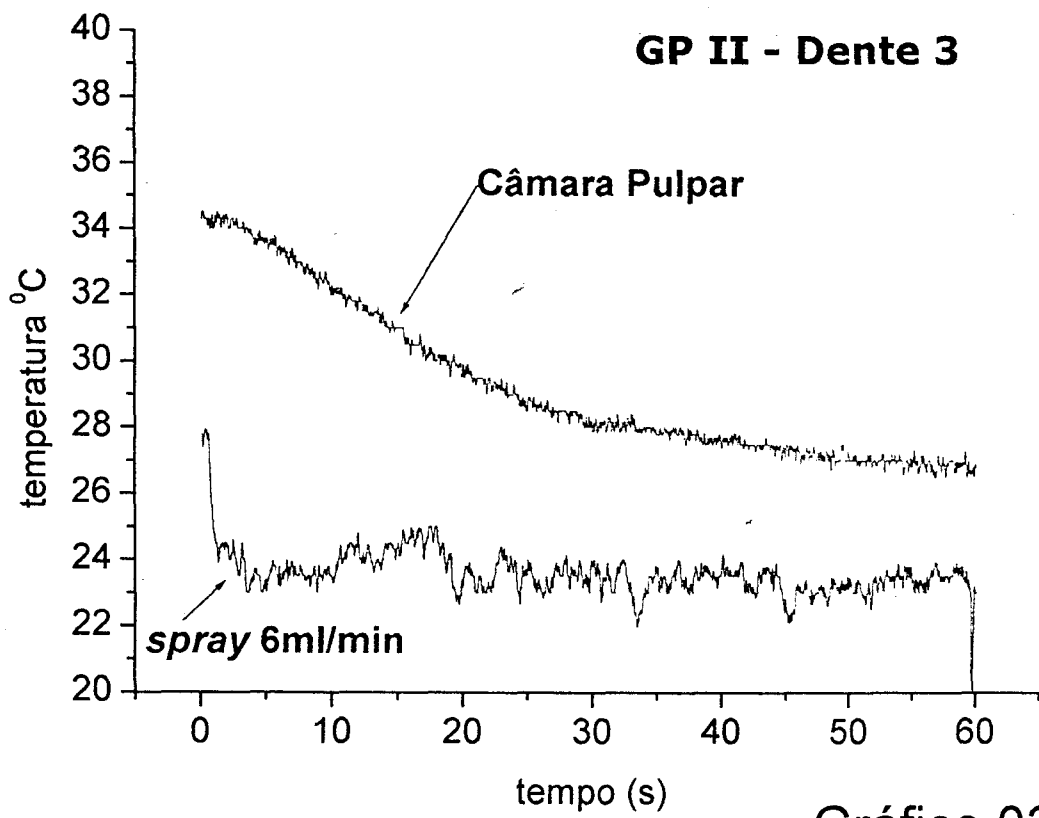


Gráfico 03

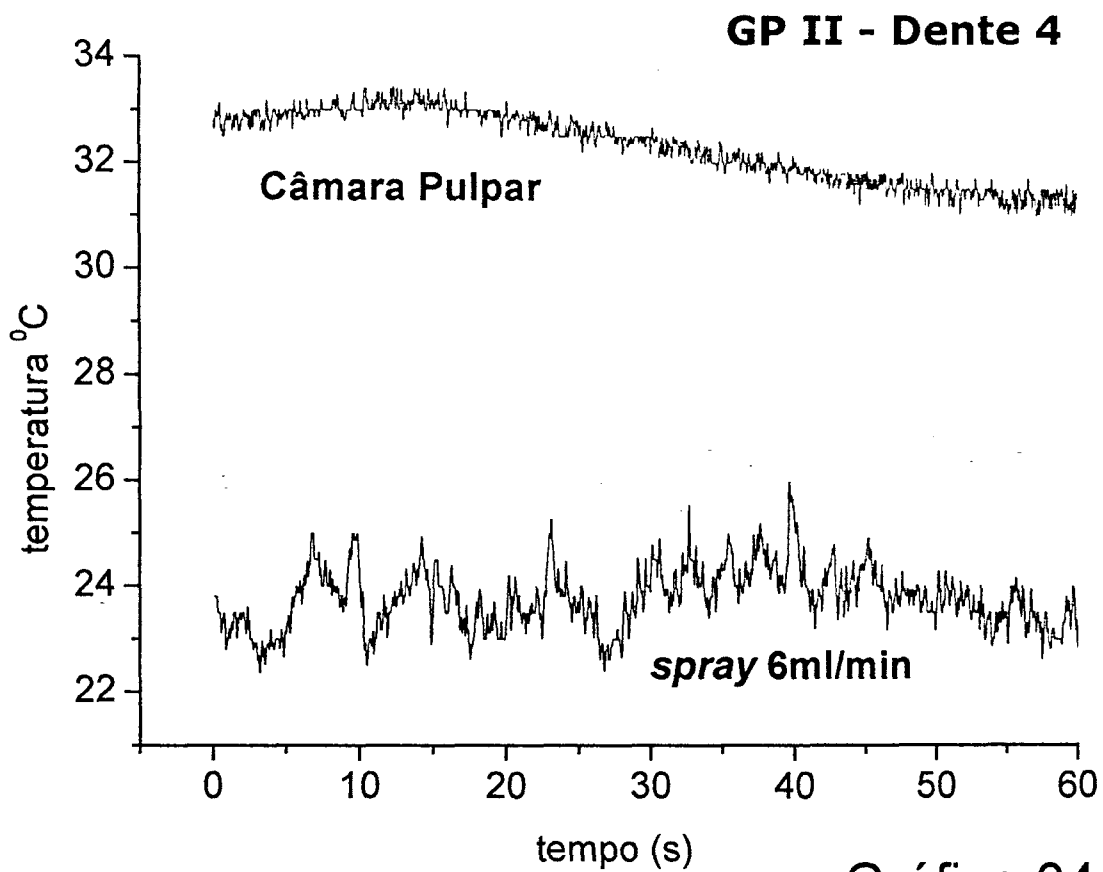
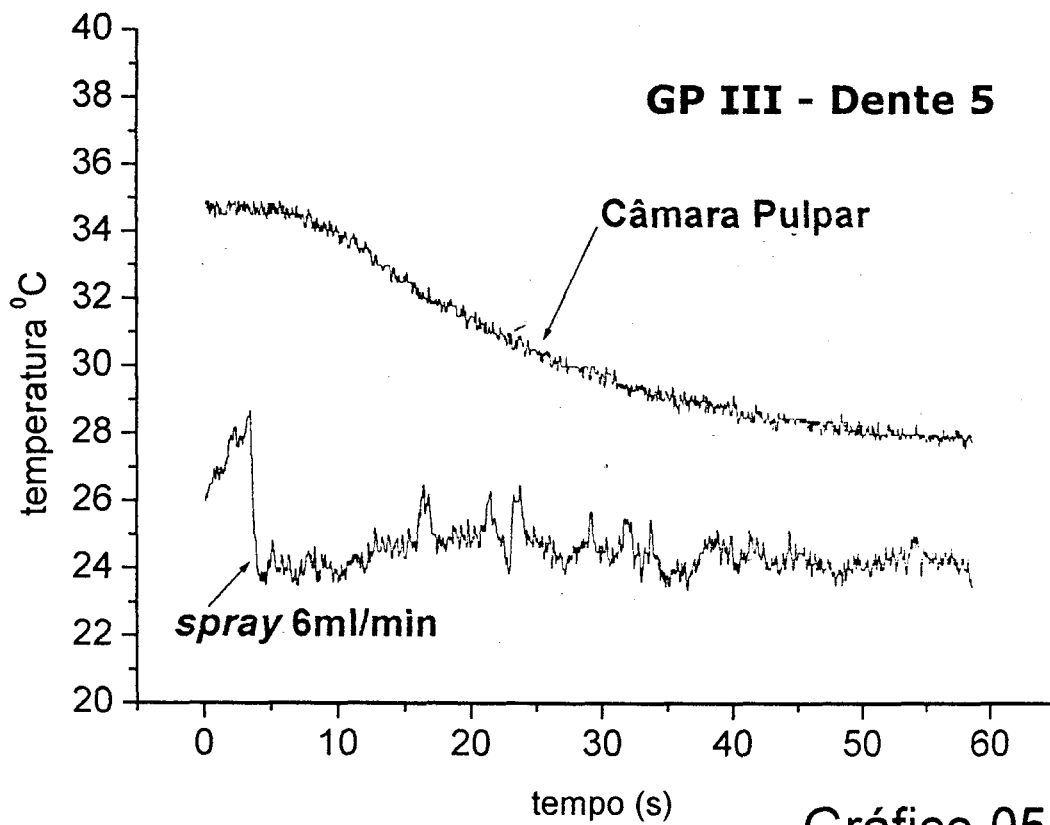
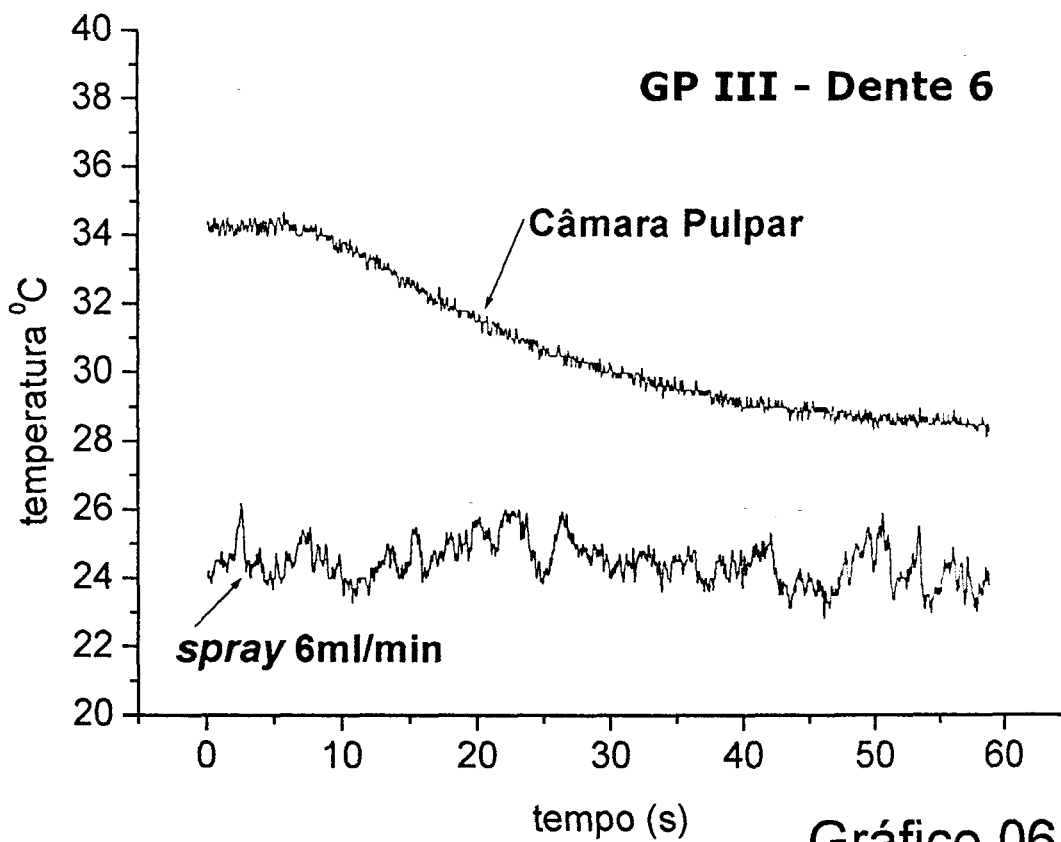


Gráfico 04



**Gráfico 05**



**Gráfico 06**

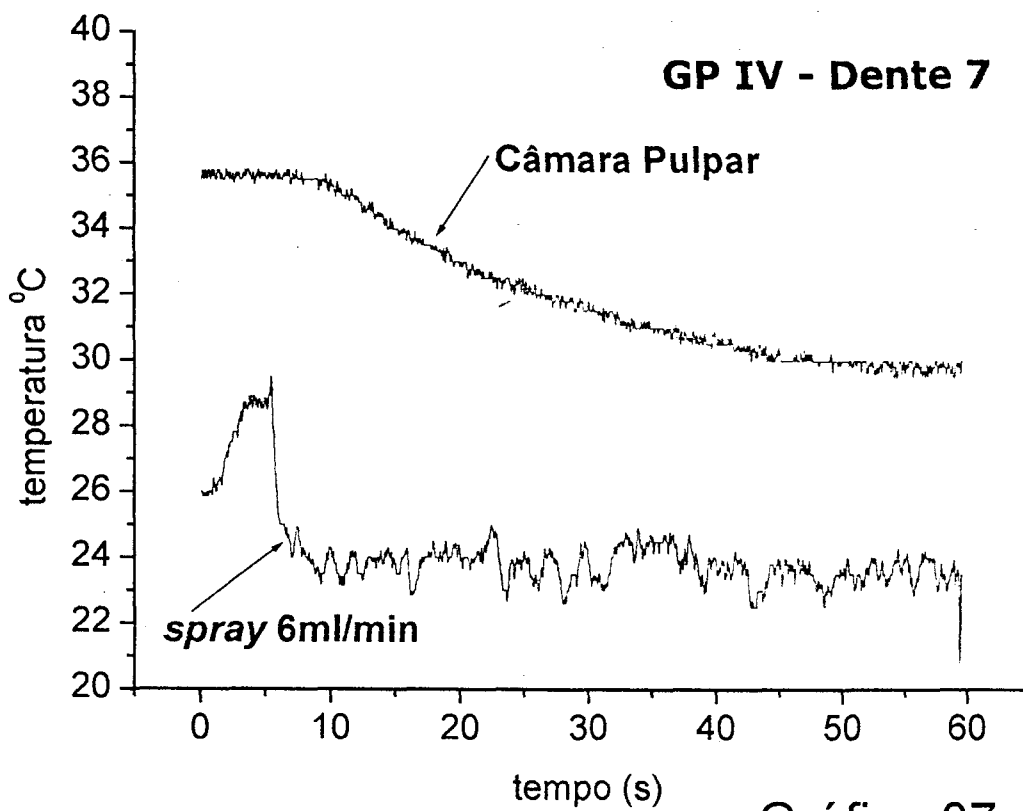


Gráfico 07

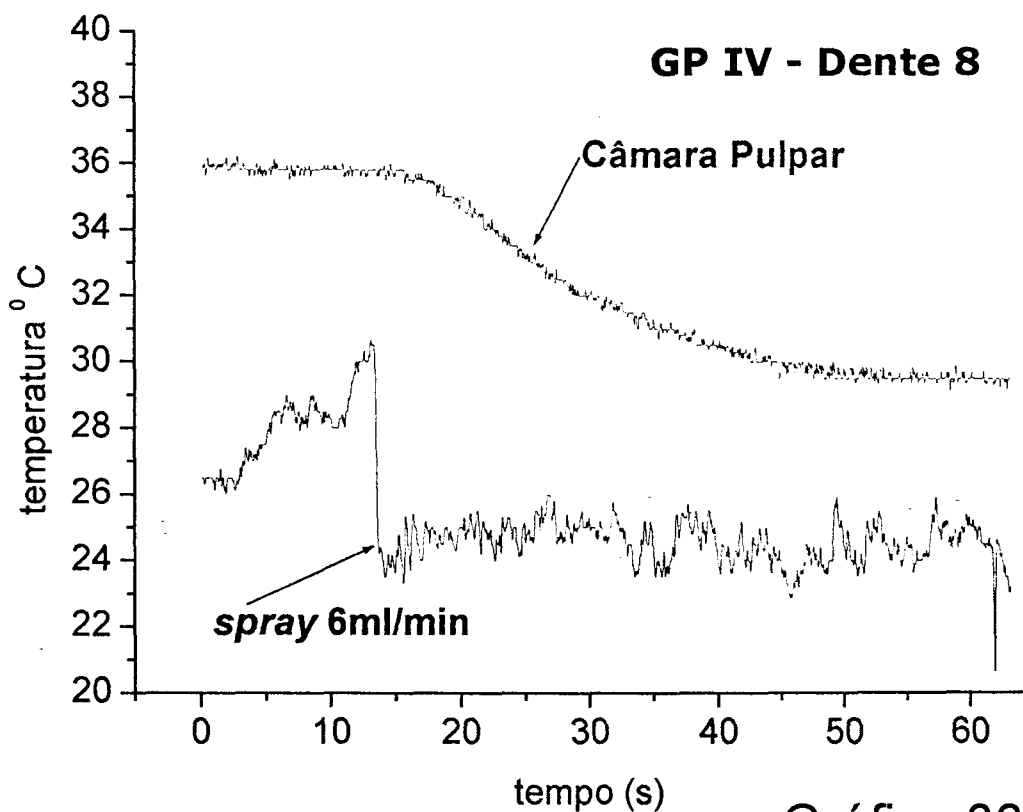


Gráfico 08

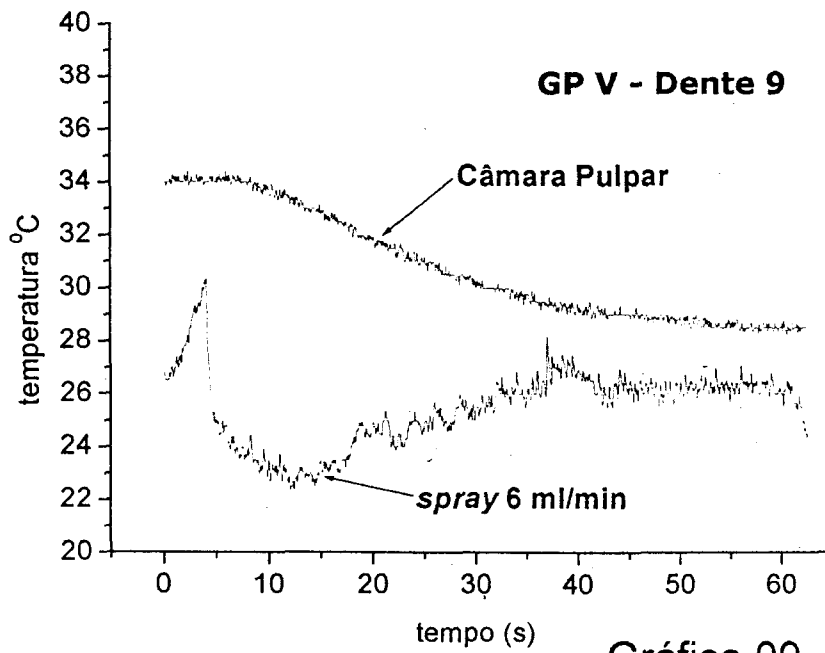


Gráfico 09

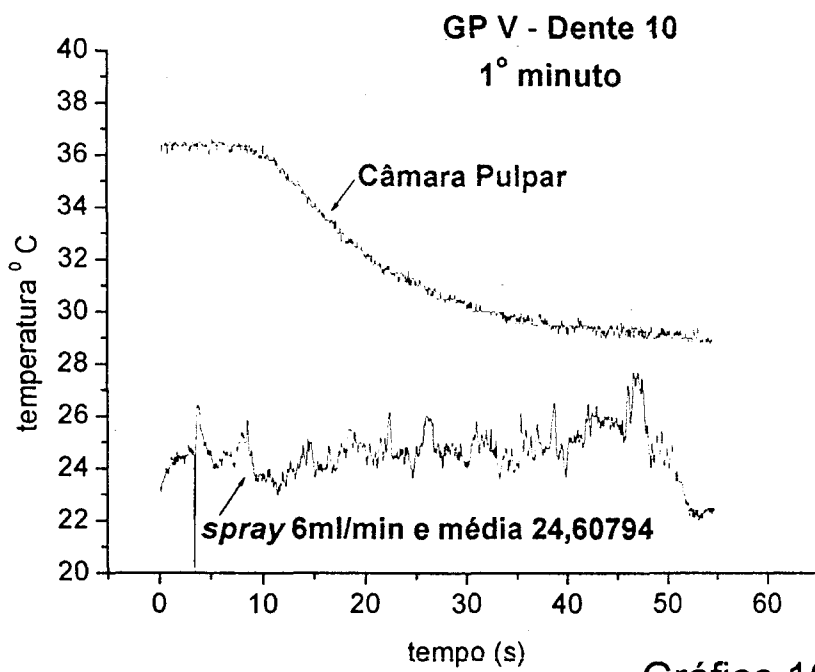


Gráfico 10

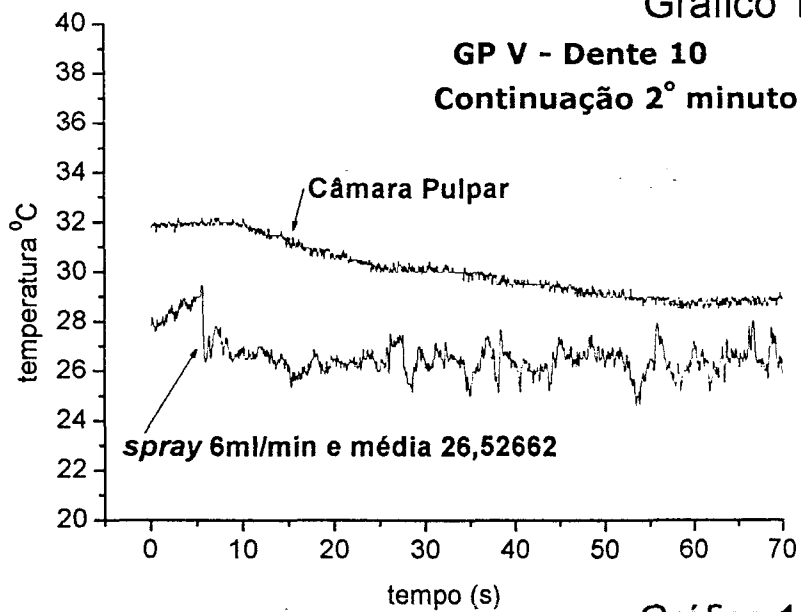


Gráfico 11

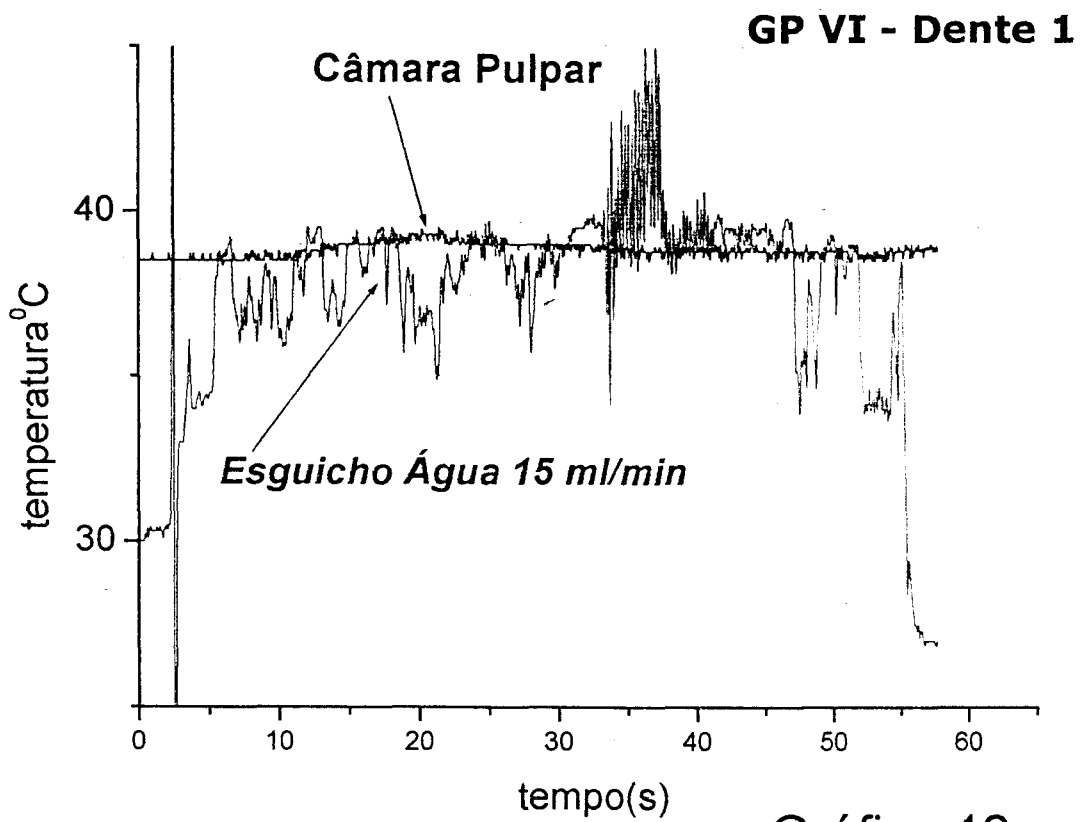


Gráfico 12

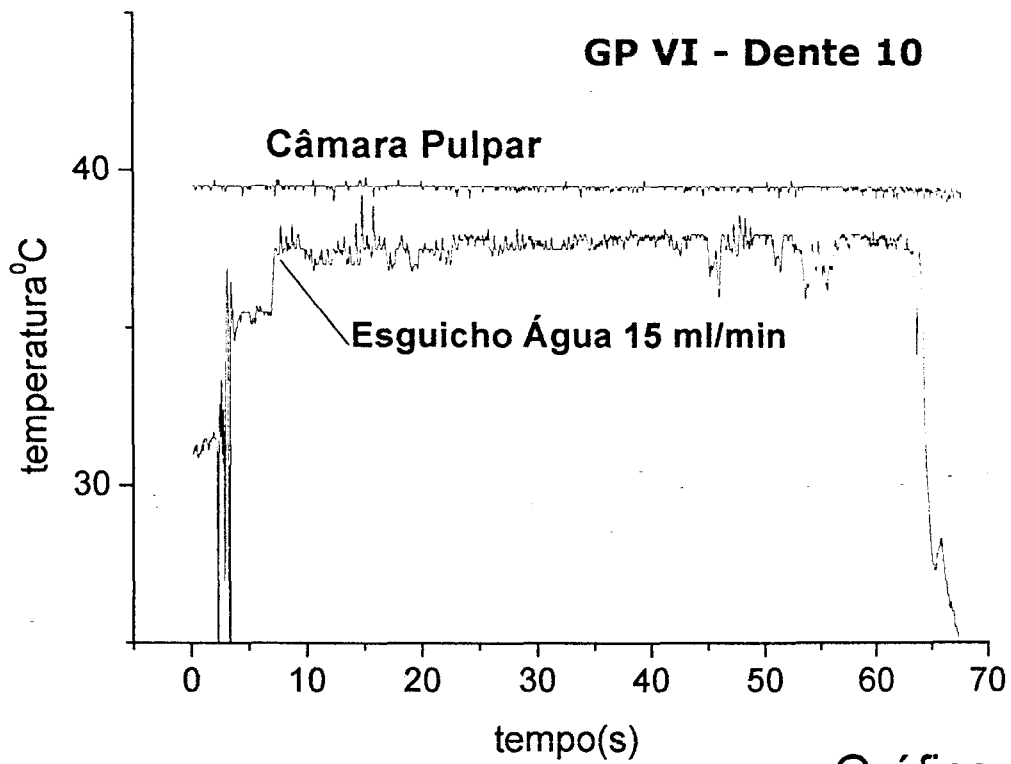


Gráfico 13

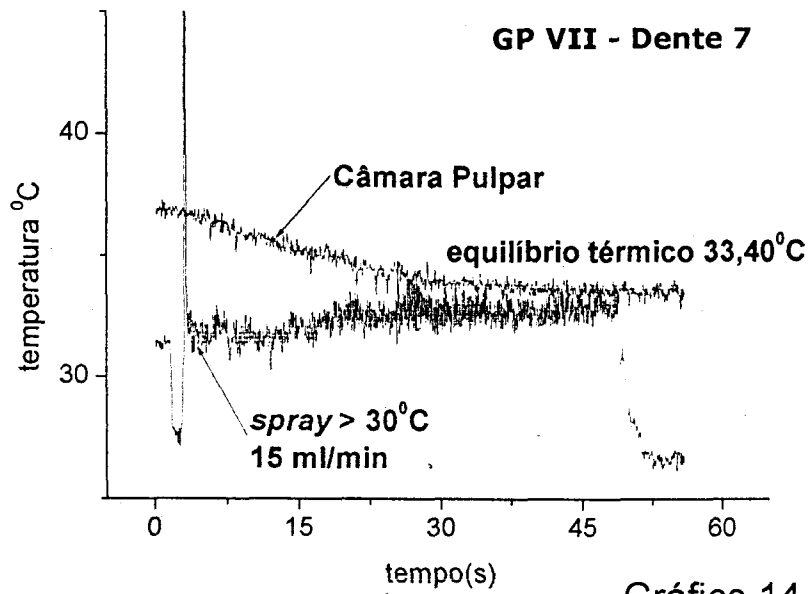


Gráfico 14

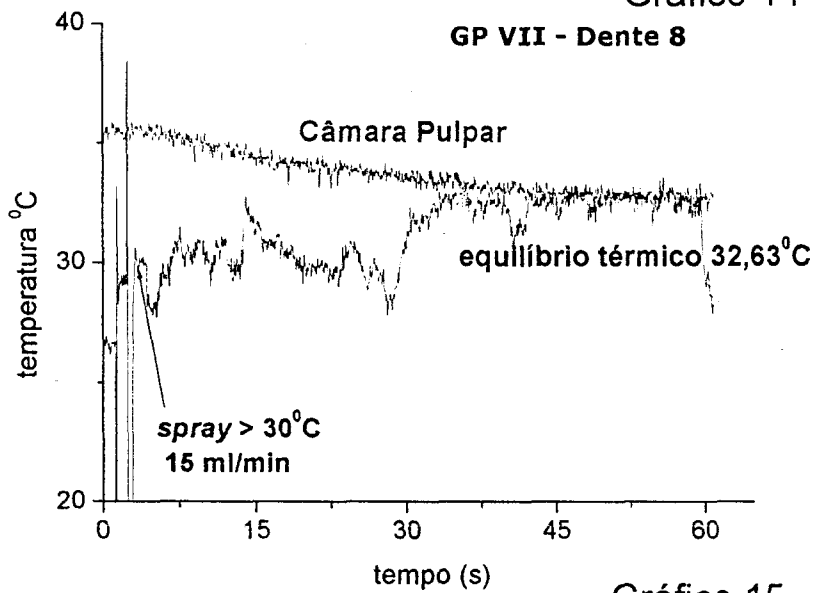


Gráfico 15

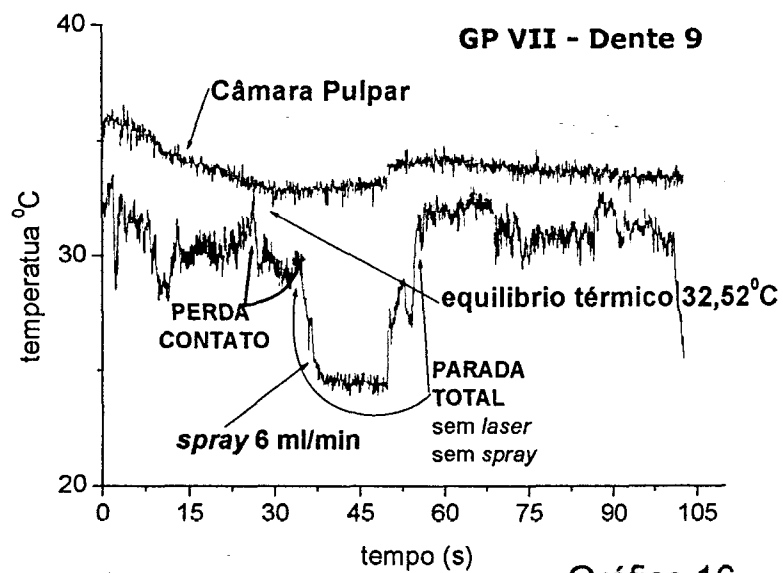
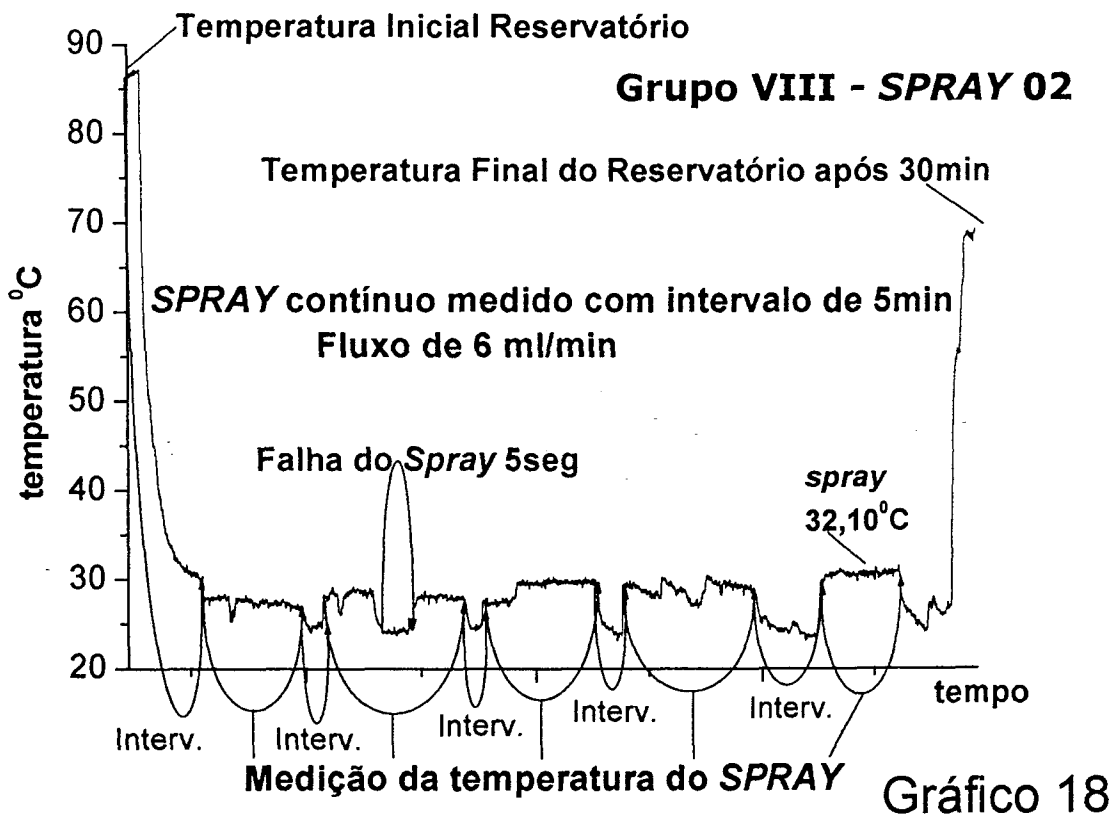
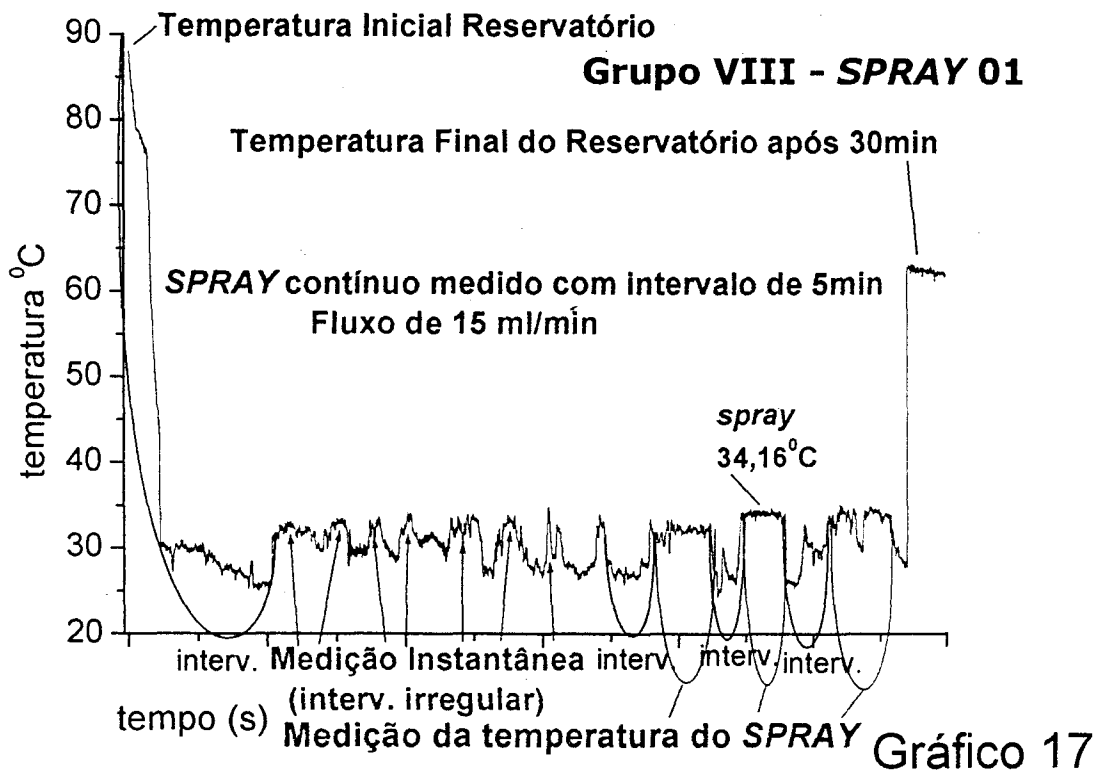


Gráfico 16





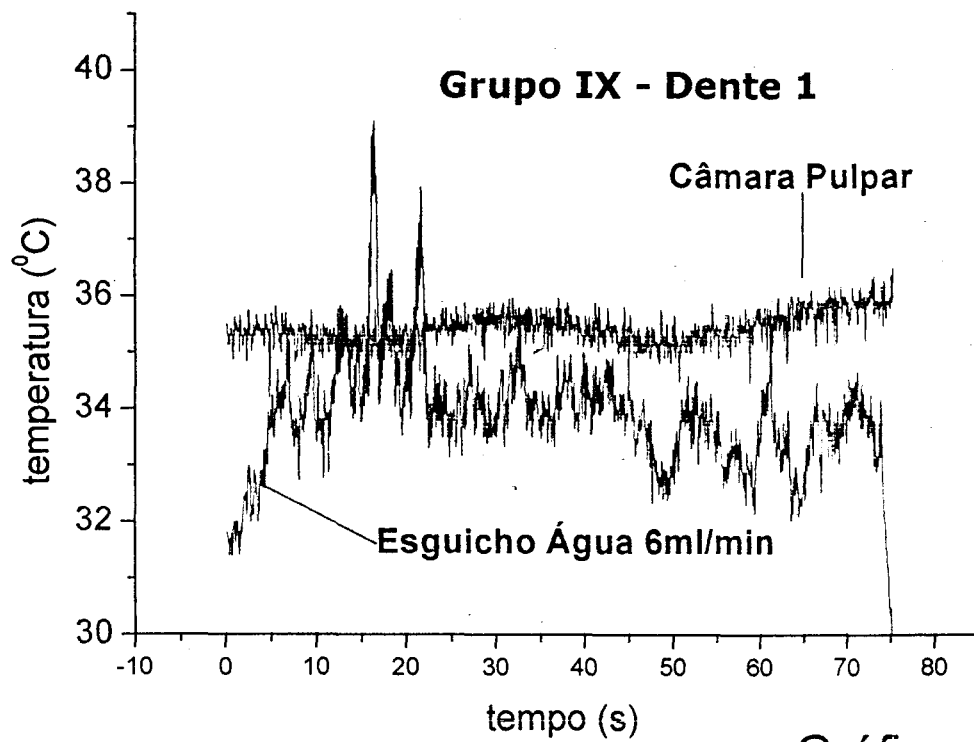


Gráfico 19

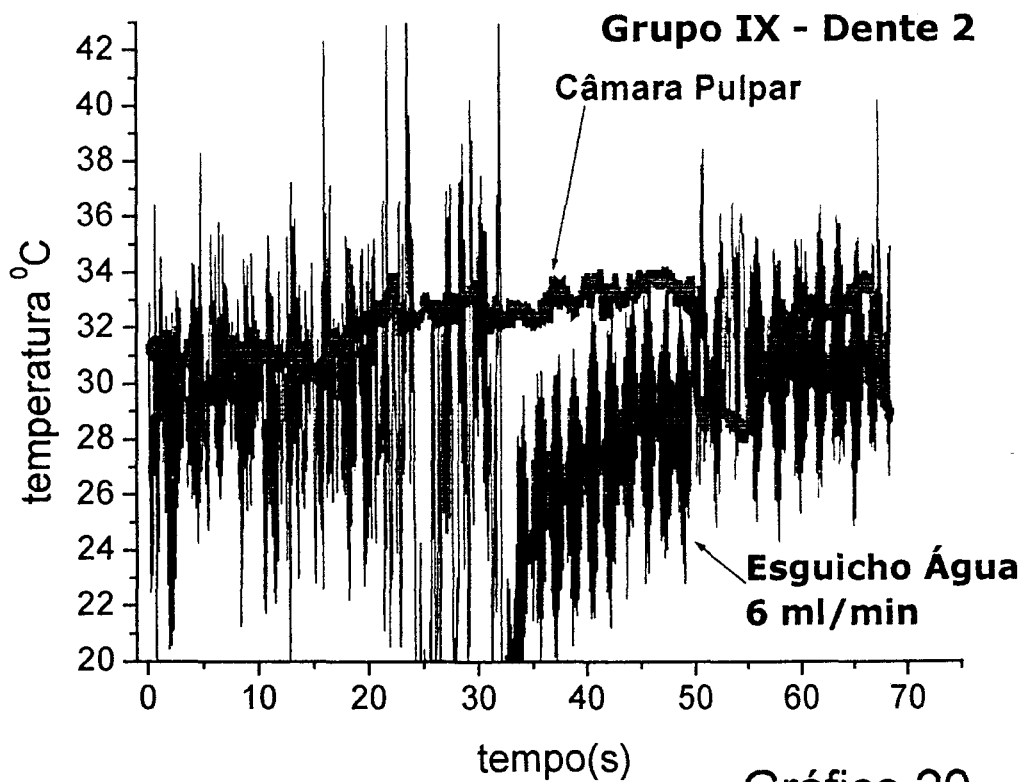
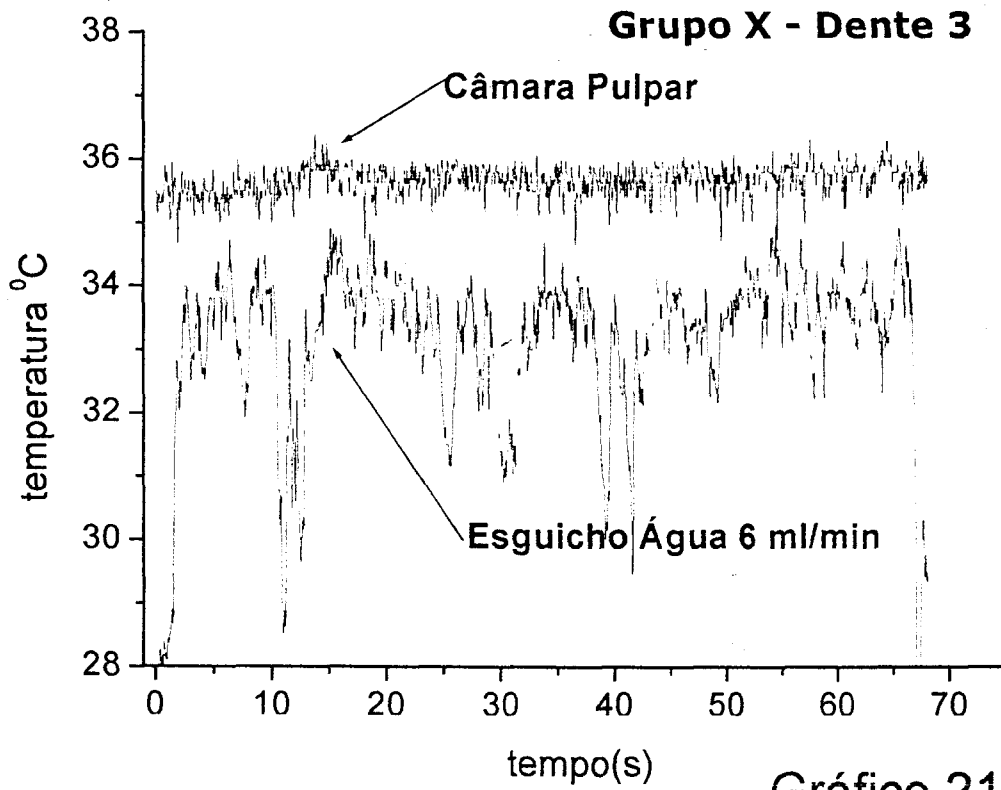
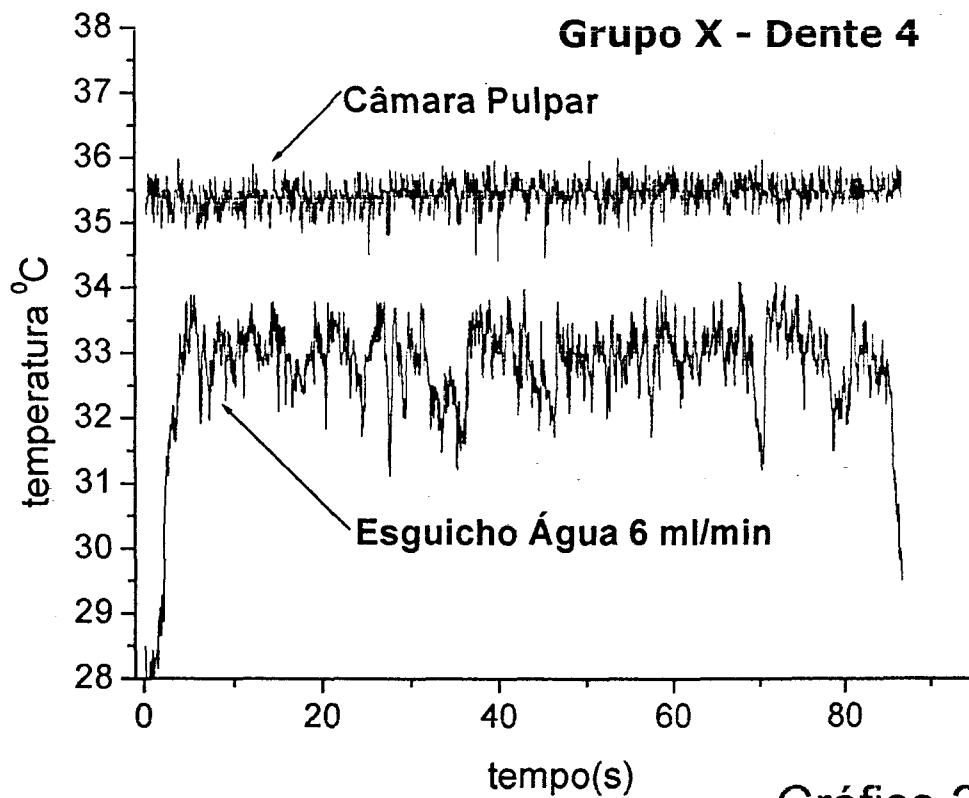


Gráfico 20



**Gráfico 21**



**Gráfico 22**

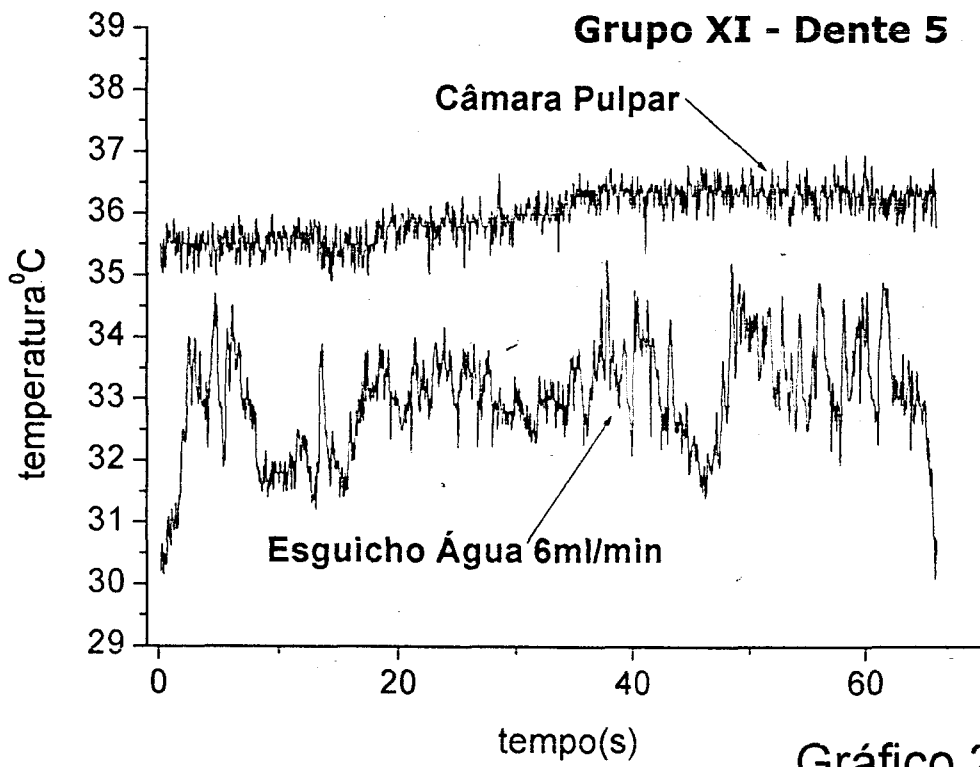


Gráfico 23

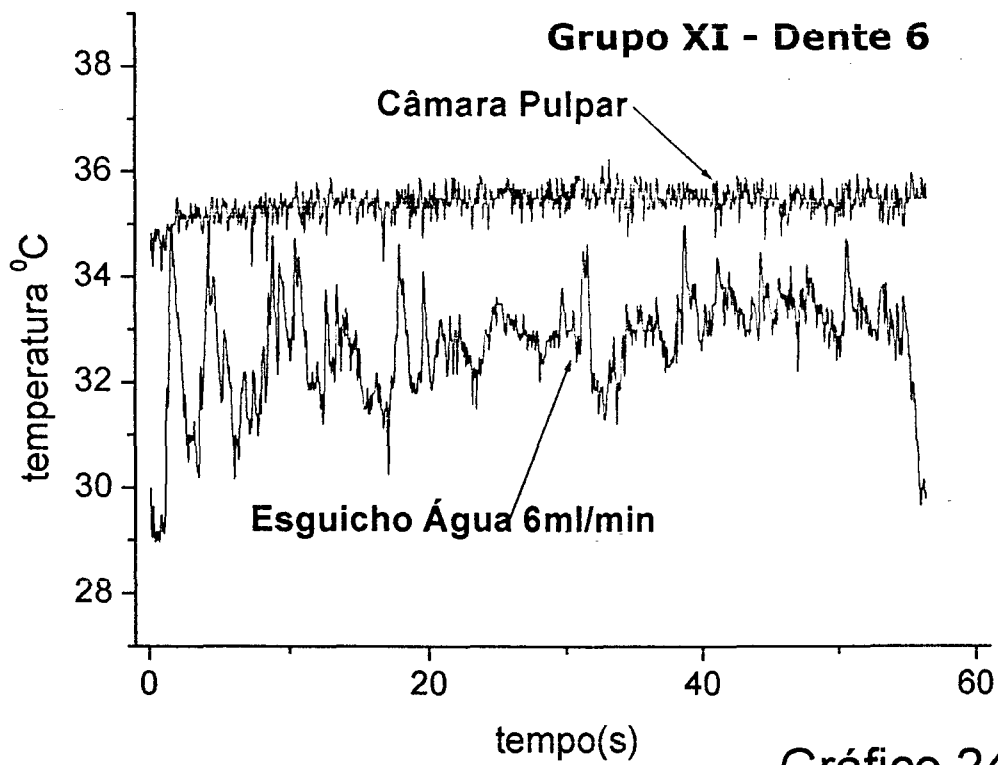


Gráfico 24

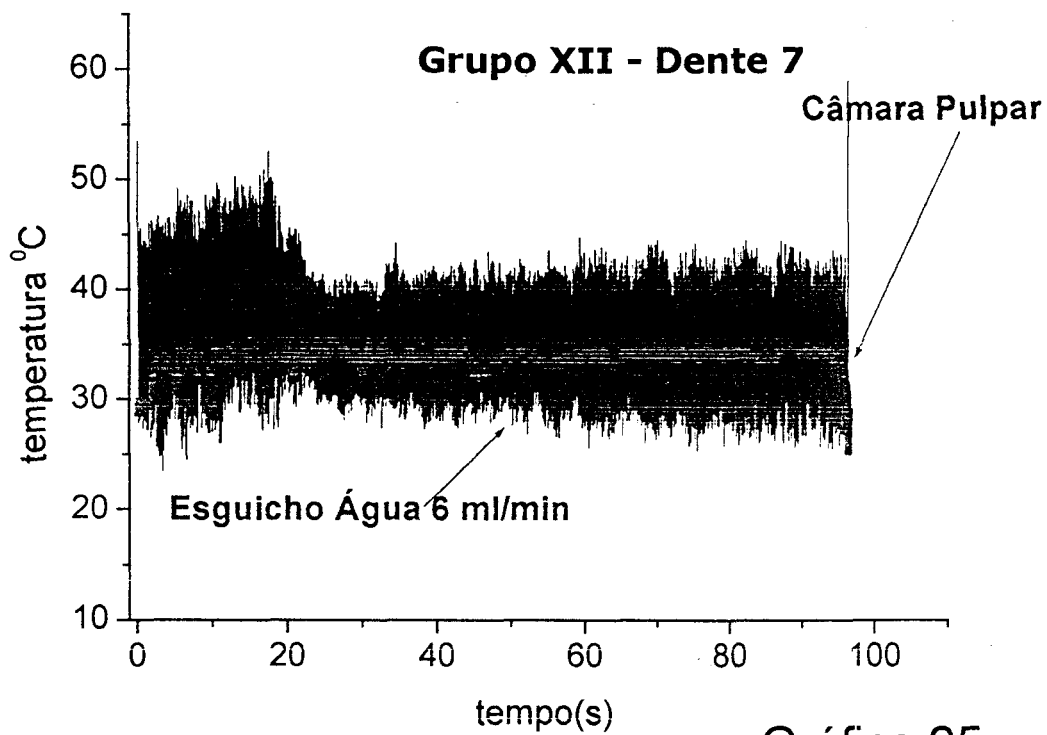


Gráfico 25

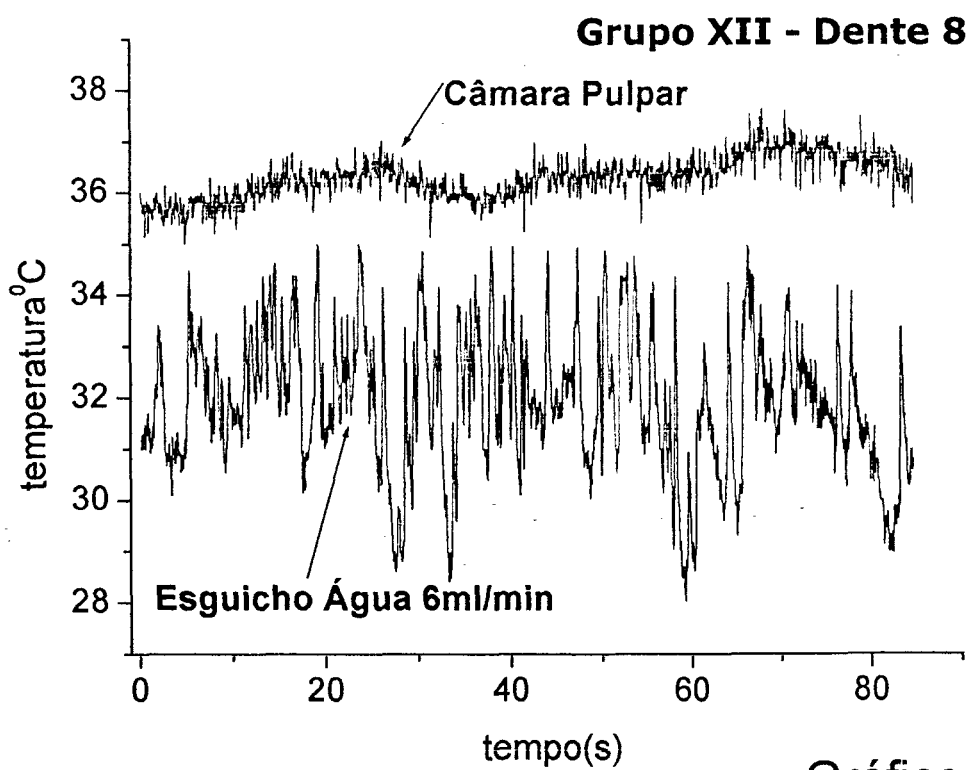


Gráfico 26

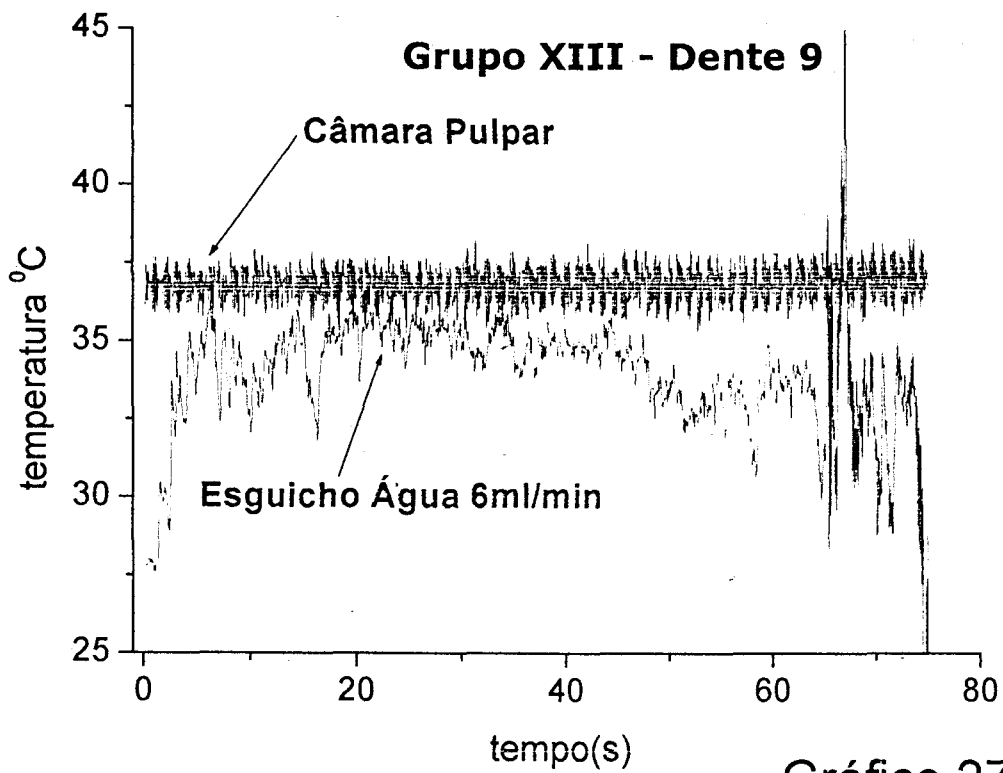


Gráfico 27

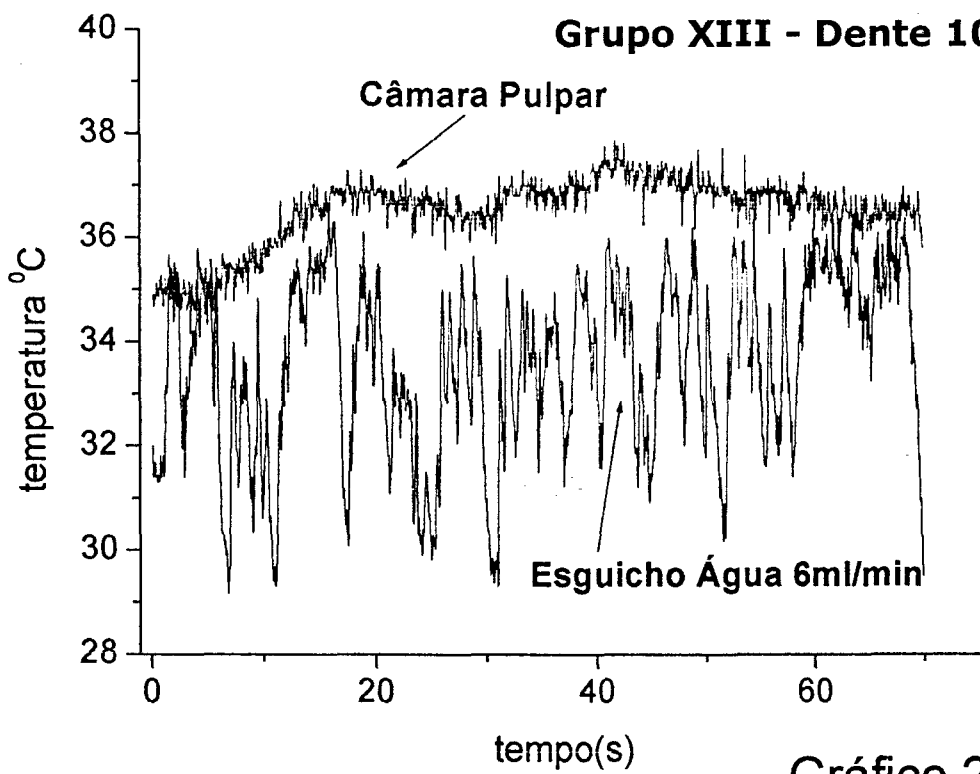


Gráfico 28

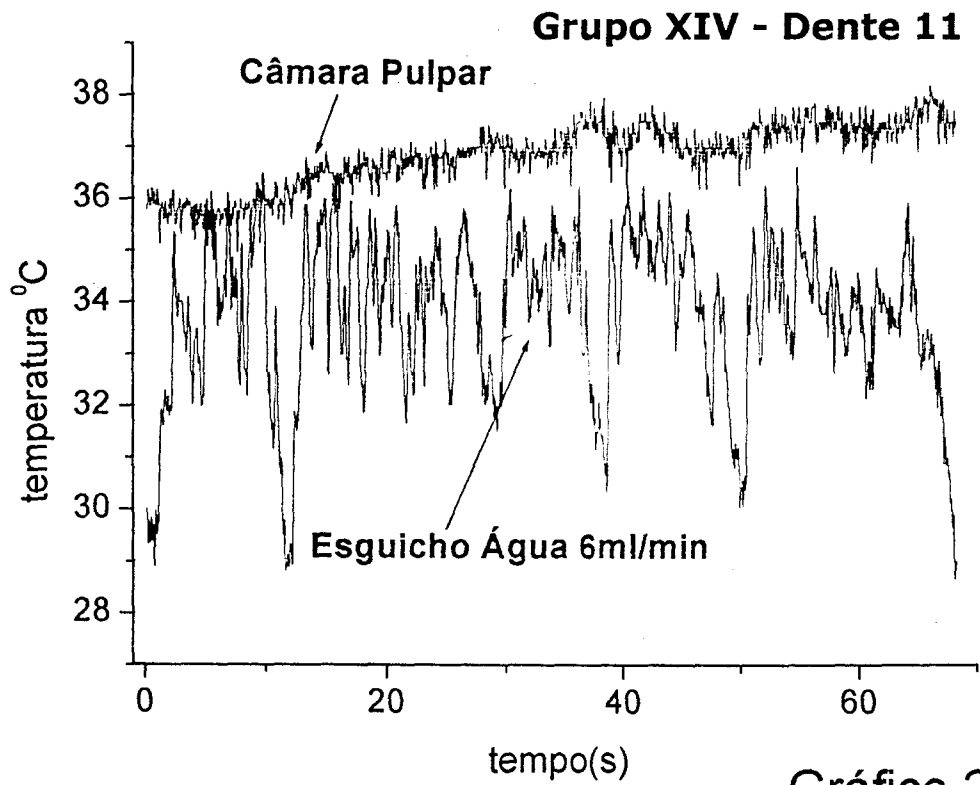


Gráfico 29

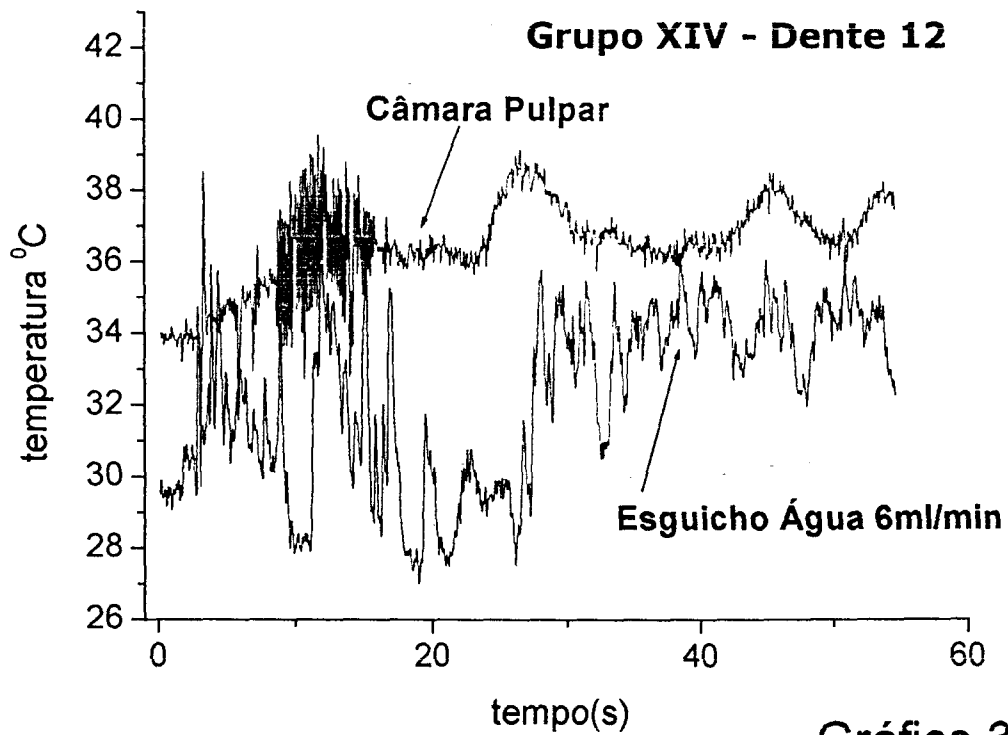
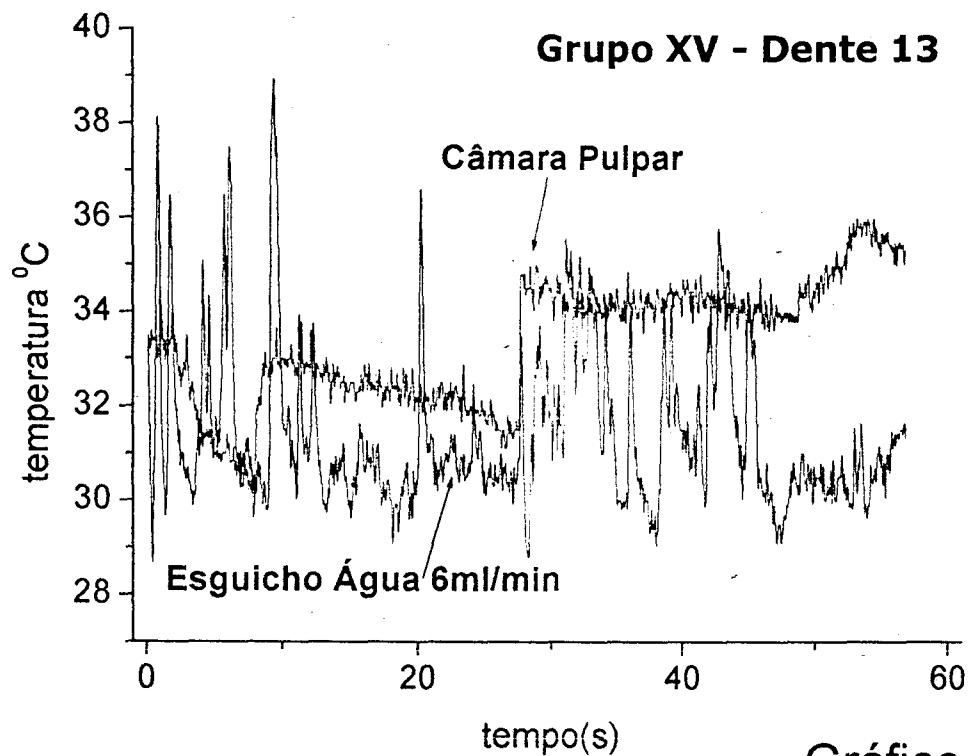
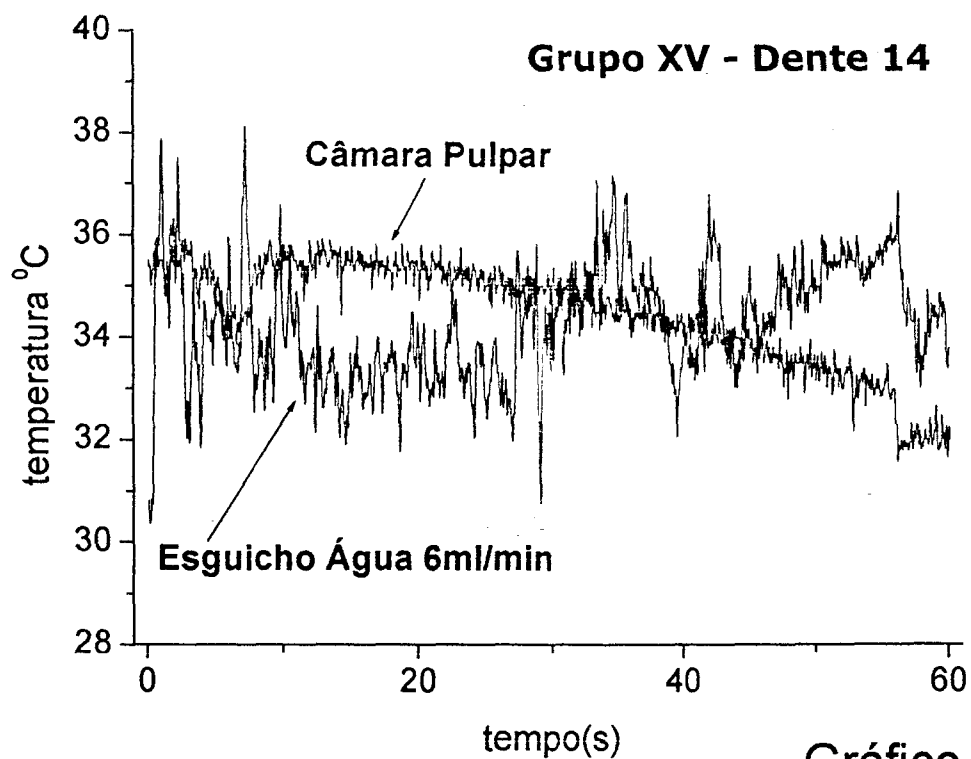


Gráfico 30



**Gráfico 31**



**Gráfico 32**



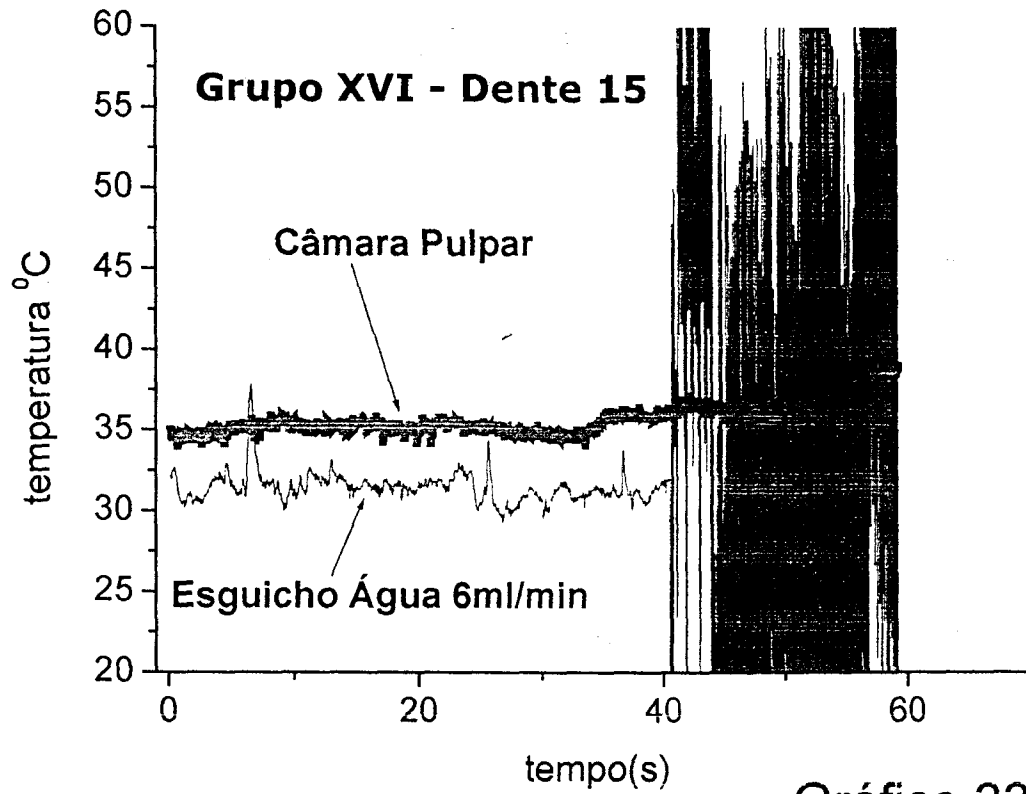


Gráfico 33

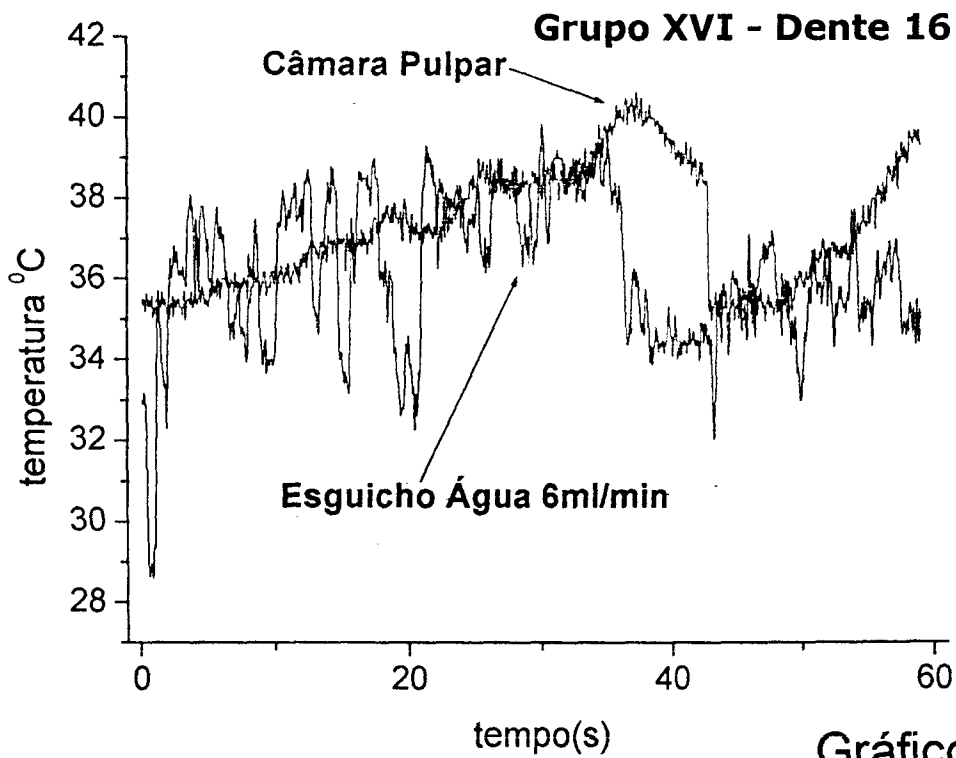


Gráfico 34

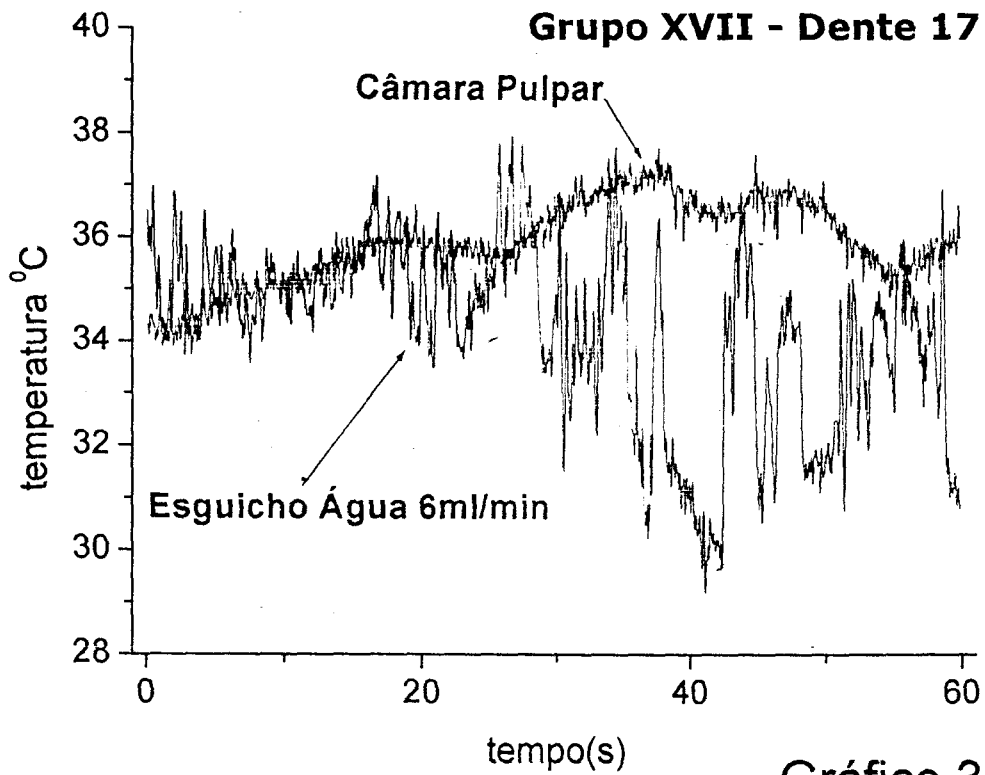


Gráfico 35

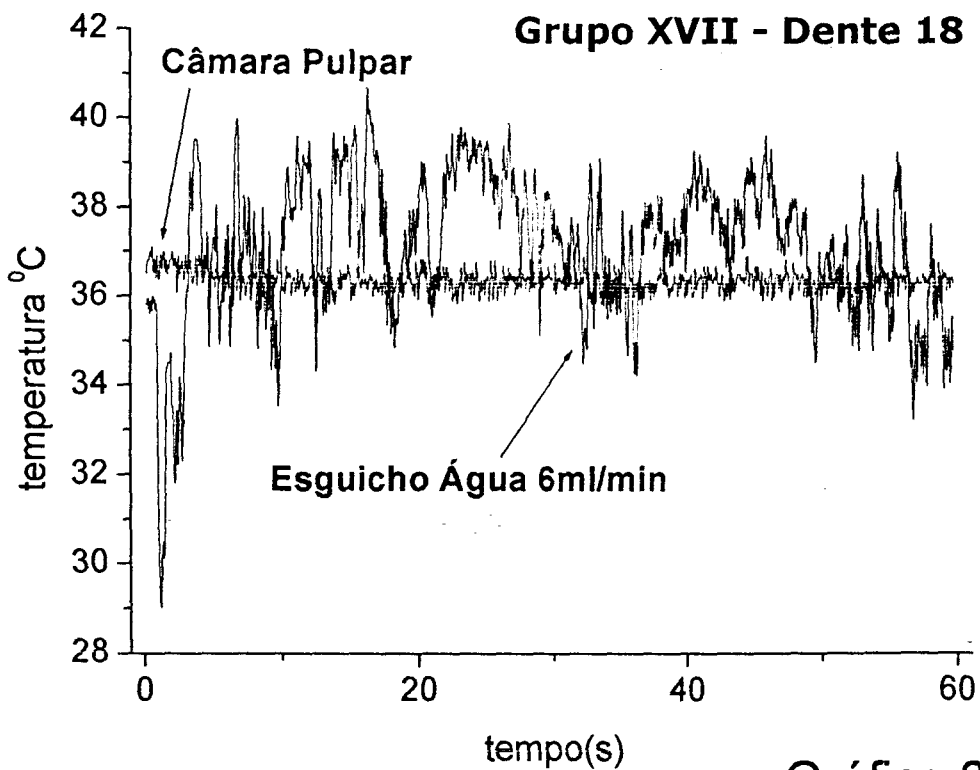


Gráfico 36



M22926



Ministério  
da Ciência  
e Tecnologia

**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.