



BR0645445

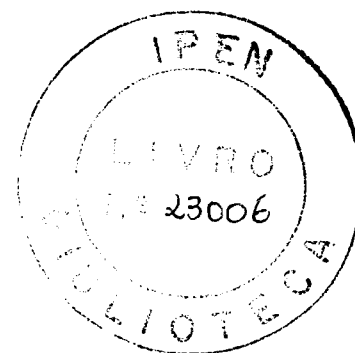
INIS-BR--4026

INSTITUTO DE PESQUISAS ENERGÉTICAS E NUCLEARES
AUTARQUIA ASSOCIADA À UNIVERSIDADE DE SÃO PAULO

563

**ESTUDO COMPARATIVO *IN VITRO* DA CAPACIDADE
ADESIVA DA RESINA FOTOATIVADA PELA LUZ
HALÓGENA E POR *LASER* DE ARGÔNIO,
UTILIZANDO – SE *BRACKETS* METÁLICOS EM
PRÉ – MOLARES HUMANOS.**

VITÓRIA EUGÊNIA BISMARCK CARILLO



Tese apresentada como parte dos
requisitos para obtenção do Grau
de Doutor em Ciências na Área de
Tecnologia Nuclear – Materiais.

Orientador: Dr. Armando Mirage

SÃO PAULO
2004

DEDICATÓRIA

Às minhas filhas Maria Eugênia e Raffaella, razões da minha vida, dedico este trabalho com muito amor e carinho, em cada momento que estive ausente em vossas vidas.

Ao meu amor Raffaele, pelo ilimitado incentivo, apoio, carinho, compreensão e paciência nos momentos difíceis.

Obrigado por sua dedicação.

Aos meus pais Eugênio e Zulmira, responsáveis por minha formação moral e intelectual, exemplos de amor, dignidade, doação e trabalho, e que fizeram das realizações dos filhos, a própria felicidade.

Ao meu sogro Stefano, amigo e companheiro que com carinho, atenção e simplicidade faz com que eu perceba que a vida é muito fácil de ser vivida.

À minha vizinha Maria, que seus 94 anos de vida, exemplo de dedicação, carinho e perseverança, incendeie a todos, de que o trabalho verdadeiramente engrandece o ser humano.

*Aos meus irmãos Alodia Maria, Zulmira de Fátima, Eugênio e Maria Luiza, pela amizade, companheirismo e amor que sempre nos uniu.
Meu agradecimento pelo apoio para a elaboração desta pesquisa.*

Aos meus cunhados (as), Antônio, Ricardo, Carla Maria, Franco, Concetta, Nina, Enza e Felícia, pelo vínculo duradouro de amizade e de confiança que foi estabelecido entre nós.

À minha "amiga - irmã" Simone, pela inesgotável dedicação, amizade, carinho e excelente digitalização deste trabalho.

Aos meus sobrinhos, Fernando Antônio, Thomás Eugênio, Otávio Augusto, Guilherme, Maria Eduarda e a pequena Bárbara, que este estudo sirva de incentivo em suas vidas.

AGRADECIMENTOS

Ao orientador

Prof^o Dr. Armando Mirage, pelos conhecimentos transmitidos com segurança, pela confiança, amizade e paciência demonstrados durante a elaboração desta pesquisa. Sua experiência e considerações oportunas foram imprescindíveis para a conclusão deste trabalho. Meu sincero agradecimento.

Ao meu primeiro, fundamental mestre e amigo, Prof^o Dr. Julio Wilson Vigorito, a quem devo minha formação ortodôntica. Sob sua orientação aprendi a crescer cientificamente com liberdade acrescida de sua confiança, minha eterna gratidão.

Aos amigos Carlos Eduardo de Oliveira e Rita T. B. R. de Oliveira minha sincera gratidão pelo carinho e disponibilidade para a elaboração deste trabalho.

À amiga Rosa Ana Fismamm pelo respeito e dedicação à nossa grande amizade.

À Maria Sílvia Majolo, pela amizade, e por compartilhar os árduos e gratificantes momentos de minha vida.

À amiga Olga Do Val M. C. Sabetta obrigada pelo apoio constante.

À amiga Jandyra Youssef, por sua presença carinhosa e benevolente.

Ao Cláudio Y. Myake por sua amizade e disponibilidade para a execução desta pesquisa.

As amigas Maria Oliveira da C. Assis, Tereza Rodrigues S. Da Silva e Maria de Fátima Silva, pela atenção e carinho dispensados às minhas filhas, fazendo às vezes o "papel de mãe".

Ao Instituto de Pesquisas Energéticas e Nucleares (IPEN).

Ao Banco de dentes da Universidade de Mogi das Cruzes.

Ao Coordenador do Centro de Lasers e Aplicações, Prof^o Dr. Nilson Dias Vieira Jr.

Ao Prof^o Dr. Alcídio Abrão pelo apoio e incentivo deste trabalho.

Ao Prof^o Dr. Carlos de Paula Eduardo pelos ensinamentos prestados.

Às secretárias da Pós-graduação Ana Maria C. P. Maiorini, Ilze Cristina Puglia e Vera Lúcia M. Garcia, pela atenção dispensada.

A empresa 3M – UNITEK, pela doação dos brackets e resina Transbond XT.

Ao Sr. Aldo Francisco Gomes funcionário do depto. de dentística da USP, pela colaboração prestada.

A Sra. Ângela M. R. de Almeida, do IPT pelo auxílio nos ensaios de tração.

Ao Sr. Adriano Mandelli, pela análise estatística.

A Sra. Ângela Barreiros, pela organização dos dados desta pesquisa.

RESUMO

ESTUDO COMPARATIVO *IN VITRO* DA CAPACIDADE ADESIVA DA RESINA FOTOATIVADA PELA LUZ HALÓGENA E POR LASER DE ARGÔNIO, UTILIZANDO-SE BRACKETS METÁLICOS EM PRÉ - MOLARES HUMANOS.

VITÓRIA EUGÊNIA BISMARCK CARILLO

RESUMO

O objetivo deste estudo *in vitro* foi o de avaliar a capacidade adesiva da resina Transbond XT (Unitek), por meio da fotopolimerização pela luz halógena e por laser de argônio. O Índice de Remanescente de Adesivo (IRA), também foi determinado. Os brackets Dyna - Lock (3M – UNITEK) foram colados em 75 pré-molares, divididos em 5 grupos (15 dentes cada) de acordo com o tempo e o tipo de polimerização: GRUPO H 20, 15 brackets aderidos com luz halógena por 20s (10s de cada lado); GRUPO H 40, 15 brackets aderidos com luz halógena por 40s (20s de cada lado); GRUPO A 40, 15 brackets aderidos com laser de argônio por 40s (20s de cada lado); GRUPO A20, 15 brackets aderidos com laser de argônio por 20s (10s de cada lado); GRUPO A 10, 15 brackets aderidos com laser de argônio por 10s (5s de cada lado). Foram determinadas as temperaturas intrapulpares durante as polimerizações, não excedendo a 3,5° C. Após as colagens, os dentes foram submetidos à ciclagem térmica de 700 ciclos entre 5° C e 55° C, para simular o desgaste que a resina teria num curto espaço de tempo. Os corpos de prova foram confeccionados em anéis de PVC e embutidos em resina acrílica (AERO-JET). Os testes para avaliar a carga de adesão foram determinadas em uma Máquina Universal para Ensaio, programada com uma velocidade de 1,5 mm/min. Para cada ruptura, registramos um gráfico, e os valores obtidos em Newtons foram convertidos em kgf e Mpa.

A carga de adesão apresentou valores maiores para o tempo de exposição de 20s para os grupos com polimerização de luz halógena (H20), 7,45 kgf (7,64 Mpa) e para o laser de argônio (A20) 7,50 kgf (7,69 Mpa); valores menores para o tempo de exposição de 40s para os grupos com polimerização de luz halógena (H40), 6,15 kgf (6,30 Mpa) e de laser de argônio (A 40), 6,20 kgf (6,35 MPa); e (A10), 4,85 kgf (4,97 MPa).

Na aferição do IRA (Índice Remanescente de Adesivo), apenas o grupo A40 apresentou o Índice 1 com resultado significativo. Nesse grupo, menos da metade do remanescente de adesivo ficou sobre a superfície do esmalte, conferindo a falta de embricamento na interface esmalte/resina.

Os resultados dos nossos estudos *in vitro*, indicam que o laser de argônio e a luz halógena, com o tempo de polimerização de 20s e 40s, promovem uma resistência à adesão adequada para a rotina clínica.

ABSTRACT

**IN VITRO COMPARATIVE STUDY OF SHARE BOND OF LIGHT CURED
COMPOSITE RESINS WITH HALOGEN LIGHT AND ARGON LASER, USING
STAINLESS STEEL BRACKETS ON HUMAN PREMOLARS.**

VITÓRIA EUGÊNIA BISMARCK CARILLO

ABSTRACT

The aim of this study in vitro was to compare the share bond strength of the light – cured composite resins Transbond XT (Unitek) , with halogen light and argon *laser*. The Adhesive Remnant Index (ARI) was also investigated. The *brackets* Dyna lock (3M-UNITEK) were bonded to 75 human premolars, divided into 5 GROUPS (15 each) according to time and the polymerization: GROUP H20, 15 *brackets* bonded with halogen light for 20s (10s both sides); GROUP H40, 15 *brackets* bonded with halogen light for 40s (20s both sides); GROUP A40, 15 *brackets* bonded with argon *laser* for 40s (20s both sides); GROUP A20, 15 *brackets* bonded with argon *laser* for 20s (10s both sides); GROUP A10, 15 *brackets* bonded with argon *laser* for 10s (5s both sides). The pulpal temperature changes were determined during a polymerization, not exceeding 3,5°C. After bonding, the teeth were submitted to a thermo cycled of 700 cycles between 5° C and 55° C, to simulate the consuming that the light cured composite resin would have in a short space of time.

The specimens were then placed in PVC ring and embedded in acrylic resin (Aero-Jet). The tensile bond strength test was performed on an Universal Machine set at a crosshead speed of 1,5mm/min, and for each rupture we registered a graphic and the best load required in Newtons, was converted to MPa and kgf.

The share bond strength showed bigger values for the exposure time of 20 seconds, for the GROUP bonded for halogen light (H20), 7,45 kgf (7,64MPa) and for argon *laser* 7,50 kgf (7,69 MPa); lesser values for the exposure time of 40s for the GROUP with halogen light (H40), 6,15 kgf (6,30 MPa) and argon *laser* GROUP (A40), 6,20 kgf (6,35 MPa); and A10, 4,85 kgf (4,97 MPa) .

In the ARI Index, only A40 GROUP showed the 1 Index, with statistical results.

In this GROUP, less than half of the remainder adhesive stayed on the surface of the enamel, conferring specimens failed at the enamel-adhesive interface.

The results of the in vitro study demonstrate that the argon *laser* and halogen light for 20s and 40s, give an adequate share bond strength for the clinical routine.

SUMÁRIO

RESUMO	VII
ABSTRACT	IX
SUMÁRIO	XI
LISTA DE TABELAS E QUADRO	XIII
LISTA DE FIGURAS	XIV
LISTA DE ABREVIATURAS E SÍMBOLOS	XVI
1. INTRODUÇÃO	1
2. OBJETIVOS	5
3. REVISÃO DA LITERATURA	7
3.1 - ADESÃO (CONDICIONAMENTO, ÁCIDO, RESINAS, POLIMERIZAÇÃO E TIPOS DE <i>BRACKETS</i>)	8
3.2 - <i>LASER</i> DE ARGÔNIO E TEMPERATURA	20
3.3 - IRA (ÍNDICE DE REMANESCENTE DE ADESIVO) DESCALCIFICAÇÃO	29
4. MATERIAIS E MÉTODOS	30
4.1 MATERIAIS	31
4.1.1 DENTES	31
4.1.2 <i>BRACKETS</i>	32
4.1.3 RESINA FOTOPOLIMERIZÁVEL	32
4.1.4 MATERIAL PARA DELIMITAR O AGENTE CONDICIONADOR	33
4.1.5 AGENTE CONDICIONADOR	34
4.1.6 APARELHOS E DISPOSITIVOS	34
I. MICROMOTOR E CONTRA-ÂNGULO	35
II. MORSA	35
III. APARELHO FOTOPOLIMERIZÁVEL COM LUZ HALÓGENA	35
IV. <i>LASER</i> DE ARGÔNIO	35
V. LUPA ESTEREOSCÓPICA	36
VI. TERMOPAR E PASTA	37
VII. MATERIAIS E INSTRUMENTAIS PARA CONFECÇÃO DOS CORPOS DE PROVA.	38

VIII. EQUIPAMENTO PARA A CICLAGEM TÉRMICA	39
IX. Máquina universal para ensaios	40
4.2 Métodos	41
5. RESULTADOS	52
5.1 - ANÁLISE DA TEMPERATURA	53
5.1.1. ESCOLHA DA PROVA ESTATÍSTICA	53
5.1.2. ANÁLISE DESCRITIVA	54
5.1.3. ANÁLISE DE TEMPERATURA POR TIPO DE ADESÃO (SEM OUTLIERS)	55
5.2 - CARGA DE ADESÃO (KGF)	57
5.2.1. ANÁLISE DESCRITIVA	57
5.2.2. ESCOLHA DA PROVA ESTATÍSTICA	60
5.2.3. ANÁLISE ESTATÍSTICA DOS RESULTADOS	60
5.3 - RESULTADOS DA AVALIAÇÃO DO ÍNDICE DE REMANESCENTE DE ADESIVO (IRA)	67
6. DISCUSSÃO	70
7. CONCLUSÕES	82
8. APÊNDICES	84
9. REFERÊNCIAS BIBLIOGRÁFICAS	140

LISTA DE TABELAS E QUADRO

Tabela 1	Valores de condutividade e difusão térmica do esmalte e dentina	21
Quadro 1	Características das fontes fotopolimerizadoras	43
Tabela 2	Média, mediana, Moda, Amplitude, Desvio Padrão, Erro Padrão, Menor Valor e Maior Valor da temperatura dos grupos estudados	54
Tabela 3	Análise descritiva das polymerizações (luz halógena e <i>laser</i> de argônio) não considerando os out-liers e Grupo A10	56
Tabela 4	Análise de Variância (Oneway-Anova) comparando as médias de temperatura entre os procedimentos de polymerização	57
Tabela 5	Média, Mediana, Moda, Amplitude, Desvio Padrão, Erro Padrão, Menor Valor e Maior Valor da Carga de Adesão dos Grupos Estudados.	58
Tabela 6	Média, Mediana, Moda, Amplitude, Desvio Padrão, Erro Padrão, Menor Valor e Maior Valor das cargas de adesão dos grupos estudados sem out-liers	59
Tabela 7	Análise de Variância com dois fatores fixos cruzados entre tipo de adesão e o tempo de adesão	61
Tabela 8	Análise de Variância – Tempo de adesão (seg) (sem out-liers)	62
Tabela 9	Análise descritiva do tempo de adesão	62
Tabela 10	Análises de comparações múltiplas de Duncan	63
Tabela 11	Análise de Variância (sem o grupo A10 e out-liers)	64
Tabela 12	Análise de Variância (não incluso A10)	65
Tabela 13	Análise de Variância –Tempo de Adesão (seg) sem out-liers	65
Tabela 14	Análise de Variância – carga de adesão (kgf)	66
Tabela 15	Análise Descritiva – IRA (MODA)	68
Tabela 16	Primeira Análise de Krushal-Wallis	69
Tabela 17	Segunda Análise de Krushal-Wallis – Excluindo grupo A40	69

LISTA DE FIGURAS

Figura 1	Pré-molar humano	31
Figura 2	<i>Bracket</i> metálico (parte anterior e base)	32
Figura 3	Resina fotopolimerizável – marca Transbond XT	33
Figura 4	Opal Dam - marca Ultradent	33
Figura 5	Ácido fosfórico a 37%	34
Figura 6	Micromotor, contra-ângulo e escova de Robson.	34
Figura 7	Aparelho fotopolimerizador XL 3000 – fabricante 3M Dental Product	35
Figura 8	Laser de argônio spectraphysics – Modelo 171	36
Figura 9	Lupa estereoscópica – Olympus SZ-PT Japan	37
Figura 10	Resina Acrílica - marca Aero-Jet	39
Figura 11	Gabarito de madeira para a perfuração dos anéis de PVC	39
Figura 12	Máquina para ciclagem térmica	40
Figura 13	Máquina universal para ensaios EMIC	40
Figura 14	Corpo de prova, com <i>bracket</i> apoiado ao fio retangular.	44
Figura 15	Todos os corpos de prova	44
Figura 16	Garra acoplada no <i>bracket</i> Dyna-Lock	45
Figura 17	A área branca evidencia no pré-molar remoção total da resina na superfície dentária	46
Figura 18	A área amarela evidencia menos da metade da resina na superfície dentária	47
Figura 19	A área amarela no pré-molar evidencia mais da metade da resina na superfície dentária	48
Figura 20	Toda a área amarela evidencia toda a resina aderida na superfície dentária	49
Figura 21	A área rachurada evidencia fratura parcial ou total do esmalte dentário	50
Figura 22	A área quadriculada do pré-molar evidencia fratura parcial ou total do <i>bracket</i> ortodôntico	51

Figura 23	Boxplot das diferentes temperaturas para cada grupo com out-liers	54
Figura 24	Representação gráfica Boxplot sem out-liers mostrando as variações de temperatura nos diferentes grupos	55
Figura 25	Apresentação gráfica (Boxplot) dos resultados da temperatura dos diferentes procedimentos de polimerização	56
Figura 26	Representação gráfica (Boxplot) dos resultados da carga de adesão dos grupos	58
Figura 27	Representação gráfica Boxplot sem out-liers dos resultados da carga de adesão dos grupos	59
Figura 28	Média marginal estimada para carga de adesão considerando os dois tipos de polimerização e o tempo para tal procedimento.	64
Figura 29	Média marginal estimada para carga de adesão considerando os dois tipos de polimerização e o tempo para tal procedimento (não incluso A10)	66

LISTA DE ABREVIATURAS E SÍMBOLOS

A 40 = Grupo de 15 dentes com polimerização de 40 segundos com *laser* de argônio.

A 20 = Grupo de 15 dentes com polimerização de 20 segundos com *laser* de argônio.

A 10 = Grupo de 15 dentes com polimerização de 10 segundos com *laser* de argônio.

APA = Ácido Poliacrílico.

ASPA = Alumínio Silicato - Poliacrílico.

BisGMA = Bisfenol Glicidil Metacrilato.

cm = centímetro.

cm² = centímetro quadrado.

cm²/s = centímetro quadrado por segundo.

CT = Ciclagem Térmica.

CRQA = Cimento Resinoso Quimicamente Ativado.

CIV = Cimento de Ionômero de Vidro.

EMIC = Marca da Máquina Universal de Ensaio de Tração.

Er: YAG = Érbio: YAG (Érbio Ítrio - Alumínio - Granada).

g = grama.

g/cm³ = gramas por centímetro cúbico.

° C = grau Celsius.

G = Grupo.

H 20 = Grupo de 15 dentes com polimerização de 20 segundos com luz halógena.

H 40 = Grupo de 15 dentes com polimerização de 40 segundos com luz halógena.

H₃PO₄ = Ácido Fosfórico.

h = hora.

IPEN = Instituto de Pesquisas Energéticas e Nucleares de São Paulo.

IPT = Instituto de Pesquisas Tecnológicas do Estado de São Paulo.

IRA = Índice de Remanescente de Adesivo.

J/ cm² = Joule por centímetro quadrado.

kg = quilograma.

kgf = quilograma força.

Laser = Light Amplification by Stimulated Emission of Radiation
(Amplificação da Luz por Emissão Estimulada de Radiação).

min = minuto.

mm = milímetro.

mm² = milímetro quadrado.

MPa = Mega Pascal.

MEV = Microscopia Eletrônica de Varredura.

MO = Microscopia Óptica.

µm = micrômetro.

mW = miliWatt.

mW/cm² = miliWatt por centímetro quadrado.

N = Newtons.

No = número.

nm = nanômetro.

% = porcentagem.

" = polegada.

PB = Primer & Bond.

PSA = Primer Sealer Adhesive.

PVC = Polivinil Carbamida.

RA = Resina Acrílica.

RC = Resina Composta.

s = segundo.

UBL = Ultra Bond Lock.

W = Watt.

1. INTRODUÇÃO

1 - INTRODUÇÃO

Muitos esforços foram dirigidos à Ortodontia para tentar diminuir o tempo de instalação do aparelho, bem como do tratamento ortodôntico.

Baseado nesse aspecto foi introduzida a colagem de *brackets* diretamente à superfície do esmalte (RETIEF. et al., 1974). Esta técnica aprimorou de forma significativa os resultados do tratamento ortodôntico, pois entre outros fatores melhorou a estética dos aparelhos fixos, e a fácil remoção da placa bacteriana, diminuiu a irritação gengival e a descalcificação do esmalte dentário.

Outros fatores importantes tais como, a avaliação, diagnóstico clínico e o tratamento das cáries, ficaram possíveis durante o período ativo da terapia ortodôntica (REYNOLDS, 1975).

BUONOCORE em 1955 viabilizou a colagem direta dos acessórios ortodônticos, introduzindo a técnica do condicionamento ácido do esmalte. Este procedimento envolve a aplicação de uma solução de ácido fosfórico sobre o dente, promovendo uma discreta dissolução da matriz do esmalte, conferindo microretenções para facilitar a adesão desses acessórios.

Vários trabalhos têm sido realizados com intuito de promover condições adequadas na superfície do esmalte. KUMAZAKI em 1992, relatou a efetividade do *laser* de Er: YAG, quando comparada ao ataque promovido pelo ácido fosfórico.

Tentando melhorar a eficiência dos adesivos e elaborar acessórios mais adequados NEWMAN (1965), DEAN (1972), FAUST et al. (1978), AGUIRRE et al. (1982), MIGUEL et al. (1995), entre outros autores, utilizaram diferentes técnicas de colagem e materiais para a adesão com cimentos em geral, resinas epóxicas e acrílicas e testaram a capacidade adesiva em diferentes tipos de *brackets*.

A forma de ativação do processo de polimerização passou de química para fotoativada e que, rapidamente conferiu como vantagem principal o tempo de trabalho controlável EVANS e OLIVER (1991) e COMPTON et al. (1992).

Inicialmente o sistema de fotoativação utilizava a luz ultravioleta, que foi substituída pela luz halógena, em razão desta primeira apresentar uma série de

desvantagens, como por exemplo, um baixo poder de penetração (POLONIATO, 1998).

Para contornar este problema, melhorando a polimerização das resinas compostas, foram introduzidos no mercado aparelhos que fornecessem uma maior intensidade de luz. THIRTA (1982).

A polimerização se dá por meio da estimulação de um fotoiniciador presente nas resinas compostas denominado de canforoquinona. Durante esse processo, os monômeros da resina composta devem reagir, de forma que as ligações duplas de carbono (C=C) transforme-se em ligações simples (C-C).

A canforoquinona é um foto iniciador muito sensível à luz na região da cor azul do espectro eletromagnético (seu pico de atividade em torno de 480 nm - BLANKENAU et al., 1991).

Os aparelhos de fotopolimerização de luz halógena, por possuírem um grande espectro de comprimento de onda, apresentam filtros, que tem a finalidade de desprezar os comprimentos de onda inativos para a canforoquinona, por isso, a faixa de luz aproveitável na polimerização das resinas compostas é muito estreita.

Portanto, novas formas de polimerização começaram a ser utilizadas na expectativa de melhorar a aderência entre o esmalte dentário e o *bracket* ortodôntico. A fotopolimerização por meio de uma emissão de luz específica, como o *laser* de argônio, foi utilizada na polimerização das resinas compostas em restaurações estéticas (RODE, 2002).

Nos anos 60 apareceram as primeiras pesquisas sobre *laser*, mas nos anos 80 é que foi iniciado o seu uso clínico.

Laser é o acrônimo de Light Amplification by Stimulated Emission of Radiation (amplificação da luz por emissão estimulada de radiação); este é um instrumento capaz de levar energia aos tecidos com grande precisão. Os princípios que nortearam o seu desenvolvimento foram propostos por EINSTEIN em 1917, quando descreveu que a emissão da luz por um átomo pode ser estimulada pela própria radiação incidente, o que constitui a emissão estimulada. Este princípio, junto ao desenvolvimento dos ressonadores ópticos, formaram as bases dos

conhecimentos que levaram SCHAWLOW e TOWNES a descrever os princípios físicos dos *lasers* em 1958 (PINHEIRO & FRAME, 1992).

Além de outras propriedades, o que ajuda a diferenciar os tipos de *laser* é seu lugar no espectro eletromagnético. O *laser* de argônio está no espectro visível, na faixa azul-verde. É capaz de polimerizar resinas compostas, usando comprimento de onda azul de 488 nm, que nenhum outro *laser* tem como característica. O de onda verde (de 514 nm), é usado para coagulação e nos procedimentos em tecidos moles (PICK, 1993).

WEIMBERGER et. al. em 1997, utilizaram o *laser* de argônio para a colagem de *brackets* cerâmicos, pois estes deixam passar a luminosidade da luz *laser* para o processo da polimerização.

Os fatos acima mencionados despertaram o interesse em avaliar a possível aderência de *brackets* metálicos à superfície do esmalte, inovando com a utilização do *laser* de argônio para a polimerização da resina.

2. OBJETIVOS

2 - OBJETIVOS

O desenvolvimento desta pesquisa tem os seguintes objetivos:

1 – determinar as variações da temperatura da câmara pulpar durante os procedimentos das polimerizações;

2 – avaliar a carga de adesão dos *brackets* ortodônticos aderidos na superfície do esmalte dentário com resina fotopolimerizável Transbond XT (Unitek), utilizando-se para sua polimerização o *laser* de argônio e a luz halógena;

3 – aferir o índice de remanescente de adesivo (IRA) presente nas superfícies do esmalte após as descolagens com lupa estereoscópica, para avaliar em quais interfaces (base dos *brackets* e superfície do esmalte) ocorreram predominantemente as falhas dos diferentes sistemas de polimerização testados.

3. REVISÃO DA LITERATURA

3 - REVISÃO DA LITERATURA

Para facilitar a leitura, dividiu-se a revisão da literatura em três itens, apresentados a seguir:

3.1 - Adesão (condicionamento ácido, resinas, polimerização e tipos de *brackets*)

Em 1955, BUONOCORE publicou um artigo considerado um marco para a Odontologia, no qual foi introduzido o conceito do condicionamento superficial do esmalte, na tentativa de alcançar adesão entre materiais restauradores e a estrutura dentária. A inspiração partiu de procedimentos e materiais industriais, nos quais a aplicação do ácido fosfórico sobre superfícies metálicas, destinava melhorar a adesão de vernizes ou revestimentos resinosos. O autor acreditava que a composição da camada superficial do esmalte poderia diferir um pouco daquela da camada subjacente, e deste modo o ataque ácido poderia alterar esta superfície e torná-la mais receptiva à adesão. Após testar dois métodos de preparação nas superfícies de esmalte, concluiu que o condicionamento com uma solução de ácido fosfórico a 45% por 30s, mostrou ser um procedimento simples que resultou em um aumento significativo da capacidade adesiva, principalmente pela ampliação da área superficial. Ressaltou ainda que a ação do ácido aumentou também a permeabilidade da superfície, permitindo o íntimo contato entre a resina acrílica e o esmalte, favorecendo ainda mais a adesão.

O primeiro trabalho de que se tem referência a respeito da colagem de *brackets* diretamente sobre a superfície dentária, foi publicado por SADLER em 1958. Nesse estudo vários adesivos foram testados para determinar a possibilidade da colagem de acessórios diretamente aos dentes e assim eliminar completamente as bandas. Na maioria dos casos, os adesivos apresentaram falta de adesão aos *brackets* metálicos, o que permitiu ao autor concluir que nenhum dos adesivos testados foi capaz de aderir o metal adequadamente ao dente com a estabilidade requerida para a rotina clínica.

Em estudos clínicos e testes laboratoriais SWANSON & BECK (1960), avaliaram a importância do condicionamento ácido na colagem direta de acessórios aos dentes. Acessórios metálicos foram colados nas superfícies dentárias condicionadas com ácido fosfórico na concentração de 85% por 60 segundos, comparando os resultados com um grupo controle, não submetido à este procedimento.

Chegaram a algumas conclusões e determinaram as seguintes etapas:

- 1 – a superfície dentária deve ser limpa, condicionada e seca;
- 2 – o contato entre o esmalte dentário e o acessório deve ser o mais próximo possível;
- 3 – o uso de adesivo à prova de umidade torna-se necessário nas colagens diretas ortodônticas.

NEWMAN em 1965, desenvolveu um novo sistema adesivo à base de resina epoxi, não disponível no mercado e formulado especificamente para o uso ortodôntico. O material foi utilizado experimentalmente e clinicamente para colagens diretas de acessórios ortodônticos plásticos, e se mostrou adequado para o uso em humanos por não provocar irritações na pele ou mucosas. Segundo o autor as principais vantagens deste adesivo foram a de melhorar a estética, diminuir o surgimento de descalcificações além de baratear os custos. Entretanto, a maior desvantagem apresentada foi a de retardar de 15 a 30 minutos a polimerização, sendo que a cura completa não ocorreu antes de 4 dias. O estudo comprovou que o condicionamento prévio com ácido fosfórico a 40% por 60s melhorou a capacidade adesiva do material.

Em 1967, MITCHELL desenvolveu um *bracket* metálico com a base em forma de chapéu, objetivando não contaminar a resina acrílica com umidade. Concluiu ser efetivo, porém, até então, nenhum adesivo oferecia retenção clinicamente aceitável.

WILSON & KENT introduziram um novo material em 1972 com várias aplicações em Dentística operatória. O cimento de iônomo de vidro (ASPA / aluminossilicato-poliacrilato) foi desenvolvido com o objetivo de eliminar algumas desvantagens dos outros cimentos disponíveis, e a sua fórmula foi o resultado da

associação do pó de um cimento de silicato com uma solução aquosa de polímeros e copolímeros do ácido acrílico (ácido poliacrílico a 40-50%), com baixa massa molecular. Sua reação de polimerização é essencialmente do tipo ácido-base, resultando em um sal hidratado, que se caracteriza por sua notável adesão aos metais e ao esmalte humano, o que capacita seu emprego em ortodontia. Em adição, o ASPA exibiu propriedades mecânicas similares ou mesmo superiores às do silicato, além da ação anticariogênica pela liberação de fluoretos.

REYNOLDS, em 1975 apresentou uma revisão da literatura da técnica de colagem disponível. O autor relatou as vantagens e desvantagens da colagem direta, bem como dos fatores envolvidos na obtenção do sucesso na adesão. Com relação à superfície dentária o autor afirmou que entre o esmalte e o adesivo deveria existir um contato próximo a zero, com completa permeabilidade. Essencialmente o ataque ácido alteraria o esmalte, que a partir de uma superfície hidrofóbica passaria a exibir uma superfície hidrofílica, apresentando tensão superficial e permeabilidade aumentadas.

Os grupos de adesivos mais importantes descritos no artigo foram as resinas acrílicas e os dicrilatos, que dependem basicamente de adesão física, não aderem adequadamente ao aço inoxidável e necessitam de campo operatório seco para polimerização. As contaminações por umidade e as cargas que excedem a força de adesão atuando no acessório, foram apontadas como responsáveis pelas falhas adesivas. O autor afirmou que um valor entre 60 e 80kg/cm² de força adesiva seria suficiente, embora colagens com adesivos que alcançaram força adesiva em torno de 50kg/cm² em testes laboratoriais de tração, obtiveram sucesso clínico.

Em 1980 avaliaram por meio de testes de cisalhamento, torção e tração, a capacidade de retenção de *brackets* metálicos colados em pré-molares humanos com sete marcas comerciais de resinas. OKASAKI et al. estudaram ainda os locais da falha após as descolagens dos *brackets*.

Constatarem maior resistência às forças aplicadas em três das cinco resinas destinadas especificamente à colagem de acessórios ortodônticos, em comparação a duas indicadas para restaurações estéticas dentárias.

Nos testes de tração, o cimento resinoso quimicamente ativado (CRQA), Concise Ortodôntico apresentou valor médio de retenção de 4,9 MPa. Concluíram que o local da falha após as descolagens ocorreu na interface adesivo – *bracket*, resultando assim na necessidade de se aumentar a capacidade de retenção dos *brackets* metálicos, aderindo em sua base uma tela metálica.

Em 1981, DIEDRICH abordou os principais aspectos da técnica da colagem direta. Os resultados indicaram que o ataque ácido do esmalte resultou em padrões de condicionamento característicos, exibindo grande variação. Em alguns casos sobre a mesma superfície, foram notadas áreas condicionadas de modo esparso com dissolução preferencial no centro, do que na periferia dos prismas de esmalte. O uso de um gel de H_3PO_4 a 50% por 2min resultou em um condicionamento mais consistente e uniforme, e as resinas que preencheram as microretenções alcançaram profundidades de 80 μm em média, e em alguns casos se estenderam de 100 a 170 μm . O autor sugeriu a aplicação de spray de ar e água por no mínimo 5s para a remoção dos cristais precipitados e dos resíduos de ácido, e também um cuidado especial para manutenção de um campo operatório limpo e seco, evitando qualquer contaminação do esmalte condicionado por saliva, óleo, contato manual ou de mucosas. Os achados micro-morfológicos mostraram claramente que a técnica de colagem direta produziu um enfraquecimento da estrutura superficial do esmalte, e que as áreas condicionadas e não cobertas por adesivo, foram reparadas apenas de modo incompleto, por isso, a remoção do material adesivo algumas vezes produziu descolamento do esmalte. O autor ressaltou que seria desejável o desenvolvimento de novos adesivos ortodônticos que dispensassem o condicionamento ácido do esmalte.

MURRAY & YATES, testaram em 1984, a força adesiva do cimento de ionômero de vidro (CIV) convencionais comparados a compósitos, todos aplicados sobre esmalte bovino não submetido a qualquer tipo de polimento abrasivo. Apenas as colagens com compósitos foram precedidas de condicionamento ácido e aplicação de resina fluída. Os dentes colados com os CIV receberam apenas profilaxia, e em seguida foram protegidos com verniz. Os compósitos apresentaram resistência à tração significativamente maior do que os CIV. Os autores concluíram

que a técnica do condicionamento ácido indicada para os compósitos produziu resistência adesiva maior que a suposta adesão química ao esmalte atribuída aos cimentos.

Em 1986, VIGORITO salientou as vantagens decorrentes da técnica de colagem direta de acessórios ortodônticos, principalmente nos dentes anteriores, caracterizando as seguintes etapas:

- profilaxia, realizada com escova de Robson e pedra pomes, seguida da remoção com jato abundante de água;

- isolamento do campo obtido pela colocação de um abridor de boca, associado ao sugador de saliva;

- ataque ácido, aplicado com uma ponta descartável, sem esfregar, durante 60 segundos;

- lavagem com água da superfície dentária, com o cuidado de evitar a impregnação com saliva;

- secagem da superfície dentária, observando-se o aspecto esbranquiçado ou leitoso opaco;

- aplicação do selante em toda superfície descalcificada do dente;

- colagem do acessório, misturando-se partes iguais das pastas e colocando-se uma pequena quantidade na base do bracket, em seguida, o posicionamento e a remoção do excesso do material ao redor do *bracket*.

BRYANT et al. em 1987, compararam a resistência à tração de vários sistemas adesivos resinosos, utilizados para colagens de *brackets* em superfícies de esmalte submetidos a diferentes procedimentos de condicionamento ácido. Os resultados mostraram que a força adesiva dos *brackets* colados ao esmalte condicionado com H_3PO_4 a 15% por 30s não foi significativamente diferente daquela apresentada quando o esmalte foi condicionado com H_3PO_4 a 5% por 15s.

KINCH et al. no ano de 1988, investigaram o condicionamento ácido, e compararam as falhas adesivas quando os tempos de 15 ou 60s foram adotados para colagens de *brackets*. Foram acompanhados 90 pacientes (1174 colagens) por um período de 6 a 13 meses, e a análise do índice de falhas, do tempo das colagens, e dos remanescentes de adesivo após as falhas não evidenciaram diferenças

estatísticas entre os grupos condicionados por 15 ou 60s. As falhas adesivas estavam relacionadas com a posição dos dentes no arco, e os dentes posteriores mostraram maior número de falhas. Os dentes anteriores exibiram maior quantidade de adesivo remanescente após as falhas ou remoções. As falhas não apresentaram associação com sexo, idade, quadrante ou tempo de condicionamento. Os autores concluíram que um menor condicionamento (tempo de 15s) seja adotado na rotina clínica, pois produz força adesiva adequada.

Em 1988, DAVIS et al. avaliaram a capacidade adesiva dos cimentos Ketac-Cem, Ketac-Fil e Chelon quando utilizados para colagem direta de *brackets*, comparados com a resina composta Rely-A-Bond. Os autores também avaliaram os efeitos da ciclagem térmica (CT) sobre a força adesiva dos materiais. Os resultados dos testes de cisalhamento indicaram que a ciclagem reduziu de modo significativa a capacidade adesiva de todos os materiais, porém teve um maior impacto sobre o Rely-A-Bond. A resina composta produziu a maior força de adesão, com ou sem estresse térmico. Os resultados sugeriram que apesar de a capacidade retentiva do compósito ter sido significativamente deteriorada pela CT, ela ainda se mostrou maior que aquela produzida pelos cimentos.

REZICH et al. em 1988, compararam a resistência ao cisalhamento de *brackets* colados com adesivos que liberam fluoretos com um compósito convencional pasta/pasta e uma resina composta tipo pasta única. Os quatro grupos com 10 dentes cada tiveram *brackets* colados com os seguintes sistemas adesivos: 1) resina pasta/pasta; 2) resina pasta única; 3) resina pasta/pasta com flúor e 4) ionômero de vidro convencional. Os valores médios de resistência em MPa foram: Grupo 1, 16,59; Grupo 2: 9,79; Grupo 3: 6,03; e Grupo 4: 0,95. O compósito pasta/pasta apresentou o melhor resultado, já o CIV apresentou a menor força adesiva. Não foram notadas diferenças entre os grupo 2 e 3.

MATASA determinou em 1989 os "dez mandamentos da adesão" relacionados com o adesivo, as camadas de esmalte e o sistema como um todo. O adesivo deveria: resistir ao ambiente bucal e ao mesmo tempo proteger as camadas de esmalte; ser fluido, ser rígido após a polimerização; não endurecer vagarosamente, contrair ou permitir descontinuidades. Quanto ao esmalte deveria:

estar limpo e seco. O autor salientou que os acessórios não devem ser deslocados durante o processo de polimerização do adesivo, e que a boa adaptação entre as partes (dente e *bracket*) é fundamental para se obter uma camada de cimento mais fina possível. Para um resultado adequado deveremos utilizar *brackets* com bases altamente retentivas e um condicionamento ácido controlado e limitado.

FISHER-BRANDIES & TRAGNER-BORN (1989) avaliaram a capacidade adesiva de CIV convencionais em colagens diretas. A possibilidade de melhorar a adesão ao esmalte por meio do condicionamento também foi investigada, e para este fim foram testados: o ácido poliacrílico a 25%; o ácido tânico a 25%; o Tubulizid; e o ácido poliacrílico a 40%. No grupo controle foi usado o adesivo Concise após aplicação do H_3PO_4 a 47%. (para o condicionamento). Os resultados mostraram que com o condicionamento prévio do esmalte, as colagens exibiram força média de adesão em torno de 6,8 MPa, alcançando cerca de 60% do valor apresentado pela técnica convencional com Concise.

COOK em 1990, descreveu a técnica de colagem direta usando o CIV convencional Ketac-Cem com uma relação pó/líquido diferente daquela recomendada pelo fabricante, produzindo uma mistura mais consistente e com melhores propriedades mecânicas após a polimerização final. O autor ressaltou a importância do material mais fluido para um bom desempenho clínico, e salientou também a menor capacidade retentiva do ionômero. O autor relatou o uso exclusivo do Ketac-Cem para colagem de brackets metálicos desde julho de 1987, e apresentou o resultado de 12,4% de falhas adesivas após o acompanhamento clínico de quarenta casos, envolvendo diferentes tipos de má oclusões, incluindo também pacientes de cirurgia ortognática durante um período médio de dezessete meses.

Em 1990, McCAGHREN et al. pesquisaram a resistência ao cisalhamento do ionômero de vidro fotopolimerizável Vitrabond colado ao esmalte e à dentina.

Alguns espécimes foram submetidos à ciclagem térmica. Os resultados indicaram que a resistência ao cisalhamento do material colado em esmalte foi de 12 MPa e de 9MPa em dentina. A ciclagem térmica e a duração do armazenamento não provocaram efeitos adversos na capacidade retentiva do material, e a análise por

microscopia revelou que a maioria dos espécimes exibiu falha coesiva na interface dente/adesivo.

McCOURT et al. (1991) compararam dois materiais fotoativados com comprovada e prolongada liberação de fluoretos, com o adesivo ortodôntico resinoso Transbond. Os outros materiais foram o uretano com fluoretos TimeLine e o CIV adicionado com metil-metacrilato Vitrabond. Os resultados dos testes após 24h medidos em MPa foram: 5,98 para o TimeLine, 11,58 para o Vitrabond, e 11,35 para o Transbond. A capacidade retentiva após 30 dias foi significativamente inferior para o TimeLine (3,05) e para o Vitrabond (5,39), em relação ao Transbond (10,80). Com base nos dados, os autores consideraram que o TimeLine e o Vitrabond não apresentaram desempenho aceitável para a colagem de acessórios ortodônticos, por terem exibido baixa resistência ao cisalhamento após 30 dias.

WANG & LU em 1991 investigaram os efeitos do tempo de duração do ataque ácido, na resistência à tração de *brackets* colados em dentes permanentes jovens. Os resultados de resistência à tração para os tempos de condicionamento de 15, 30, 60 ou 90s não foram estatisticamente diferentes, porém para o tempo de 120s os valores decresceram significativamente. Fraturas no esmalte foram observadas em alguns casos. Os autores concluíram que para se alcançar uma boa retenção, diminuindo a perda de esmalte, reduzindo a contaminação por umidade, como também diminuindo o tempo de atendimento do paciente, um tempo de condicionamento ácido de 15s é o mais adequado para pacientes adolescentes na rotina clínica. Em condicionamentos por mais de 30s alguns fragmentos de esmalte foram notados, e a quantidade desses fragmentos foi proporcional à duração do ataque ácido.

O tempo de trabalho proporcionado pelos adesivos fotoativados permitiu com maior facilidade o posicionamento dos *brackets*, entretanto a maior desvantagem deste adesivo tem sido o tempo requerido para a fixação de cada *bracket* que varia de 20 a 40 segundos.

O conceito da colagem eletrotérmica em ortodontia foi descrito no final da década de 70, e o principal objetivo desta técnica é reduzir o tempo de presa dos materiais adesivos pelo aquecimento dos *brackets*.

CHACONAS et al. em 1991 avaliaram em testes de tração e de cisalhamento, a capacidade de retenção de dois tipos de *brackets* cerâmicos policristalinos, cerâmico monocristalino, e um de plástico reforçado, colados com Concise em molares humanos. Após a realização dos testes, avaliaram a capacidade de retenção que foi superior nos *brackets* monocristalinos, seguidos dos policristalinos e, por fim, dos plásticos reforçados. Nos testes de tração, houve grande frequência de fraturas das aletas dos monocristalinos e dos policristalinos, que mostraram maior capacidade retentiva. Afirmaram que, a alta capacidade de retenção dos *brackets* de retenção química pode representar problema clínico nas descolagens, potencializando os riscos de danos ao esmalte dentário.

Em 1995, ABDULLAH & ROCK observaram os efeitos do tempo de condicionamento ácido e do tempo de polimerização sobre a capacidade retentiva de sistemas adesivos. O tempo de condicionamento foi de 15, 30 ou 60 segundos, enquanto que a remoção dos acessórios se deu em 5 minutos, 15 minutos ou 24 horas após as colagens. Os autores relataram que os aparelhos ortodônticos deveriam resistir à forças superiores a 10 N. O sistema 15s/5min apresentou significativamente as menores médias de resistência (94, 1N/7,7MPa), os demais grupos mostraram valores variando de 170 a 220N (13,9 a 18,3MPa), contudo, sem apresentar diferenças estatísticas. A análise por MEV revelou danos superficiais nos grupos condicionados durante 60s. Os resultados sugeriram que o tempo de condicionamento de 15s deve ser adotado como rotina para colagem direta de *brackets* ortodônticos. Finalmente concluíram que o tempo de 60s não deve ser indicado por provocar danos no esmalte no momento das remoções dos *brackets*.

EBERHARD et al. em 1997, testaram a resistência à tração do compômero Dyract Ortho usado para colagens de *brackets* metálicos, cerâmicos e cerâmicos com silano na base. Em associação ao agente adesivo, os autores usaram dois primers, o Primer & Bond (PB) e o Primer Sealer Adhesive (PSA). Os resultados mostraram que com o compômero, as fraturas ocorreram de modo predominante na interface *bracket*/adesivo, devido à alta viscosidade do material e a força adesiva foi alta sempre que o esmalte estava previamente condicionado, não dependendo do tipo de *bracket* ou primer usado. O uso do PSA resultou em baixa

resistência adesiva, e o PB alcançou valores médios pouco maiores. Os resultados indicaram claramente que a aderência não foi suficiente sem o prévio condicionamento do esmalte, exceto quanto o Dyract Ortho foi associado ao PB para colagens de *brackets* cerâmicos com base tratada com silano. Os autores não recomendaram o uso clínico dos compômeros em ortodontia devido à falta de dados conclusivos, uma vez que o estudo desses materiais ainda estava em estágio inicial.

Em 1997, WEINBERGER comparou a resistência da colagem usando dois tipos de *brackets*: cristal de alumina e policristal de alumina e três métodos de polimerização: *laser* de argônio, luz convencional e adesão química. Para isso utilizou 90 pré-molares humanos extraídos e preparados para colagem usando profilaxia com pedra pomes e depois o ataque ácido com gel a 37%. Usando *brackets* de cristal de alumina com a base tratada com silano, três grupos de 15 dentes foram colados com um dos três métodos de polimerização. Da mesma maneira, três grupos de 15 dentes foram colados com *brackets* de policristal de alumina sem tratamento de silano na base.

Após as colagens, cada *bracket* foi testado pela máquina Instron, determinando assim, a força necessária para a sua descolagem.

Os resultados demonstraram que:

- todos os grupos apresentaram uma força de adesão maior do que aquelas considerados clinicamente aceitáveis;

- a força de adesão dos *brackets* de cristal de alumina com a base tratada com silano foi significativamente maior do que aqueles apresentados pelos *brackets* de policristal de alumina sem tratamento com silano na base;

- não foram encontradas fraturas de esmalte nas descolagens dos *brackets* colados quimicamente, enquanto que os grupos com a luz comum e com *laser* mostraram 10% de fratura do esmalte.

WARD et al. (1998), testaram in vitro nove adesivos, após a realização das colagens convencionais ou eletrotérmicas. Foram usados quatro compósitos quimicamente ativados (Rely-A-Bond, Concise Ortho, Super-C Ortho e Nimetic Grip), três fotopolimerizáveis (Transbond, Light Bond e Sequence) e dois CIVs modificados usados em dentística (Vitremmer e Dyract). A capacidade retentiva apresentada pelos

CIVs alcançou valores bem acima dos necessários para o sucesso clínico da colagem, com ambas as técnicas testadas. Os resultados não mostraram diferenças significantes na resistência ao cisalhamento após 14 dias, entre os *brackets* colados com a técnica da colagem eletrotérmica e aqueles colados da maneira convencional.

Em 1999, BISHARA et al. determinaram a resistência ao cisalhamento de *brackets* colados por três diferentes métodos: 1) o compósito Transbond XT usado com HPO a 37% e o primer convencional; 2) o CIV Fuji Bond LC com o APA a 20 %; e 3) o mesmo compósito usado com o recém introduzido primer acidificado. Os resultados indicaram que o sistema adesivo resina/HPO alcançou maior força adesiva (10,4 MPa). O Fuji Bond LC produziu uma resistência adesiva significativamente inferior (6,5 MPa), enquanto que a menor força adesiva (2,8 MPa) foi obtida com a associação do compósito com o primer acidificado. Apesar de ter exibido uma capacidade retentiva inferior à do compósito, o CIV alcançou valores acima do mínimo requerido para os propósitos ortodônticos. Os autores concluíram que os adesivos ortodônticos disponíveis não são compatíveis com o primer acidificado.

MEEHAN et al. (1999) determinaram a capacidade retentiva e o local das falhas na adesão de dois sistemas fotoativados de CIVs resinosos, por meio de ensaios de cisalhamento. Os dois cimentos selecionados para o estudo foram um ionômero de vidro híbrido, o Fuji Ortho LC e um compósito adicionado ao pó de ionômero de vidro, o Ultra Bond Lock (UBL). Os materiais foram comparados com a resina composta Transbond XT (TXT). O Fuji Ortho LC é um CIV reforçado por resina, a qual representa 11,25% do seu conteúdo total. Já o UBL é um compômero, ou, seja, uma resina composta onde é adicionado o pó do CIV. Foram testados 5 grupos, os quais: G1) UBL sobre superfície seca (recomendado pelo fabricante); G2) UBL sobre superfície umedecida; G3) FOLC sobre superfície não condicionada com APA a 10% e umedecida; G5) TXT, de modo convencional. Os dentes foram submetidos à CT antes da confecção dos corpos de prova. Os resultados indicaram uma grande variação na capacidade de retenção entre os materiais testados. A resistência ao cisalhamento do compômero sobre superfície seca (11,36MPa) ou umedecida (10,03MPa), foi similar à resistência da resina composta (11,23MPa). A

capacidade retentiva dos grupos onde os *brackets* foram colados com CIV híbrido sobre o esmalte condicionado (7,68MPa) ou não (3,21MPa) foi significativamente menor que os grupos anteriores, contudo, o grupo submetido ao condicionamento ácido apresentou valor médio de resistência clinicamente aceitável, ou seja, acima de 5 MPa. Os autores concluíram que o compômero quando usado de acordo com as especificações do fabricante, alcança valores de resistência ao cisalhamento similares à RC, e que o CIV híbrido deve ser usado após o condicionamento com o APA a 10% para melhorar sua capacidade adesiva, e assim alcançar um nível clinicamente aceitável. O CIV híbrido usado sem condicionamento apresenta uma capacidade de retenção inadequada. O compômero usado normalmente é o CIV híbrido utilizado com condicionamento e apresentam valores de IRA mais altos indicando que a fratura ocorre no corpo do adesivo (coesiva).

Em 1999, THOMAS et al. realizaram um estudo com propósito de calcular os níveis de estresse por tração, compressão e cisalhamento, produzidos por diferentes métodos de aplicação das cargas de tração e cisalhamento. Para o experimento os autores utilizaram modelo tridimensional composto pelo acessório ortodôntico, camada de adesivo e pela superfície do esmalte. Os resultados mostraram que a carga de tração nas interfaces é relativamente pouco afetado por pequenos desvios no alinhamento do ponto de aplicação da carga. Em contraste, as cargas de cisalhamento produzem forças de tração e compressão nas interfaces do adesivo que são de magnitude equivalentes ou até mesmo maiores quando comparadas à força de cisalhamento resultante. Estas resultantes de tração e compressão muito superiores em magnitude à resultante de cisalhamento, ocorrem em virtude do distanciamento do ponto de aplicação da carga em relação as interfaces do adesivo, indicando que os ensaios de cisalhamento são muito sensíveis aos erros experimentais, gerando uma grande variação nos valores obtidos pelos vários espécimes de uma amostra. Com base nos dados obtidos, os autores concluíram que os resultados dos testes laboratoriais de resistência de adesivos ortodônticos, obtidos por meio de ensaios de cisalhamento devem ser interpretados com muito cuidado.

BISHARA et al. (2000), realizaram um estudo laboratorial por meio de ensaios de cisalhamento, no qual avaliaram o Fuji Ortho LC e a RC fotoativada Transbond XT. Foram avaliados quatro grupos divididos da seguinte maneira: 1) sistema adesivo usado, RC ou CIV modificado e 2) tempo de fotopolimerização do ionômero por 40, 45 ou 50s. Os resultados indicaram diferenças significantes entre os grupos. Em geral a resistência ao cisalhamento foi maior para o compósito (5,2 MPa), seguido pelos dois grupos colados com CIV reforçado com resina e fotopolimerizados por 50s (3,8MPa) e 45s (3,4MPa). Em contrapartida, a resistência foi significativamente menor no grupo colado com o adesivo à base de ionômero fotopolimerizado por apenas 40s (0,4MPa). Os autores concluíram que o CIV reforçado por resina apresenta resistência ao cisalhamento significativamente menor nos primeiros trinta minutos após a colagem quando comparado ao compósito, e que a resistência inicial do ionômero foi significativamente melhorada com o aumento do tempo de fotopolimerização para 5 ou 10 segundos adicionais. O aumento na resistência ao cisalhamento entre 5 e 10s de fotopolimerização adicional não foi significativo, contudo, a variabilidade foi menor com o maior tempo de exposição à luz.

3.2 – Laser de Argônio e Temperatura

ZACK & COHEN, em 1965, realizaram um estudo para verificar as alterações histológicas no tecido pulpar. Ressaltaram que com a elevação da temperatura em 2,2^o C, o tecido pulpar permanece histologicamente idêntico ao normal (controle). Com a elevação térmica de cerca de 5,5^o C, inicia-se o processo de destruição de odontoblastos, havendo 15% de necrose do tecido pulpar. Salientaram também a importância em se considerar variáveis como espessura do remanescente dental, refrigeração ou traumas anteriores ao se intervir nas estruturas dentais.

BROWN et al. (1970), determinaram os valores para a condutividade e difusão térmica do esmalte e dentina, apresentados da seguinte maneira (TAB. 1):

Tabela 1- Valores de condutividade e difusão térmica do esmalte e dentina.

	Densidade (g/cm ³)	Condutividade Térmica [cal/ (s.cm. °C)]	Difusão Térmica (cm ² /s)
Esmalte	2,8	2,23 X 10 ⁻³	4,69 X 10 ⁻³
Dentina	1,96	1,3 a X 10 ⁻³	1,87 X 10 ⁻³

Os valores obtidos por meio da difusão térmica indicam que a condução térmica ocorre mais rapidamente no esmalte do que na dentina a baixas temperaturas, por exemplo, o esmalte irá sofrer um stress intenso devido à contração da dentina. Se a mudança de temperatura for muito grande rachaduras e trincas podem aparecer no esmalte.

SELTZU & BENDER em 1973, ressaltaram também que a temperatura pulpar quando aumentada acima de 5,0° C causa sérios danos à polpa. As espessuras dos tecidos (esmalte e dentina) são fatores a serem analisados durante o estudo das mudanças térmicas. Dentes com uma menor espessura de remanescente dentinário apresentam uma maior elevação de temperatura no tecido pulpar.

Em 1987, LAUNAY et al. quantificaram os efeitos térmicos na polpa dental devido ao tratamento com três tipos de *lasers*: o CO₂, o Nd: YAG e o *laser* de argônio, em 88 dentes humanos, medidos com um termógrafo infravermelho. Os resultados com *laser* de argônio foram infundados, pois este é fortemente refletido devido ao seu curto comprimento de onda. De acordo com a literatura, comprimentos de onda abaixo de 1,25 micrometros, são refletidos mais de 40 % pela estrutura dental.

FRENTZEN & KOORT em 1990, avaliaram a importância clínica do *laser* em Odontologia. Afirmaram que o uso do *laser* é feito em um pequeno campo terapêutico e apenas por especialistas, e fizeram as seguintes considerações:

- a principal característica dos *lasers* é a produção de radiação monocromática, coerente e colimada, por meio de um ressonador óptico;
- o efeito do *laser* no tecido, depende de várias propriedades, como estrutura química, absorção e densidade, e de algumas propriedades da

radiação emitida pelo *laser* (comprimento de onda, densidade de energia e duração do pulso);

- o *laser* de argônio emite luz azul (450-500 nm), e pode substituir a fonte de luz halógena para a polimerização de resinas compostas;
- a penetração homogênea do *laser* pode reduzir a contração no processo da polimerização;
- a penetração em profundidade da radiação do *laser* de argônio é considerada uma vantagem em polimerização em procedimentos como próteses adesivas, facetas e colagens de *brackets*.

PINHEIRO & FRAME em 1992 apresentaram um trabalho de atualização sobre o uso clínico do *laser* em Odontologia. Os autores observaram que o aspecto preventivo da utilização dos *lasers* deveria superar os aspectos curativos, tornando-se um grande instrumento na prevenção da cárie dentária. O uso do *laser* de argônio é efetivo na detecção de mudanças no nível de luminescência do esmalte afetado por cárie em um estágio anterior do que é possível detectar o início desta. Os autores determinaram também, a importância das normas de segurança que devem ser seguidas por todos os procedimentos.

LEE et al. em 1993, mediram o espectro radiométricamente emitido por cinco aparelhos fotopolimerizadores de luz visível, sendo que as intensidades em faixas de comprimento de ondas específicas foram avaliadas por integração gráfica. Os resultados foram comparados com as leituras instantâneas de densidades de potências de todas as unidades, com um radiômetro de polimerização comercial, o Demetron. Os aparelhos apresentaram um pico largo em uma amplitude visível entre 380 e 530 nm, embora o radiômetro não forneça informações a respeito da intensidade/ comprimento de onda, na faixa mais estreita de 450-500 nm, esta considerada a mais eficiente para a polimerização; os resultados obtidos dos radiômetros e do espectro radiômetro foram bem correlacionados. Os autores concluíram com esta pesquisa que, clinicamente o radiômetro pode ser usado de uma maneira eficaz para uma aferição rápida dos aparelhos fotopolimerizadores, pois é sensível aos comprimentos de onda desejáveis.

Em 1993, KUTSCH et al. estudaram as propriedades dos *lasers*, as interações *laser*/tecido dos três *lasers* mais usados em Odontologia, que são: dióxido de carbono, neodímio e argônio. Os *lasers* de argônio possuem dois comprimentos de onda, 488 e 514,5 nm (de luz verde e azul respectivamente); é pouco absorvido pela água e altamente absorvido pela hemoglobina e melanina. Está sendo muito usado na Odontologia como fotopolimerizador de materiais compostos e para detecção de cáries interproximais.

POWELL et al. em 1993, realizaram um estudo sobre os parâmetros de segurança do *laser* de argônio para o dente, determinando os efeitos deste, nos tecidos pulpare (mudanças de temperatura da polpa), e danos à superfície do esmalte. Utilizou o *laser* HGM Argon Model 8, para irradiar a superfície dental *in vivo* e *in vitro* diferindo os níveis de energia dos *lasers* de argônio, usando 1,6 a 6 watts, 1 e 2 mm de diâmetro do raio (medido pelo tamanho da figura produzida pelo raio) por 0,2 a 5,0 segundos, resultando em 25 a 800 J/cm² de densidade de energia. Para avaliar a temperatura pulpar e os danos ao esmalte, foram utilizados dentes humanos e de cachorros com termômetro na câmara pulpar para medir as mudanças de temperatura que foram registradas a cada irradiação. A temperatura aumentou proporcionalmente com o aumento de energia, porém não chegando a 3° C e nenhum dano ao esmalte foi observado. Com altas densidades de energia, os danos à polpa aparecem antes de alguma modificação na superfície do esmalte. Portanto, de acordo com a literatura e a conclusão dos autores, as potências necessárias para o uso proposto em Odontologia como na polimerização de resina não ultrapassa 1 watt, assim o *laser* de argônio pode ser usado seguramente.

No ano de 1993, PICK avaliou algumas aplicações clínicas dos *lasers* em Odontologia. O *laser* de argônio está na faixa azul e verde do espectro, operando com 488 ou 510nm. Tem grande afinidade pela hemoglobina, sendo um grande coagulador. É capaz de polimerizar resinas compostas, características que nenhum outro *laser* tem. O comprimento de onda utilizado para a polimerização é o azul de 488nm, enquanto o verde de 510nm é usado para procedimentos em tecidos moles e coagulação. Deve ser usado respeitando as normas de segurança.

Em 1994, BLANKENAU et al. realizaram estudo com o intuito de medir o aumento da temperatura na superfície externa do dente, na região de junção cimento-dentina e ápice radicular, quando da remoção do tecido pulpar pelo *laser* de argônio. A incidência do *laser* de argônio não provocou excessivo aumento de temperatura na superfície externa do dente.

DOCKTOR estudou as propriedades do *laser* e o seu uso em procedimentos estéticos em 1994. Observou que este pode induzir a polimerização pois emite comprimentos de onda adequados para reagir com a canforoquinona (um dos fotoiniciadores mais usados nas resinas compostas fotopolimerizáveis). O *laser* de argônio permite o uso de espessuras maiores de resina para a polimerização que é feita com apenas $\frac{1}{4}$ do tempo da luz convencional (halógena) e com melhores propriedades físicas. De acordo com o autor, o benefício clínico da redução do tempo de exposição é importante, principalmente nos casos onde o controle da umidade é difícil de se obter. O *laser* de argônio pode ser utilizado na polimerização da resina dentro dos canais dentários com fibra óptica.

BRENNEISE & BLANKENAU estudaram o efeito da exposição do *laser* de argônio aos tecidos bucais durante a realização de restaurações em dentes de seis cães em 1995. Os tecidos moles foram irradiados por 10, 20 e 30 segundos com *laser* de argônio e com luz halógena e removidos após sacrificar os animais 24 horas após, 72 horas e cinco dias. Houve pouca alteração em 22 das 36 amostras irradiadas com *laser*, enquanto 16 dos 22 controles não mostraram nenhuma alteração. A polimerização por 10 segundos produziu alteração nas 72 horas, mas desapareceu em cinco dias. Polimerizadas com 20 segundos houve inflamação com ruptura do tecido conjuntivo e com 30 segundos a necrose deste. Mediante a esses resultados os autores afirmam que a exposição clínica por 10 segundos do *laser* de argônio não causam malefícios aos tecidos adjacentes ao dente.

Em 1996 ANIC et al. avaliaram *In vitro* as alterações na temperatura da câmara pulpar durante a polimerização da resina composta por *laser* de argônio. Utilizaram 50 molares humanos extraídos com cavidades preparadas de classe 1. Os assoalhos das cavidades de 20 dentes foram forrados com cimento de fosfato de zinco e estes seccionados transversalmente abaixo da junção esmalte-cementária.

As cavidades de todos os dentes foram preenchidas com resina composta e polimerizadas com *laser* de argônio. Foi determinada uma diferença estatisticamente significativa com o aumento da temperatura na dentina do teto da câmara pulpar do grupo sem forramento do cimento de fosfato (3,1 ° C).

VARGAS et al. estudaram em 1998 a polimerização de resinas compostas utilizando luz convencional e o *laser* de argônio. Usaram a resina Silux Plus (3M) e a híbrida Prisma TPH (Caulk). Foram feitas quatro amostras, polimerizadas com a luz convencional por 40 segundos e com *laser* por 10, 20 e 30 segundos. As amostras ficaram armazenadas por 24 horas em água destilada em um recipiente à prova de luz e observadas as medidas de dureza Knoop nas profundidades 0 (superfície), 1, 2, 3 e 4 mm. Em profundidades equivalentes, com as duas diferentes fontes de luz e tempos de exposição equivalentes, não houve diferença significativa entre os valores de dureza a 0 mm e as outras profundidades; independentemente das fontes de luz e do tempo de exposição. Assim, esses resultados sugerem que a capacidade de polimerização para resinas compostas entre a luz convencional e o *laser* de argônio é comparável.

FLEMING & MAILLET em 1999, verificaram as vantagens e desvantagens da polimerização com *laser* de argônio quando comparada à luz convencional. O *laser* de argônio promove maior penetração, melhorando a polimerização em espessuras maiores e em algumas propriedades em relação à luz halógena como, resistência à compressão e à tensão. Além disso, o *laser* requer $\frac{1}{4}$ do tempo de polimerização em relação aos aparelhos de luz halógena. Outra vantagem apresentada pelos autores é que o feixe do *laser* não perde potência, quando não se pode conseguir uma aproximação para a restauração.

SHANTHALA et al. em 2000, efetuaram um estudo para comparar a força de adesão da resina composta à superfície do esmalte, condicionada a 37% de ácido fosfórico durante 30 e 60 segundos respectivamente. Depois de alcançar a polimerização da resina composta por uma convencional luz halógena e *laser* de argônio em dentes decíduos e permanentes, observaram que não houve diferença estatística entre as duas fontes fotopolimerizadoras.

COBB et al. pesquisaram, em 2000, a variação da temperatura na interface dentina/polpa usando *laser* de argônio e luz convencional. As amostras polimerizadas com *laser* de argônio obtiveram menor aumento de temperatura, concluindo assim que este não causa danos térmicos à polpa.

LALANI et al. em 2000 determinaram a eficiência de polimerização de um adesivo ortodôntico com o *laser* de argônio. Testes de cisalhamento foram realizados e os autores concluíram que os valores de resistência adesiva foram comparáveis aos do grupo de polimerização com luz halógena.

Em 2001 VERHEYEN demonstrou as vantagens no uso de *laser* de argônio na polimerização de resinas compostas. Em razão ao *laser* de argônio emitir comprimento de onda ideal e com quantidade certa de energia para o fotoiniciador em resinas compostas (canforoquinona), a polimerização é efetuada com apenas $\frac{1}{4}$ do tempo e com melhores propriedades físicas quando comparada a luz convencional. O autor também concluiu que a exposição do *laser* ao esmalte diminui a solubilidade ao ácido, aumentando a resistência à cárie (na região entre o material restaurador e o dente).

MERCER comparou em 2001, a temperatura pulpar durante a polimerização da resina composta Herculite usando luz halógena, *laser* de argônio e lâmpada de plasma. Concluíram que na polimerização com luz halógena por 40 s, houve um aumento de temperatura de 5,4 °C, do mesmo modo que o *laser* de argônio. A temperatura, com a lâmpada de plasma foi menor. O autor concluiu que as três fontes de polimerização não provocam aumento de temperatura capaz de produzir danos à polpa.

POWELL & BLANKENAU em 2001, verificaram que o *laser* de argônio é efetivo para a polimerização das resinas, em razão do seu comprimento de onda (476-488nm), ser adequado à canforoquinona (fotoiniciador). O *laser* emite luz azul visível com alta efetividade na polimerização de materiais fotoativados. Usando potências de 250 a 50 mW por 10 segundos promovem uma excelente polimerização de compósitos em um menor período de tempo (30 a 50 %) com iguais ou melhores propriedades físicas quando comparadas com as da luz halógena.

Em 2001 RODE et al. observaram o efeito do distanciamento da fonte de luz em relação à superfície da resina composta de 0,5 e 6mm na microdureza, na polimerização com o *laser* de argônio. Os autores concluíram que há diferença estatisticamente significativa na microdureza entre as duas distâncias.

3.3 –Avaliação do esmalte dentário: IRA (ÍNDICE DE REMANESCENTE DE ADESIVO) e descalcificação

ZACHRISSON & ARTUN em 1979, avaliaram qualitativamente as superfícies de esmalte após as descolagens dos *brackets* ortodônticos, em condições clínicas e experimentais por meio de microscopia óptica (MO) e microscopia eletrônica de varredura (MEV). Para as colagens foram utilizados dois materiais resinosos, e após a remoção dos acessórios, os remanescentes dos adesivos foram removidos por meio de vários instrumentos rotatórios, todos em baixa velocidade. Os dados indicaram que as pontas diamantadas finas e os discos de lixa produziram os piores resultados, gerando aspereza superficial e perda de esmalte substancial. Os autores concluíram que de todos os instrumentos testados, os resultados mais adequados foram obtidos com as brocas de carbetto de tungstênio com corte reto ou em espiral, operadas em baixa rotação, pois produziram superfícies com poucas irregularidades e o mínimo de perda de esmalte.

THOMPSON & WAY determinaram em 1981 a quantidade de esmalte perdido durante a fase de profilaxia e durante procedimentos múltiplos de colagens e descolagens dos *brackets*. Os resultados indicaram que o uso das escovas causou perda de esmalte (14,38 μm) significativamente maior do que o uso das taças de borracha (6,9 μm), porém não foram notadas diferenças associadas ao uso de diferentes pastas profiláticas. O total de esmalte perdido foi sempre maior nos grupos colados com as resinas com carga (71,5 μm) e sem carga (45,4 μm), e submetidos à profilaxia e ataque ácido entre as colagens. Estes valores foram significativamente maiores que os apresentados por estes mesmos materiais, porém aplicados sobre esmalte não submetido à profilaxia ou condicionamento. Os autores sugeriram a bandagem dos dentes que apresentam falhas repetidas, e a execução da profilaxia

com taças de borracha e pastas profiláticas com partículas abrasivas pequenas, visando minimizar a perda de esmalte que pode ser considerável em alguns casos.

ARTUN & BERGLAND em 1984, desenvolveram dois estudos clínicos; o primeiro relacionado com procedimentos para remoções, e o segundo com o desempenho clínico das colagens de *brackets*. Os autores idealizaram um sistema para avaliar a quantidade de adesivo restante sobre o dente após as remoções e assim determinaram o padrão das falhas adesivas, o Índice de Remanescente de Adesivo (IRA), baseado em quatro valores variando de zero até três. Segundo os autores, os cimentos à base de ácido poliacrílicos (APA) aderem ao esmalte, e a interação do APA aquoso constituinte do cimento com o esmalte, varia de acordo com a formulação. Ácidos poliacrílicos purificados produzem apenas um leve condicionamento na superfície do esmalte, contudo, soluções de APA que contêm íons sulfato residuais, em adição ao condicionamento leve, produzem depósitos cristalinos que aderem firmemente ao esmalte e resistem à remoção mecânica.

A avaliação do padrão das falhas indicou que estas ocorreram de modo predominante na interface *bracket*/adesivo quando o condicionamento foi realizado com ácido fosfórico por 60s, e na interface esmalte/adesivo nos dentes que foram tratados com indução do crescimento de cristais. O estudo do desempenho clínico testou dois tipos de soluções alternativas para o condicionamento, os quais resultaram em índices de falhas significativamente superiores ao índice obtido pelo ataque ácido convencional. Os índices de falha verificados no estudo não foram considerados como clinicamente aceitáveis.

GAARD et al. em 1988, avaliaram o desenvolvimento de lesões cariosas associadas ao tratamento ortodôntico fixo. Foram notadas em 4 semanas manchas brancas. Com isso os autores revelaram que a desmineralização do esmalte associado ao tratamento com aparelho fixo, é um processo extremamente rápido, e ressaltaram a importância de uma inspeção cuidadosa aos dentes e dos acessórios a cada consulta, e também de atitudes preventivas, como administração de fluoretos.

Em 1993, OSTMAN-ANDERSSON et al. compararam por meio de microscopia eletrônica de varredura, as superfícies do esmalte após o uso do CIV Aqua-Cem e da resina Unite para colagens de *brackets*, objetivando determinar qual

adesivo poderia ser considerado melhor do ponto de vista da preservação das características originais do esmalte após a remoção dos acessórios. Foram verificadas significantes alterações nas superfícies dentárias independentemente do procedimento de colagem adotado, contudo, o uso do ionômero resultou em superfícies de esmalte menos afetadas em comparação ao compósito. Os autores ressaltaram que os instrumentos rotatórios que removeram com eficiência os resíduos de materiais aderidos ao dente, também provocaram abrasão superficial. Concluíram que a remoção dos *brackets* colados com CIV foi mais simples e rápida, resguardando a integridade do esmalte.

KUSY em 1994, avaliou que a grande capacidade adesiva de alguns materiais conduziu à um excesso de adesão, removendo o esmalte dentário. O autor sugeriu que o processo de colagem deveria ser considerado pelos pesquisadores e clínicos como um problema de otimização, recolagens ocasionais e remoção dos *brackets* deveriam ser minimizadas.

No mesmo ano, WHITE publicou um artigo no qual descreveu algumas vantagens do uso dos cimentos de ionômero de vidro em relação aos compósitos convencionais em ortodontia e dentre elas relacionou: 1) a capacidade do CIV de aderir quimicamente ao esmalte, cemento, dentina, metais não preciosos e plásticos, além de não requerer preparação superficial do dente mais complexa que uma simples profilaxia com pedra pomes; 2) o ambiente estritamente seco necessário aos compósitos parece ser dispensável e até mesmo prejudicial ao CIV; 3) o CIV necessitou de proteção contra umidade apenas durante a fase de geleificação; 4) o ionômero atuou como reservatório de íons de fluoreto que exerceram a menor probabilidade de descalcificação e cáries; 5) o CIV ofereceu maior tempo de trabalho; 6) os remanescentes do CIV puderam ser removidos com maior facilidade do esmalte.

4. MATERIAIS E MÉTODOS

4 - MATERIAIS E MÉTODOS

4.1 MATERIAIS

4.1.1 Dentes:

Foram coletados setenta e cinco pré-molares humanos (Fig. 1), (superiores e inferiores, direitos e esquerdos) obtidos do Banco de Dentes da Universidade de Mogi das Cruzes (Apêndice E), aprovado pelo Comitê de Ética em pesquisa da UMC com anuência das diretrizes da Vigilância Sanitária (Siqueira Filho & Anselmo, 2003), de pacientes com idades desconhecidas, com coroas intactas, sem cáries, descalcificações, restaurações, rachaduras, fraturas, ausência de tratamento ortodôntico e endodôntico, sem prévia aplicação de agentes químicos tais como álcool, peróxido de hidrogênio, formalina ou glutaraldeído. Após a remoção dos restos de tecidos moles e cálculos dentários, foram armazenados em solução de soro fisiológico e conservado sob refrigeração por um período máximo de seis meses até a realização dos procedimentos para as colagens. A solução (soro fisiológico) era trocada de cinco em cinco dias. Neste período de armazenamento foram removidos os terços médios e a polpa de cada dente.

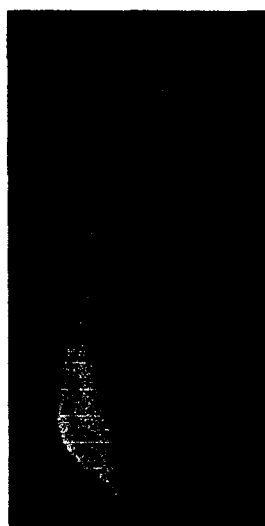


Figura 1 – Pré-molar humano.

4.1.2 Brackets:

Empregamos para as colagens setenta e cinco *brackets* metálicos (Fig. 2) para pré-molares (superior e inferior, direito e esquerdo) tipo monobloco (confeccionado em uma única peça) com sulcos retentivos nas bases, em forma de arco e com área de 3,30 mm x 2,90 mm (9,57 mm²). Na parte anterior esta localizado o slot (canal de encaixe), que mede 0,022" x 0,028". Estes *brackets* são utilizados na técnica de Arco de Canto (Edgewise) sem torque (inclinações no slot) e angulações da marca comercial Dyna-Lock (3M- Unitek Corporation, Monrovia, CA. U.S.A.).

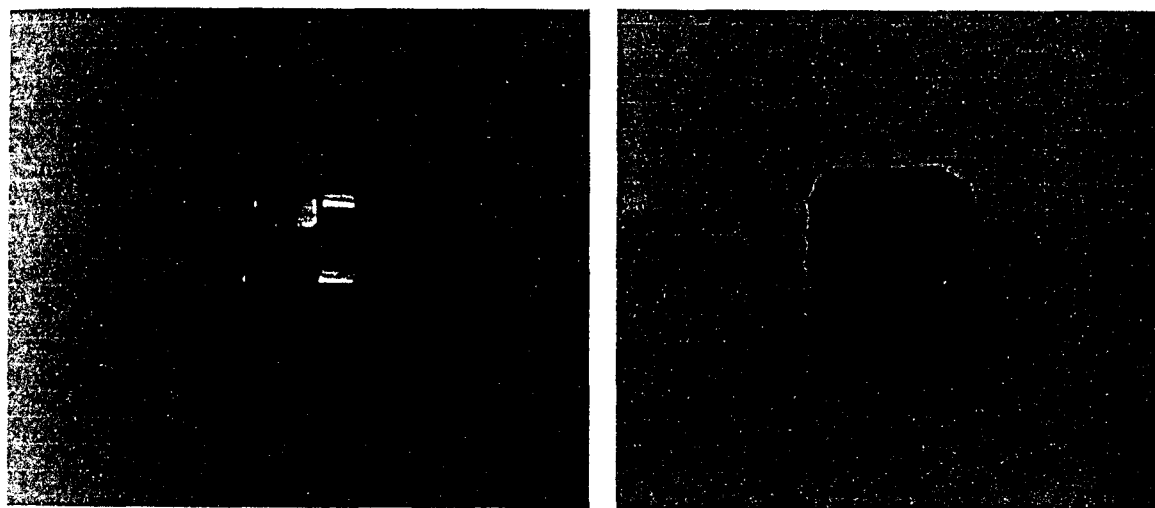


Figura 2 – *Bracket* metálico (parte anterior e base).

4. 1. 3 Resina fotopolimerizável:

Transbond XT (Fig. 3) (3M Unitek Monrovia Calif. - USA): é uma resina fotopolimerizável composta de:

* Bis-GMA/Bis-EMA (Bisfenol - A - Glicidil Metacrilato/ Bisfenol - A - Etoxil de Dimetacrilato); * Microparticulas de quartzo (80% de carga/massa);

* Canforoquinona como fotoiniciador.

A reação da polimerização ocorre por meio da ativação da canforoquinona, conceituada como fotoiniciador, responsável pelo início da polimerização.

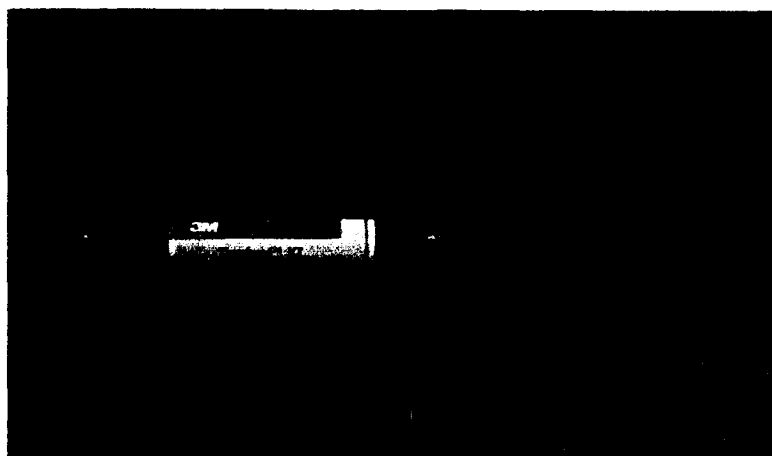


Figura 3 – Resina fotopolimerizável – marca Transbond XT.

4.1.4 Material para Delimitar o Agente Condicionador:

Opal Dam (Fig. 4) – fabricada pela Ultradent Gengival Barrier – light cured.

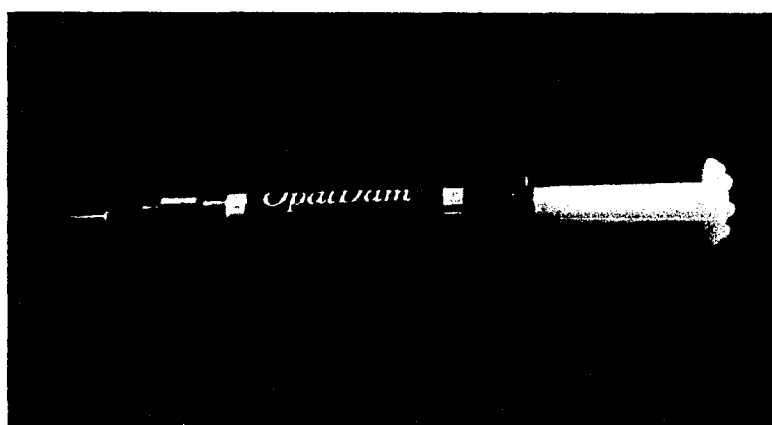


Figura 4 - Opal Dam - marca Ultradent.

4.1.5 Agente Condicionador:

Ácido fosfórico a 37% na forma de gel. (Fig. 5) (fabricado pela 3M Unitek – Monrovia – Califórnia – USA).

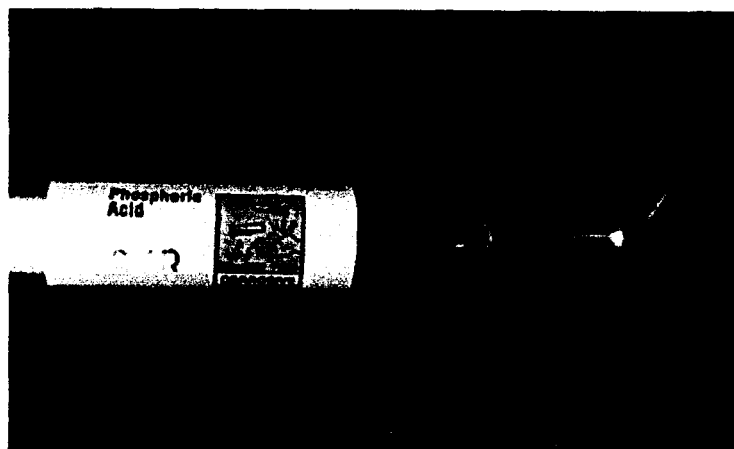


Figura 5 – Ácido fosfórico a 37%.

4.1.6 Aparelhos e Dispositivos

I. Micromotor e Contra-Ângulo

Utilizamos um micromotor Kavo conectado a um contra-ângulo para proceder ao polimento das superfícies vestibulares dos dentes com escovas de Robson e uma pasta de água e pedra pomes - granulação fina (marca SS-White) (Fig. 6).

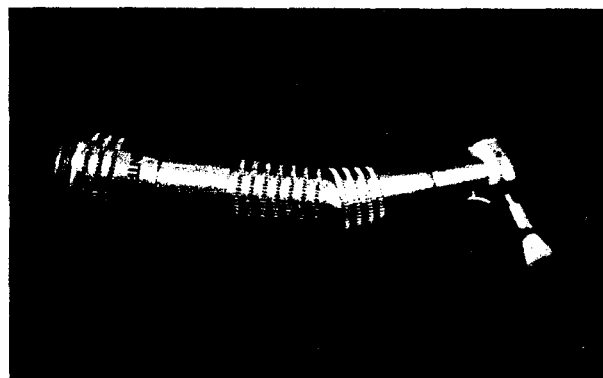


Figura 6 – Micromotor, contra-ângulo e escova de Robson.

II. Morsa

Para a fixação dos dentes utilizamos uma morsa, para a realização dos procedimentos do polimento dentário, delimitação da área da base dos *brackets*, condicionamento ácido e colagem.

III. Aparelho fotopolimerizável com luz halógena

Para o procedimento da polimerização da resina fotopolimerizável, usamos um aparelho CURING LIGHT XL 3000 (3M Dental Product) (Fig. 7) com intensidade de $495\text{mW}/\text{cm}^2$ aferida pelo seu próprio radiômetro.



Figura 7 – Aparelho fotopolimerizador XL 3000 – fabricante 3M Dental Product.

IV. Laser de Argônio

O *laser* de argônio apresenta emissão mais intensa na faixa visível do espectro eletromagnético, sendo as principais linhas em 488 nm e 514,5 nm (azul e verde), operando em regime contínuo (C.W.). (Fig. 8).

Em Odontologia, o *laser* de argônio tem aprovação do FDA (Federal and Drug Administration) para aplicações em tecidos moles e para a fotopolimerização de resinas. Neste trabalho, o *laser* utilizado para a fotopolimerização da resina composta para a aderência dos *brackets*, é o *laser* de argônio da Spectra Physics,

mod. 171 com comprimento de onda emitido de 488 nm e intensidade da luz de 600 mW/cm².

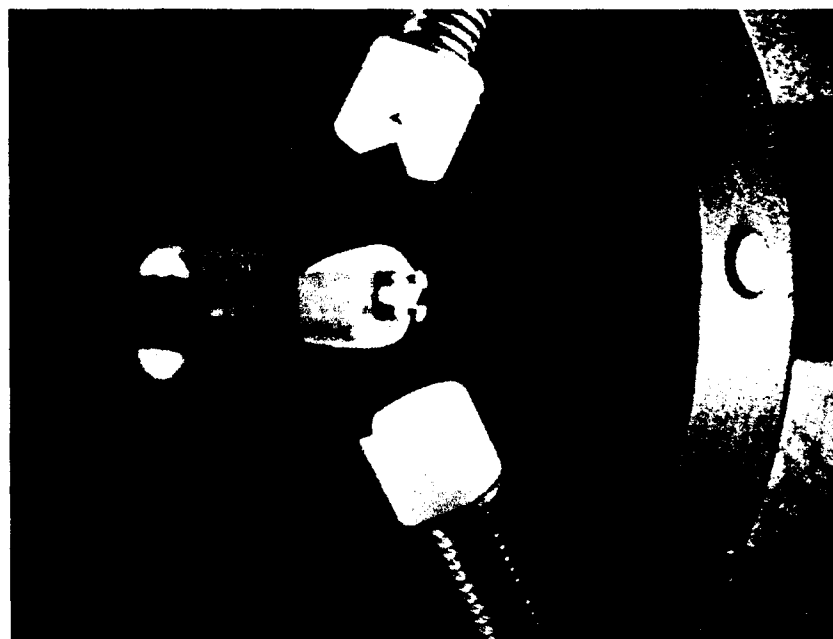


Figura 8 – Laser de argônio spectra physics – Modelo 171.

Para a utilização adequada do *laser*, devemos respeitar rigorosamente as normas de segurança do CLA (Centro de *Lasers* e Aplicações), do IPEN (Instituto de Pesquisas Energéticas Nucleares de São Paulo) (Apêndice D).

V. Lupa Estereoscópica

Para a avaliação da superfície vestibular dos dentes foi utilizada uma lupa estereoscópica Olympus SZ-PT Japan, com capacidade de aumento de 40 vezes do tamanho real (IPEN) (Fig. 9).

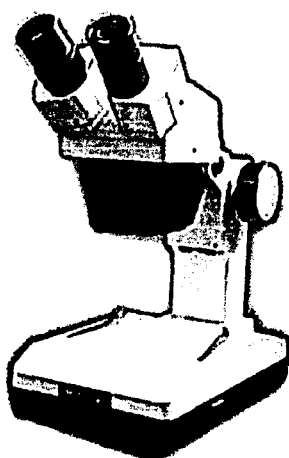


Figura 9 – Lupa estereoscópica – Olympus SZ-PT Japan.

VI. Termopar e pasta

Avaliamos os efeitos da irradiação *laser* sobre os tecidos dentais, pois estes são compostos por diferentes estruturas, como o esmalte, dentina e tecido pulpar. Desta forma, o conhecimento dos efeitos causados pela incidência da fonte da luz *laser*, é de suma importância.

Dentre os diversos efeitos da irradiação *laser* no tecido pulpar, podemos destacar o aumento da temperatura da câmara pulpar.

Durante a incidência da luz *laser* com alta densidade de energia, obter-se-á elevação da temperatura na área alvo, assim como, nos tecidos vizinhos a esta.

Em razão destas considerações, a temperatura das câmaras pulpares foram monitoradas por um termopar de Chromel-Alumel, usando uma pasta térmica

para se obter um bom contato entre os dentes e os pontos de junção dos fios do termopar.

As espessuras dos tecidos (esmalte e dentina) também são fatores a serem analisados no estudo destas mudanças térmicas. Dentes com uma menor espessura de remanescente dentinário apresentam uma maior elevação de temperatura do tecido pulpar (White et al., 1990).

VII. Materiais e instrumentais para confecção dos corpos de prova.

Foram utilizados os seguintes materiais e instrumentais:

- broca de aço 700 XXL – marca Dentsply;
- broca de aço esférico – marca Dentsply;
- instrumental Holleback – marca Duflex;
- sonda exploradora – marca Duflex;
- lapiseira com grafite 0,5 mm de espessura;
- cones de papel absorvente tamanho 45-80 – marca Dentsply;
- pinça para colocação de Brackets – marca UNITEK;
- aplicadores descartáveis para vernizes e resinas líquidas;
- anéis de PVC com 3,0 cm de diâmetro por 2,0 cm de altura da marca Tigre (São Paulo – Brasil);
- fios de aço retangulares inoxidável 0,16" x 0,22" de largura da marca 3M/ Unitek (Monrovia – USA);
- cera rosa nº 7 da marca Wilson – Polidental (São Paulo – Brasil);
- placa de vidro plana/grossa da marca Denco (Rio de Janeiro – Brasil);
- resina acrílica polimerizável da marca Aero-Jet (São Paulo – Brasil) (Fig. 10);
- gabarito de madeira para a perfuração dos anéis de PVC para a colocação de tubos plásticos (estes para o posicionamento correto e fixação da máquina para os ensaios de tração) (Fig. 11).



Figura 10 – Resina Acrílica - marca Aero-Jet.

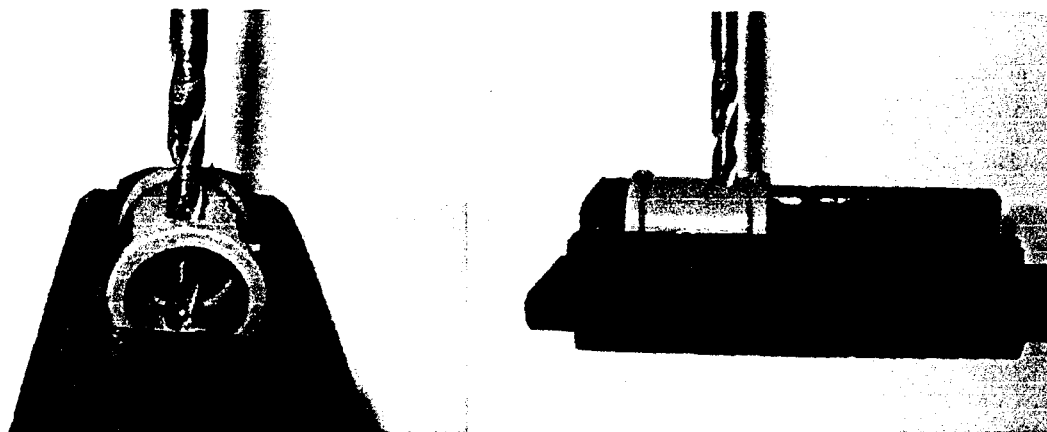


Figura 11 – Gabarito de madeira para a perfuração dos anéis de PVC.

VIII. Equipamento para a ciclagem térmica

Máquina para a ciclagem da marca Ética Equipamento Científico Mod. 521 – 2E (São Paulo – Brasil). Esta apresenta dois recipientes contendo água com 5° C e 55° C (Fig. 12).

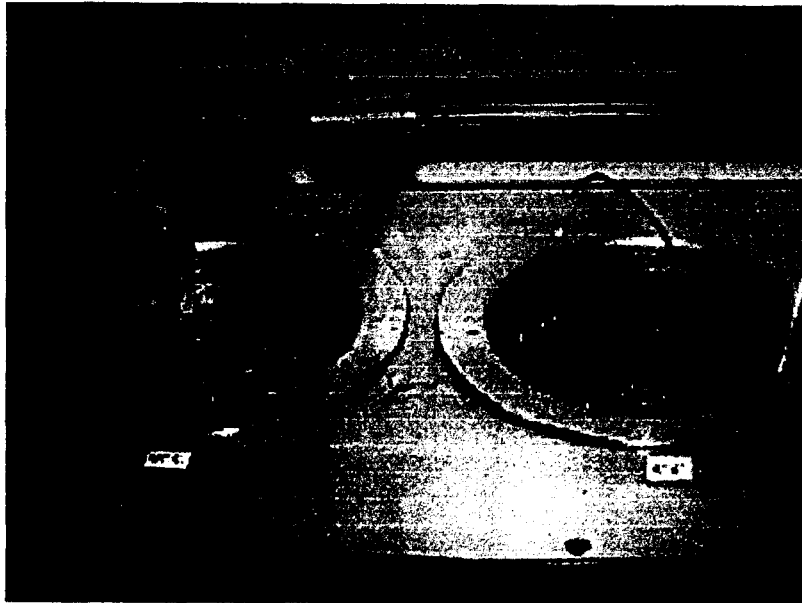


Figura 12 – Máquina para ciclagem térmica.

IX. Máquina universal para ensaios

Marca EMIC – código – 001 com certificado de liberação 42032 do Laboratório de Metrologia AMAEI/OME do IPT (Instituto de Pesquisas Tecnológicas do Estado de São Paulo S. A) do Laboratório de Plásticos e Borrachas, Divisão de Química (Fig. 13).

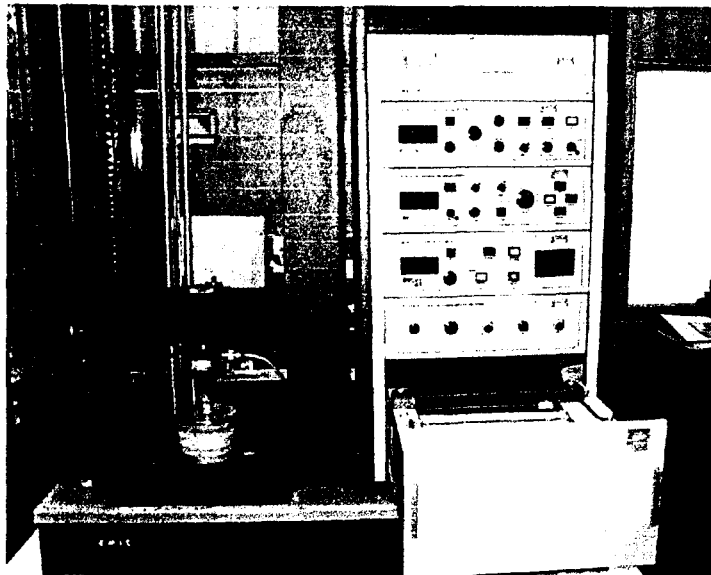


Figura 13 – Máquina universal para ensaios EMIC.

4.2 – MÉTODOS

O esmalte da superfície vestibular dos pré-molares foi observada com uma lupa estereoscópica com capacidade de aumento de 40 vezes do tamanho real. Os dentes que apresentaram rachaduras no esmalte foram desprezados da amostra. Foram utilizados somente os pré-molares cuja superfície do esmalte mostrou integridade segundo essa avaliação.

Os setenta e cinco pré-molares selecionados (da amostra de 120 dentes) foram utilizados da seguinte maneira:

- **grupo H20:** 15 pré-molares com 15 *brackets* aderidos através de fotoativação com luz halógena por 20 segundos (10 segundos em cada lado);

- **grupo H40:** 15 pré-molares com 15 *brackets* aderidos através de fotoativação da resina composta com luz halógena por 40 s (20 segundos em cada lado na mesial e na distal);

- **grupo A40:** 15 pré-molares com 15 *brackets* aderidos com *laser* de argônio por 20 segundos (20 segundos na mesial e 20 segundos na distal do *bracket*);

- **grupo A20:** 15 pré-molares com 15 *brackets* aderidos com *laser* de argônio por 20 segundos (10 segundos na mesial e 10 segundos na distal do *bracket*);

- **grupo A10:** 15 pré-molares com 15 *brackets* aderidos com *laser* de argônio por 10 segundos (5 segundos na mesial e 5 segundos na distal do *bracket*).

Antes do procedimento da colagem, os dentes foram cortados no terço médio radicular. O procedimento do corte foi realizado com brocas de aço 700XXL-Dentsply, acopladas ao motor de alta rotação (Kavo extra torque) sob máxima irrigação para evitar o superaquecimento das estruturas dentais. Para facilitar a introdução da pasta térmica e do termopar, os condutos radiculares foram alargados com a broca esférica. A profilaxia da superfície vestibular de cada pré-molar foi realizada com pedra pomes e escova tipo Robson, montada em um contra-ângulo em baixa rotação durante 10 segundos. A seguir o dente foi lavado com água corrente por 10 segundos e seco com ar comprimido por 10 segundos. Após a

profilaxia, delimitamos a área do condicionamento ácido na superfície de cada dente, posicionando o *bracket* (fixado com solda em um instrumental de aço Hollembach) por meio da pressão digital no centro da face vestibular, para contornar seus limites externos com lapiseira de grafite de 0,5 mm de espessura. Externamente a esta área marcada, foi colocado o gel Opal Dam, (material usado como isolante) e polimerizado por 20 segundos com luz halógena. Nesta área demarcada efetuamos o condicionamento ácido por 30 segundos com ácido fosfórico à 37% na forma de gel. Em seguida o dente foi lavado com água por 20 segundos e seco com ar comprimido isento de umidade e óleo por 10 segundos. Para a secagem do conduto dental foram empregados cones de papel absorventes (Dentsply – tamanho 45-80) e logo após colocada a pasta térmica (com o próprio colocador da embalagem). Neste momento, o dente foi fixado em uma morsa, introduzido o termopar e retirado o material demarcador Opal Dam. Para o procedimento da colagem, o *bracket* Dyna-Lock foi preso à pinça e a resina sólida Transbond colocada na base deste. Com o auxílio de aplicadores descartáveis, pincelamos a resina líquida na face vestibular do pré-molar e imediatamente a esse procedimento, o *bracket* foi posicionado exatamente sobre a área condicionada com o ácido fosfórico. Para uma adequada coaptação entre a base do *bracket* e a face vestibular do dente, utilizamos a pressão digital do mesmo operador (pressão esta usada nos procedimentos clínicos de colagem) Durante esta pressão, houve o escoamento do excesso do material, sendo este removido com o auxílio de um instrumental de aço (sonda exploradora). Iniciamos neste momento a polimerização da resina de cada dente respeitando as especificações para cada grupo e registrando as alterações da temperatura pelo termopar ANIC (1996), (Quadro 1) (Tabela e gráficos no Apêndice A).

Quadro 1 - Características das fontes fotopolimerizadoras.

Fonte de Ativação	Comp. de onda (nm)	Intensidade da luz (mW/cm ²)	Diâmetro do feixe de exposição	Tempo de exposição (seg.)	Modelo do Aparelho	Fabricante
Luz Halógena	400-500	495	11	20 e 40	Curing Light XL 3000	3M Unitek
Laser de Argônio	488	600	11	10, 20 e 40	171	Spectra Physics

Após a polimerização de todos os grupos, iniciamos a ciclagem térmica (máquina para simular o desgaste que a resina teria na cavidade bucal).

A ciclagem térmica foi realizada pela máquina MCT 2 AMM INSTRUMENTAL, no qual, as amostras, foram envolvidas em uma malha plástica e amarradas a um pistão hidráulico responsável pelo deslocamento e o mergulho das amostras nas cestas contendo água com diferentes temperaturas; uma com 5 graus e outra com 55 graus. Estas amostras foram mergulhadas na cesta com água na temperatura de 55 graus por 60 segundos. A seguir estas foram transportadas para a outra cesta com água na temperatura de 5 graus, permanecendo por 60 segundos, que retornarão à cesta com água a 55 graus novamente, completando assim, um ciclo. O tempo avaliado foi de 12 segundos entre uma e outra cesta (locomoção das amostras). Cada grupo foi submetido a 700 ciclos, computando-se 72 horas. A seguir, as amostras foram armazenadas à temperatura ambiente por 24 horas em recipientes plásticos contendo soro fisiológico até o preparo dos corpos de prova.

Para o preparo dos corpos de prova, as aletas dos *brackets* foram apoiadas sobre fios retangulares de espessura de 0.016" por 0.022" de largura. Os *brackets*, previamente colados aos dentes foram suspensos e apoiados pelos fios e fixados com cera no centro do tubo de 3/4 de PVC (Fig. 14).

As aletas foram mantidas junto aos fios retangulares, no local onde as garras ficaram encaixadas para os testes de tração (momento da remoção do *bracket*).

O anel de PVC tem 1,5 cm de altura, e ficou posicionado sobre uma placa de vidro. Cada anel de PVC foi preenchido com acrílico auto – polimerizável da

marca Aero - Jet, conforme as instruções do fabricante, até cobrir a raiz e a parte da coroa, não permitindo o contato com a parte da coroa aderida ao *bracket* (Fig. 15).

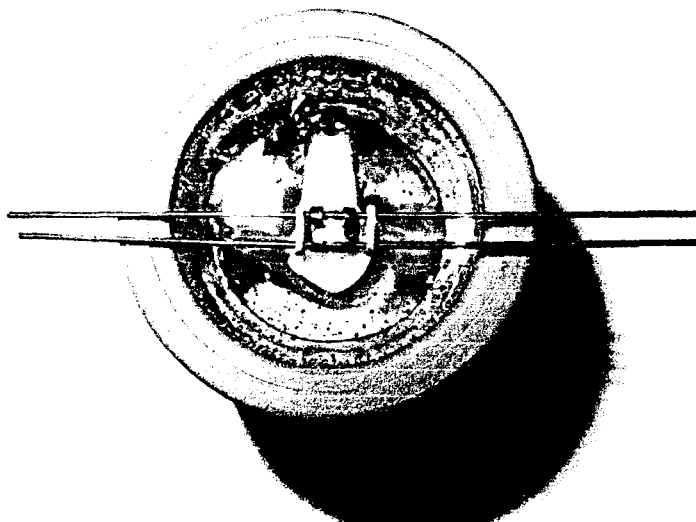


Figura 14: Corpo de prova, com *bracket* apoiado ao fio retangular.

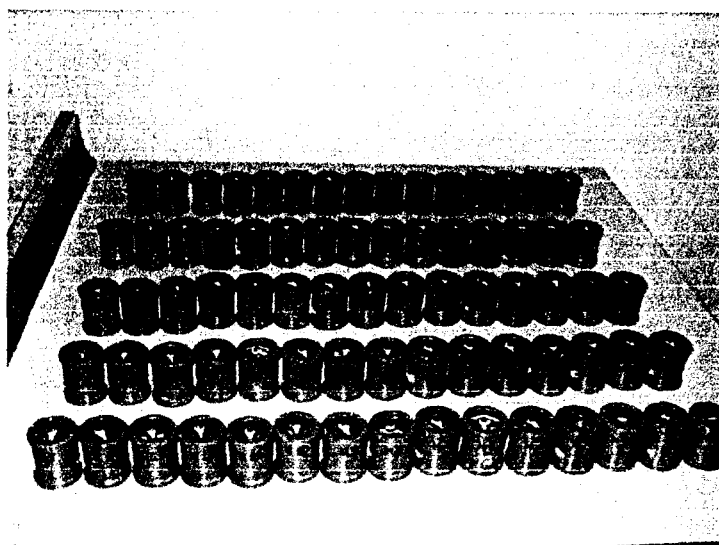


Figura 15: Todos os corpos de prova.

Os testes foram efetuados no IPT (Instituto de Pesquisas Tecnológicas do Estado de São Paulo S.A.) no Laboratório de Plásticos e Borrachas, Divisão de Química.

As avaliações para os testes de tração foram executadas pela Máquina Universal de Ensaio (EMIC), código – 001 com certificado de liberação 42032/ Laboratório de Metrologia AMA EI/ OME do IPT data da calibração 28/01/2002 com validade em 28/01/2003, em corpos de prova com velocidade de 1,5 mm/minuto (Fig. 13).

Para a execução do ensaio, foi utilizado como garra superior da máquina de tração um conjunto constituído por um extrator metálico (Fig. 16) (a garra foi confeccionada com uma resina acrílica auto polimerizável da marca Dura Lay Chicago, IL – USA), copiando-se as áreas abaixo das aletas e do canal de encaixe (slot) do *bracket*, além da caixa que seria conectada à parte superior do dispositivo, a partir desta garra acrílica foi fundida uma peça única com uma liga metálica de níquel – cromo, obtendo-se uma garra específica para o tipo do *bracket* – Dyna-Lock – marca comercial Unitek – técnica Edgewise (SANTOS, 1999) (Fig. 16) a ser fixado no *bracket* com um acessório de apoio feito no Laboratório de Plásticos e Borrachas do IPT.



Figura 16 – Garra acoplada no *bracket* Dyna-Lock.

Para cada momento de ruptura foi registrado um gráfico (Ver tabelas no Apêndice B).

Após as descolagens dos *brackets*, as superfícies dentárias foram observadas com o auxílio de uma lupa estereoscópica Olympus SZ-PT Japan com o aumento de 40 vezes. A superfície dentária observada (face vestibular) foi a correspondente ao local onde o *bracket* foi removido, e a avaliação desta área determinou a quantidade de resina fotopolimerizável presente ou não em cada dente (IRA- Índice de Remanescente de Adesivo):

Índice 0 – nenhum remanescente de adesivo na superfície dentária (Fig. 17);

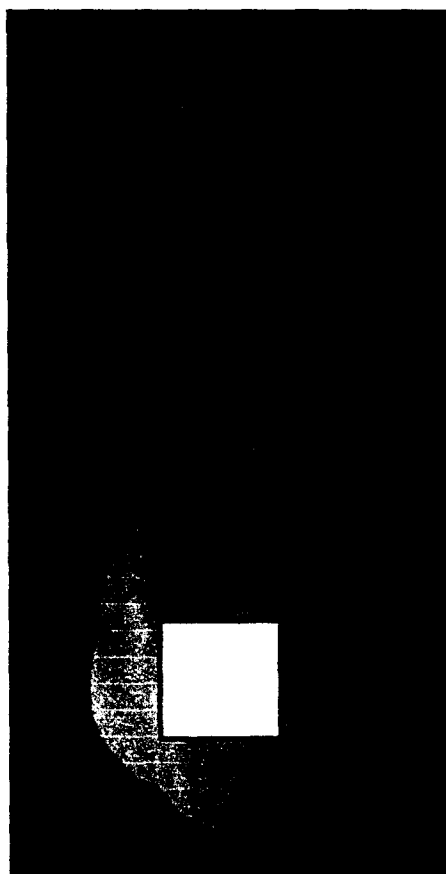


Figura 17 – A área branca evidencia no pré - molar a remoção total da resina no esmalte dentário.

Índice 1 – menos da metade de remanescente de adesivo presente na superfície dentária (Fig. 18);

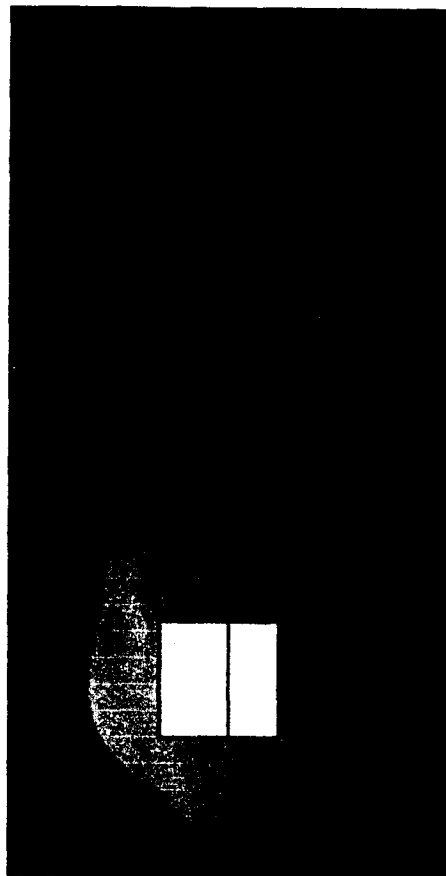


Figura 18 – A área amarela evidencia menos da metade da resina no esmalte dentário.

Índice 2 – mais da metade de remanescente de adesivo presente na superfície dentária (Fig. 19);

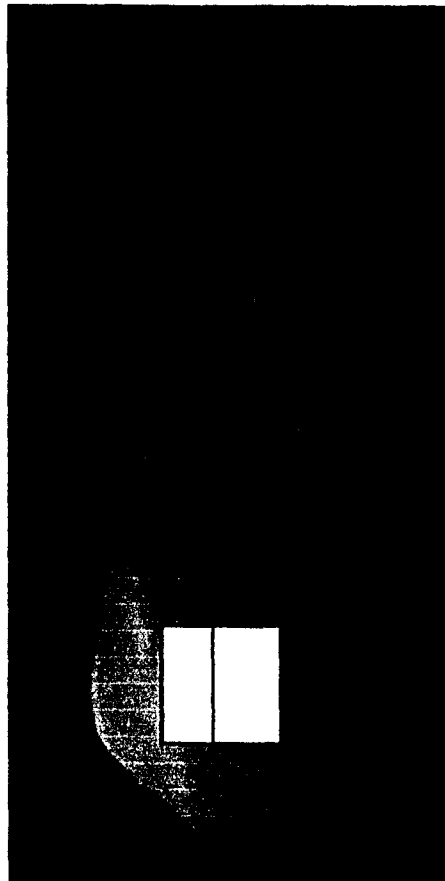


Figura 19 – A área amarela no pré - molar evidencia mais da metade da resina no esmalte dentário.

Índice 3 – todo remanescente de adesivo presente na superfície dentária (Fig. 20);

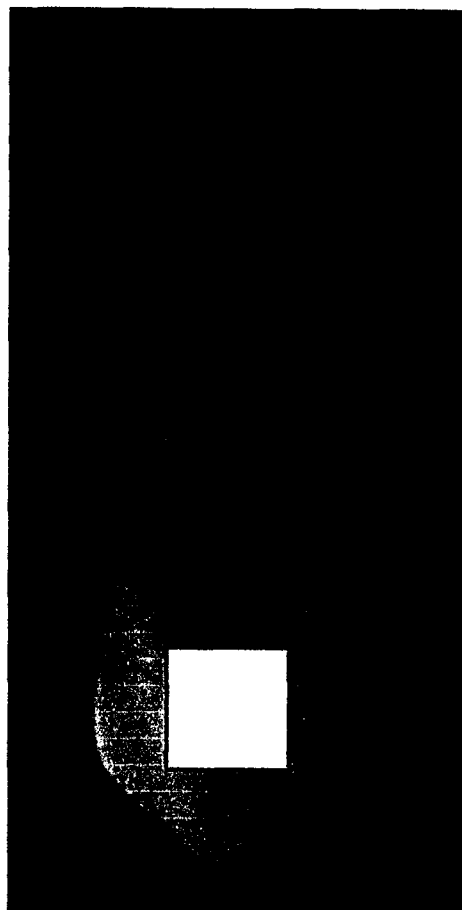


Figura 20 – Toda a área amarela evidencia toda a resina aderida no esmalte dentário.

Índice 4 – fratura parcial ou total do esmalte dentário referente à área de colagem (Fig. 21);

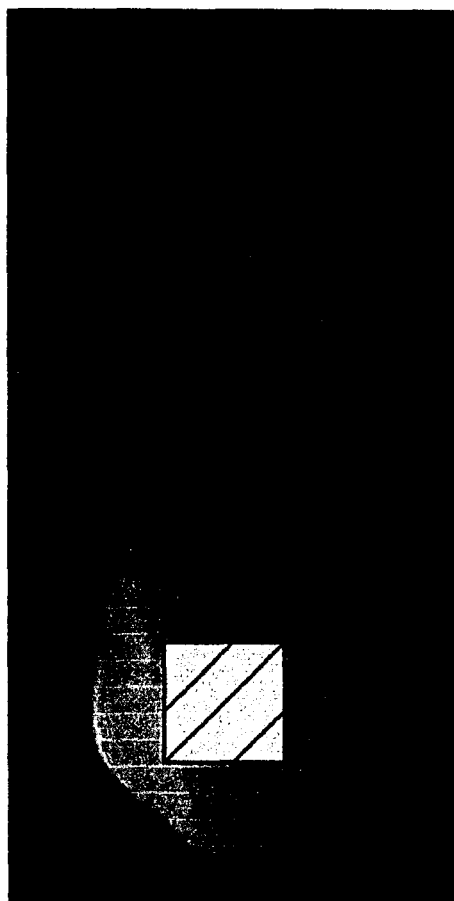


Figura 21 – A área rachurada evidencia fratura parcial ou total do esmalte dentário.

Índice 5 – fratura parcial ou total do *bracket* ortodôntico (Fig. 22);

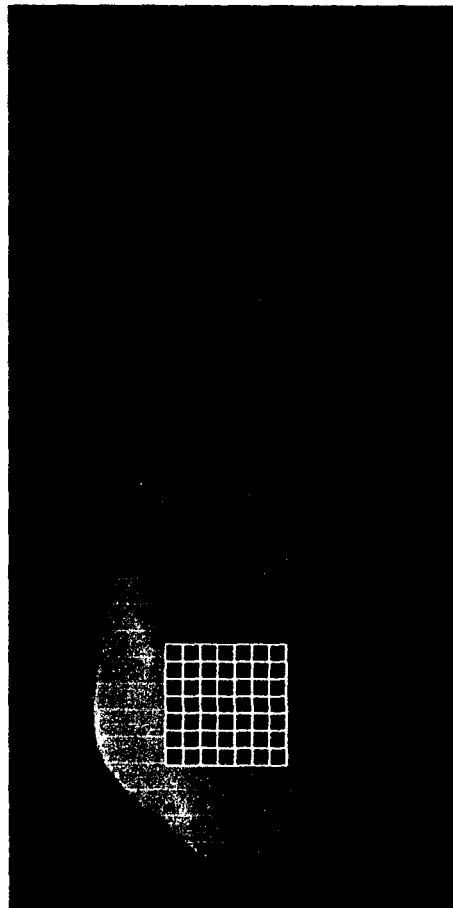


Figura 22 – A área quadriculada do pré - molar evidencia fratura parcial ou total do *bracket* ortodôntico.

Para a determinação do IRA foram realizadas duas leituras com intervalo de sete dias entre elas, por três observadores diferentes (Tabelas no Apêndice C), tentando com essas observações, minimizar a subjetividade das avaliações.

5. RESULTADOS

5 – RESULTADOS

Os valores obtidos das temperaturas durante os procedimentos das colagens (com luz halógena e *laser* de argônio), dos testes de tração dos 75 dentes dos grupos experimentais deste estudo, bem como do Índice de Remanescente de Adesivo (IRA), encontram-se nas tabelas do apêndice.

5.1 - ANÁLISE DA TEMPERATURA

5.1.1. Escolha da prova estatística

Para determinação da prova estatística adequada foram realizados testes de análise diagnóstico a fim de definir se as técnicas a serem utilizadas seriam testes paramétricos ou não-paramétricos, procurando optar sempre que possível pelas técnicas estatísticas paramétricas por apresentarem melhor poder de eficiência e sensibilidade para comparar os resultados em termos de média dentre os grupos em estudo.

Observamos pelos resultados obtidos na análise diagnóstico, que não estão apresentados neste estudo, que não houve nenhuma violação das pressuposições para aplicação de técnicas estatísticas paramétricas que pudessem comprometer a conclusão final dos resultados da pesquisa.

Portanto, o modelo estatístico escolhido para este estudo foi a “Análise de Variância Oneway-Anova com 1 fator fixo (Tipo de procedimento de polimerização)”.

5.1.2. Análise descritiva

A Tabela 2 apresenta os resultados da estatística descritiva da amostra obtida para os cinco grupos em estudo, out-liers (pontos extremos) podem ser verificados na Figura 23 boxplot e na Figura 24 boxplot sem out-liers.

TABELA 2- Média, mediana, Moda, Amplitude, Desvio Padrão, Erro Padrão, Menor Valor e Maior Valor da temperatura dos estudados.

Grupo	N Válido	Média	Mediana	Moda	Amplitude	Desvio Padrão	Erro Padrão	Menor Valor	Maior Valor
A10	(15)	,9	1,0	1,0	1,5	,381	,098	,5	2,0
A20	(15)	1,3	1,3	1,0	1,8	,585	,151	,4	2,2
A40	(15)	2,4	2,3	2,3	2,8	,809	,209	,8	3,6
H20	(14)	1,3	1,1	,5	2,5	,719	,192	,5	3,0
H40	(15)	1,8	1,7	1,3	3,0	,924	,239	,5	3,5

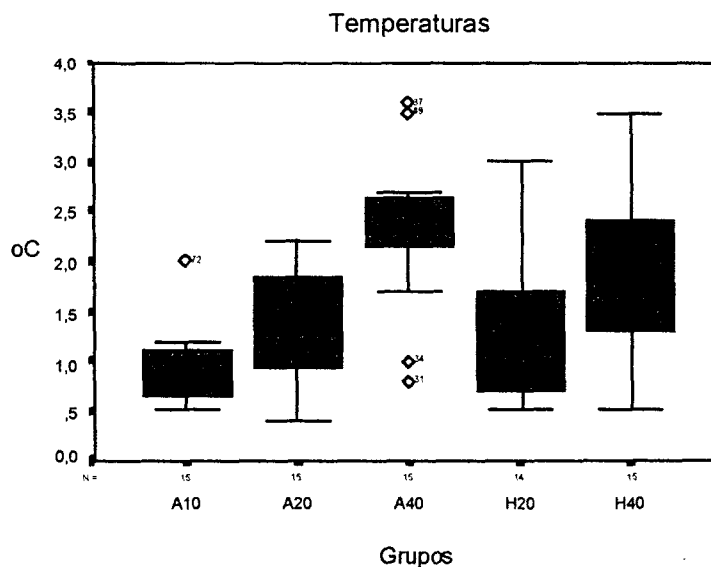


Figura 23 - Boxplot das variações de temperaturas para cada grupo com out-liers.

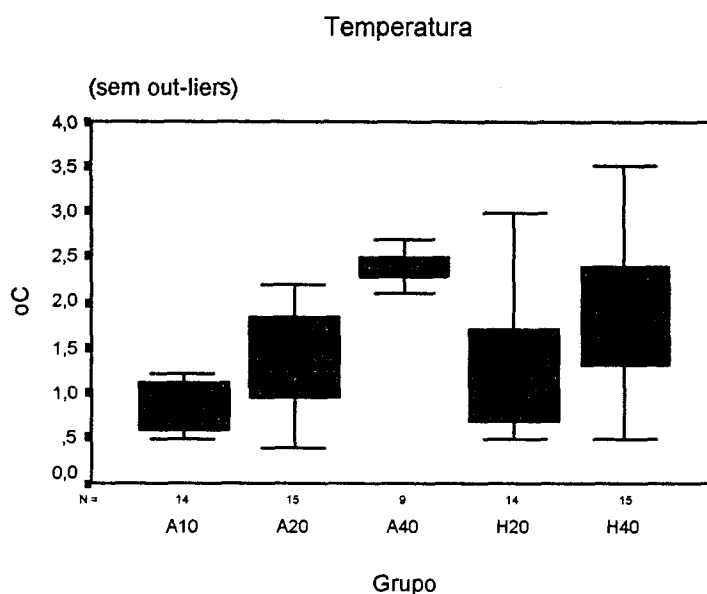


Figura 24 – Representação gráfica Boxplot sem out-liers mostrando as variações de temperatura nos diferentes grupos.

Analisando os resultados da Tabela 2 descritiva dos parâmetros da amostra e pelo boxplot, (Fig. 23) os Grupos A40 e H40 apresentaram médias relativamente superiores aos grupos A10, A20 e H20, assim como na variabilidade de resultados na amostra. O grupo de luz halógena tende a apresentar uma variabilidade maior no desvio padrão se comparado com grupo composto pelo *laser* de argônio. Notamos também a existência de vários out-liers no grupo A40 (Fig. 24), mas que para efeito de avaliação como covariável não foram excluídos do modelo.

5.1.3. Análise de temperatura por tipo de adesão (sem out-liers)

Na análise a seguir, buscamos verificar a existência de diferença de temperatura nos corpos de prova entre a polimerização com luz halógena e *laser* de argônio. O objetivo neste caso é de apenas avaliar se existe diferença de

temperatura entre os tipos de polimerização independentemente do tempo de adesão (Tabela 3 e Fig. 25).

TABELA 3 – Análise descritiva das polimerizações (luz halógena e laser de argônio) não considerando os out-liers e Grupo A10.

Descriptives

Temperatura (oC)

	N	Mean	Std. Deviation	Std. Error	95% Confidence Interval for Mean		Minimum	Maximum
					Lower Bound	Upper Bound		
Luz Halógena	29	1,562	,865	,161	1,233	1,891	,50	3,50
Laser de Argônio ^a	24	1,713	,706	,144	1,414	2,011	,40	2,70
Total	53	1,630	,793	,109	1,412	1,849	,40	3,50

^a. Não Incluso Laser Argônico com 10 Segundos

Temperatura

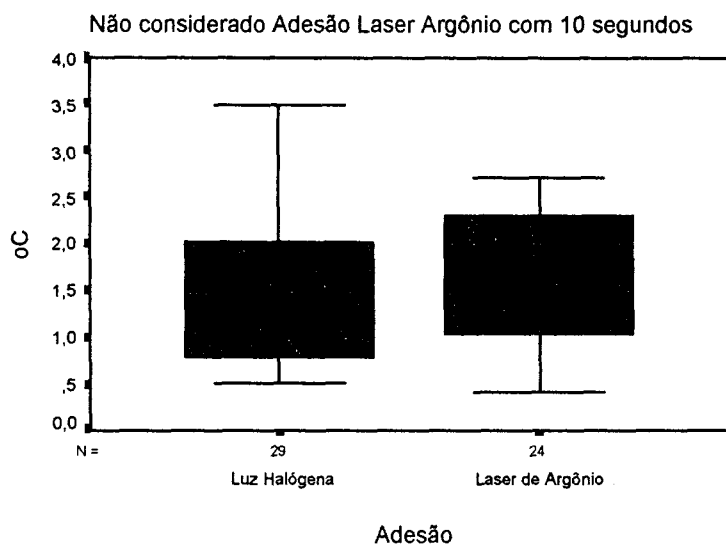


Figura 25 – Representação gráfica (Boxplot) da variação de temperatura dos diferentes procedimentos de polimerização.

TABELA 4 – Análise de Variância (Oneway-Anova) comparando as médias de temperatura entre os procedimentos de polimerização.

ANOVA

Temperatura (oC)

	Sum of Squares	df	Mean Square	F	Sig.
Between Groups	,297	1	,297	,467	,497
Within Groups	32,435	51	,636		
Total	32,732	52			

p=0.497

O resultado do teste de Análise Variância (Oneway - Anova), na Tabela 4 evidência a não existência de diferença estatisticamente significativa no nível de 5% de significância entre os dois procedimentos de polimerização ($p > 0,05$), concluindo não existir diferenças de temperaturas decorrentes das polimerizações com luz halógena e *laser* de argônio.

5.2 - CARGA DE ADESÃO (kgf)

5.2.1. Análise descritiva

Os resultados da Tabela 5 apresentam os resultados da estatística descritiva da amostra obtida para os 5 grupos em estudo, antes da análise da existência de possíveis out-liers (pontos extremos) que podem ser verificados na Figura 26.

TABELA 5 – Média, Mediana, Moda, Amplitude, Desvio Padrão, Erro Padrão, Menor Valor e Maior Valor da Carga de Adesão dos Grupos Estudados.

Carga de adesão (Kgf)

		N	Média	Mediana	Moda	Amplitude	Desvio Padrão	Erro Padrão	Menor Valor	Maior Valor
		Válido								
Grupo	A10	(15)	4,02	3,70	3,50	4,00	,996	,257	3,00	7,00
	A20	(15)	5,02	4,95	4,20	3,85	1,038	,268	3,65	7,50
	A40	(15)	3,72	3,60	3,00	3,85	1,066	,275	2,35	6,20
	H20	(15)	5,41	4,75	3,90	3,55	1,294	,334	3,90	7,45
	H40	(15)	3,97	3,80	3,50	3,85	1,170	,302	2,30	6,15

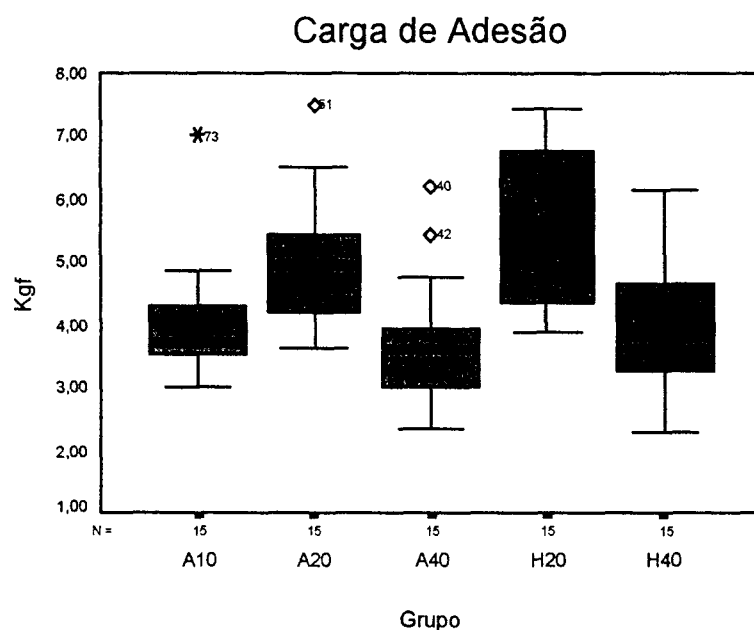


Figura 26 – Representação gráfica (boxplot) dos resultados da carga de adesão dos grupos.

Observamos pela Figura 26 boxplot a existência de pontos que apresentam resultados diferentes da maioria dos resultados dos seus respectivos grupos, pois apresentam valores acima dos limites calculados pelo boxplot nos grupos A10, A20 e A40. Estes resultados podem ser oriundos de vários fatores alheios ao experimento e que podem modificar a conclusão da pesquisa. Neste caso efetuamos dois procedimentos após a análise de cada valor extremo: 1) a eliminação

destes pontos caso sejam observados não-conformidades durante o procedimento de coleta e mensuração dos corpos de prova, ou 2) a manutenção destes pontos por apresentarem características naturais e/ou genuínas do processo em estudo.

Optamos, em analisar os resultados obtidos excluindo-se os out-liers por considerar, que estes pontos podem ter sofrido influências alheias ao procedimento da coleta e mensuração dos corpos de prova.

Os resultados da análise descritiva sem out-liers segue na Tabela 6 e boxplot (Fig. 27).

TABELA 6 – Média, Mediana, Moda, Amplitude, Desvio Padrão, Erro Padrão, Menor Valor e Maior Valor das cargas de adesão dos grupos estudados sem out-liers.

Carga de adesão (Kgf) - (Sem out-liers)										
Grupo		N Válido	Média	Mediana	Moda	Amplitude	Desvio Padrão	Erro Padrão	Menor Valor	Maior Valor
A20	(14)	4,85	4,90	4,20	2,85	,810	,216	3,65	6,50	
A40	(13)	3,40	3,50	3,00	2,40	,673	,187	2,35	4,75	
H20	(15)	5,41	4,75	3,90	3,55	1,294	,334	3,90	7,45	
H40	(15)	3,97	3,80	3,50	3,85	1,170	,302	2,30	6,15	

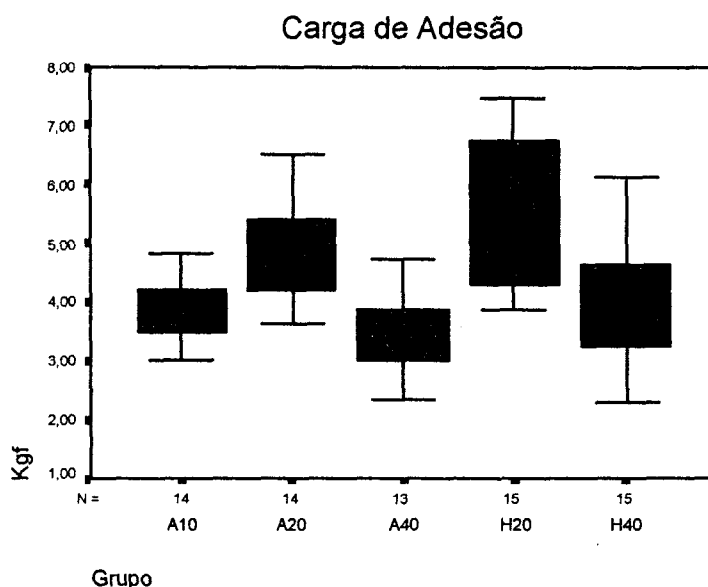


Figura 27 - Representação gráfica boxplot sem out-liers dos resultados da carga de adesão dos grupos.

Analisando os resultados da tabela descritiva dos parâmetros da amostra (Tabela 6) e pelo boxplot (Fig. 27), os grupos A20 e H20 apresentaram médias relativamente superiores aos grupos A10, A40 e H40. Observando a variabilidade de resultados na amostra, o grupo H20 apresentou maior dispersão de resultados, seguido pelo grupo H40. Notamos que os grupos pertencentes à luz halógena apresentam maiores dispersões de resultados do que os grupos a laser de argônio no desvio padrão.

5.2.2. Escolha da prova estatística

Para a determinação da prova estatística adequada foram realizados testes de análise diagnóstico para definir se as técnicas a serem utilizadas seriam testes paramétricos ou não-paramétricos, procurando optar sempre que possível pelas técnicas estatísticas paramétricas por apresentarem melhor poder de eficiência e sensibilidade para comparar os resultados em termos de média dentre os grupos em estudo.

Observamos pelos resultados obtidos na análise diagnóstico, que não houve nenhuma violação das pressuposições para aplicação de técnicas estatísticas paramétricas que pudessem comprometer a conclusão final dos resultados desta pesquisa.

Portanto, o modelo estatístico escolhido para este estudo foi a "Análise de Variância" com dois fatores fixos completamente cruzados com uma covariância". Esta escolha deve-se ao fato da pesquisa apresentar como sendo um delineamento fatorial 3 x 2 completamente aleatorizado com uma variável controle.

- Fatores: Tempo de Adesão (3 níveis) e Tipo de Adesão (2 níveis)
- Covariável: Temperatura

5.2.3. Análise estatística dos resultados

Em uma primeira etapa, efetuamos a Análise de Variância observando a existência de efeito de interação entre os fatores “Tempo de Adesão” e “Tipo de Adesão” (Tabela 7). O intuito foi o de verificar se estes dois fatores apresentavam influência sobre o resultado da resistência de adesão de forma isolada ou combinada, ou seja, se cada fator atua sobre a resistência de adesão de forma independente ou se a combinação dos dois fatores simultaneamente afetam na resistência de adesão.

Na segunda etapa, dependendo do resultado obtido na análise de interação, realizamos uma nova Análise de Variância mantendo ou não o efeito de interação no modelo. Caso não exista efeito de interação no modelo, procederemos a re-Análise de Variância sem considerar este efeito sobre o modelo.

Após esta segunda etapa, caso exista diferença estatisticamente significativa em algum destes modelos, procederemos na análise de comparações múltiplas para identificar em qual grupo está ocorrendo a diferença apresentada na Análise de Variância.

TABELA 7 – Análise de Variância com dois fatores fixos, cruzados entre tipo de adesão e o tempo de adesão.

Tests of Between-Subjects Effects

Dependent Variable: Carga de adesão (Kgf)

Source	Type III Sum of Squares	df	Mean Square	F	Sig.
Corrected Model	32,673 ^a	5	6,535	7,419	,000
Intercept	227,106	1	227,106	257,854	,000
TEMP	9,324E-02	1	9,324E-02	,106	,746
ADESÃO	3,475	1	3,475	3,946	,051
TEMP_ADE	24,938	2	12,469	14,157	,000
ADESÃO * TEMP_ADE	,113	1	,113	,129	,721
Error	56,368	64	,881		
Total	1362,358	70			
Corrected Total	89,042	69			

^a. R Squared = ,367 (Adjusted R Squared = ,317)

Observamos na Tabela 7, a não existência do efeito de interação (ADESÃO*TEMP_ADE) entre Tipo de Adesão (ADESÃO) e Tempo de Adesão (TEMP_ADE) no nível de 5% de significância ($p > 0,05$), assim como para o tipo de adesão isoladamente (ADESÃO) e da covariável temperatura (TEMP).

Constatamos a existência de evidência estatisticamente significativa no nível de 5% de significância ($p < 0,05$) apenas no Tempo de Adesão (TEMP_ADE), para tanto devemos proceder neste caso a re-Análise de Variância sem considerar o efeito de interação, o efeito de adesão e temperatura (Tabelas 8 e 9).

TABELA 8 – Análise de Variância – Tempo de Adesão (seg) (sem out-liers).

Tests of Between-Subjects Effects

Dependent Variable: Carga de adesão (Kgf)

Source	Type III Sum of Squares	df	Mean Square	F	Sig.
Corrected Model	33,573 ^a	2	16,786	17,435	,000
Intercept	1129,667	1	1129,667	1173,313	,000
TEMP_ADE	33,573	2	16,786	17,435	,000
Error	65,470	68	,963		
Total	1417,860	71			
Corrected Total	99,043	70			

a. R Squared = ,339 (Adjusted R Squared = ,320)

TABELA 9 – Análise descritiva do tempo de adesão.

Estimates

Dependent Variable: Carga de adesão (Kgf)

Tempo de adesão (seg)	Mean	Std. Error	95% Confidence Interval	
			Lower Bound	Upper Bound
10	3,807	,262	3,284	4,330
20	5,136	,182	4,773	5,500
40	3,705	,185	3,335	4,075

TABELA 10 – Análises de comparações múltiplas de Duncan.

		Carga de adesão (Kgf)		
		N	Subset	
	Tempo de adesão (seg)		1	2
Duncan ^a	40	28	3,7054	
	10	14	3,8071	
	20	29		5,1362
	Sig.		,737	1,000

Means for groups in homogeneous subsets are displayed.

Based on Type III Sum of Squares

The error term is Mean Square(Error) = ,963.

- a. Uses Harmonic Mean Sample Size = 21,183.
- b. The group sizes are unequal. The harmonic mean of the group sizes is used. Type I error levels are not guaranteed.
- c. Alpha = ,05.

Após a re-Análise de Variância e com a complementação da análise de comparações múltiplas de Duncan (Tabela 10), constatamos a existência de evidências estatisticamente significantes no nível de 5% de significância entre os tempos de adesão ($p < 0,05$), sendo que pelo teste de Duncan, o tempo de 20 segundos apresentou melhor resultado na resistência de adesão se comparado ao tempo de 10 e 40 segundos que não apresentaram diferenças significativas ao nível de 5%.

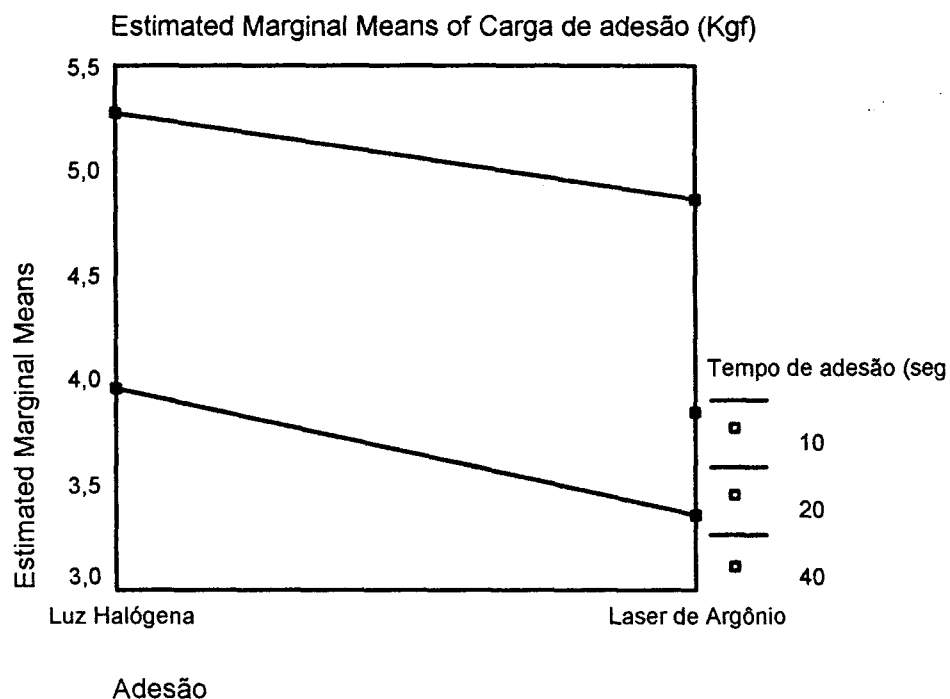


Figura 28 – Média marginal estimada para carga de adesão considerando os dois tipos de polimerização e o tempo para tal procedimento.

A análise a seguir é uma reprodução da análise anterior desconsiderando apenas o grupo A10, devido não ter ocorrido testes com luz halógena em 10 segundos. O resultado obtido não difere do anterior na conclusão final (Tabelas 11, 12, 13 e 14 e Fig. 29).

TABELA 11 – Análise de Variância (sem o grupo A10 e out-liers).

Between-Subjects Factors			
		Value Label	N
Adesão	1	Luz Halógena	29
	2	Laser de Argônio	27
Tempo de adesão (seg)	20		28
	40		28

TABELA 12 – Análise da Variância (não incluso A10).

Tests of Between-Subjects Effects

Dependent Variable: Carga de adesão (Kgf)

Source	Type III Sum of Squares	df	Mean Square	F	Sig.
Corrected Model	29,122 ^a	4	7,281	7,158	,000
Intercept	169,576	1	169,576	166,727	,000
TEMP	,210	1	,210	,207	,651
ADESÃO	3,574	1	3,574	3,514	,067
TEMP_ADE	22,288	1	22,288	21,913	,000
ADESÃO * TEMP_ADE	,132	1	,132	,130	,720
Error	51,872	51	1,017		
Total	1155,058	56			
Corrected Total	80,994	55			

a. R Squared = ,360 (Adjusted R Squared = ,309)

TABELA 13 – Análise de Variância –Tempo de Adesão (seg) sem out-liers.

Tests of Between-Subjects Effects

Dependent Variable: Carga de adesão (Kgf)

Source	Type III Sum of Squares	df	Mean Square	F	Sig.
Corrected Model	29,165 ^a	1	29,165	26,258	,000
Intercept	1113,626	1	1113,626	1002,590	,000
TEMP_ADE	29,165	1	29,165	26,258	,000
Error	61,091	55	1,111		
Total	1210,560	57			
Corrected Total	90,257	56			

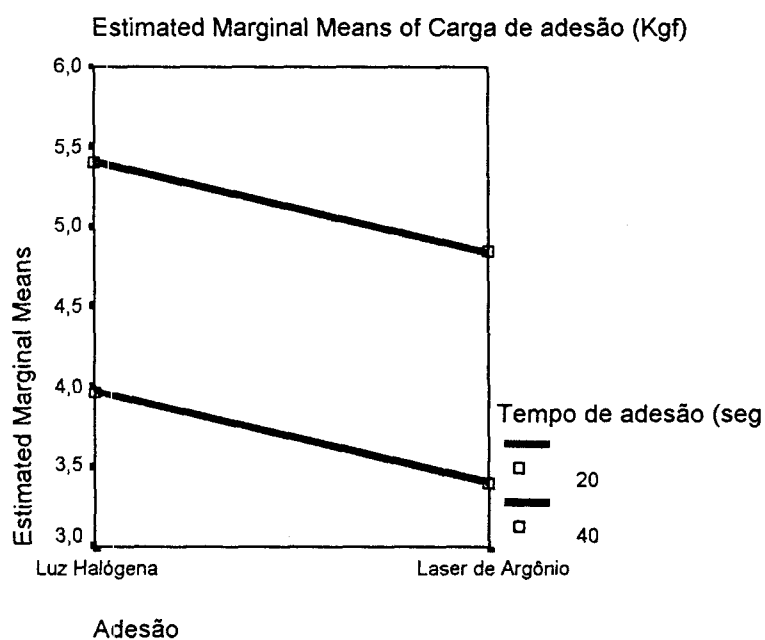
a. R Squared = ,323 (Adjusted R Squared = ,311)

TABELA 14 – Análise de Variância – carga de adesão (kgf).

Estimates

Dependent Variable: Carga de adesão (Kgf)

Tempo de adesão (seg)	Mean	Std. Error	95% Confidence Interval	
			Lower Bound	Upper Bound
20	5,136	,196	4,744	5,528
40	3,705	,199	3,306	4,105

**Figura 29 – Média marginal estimada para carga de adesão considerando os dois tipos de polimerização e o tempo para tal procedimento (não incluso A10).**

5.3 – RESULTADOS DA AVALIAÇÃO DO ÍNDICE DE REMANESCENTE DE ADESIVO (IRA)

Analisamos também para cada corpo de prova o Índice Remanescente de Adesivo (IRA) descrito por Artun Bergland (1984), que variou entre os índices 0 ao 5, da seguinte forma:

- Índice 0 – nenhum remanescente de adesivo sobre a superfície do esmalte;
- Índice 1 – menos da metade do remanescente de adesivo sobre a superfície do esmalte;
- Índice 2 – mais da metade do remanescente de adesivo sobre a superfície do esmalte;
- Índice 3 – todo o adesivo presente sobre a superfície do esmalte;
- Índice 4 – fratura do esmalte;
- Índice 5 – fratura do *bracket*.

Para análise dos resultados do IRA, optamos pela adoção da “*moda*” dos resultados obtidos das seis avaliações ocorridas em três dias. Tal opção deve-se ao fato de não observarmos diferenças expressivas de resultados no decorrer das avaliações, sintetizando de forma adequada os resultados da variável em estudo (IRA) (Tabela 15).

A técnica estatística utilizada foi o Teste não-paramétrico de *Kruskal-Wallis*. A justificativa pela sua utilização deve-se ao fato de existirem “K” amostras independentes (5 Grupos) e da variável apresentar um nível de mensuração ordinal. Por essas amostras não apresentarem pressuposições de normalidade, não houve possibilidade da utilização de testes estatísticos paramétricos.

A análise estatística dos resultados foi dividida em duas partes, a primeira análise comparou o resultado entre todos os 5 grupos para avaliar a existência de evidências estatísticas suficientes para a rejeição ou aceitação da hipótese de nulidade. Neste caso a hipótese de nulidade seria a não existência de diferenças estatisticamente significantes entre os resultados dos cinco grupos (H_0). O nível de

significância adotado para avaliar a rejeição ou aceitação da hipótese de nulidade é de 5% ($\alpha = 0,05$).

O resultado obtido pelo teste de Kruskal-Wallis na primeira análise (Tabela 16), demonstra existir evidências estatisticamente significantes no nível de 5% de significância entre os resultados dos cinco grupos em estudo ($p < 0,05$).

Para identificar quais grupos diferenciaram-se entre si, realizamos uma segunda análise excluindo o grupo A40 por este apresentar uma distribuição de resultados na Figura boxplot diferente dos demais grupos, testando desta forma apenas os resultados dos grupos A10, A20, H20 e H40.

O resultado obtido pelo teste de *Kruskal-Wallis* na segunda análise (Tabela 17) demonstrou não existir evidências estatisticamente significantes no nível de 5% de significância entre os resultados destes quatro grupos (A10, A20, H20 e H40) em estudo ($p > 0,05$). Neste caso aceitamos a hipótese de nulidade, considerando que não há diferenças significativas entre estes quatro grupos.

Desta forma podemos concluir que dentre os cinco grupos analisados, apenas o grupo A40 apresentou resultado estatisticamente diferente no nível de 5% de significância em relação aos grupos A10, A20, H20 e H40.

TABELA 15 – Análise Descritiva – IRA (MODA).

		IRA (Moda)					
		N				Menor	Maior
		Válido	Mediana	Moda	Amplitude	Valor	Valor
Grupo	A10	(15)	2	3	3	0	3
	A20	(15)	2	3	2	1	3
	A40	(15)	1	1	3	0	3
	H20	(15)	2	3	3	0	3
	H40	(15)	1	1	2	1	3

Moda: é o valor mais freqüente de um conjunto de dados

TABELA 16 – Primeira Análise de Krushal-Wallis.

Ranks

	Grupo	N	Mean Rank
IRA (Moda)	A10	15	44,63
	A20	15	44,37
	A40	15	24,07
	H20	15	39,37
	H40	15	37,57
	Total	75	

p=0,041

TABELA 17 – Segunda Análise de Krushal-Wallis – Excluindo grupo A40.

Ranks

	Grupo	N	Mean Rank
IRA (Moda)	A10	15	33,17
	A20	15	32,87
	H20	15	28,87
	H40	15	27,10
	Total	60	

p=0,684

6. DISCUSSÃO

6. DISCUSSÃO

O tempo e a colaboração do paciente.

Essas duas variáveis são muito requisitadas e relevantes durante o tratamento ortodôntico.

O que é mais importante, finalizar adequadamente o tratamento o mais rápido possível, ou esquecer do tempo e terminar o tratamento da melhor maneira possível?

A colaboração do paciente às vezes é minimizada com o uso de sistemas ortodônticos que independem dessa colaboração, mas se ele colaborasse, o tempo seria diminuído.

Baseado nesse aspecto, o advento da colagem direta, é considerado um dos maiores avanços na ortodontia, pois o tempo necessário para a montagem do aparelho ortodôntico, no qual todos os dentes eram bandados, demandava um grande período.

O primeiro trabalho que se tem referência a respeito da colagem direta sobre a superfície dentária foi publicada por SADLE em 1958. Estudou adesivos diferentes, os quais se mostraram capazes de uma adesão adequada para a estabilidade requerida na rotina clínica.

Mais tarde, SWANSON e BECK (1960), utilizaram o condicionamento ácido da superfície do esmalte, preconizado por BUONOCORE em 1958, tentando alcançar a adesão entre materiais restauradores e a estrutura dentária.

Tentativas de colagem direta, sem a aplicação do condicionamento ácido mostraram-se ineficazes em vários estudos laboratoriais e clínicos (MITCHELL, 1996; RETIEF et al., 1970).

O condicionamento ácido foi então enobrecido por diversos autores por permitir a retenção mecânica do adesivo ao dente (REYNOLD, 1975; DEDRICH, 1981; VIGORITO 1986; MATASA, 1989; FISHER – BRANDES & TRAGNER – BORN, 1989; WANG & LU, 1991; entre outros).

Ainda, tentando promover condições adequadas na superfície do esmalte KUMAZAKI em 1992, relatou a efetividade do *laser* de Er: YAG, quando comparada ao ataque promovido pelo ácido fosfórico, neste mesmo empenho GROTH et al. em 1996, relataram a utilização do ácido fosfórico associado ao *laser* ER: YAG, mostrando baixos valores para a adesão.

O condicionamento ácido é necessário, porém, os prejuízos decorrentes das descalcificações dentárias foram ressaltados por diversos autores (ZACHRISSON & ARTUN, 1979; OKASAKI, 1980; THOMPSON & WAY, 1981; ARTUN & BERGLAND, 1984; OSTMAN – ANDERSSON et al em 1993).

Para melhorar a eficiência dos adesivos muitos autores se preocuparam em inovar ou modificar materiais já consagrados no mercado. NEWMAN em 1965 desenvolveu um novo sistema adesivo à base de resina epóxi, formulada especificamente para o uso ortodôntico. Segundo o autor a principal vantagem deste adesivo, foi a de melhorar a estética, mas a desvantagem foi o tempo para a sua polimerização.

Em 1972, WILSON & KENT introduziram um novo material com muitas aplicações em dentística operatória. O cimento de ionômero de vidro foi desenvolvido com o objetivo de eliminar algumas desvantagens dos outros cimentos disponíveis, e a sua fórmula foi o resultado da associação do pó de um cimento de silicato com uma solução aquosa de polímeros e copolímeros do ácido acrílico (ácido poliacrílico a 40 – 50%). Este cimento se caracteriza por sua notável adesão aos metais e ao esmalte humano, o que capacitou seu emprego em ortodontia. Em adição às propriedades similares para a adesão ao dente, tem ação anticariogênica pela liberação de fluoretos (MURRAY & YATES, 1984; WHITE, 1986; DAVIS, 1988; COOK, 1990; EVAN & OLIVER, 1991; OSTMAN – ANDERSSON em 1993).

McCOURT et al. 1991; WARD et al 1991; BISHARA 1999; MEEHAN et al 1999; BISHARA et al. em 2002; apresentaram falhas nas adesões de *brackets* à superfície dentária (nos testes de resistência ao cisalhamento) com o cimento de ionômero de vidro, do que aquelas com resinas compostas preconizadas por outros autores (McCOURT et al., 1991; WARD et al. 1998; BISHARA et al. 1999; MEEHAN et al. 1999; BISHARA et al. 2000; entre outros).

A resina selecionada para o desenvolvimento desta pesquisa foi a Transbond XT (3M – UNITEK), por apresentar maiores valores de adesão entre a superfície do esmalte e o *bracket* metálico, proposto por SANTOS, 1999.

Embora deletéria o condicionamento ácido, é necessário para uma adequada adesão dos brackets nas colagens diretas, inclusive com cimento resinoso fotopolimerizável de ionômero de vidro (OSTERTAG et al., 1991; EBERHARD et al., 1997 e BISHARA 1999).

A redução do tempo de condicionamento e o uso de ácidos mais diluídos podem reduzir os prejuízos ao esmalte dentário (ARTUN & BERGLAND, 1984; OKASAKI et al., 1980, entre outros).

Utilizamos em nosso estudo o ácido fosfórico a 37% por 30 segundos. Antes deste procedimento, para a profilaxia superficial, a mistura de pedra pomes, água e a escova de Robson foram utilizadas segundo VIGORITO 1986 (este procedimento vem corroborar a indicação do fabricante antes da utilização do ácido fosfórico – 3M – UNITEK).

Com o intuito de melhorar ainda mais a adesão, diversos tipos de *brackets* foram introduzidos no mercado.

Em 1967, MITCHELL desenvolveu um *bracket* metálico com a base em forma de chapéu, objetivando não contaminar a resina acrílica com umidade. Foi efetiva a forma, mas, até então, nenhum adesivo oferecia retenção clinicamente aceitável (OKASAKI, 1980).

Em nosso estudo utilizamos *brackets* Dyna-Lock (3M – UNITEK) com sulcos nas bases, para promover uma superfície retentiva, na interface *bracket* /esmalte (EBERHARD et al., 1997; WEINBERG 1997).

A forma de ativação do processo de polimerização passou de química para fotoativada e que, rapidamente conferiu como vantagem principal o tempo de trabalho controlável (EVAN & OLIVER, 1991; COMPTON et al., 1992).

O sistema de fotoativação utilizava a luz ultravioleta, mas esta tem uma série de desvantagens, e a principal delas é o baixo poder de penetração (POLONIATO, 1998).

THIRTA em 1982, pensando em melhorar a polimerização das resinas compostas, utilizou um aparelho que forneceu uma maior intensidade de luz.

Essa polimerização se dá por meio da estimulação de um fotoiniciador denominado canforoquinona.

Este é muito sensível à luz na região da cor azul do espectro eletromagnético (BLANKENAU et al., 1991).

Utilizamos para este estudo o aparelho fotopolimerizador de luz halógena XL 3000 (3M – BRASIL) com potência de 480 mW/cm^2 aferida pelo seu próprio radiômetro (WANG & LU, 1991; LEE, 1993).

Este aparelho de luz halógena, por possuir um grande espectro de comprimento de onda, apresenta filtros, que tem a finalidade de desprezar os comprimentos de ondas inativos para a canforoquinona, por isso a faixa de luz aproveitável na polimerização das resinas compostas é muito estreita (SANTOS 1998).

A fotopolimerização por meio de uma emissão de luz específica, como o *laser* de argônio, está sendo usada na polimerização de resinas compostas em restaurações estéticas (RODE, 2002).

Começamos a estudar a preocupação dos autores com essa nova metodologia, não só na polimerização, como também na prevenção das cáries dentárias (PINHEIRO & FRAME, 1992; KUTSCH, 1993; POWELL et al., 1993; BRENNEISE & BLANKENAU, 1995; VARGAS, 1998; FLEMING & MAILLET, 1999; SHANTALA et al., 2000; VERHEYEN, 2001 e POWELL & BLANKENAU em 2001).

WEINBERGER et al., em 1997, utilizaram o *laser* de argônio para a colagem de *brackets* cerâmicos, pois estes deixam passar a luminosidade da luz *laser* para o processo de polimerização. Os resultados da adesão do *bracket* à superfície dentária foram similares, quando comparadas com a luz halógena.

As alegações que quanto maior a emissão de luz através dos *brackets* e dos dentes aos adesivos fotopolimerizáveis, maior a capacidade de retenção (CHACONAS et al., 1991; LUJAN 1996), seria lógico esperarmos maiores valores de adesão para os *brackets* cerâmicos comparados aos metálicos. No entanto, quando

comparadas às adesões, encontramos valores similares aos dois tipos de *brackets* (SANTOS, 1999).

Com o propósito de avaliar o desempenho da polimerização da resina na colagem de *brackets* metálicos em pré-molares humanos, empregamos o *laser* de argônio em comparação à luz halógena, objetivando assim, tentar obter uma redução do tempo de trabalho para a montagem do aparelho ortodôntico.

Os pré-molares foram os dentes selecionados para este experimento, pela facilidade de sua obtenção, pois são os dentes freqüentemente extraídos por finalidade ortodôntica (OKAZAKI et al., 1980; MENG, 1992; MIRANDA JR., 1993).

Os dentes incisivos, por possuírem as superfícies mais planas, são dentes bastante utilizados (FAUST et al., 1978), porém de difícil aquisição (REGAN & NOORT, 1989). Dentes como caninos e molares (MITCHELL, 1967; HANSON et al., 1983; BISHARA et al., 1988) também fazem parte dos estudos *in vitro*, porém com menor freqüência.

Observamos trabalhos em que alguns autores chegam a aplainar as superfícies vestibulares para promover o contato íntimo entre o *bracket* e o esmalte, aumentando a capacidade de retenção (COMPTON et al, 1992). Porém, clinicamente essa atitude é inconcebível.

Alguns pesquisadores preferiram utilizar dentes bovinos permanentes ou decíduos por sua facilidade em obtê-los (LOPEZ, 1980).

Um dos maiores problemas relacionados aos estudos laboratoriais relaciona-se às distintas metodologias empregadas, impossibilitando por vezes a confrontação dos resultados (LOPEZ, 1980; WANG et al; 1993).

Segundo a determinação dos autores, (FAUST et al, 1978; WANG et al, 1993) achamos conveniente padronizar a posição dos dentes (e *brackets*) paralelos ao plano para exercer forças de tração perpendiculares e delimitar a área do condicionamento ácido e da colagem, contornando a base de cada dente com uma lapiseira com grafite de 0,5mm previamente ao condicionamento ácido. Alguns autores, utilizam esmalte vermelho (cosmético) para essa delimitação, e futura determinação do IRA (SANTOS, 1999).

Efetuamos essa delimitação com um material fotopolimerizável, Opal Dam (barreira gengival, usada para clareamento dentário), exatamente na delimitação efetuada com grafite. Como o *laser* tem topia pelo vermelho, teríamos aquecimento do dente, pela absorção excessiva dessa luz.

Exatamente, nessa área demarcada, efetuamos o condicionamento com ácido fosfórico a 37% durante 30s. Em seguida lavamos adequadamente a área com água e procedemos à secagem com ar (isento de óleo).

Após a polimerização, o material Opal Dam por 20s e posterior remoção, procedemos às colagens de acordo com as características de cada grupo (pág. 40) e a mensuração de temperatura com termopar e pasta, posicionados dentro do conduto radicular até a câmara pulpar. Nesse momento o dente foi fixado em uma morsa, e introduzida à pasta térmica e o termopar. Para o procedimento da colagem, o *bracket* Dyna-Lock foi preso à pinça e a resina Transbond colocada na base deste. Com o auxílio de aplicadores descartáveis, pincelamos a resina líquida na face vestibular do pré-molar e imediatamente, o *bracket* foi posicionado exatamente sobre a área condicionada e a pressão digital do mesmo operador, foi exercida e removido o excesso.

Para a colagem dos *brackets* não padronizamos uma pressão aplicada sobre o mesmo durante a colagem, bem como pipetadores automáticos para uniformizar a quantidade de resina líquida a ser colocada antes da sólida (SANTOS, 1999). Entendemos que os pré-molares humanos são dentes com faces vestibulares muito distintas, e que essa atitude poderia diferir em demasia dos procedimentos clínicos prejudicando assim os resultados. Iniciamos então, a polimerização da resina de cada dente, respeitando as especificações de cada grupo e registrando as alterações da temperatura pelo termopar (ANIC, 1996) (Tabelas e Gráficos no Apêndice A).

Nos resultados, observamos que os maiores valores de temperatura foram registrados nos grupos de 40 segundos polimerizados por *laser* de argônio e luz halógena (3,6° C e 3,5° C respectivamente) (VARGAS et al., 1998; POWELL et al., 1993; COBB et al., 2000; MERCER, 2001 e LALANI et al., 2000). Esse aumento de temperatura vem corroborar com o aumento da exposição do dente à

fonte fotopolimerizadora. Portanto o *laser* de argônio com comprimento de onda de 488 nm pode ser utilizado com segurança para colagens de *brackets* metálicos, pois os valores registrados não ultrapassaram 5,0° C, que é responsável pelas alterações histológicas pulpares (SELTZU & BENDER, 1973; LAUNAY, 1987; FRETZEN & KOORT, 1990; KUTSCH, 1993; POWELL et al., 1993; PICK, 1993; BLANKENAU, 1994; DOCTOR, 1994; BRENNEISE & BLANKENAU, 1995; FLEMING & MAILLET, 1999 e MERCER, 2001).

Constatamos na literatura estudos afirmando não haver diferenças significativas em relação ao tempo do armazenamento até a aplicação dos testes de arrancamento (LOPEZ, 1980; COMPTON et al., 1992 BELTRAMI et al., 1996).

Alguns autores evidenciaram aumento da retenção dos *brackets*, quando estes permanecem maior tempo armazenados (LUJAN, 1996; OESTERLE et al., 1998). Em nosso estudo, após a realização das colagens, as amostras permaneceram 48 horas em um recipiente com água à temperatura ambiente. Em seguida durante três dias, foram submetidas à ciclagem térmica até completarem 700 ciclos (pág. 39, Fig. 12).

A ciclagem térmica foi realizada pela máquina MCT 2-AMM-Instrumental. Previamente envolvidas a uma malha plástica, as amostras foram amarradas à um pistão hidráulico, responsável pelo deslocamento e mergulho das amostras nas cestas contendo água à temperatura de 5° C e na outra 55° C. Este equipamento é apropriado para simular, num curto espaço de tempo, o desgaste que o adesivo sofreria no meio bucal, de uma forma mais drástica.

Finalizada essa etapa, passaram por mais 24 horas em um recipiente com água à temperatura ambiente, totalizando assim cinco dias até a realização dos testes de tração.

Não encontramos estudos retratando a influência de diferentes substâncias para armazenamento dos dentes previamente às colagens, na capacidade de retenção. Por isso, com o intuito de não causar alterações no esmalte dentário nossas amostras foram armazenadas em soro fisiológico (troçadas a cada cinco dias) até a realização das colagens.

Foram então armazenadas em água, após a ciclagem térmica até a realização dos testes de tração (WINCHESTER, 1992).

Clinicamente, os acessórios ortodônticos estão sujeitos a diversas forças, tais como, tração, cisalhamento ou de torção, de maneira isolada ou combinada (OSTERTAG et al., 1991).

Devemos salientar que, na situação clínica real, são introduzidos fios leves nos canais de encaixe (slot) entre 10 a 20 minutos, logo após as colagens dos *brackets* (YAMADA et al., 1988).

Nos testes de cisalhamento, a força responsável pela remoção do *bracket* é aplicada no ponto mais próximo à interface adesivo/esmalte. Portanto, as forças de cisalhamento são associadas à torção e a tração.

Os testes de tração permitem a avaliação de todos os componentes envolvidos. (CHACONAS et al., 1991), indica-se preferencialmente o arrancamento de quaisquer *brackets* com força de tração (ARTUN & BERGLAND, 1984; MERRIL et al., 1994 e ARTUN, 1997).

GHAFFARI et al., 1992 consideraram os estudos de cisalhamento impraticáveis pelo excesso de remanescente de adesivo nas superfícies dentárias e o elevado desvio padrão. Assim, além de avaliar a capacidade de retenção, os valores apresentados nos estudos laboratoriais com ensaios de tração devem apresentar baixo desvio, aumentando a segurança clínica (YAMADA et al., 1988).

De acordo com essa afirmação, poderíamos considerar para o nosso estudo os valores apresentados por todos os grupos como confiáveis, (Tabela 5, pág. 56).

Devemos considerar diferentes velocidades de arrancamento dos *brackets* em condições clínicas, como nas forças mastigatórias, aplicação de forças nos arcos, e durante a remoção dos *brackets*. Contudo, por não termos encontrado nenhuma referência na literatura a respeito das velocidades do arrancamento dos *brackets*, das máquinas utilizadas nos testes de tração, não temos como avaliar as influências decorrentes destes aspectos, dificultando a comparação com outros estudos laboratoriais e ao comportamento clínico. Utilizamos a Máquina Universal de Ensaio (EMIC), código 01 do Laboratório de Metrologia do IPT no Laboratório de

Plásticos e Borrachas – Divisão de Química com velocidade de arrancamento de 1,5nm/minuto (pág. 39, Fig. 13 e Apêndice B).

Para a execução dos ensaios, foi utilizado como garra superior da máquina de tração um conjunto constituído por um extrator metálico, (pág. 43, Fig. 16). Para cada momento de ruptura foi registrado um gráfico determinando o valor da carga de adesão.

Avaliando os resultados (Tab. 5, Pág. 56), observamos que o maior valor de carga de adesão é 7,45 kgf (7,64 MPa) do grupo H20 com polimerização por luz halógena e o de 7,50 kgf (7,69 MPa) no A 20 (grupo com polimerização de 20s por *laser* de argônio) (Apêndice E).

Portanto temos nesses dois grupos os maiores valores de carga de adesão.

Nos grupos A40 e H40, observamos os seguintes valores, 6,20 kgf (6,35 MPa) e 6,15 kgf (6,30 MPa) respectivamente. Embora os resultados desses grupos não obtiveram os maiores valores entre os grupos estudados, são clinicamente aceitáveis (REYNOLDS em 1975, determinou o valor mínimo para a adesão – 6,0 MPa, e DOMINGUEZ -- RODRIGUEZ et al., 2003).

Observando ainda a variabilidade de resultados na amostra, notamos que o grupo de luz halógena 20 segundos apresentou maior dispersão de resultados, seguido pelo grupo de *laser* de argônio por 20 segundos (Gráfico 5, Pág 56.).

Notamos também que os grupos pertencentes à luz halógena apresentam maiores dispersões de resultados do que outros grupos por *laser* de argônio no desvio padrão (Tabela 6, Graf. 6 – Pág. 57).

Quando efetuamos a avaliação no grupo A40 (grupo de *laser* com polimerização da resina por 40 segundos), observamos uma menor carga de adesão. Isso significa que, aumentamos o tempo de exposição do *laser* (de 20 para 40 segundos) e tivemos uma perda considerável na adesão. Esse excesso, pode ter causado uma contração excessiva da resina, prejudicando a adesão, e neste momento, é importante salientar que a Transbond XT é uma resina de polimerização dual, absorvendo assim, previamente a luminosidade, antes mesmo dos aparelhos fotopolimerizáveis (FLEMING & MAILLET, 1999).

Avaliando também para cada corpo de prova, o Índice Remanescente de Adesivo (IRA) – (BERGLAND, 1984; SANTOS, 1999) que quantifica a taxa de adesivo presente no dente após as descolagens e indica a maior ou menor probabilidade de prejuízo ao esmalte dentário após as descolagens.

Alguns autores afirmam haver maior frequência de falhas entre o *bracket* e a resina nos estudos laboratoriais, enquanto nos estudos clínicos, quando a colagem é realizada em um ambiente de difícil acesso ao controle de umidade, a frequência da falha é maior entre o esmalte e o adesivo (GUZMAN et al., 1980).

Para determinação do IRA foram realizados, duas leituras com intervalo de sete dias entre elas por três observadores diferentes, tentando assim, minimizar as subjetividades dessas avaliações (Apêndice C).

Para a análise dos resultados do IRA, optamos pela adoção do “MODA” (MODA é o valor mais freqüente de um conjunto de dados) dos resultados obtidos das seis avaliações ocorridas. Tal opção deve-se ao fato de não observamos diferenças expressivas no decorrer das avaliações, sintetizando de forma adequada os resultados da variável em estudo (Tab. 15, Pág. 66).

A técnica estatística utilizada foi o teste Krushal – Wallis por essas amostras não apresentarem pressuposições de normalidade, não houve possibilidade da utilização de testes estatísticos paramétricos (Tabs. 16 e 17, Pág.67).

Apenas o grupo com polimerização de *laser* por 40 segundos apresentou resultado estatisticamente diferente no nível de 5% de significância em relação aos outros grupos (Tab.16, Pág. 67).

No grupo A40, constatou-se o índice 1 caracterizado pela presença de menos da metade do adesivo presente na superfície do esmalte, detectando-se assim, uma falha na adesão. Este fato pode ser devido ao tempo excessivo do *laser* para a polimerização, porque promoveu o aumento da contração da resina em direção ao *laser*, e conseqüentemente a diminuição do embricamento na interface resina/esmalte.

Fica evidente que mais estudos devem ser realizados a fim de se determinar subsídios para a utilização do *laser* de argônio na colagem direta de *brackets* metálicos.

De acordo com GAFHARI (1992), os estudos laboratoriais, necessitam preceder a propaganda, a comercialização e o uso dos materiais ortodônticos, oferecendo maior segurança ao paciente e ao profissional, além disso, os estudos clínicos também são passíveis de erro (MILLER, 1997), sendo assim, pela visão ética, os estudos laboratoriais devem ser primeiro realizados, para que os estudos clínicos sejam efetuados posteriormente.

Tudo demanda tempo, e tudo ao seu tempo...

7. CONCLUSÕES

7 - CONCLUSÕES

Com base nos resultados obtidos nas condições experimentais empregadas e por meio das análises estatísticas, parece-nos adequado concluir:

7.1- as variações de temperatura dos grupos com polimerização de 40 segundos por *laser* de argônio e luz halógena, apresentaram valores relativamente mais altos (3,5° C e 3,6° C respectivamente) em relação aos grupos estudados, em razão ao maior tempo de exposição. Esses valores não ultrapassaram 5° C, que é responsável pelas alterações histológicas pulpare. Portanto o *laser* de argônio com comprimento de onda 488nm, pode ser utilizado com segurança para colagens de *brackets*;

7. 2- a força de adesão apresentou:

- valores maiores com o tempo de exposição de 20 segundos, para os grupos com polimerização de luz halógena (H20) 7,45 kgf (7,64 MPa) e *laser* de argônio (A20) 7,50 kgf (7,69 MPa);

- valores menores com o tempo de exposição de 40 segundos, para o grupo com polimerização de luz halógena (H 40), 6,15 kgf (6,30 MPa) e *laser* de argônio (A 40), 6,20 kgf (6,35 MPa); e A10, 4,85 kgf (4,97 MPa);

7.3- na aferição do IRA (Índice Remanescente de Adesivo), apenas o grupo com polimerização da resina por *laser* de argônio por 40 segundos (A40), apresentou resultado significativo. Nesse grupo o índice 1 foi predominante, portanto, menos da metade do remanescente do adesivo ficou sobre a superfície do esmalte, conferindo a falha na adesão.

8. APÊNDICES

APÊNDICE A

GRUPOS

Tabela 17 – Variações de temperatura registradas pelo termopar durante as polimerizações com luz halógena e *laser* de argônio.

GRUPO H 20		GRUPO H 40		GRUPO A 40		GRUPO A 20		GRUPO A 10	
Dente	Temp/s	Dente	Temp/s	Dente	Temp/s	Dente	Temp/s	Dente	Temp/s
H1	0,8° C	H16	2,5° C	A41	0,8° C	A416	1,3° C	A10	0,6° C
H2	0,5° C	H17	1,3° C	A42	2,3° C	A417	1,5° C	A11	1,0° C
H3	1,1° C	H18	1,7° C	A43	2,7° C	A418	0,6° C	A12	1,0° C
H4	0,7° C	H19	0,6° C	A44	1,0° C	A419	0,5° C	A13	1,0° C
H5	1,1° C	H20	0,8° C	A45	2,4° C	A420	0,4° C	A14	0,6° C
H6	1,4° C	H21	1,9° C	A46	2,1° C	A421	1,8° C	A15	0,7° C
H7	2,2° C	H22	0,5° C	A47	3,6° C	A422	1,1° C	A16	1,1° C
H8	1,8° C	H23	1,3° C	A48	1,7° C	A423	1,0° C	A17	0,5° C
H9	1,7° C	H24	1,5° C	A49	3,5° C	A424	0,9° C	A18	0,7° C
H10	(*)	H25	3,5° C	A410	2,6° C	A425	2,0° C	A19	1,10° C
H11	0,5° C	H26	2,0° C	A411	2,3° C	A426	2,0° C	A110	0,8° C
H12	0,7° C	H27	2,3° C	A412	2,3° C	A427	1,9° C	A111	2,0° C
H13	1,5° C	H28	1,4° C	A413	2,5° C	A428	2,2° C	A112	1,2° C
H14	0,8° C	H29	3,0° C	A414	2,2° C	A429	1,0° C	A113	0,5° C
H15	3,0° C	H30	3,2° C	A415	3,5° C	A430	1,5° C	A114	1,1° C

(*) Valor não obtido por erro operacional

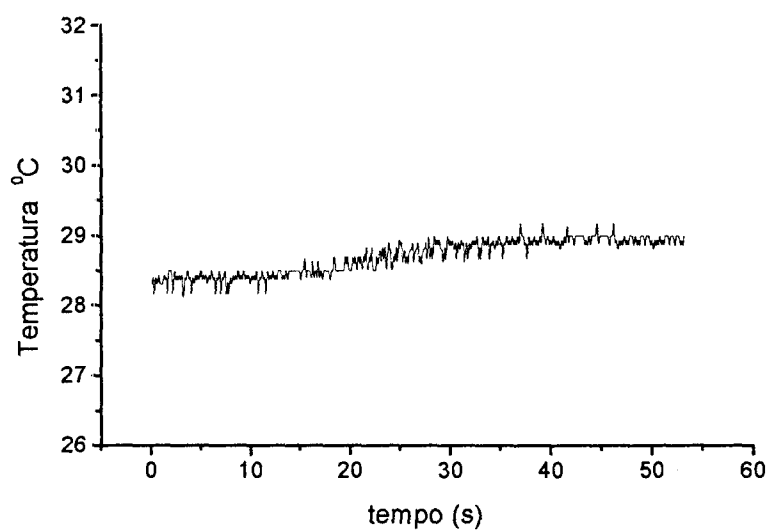
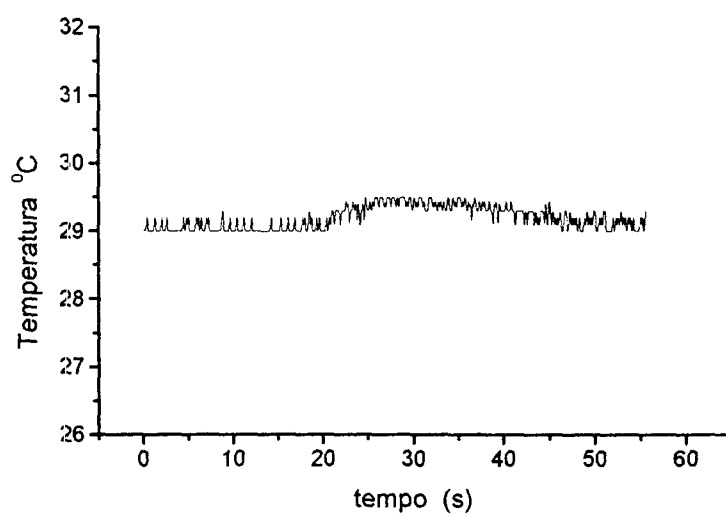
GRUPO H 20**Gráfico 9** – Variações de temperatura com polimerização da luz halógena por 20 seg. em H1.**Gráfico 10** – Variações de temperatura com polimerização da luz halógena por 20 seg. em H2.

Gráfico 11 – Variações de temperatura com polimerização da luz halógena por 20 seg. em H3

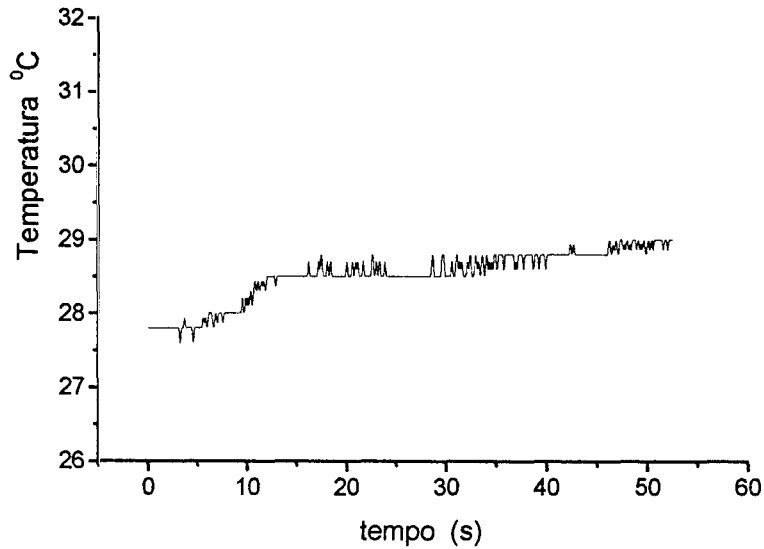


Gráfico 12 – Variações de temperatura com polimerização da luz halógena por 20 seg. em H4.

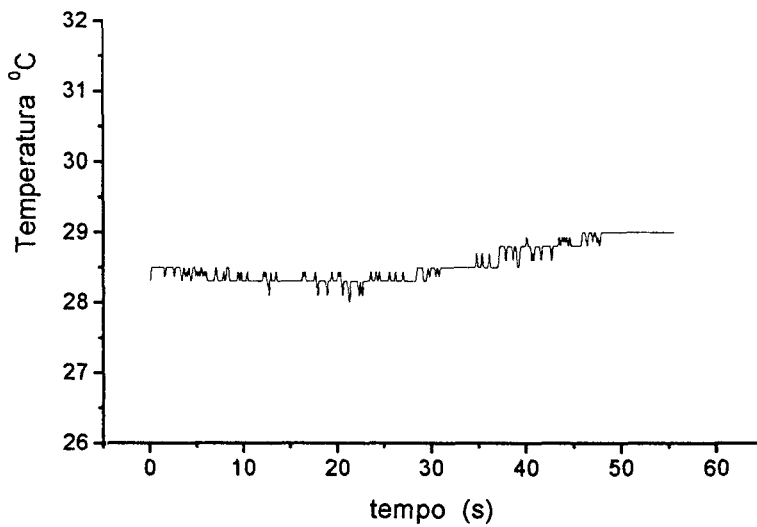


Gráfico 13 – Variações de temperatura com polimerização da luz halógena por 20 seg. em H5.

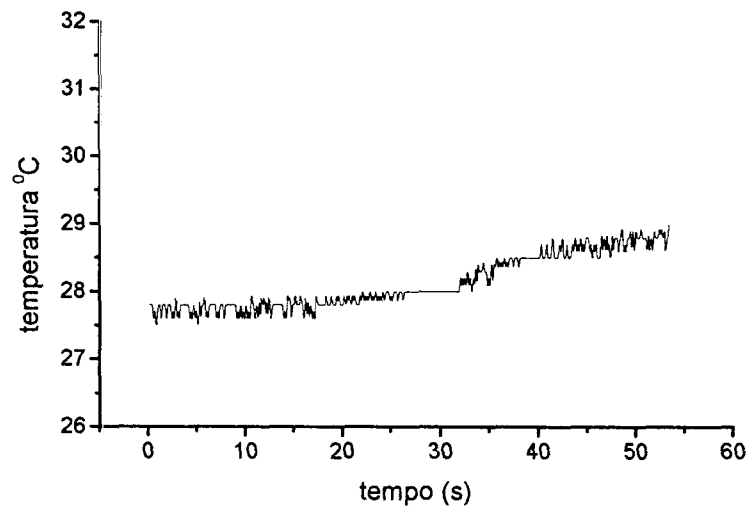


Gráfico 14 – Variações de temperatura com polimerização da luz halógena por 20 seg. em H6.

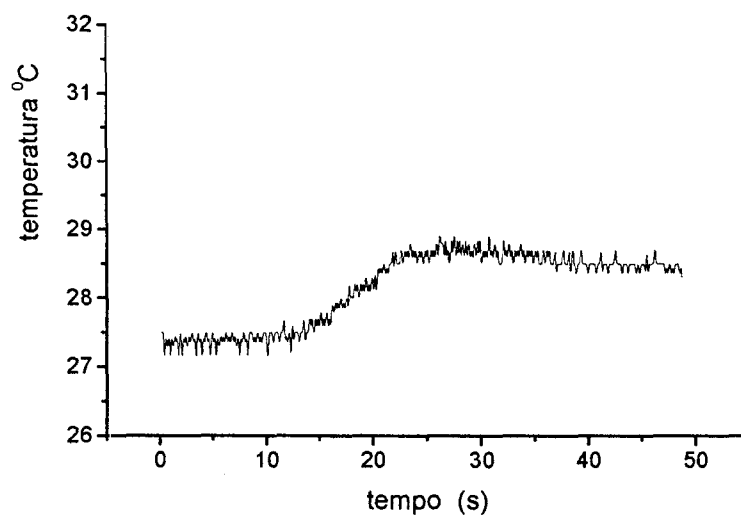


Gráfico 15 – Variações de temperatura com polimerização da luz halógena por 20 seg. em H7.

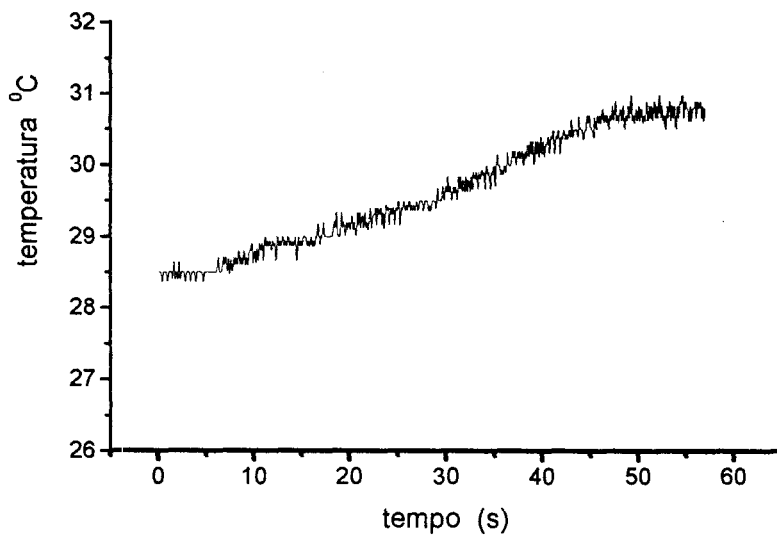


Gráfico 16 – Variações de temperatura com polimerização da luz halógena por 20 seg. em H8.

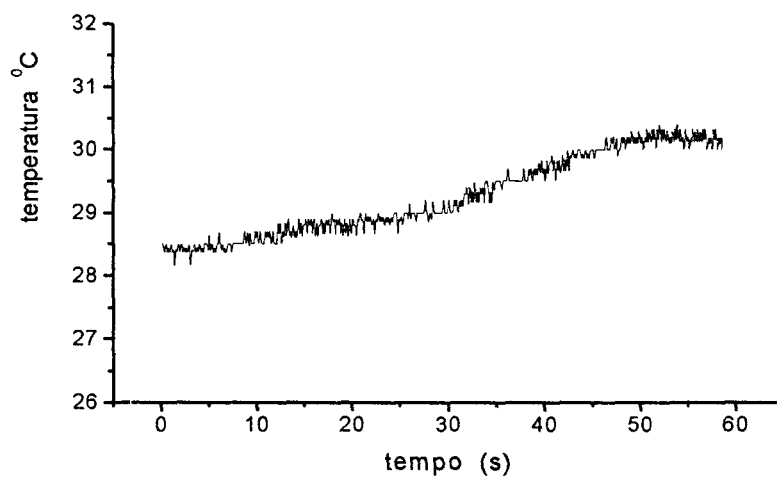


Gráfico 17 – Variações de temperatura com polimerização da luz halógena por 20 seg. em H9.

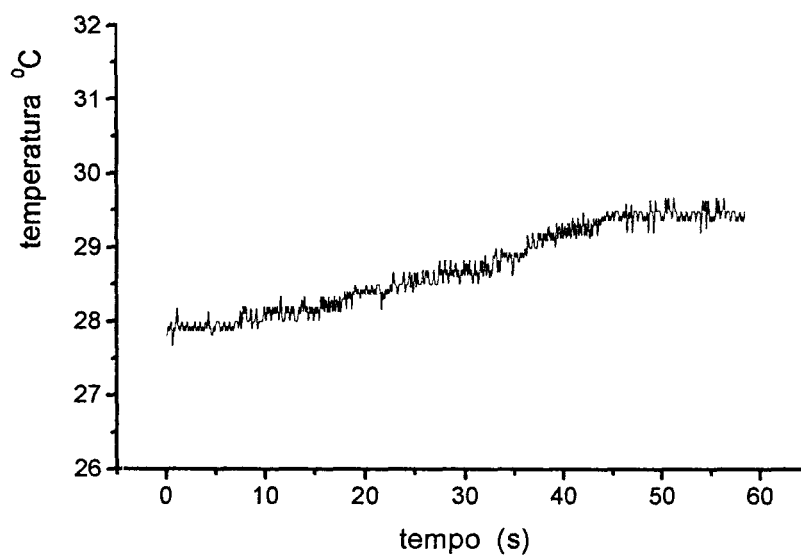


Gráfico 18 – Variações de temperatura com polimerização da luz halógena por 20 seg. em H11.

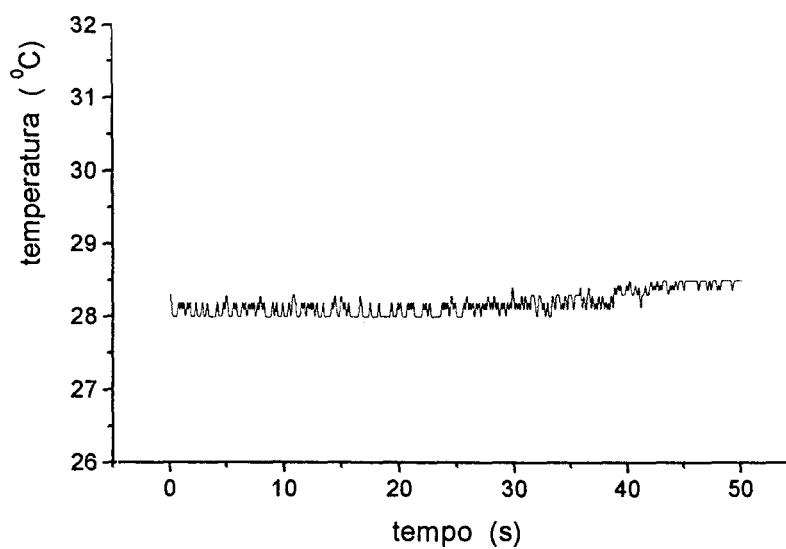


Gráfico 19 – Variações de temperatura com polimerização da luz halógena por 20 seg. em H12.

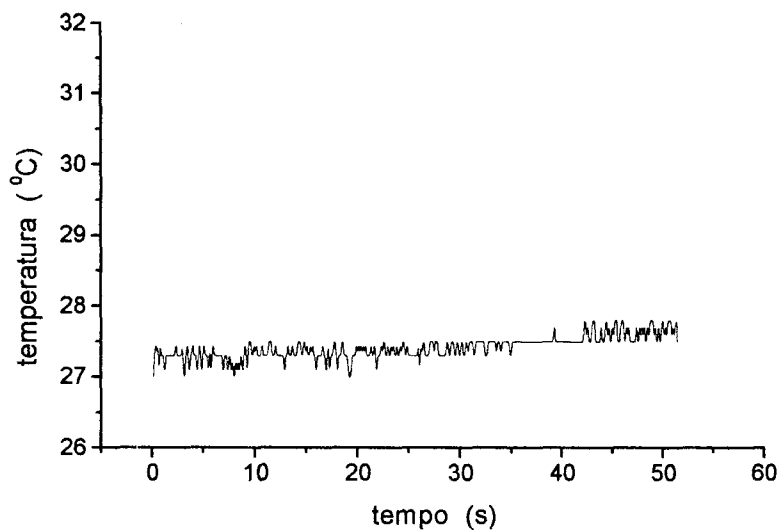


Gráfico 20 – Variações de temperatura com polimerização da luz halógena por 20 seg. em H13.

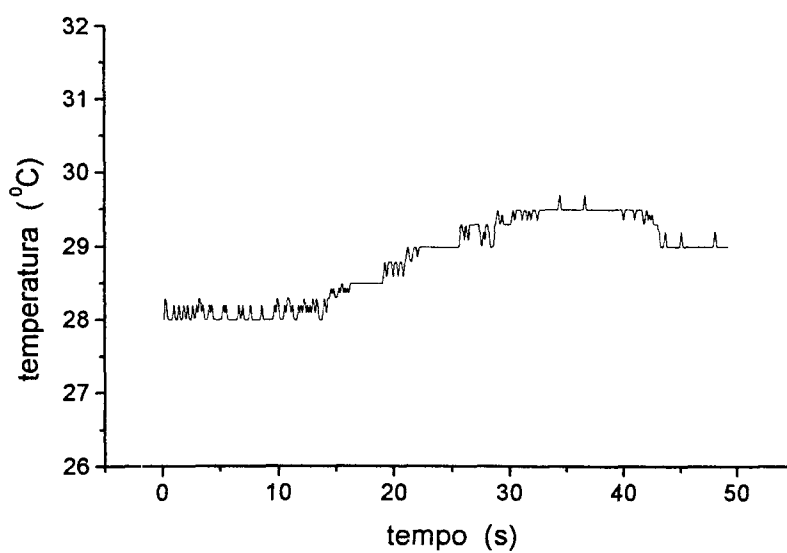


Gráfico 21 – Variações de temperatura com polimerização da luz halógena por 20 seg. em H14.

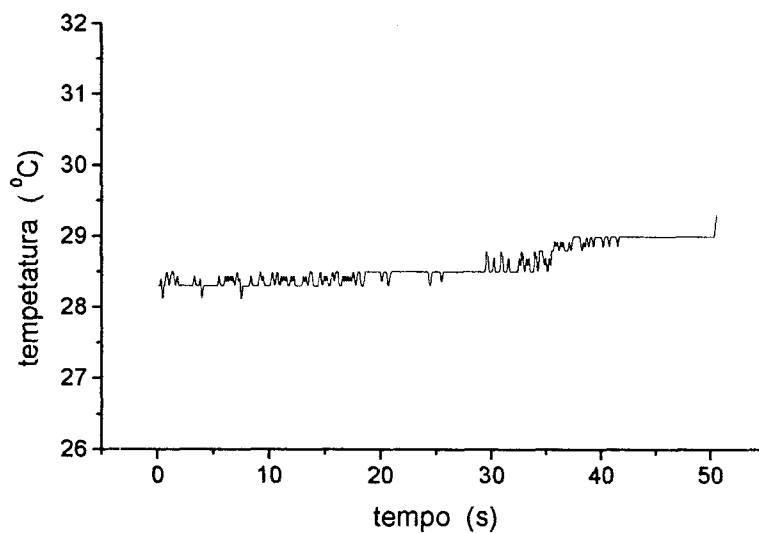


Gráfico 22 – Variações de temperatura com polimerização da luz halógena por 20 seg. em H15.

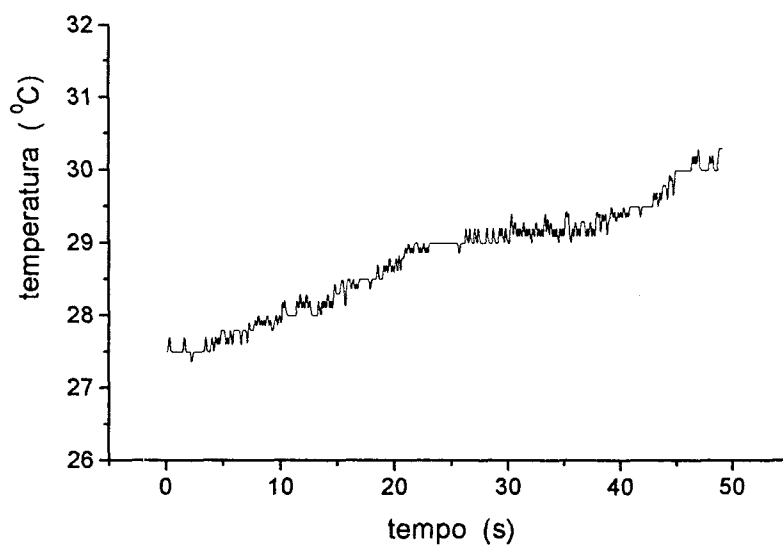
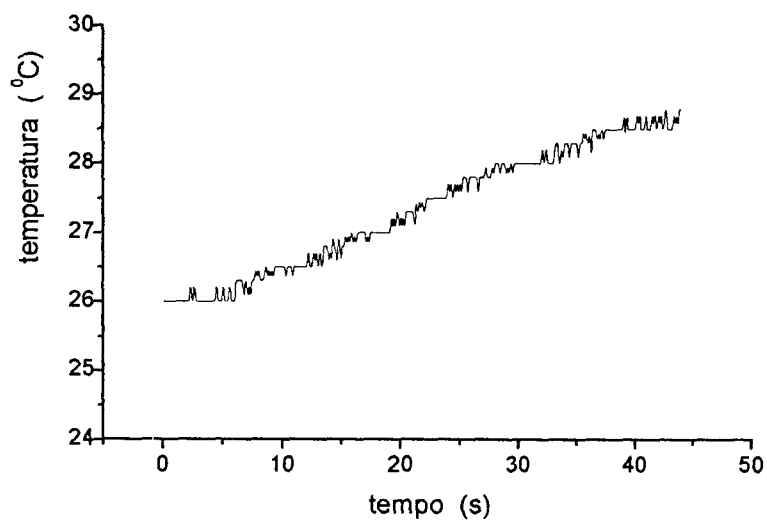


Gráfico 23 – Variações de temperatura com polimerização da luz halógena por 20 seg. em H16.



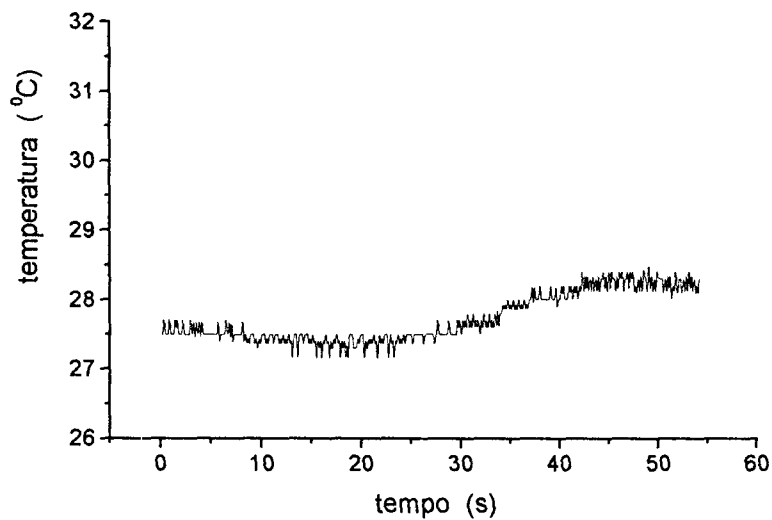
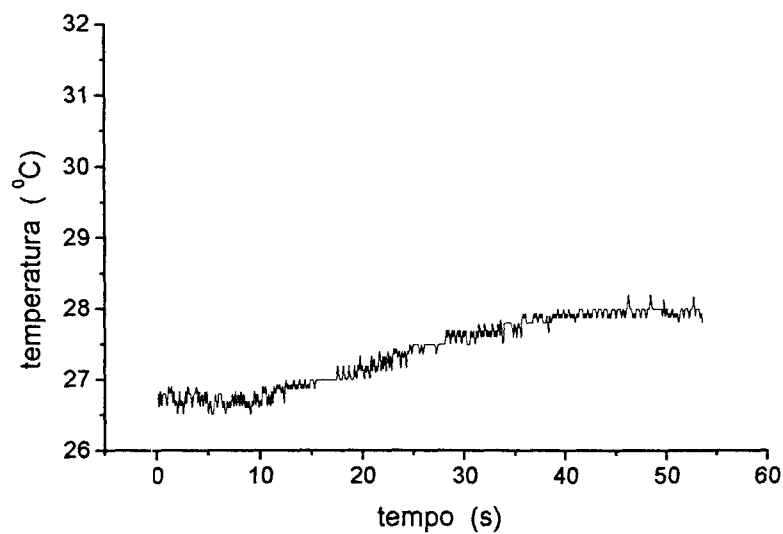
GRUPO H 40**Gráfico 24** – Variações de temperatura do pré-molar (H17) durante a polimerização da resina por luz halógena por 40 seg.**Gráfico 25** – Variações de temperatura do pré-molar (H18) durante a polimerização da resina por luz halógena por 40 seg.

Gráfico 26 – Variações de temperatura do pré-molar (H19) durante a polimerização da resina por luz halógena por 40 seg.

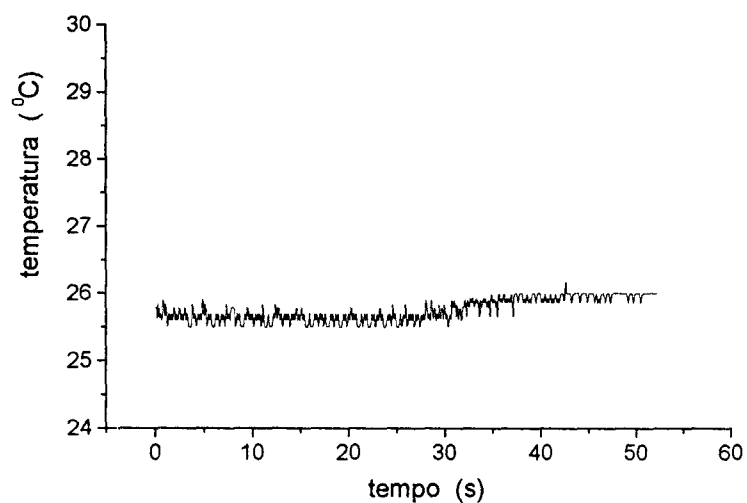


Gráfico 27 – Variações de temperatura do pré-molar (H20) durante a polimerização da resina por luz halógena por 40 seg.

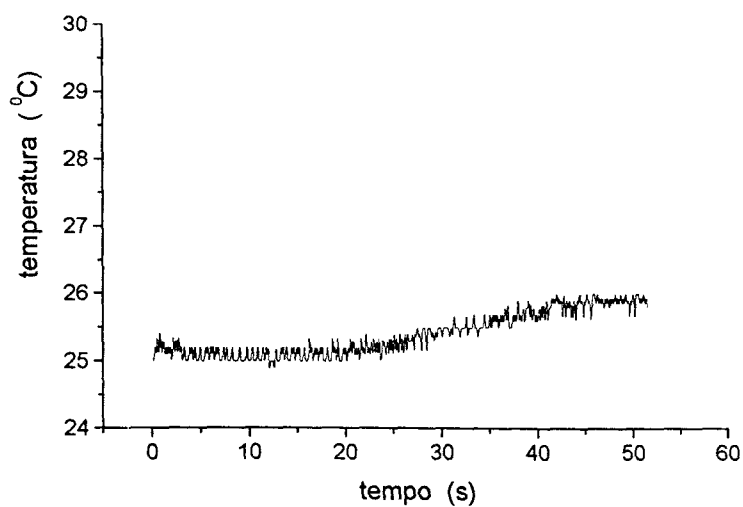


Gráfico 28 – Variações de temperatura do pré-molar (H21) durante a polimerização da resina por luz halógena por 40 seg.

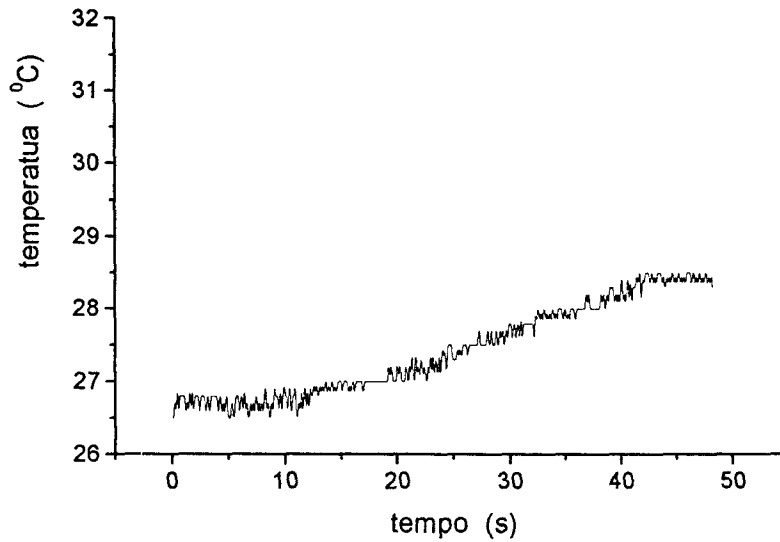


Gráfico 29 – Variações de temperatura do pré-molar (H22) durante a polimerização da resina por luz halógena por 40 seg.

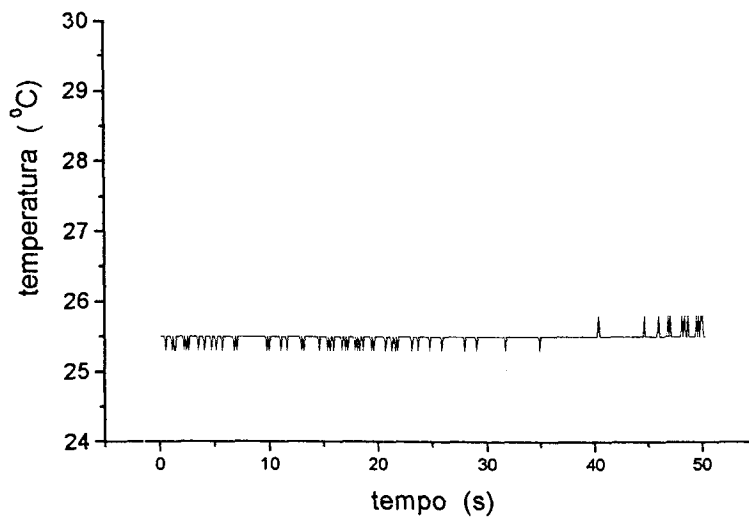


Gráfico 30 – Variações de temperatura do pré-molar (H23) durante a polimerização da resina por luz halógena por 40 seg.

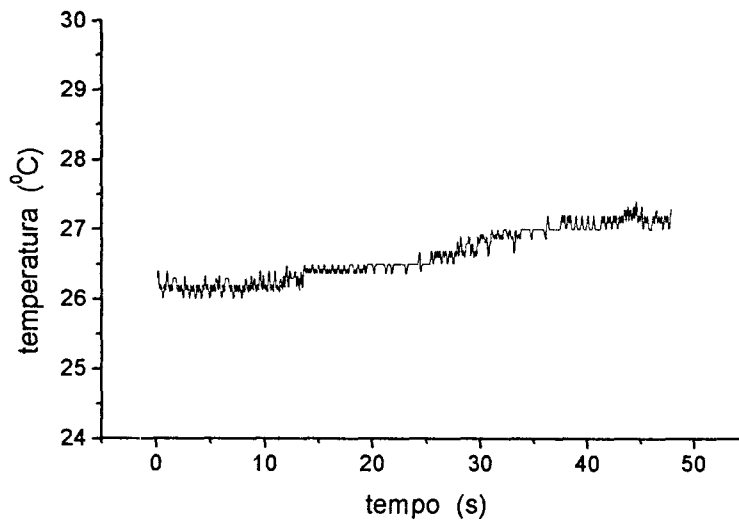


Gráfico 31 – Variações de temperatura do pré-molar (H24) durante a polimerização da resina por luz halógena por 40 seg.

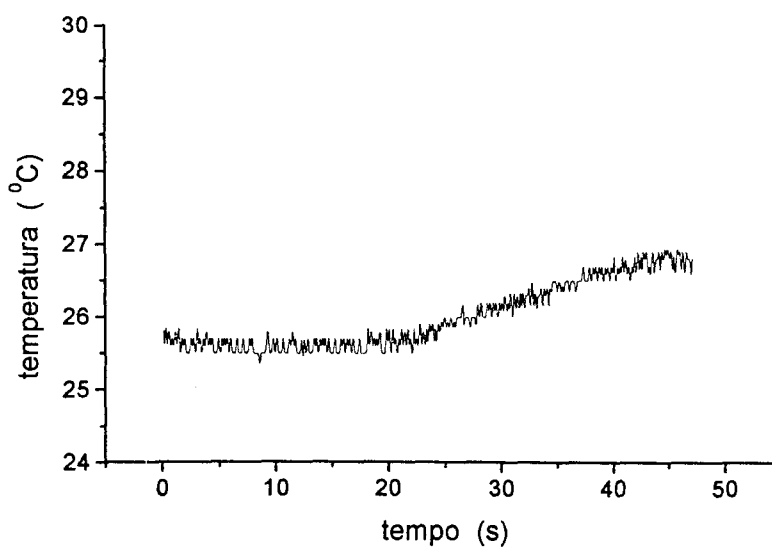


Gráfico 32 – Variações de temperatura do pré-molar (H25) durante a polimerização da resina por luz halógena por 40 seg.

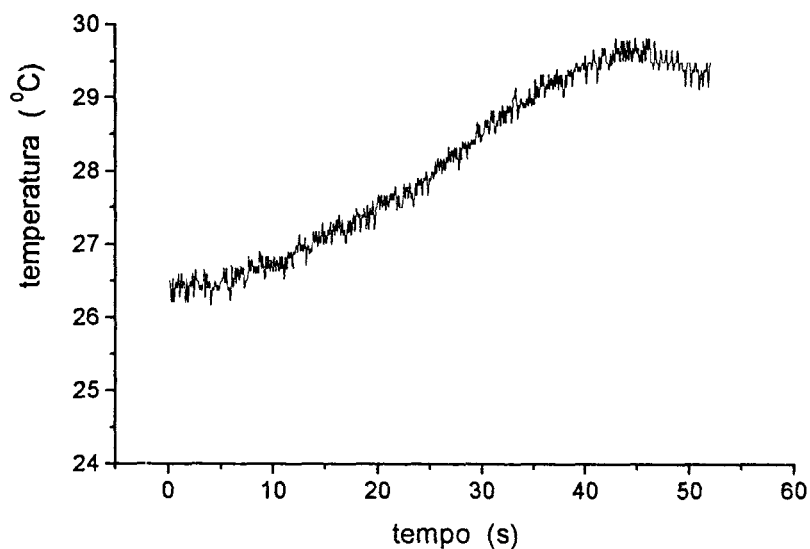


Gráfico 33 – Variações de temperatura do pré-molar (H26) durante a polimerização da resina por luz halógena por 40 seg.

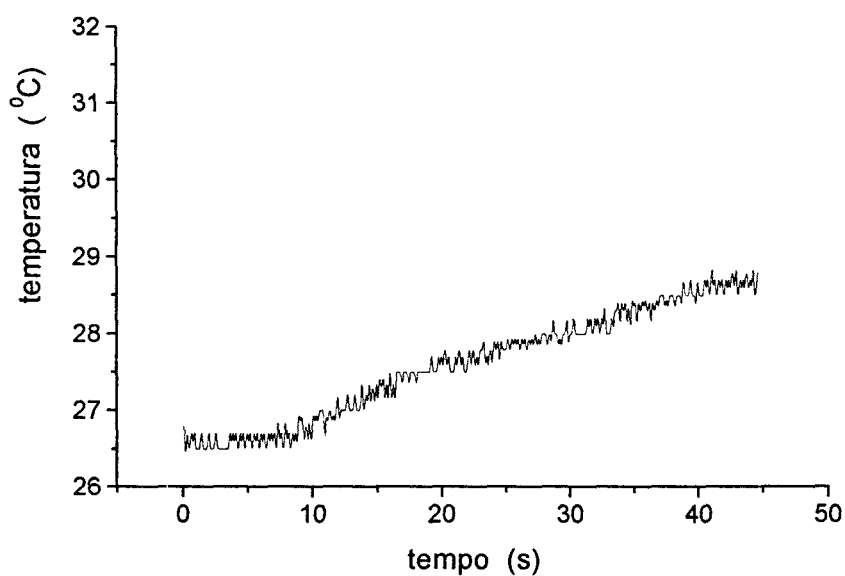


Gráfico 34 – Variações de temperatura do pré-molar (H27) durante a polimerização da resina por luz halógena por 40 seg.

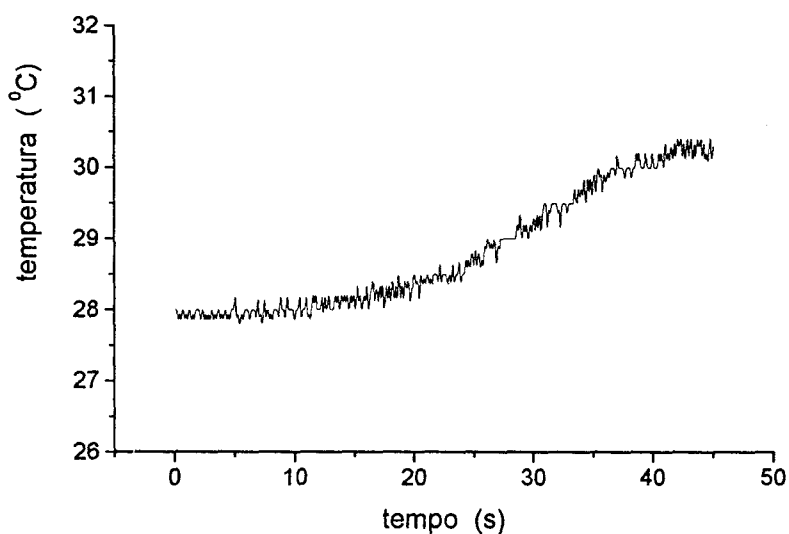


Gráfico 35 – Variações de temperatura do pré-molar (H28) durante a polimerização da resina por luz halógena por 40 seg.

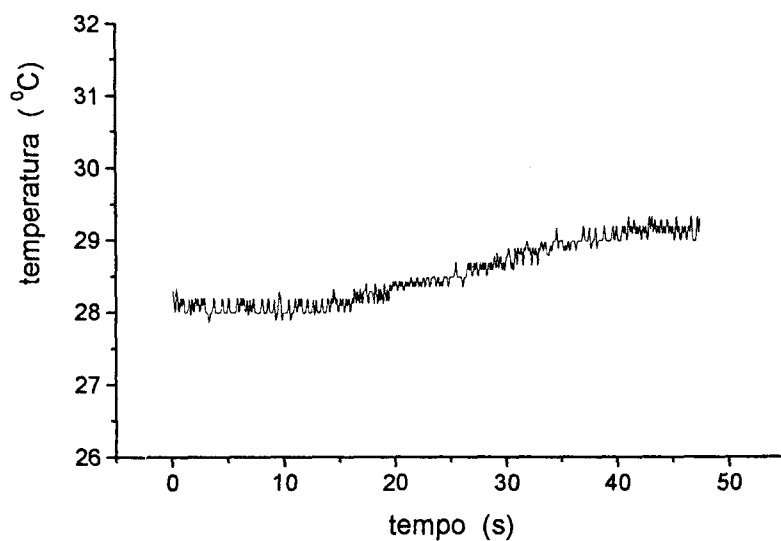


Gráfico 36 – Variações de temperatura do pré-molar (H29) durante a polimerização da resina por luz halógena por 40 seg.

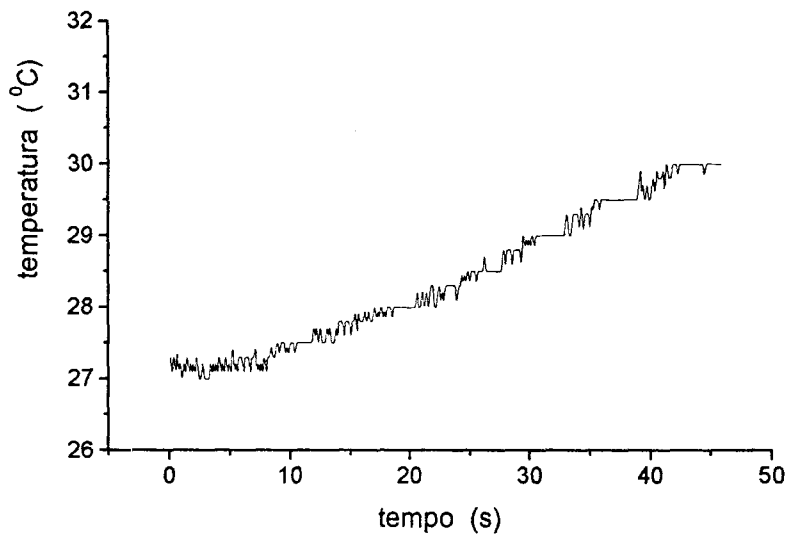
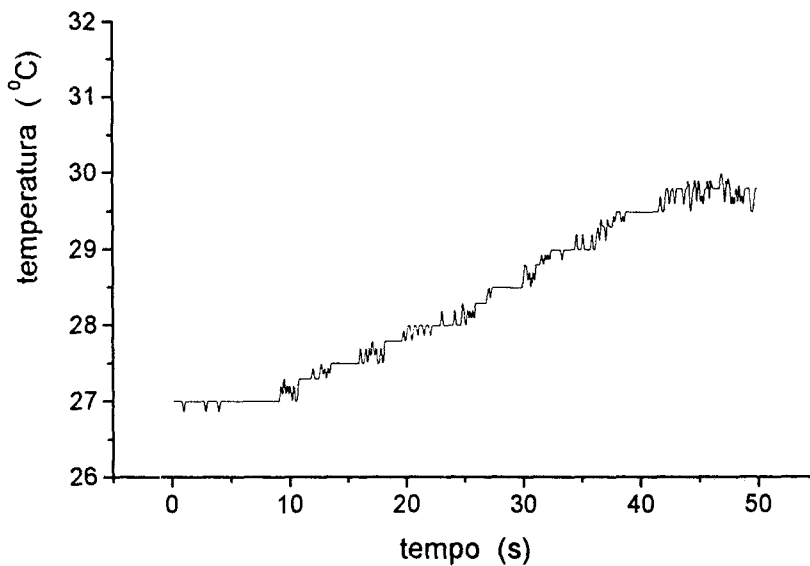


Gráfico 37 – Variações de temperatura do pré-molar (H30) durante a polimerização da resina por luz halógena por 40 seg.



GRUPO A 40

Gráfico 38 – Variações de temperatura do pré-molar (A41) durante a polimerização da resina por *laser* de argônio por 40 seg.

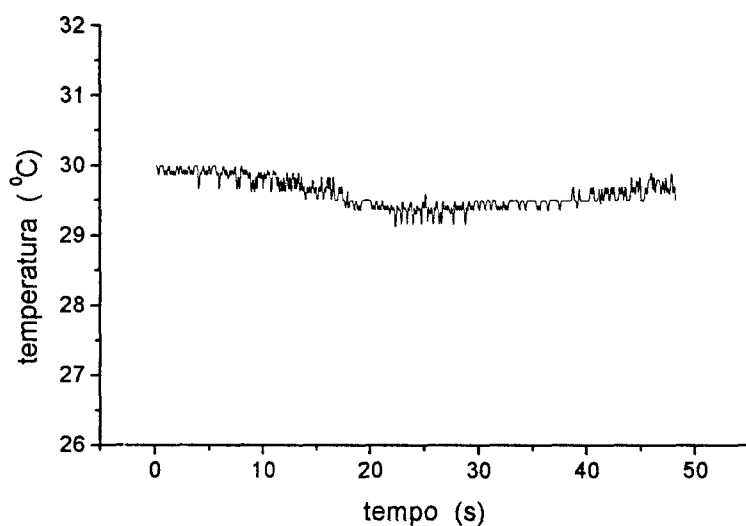


Gráfico 39 – Variações de temperatura do pré-molar (A42) durante a polimerização da resina por *laser* de argônio por 40 seg.

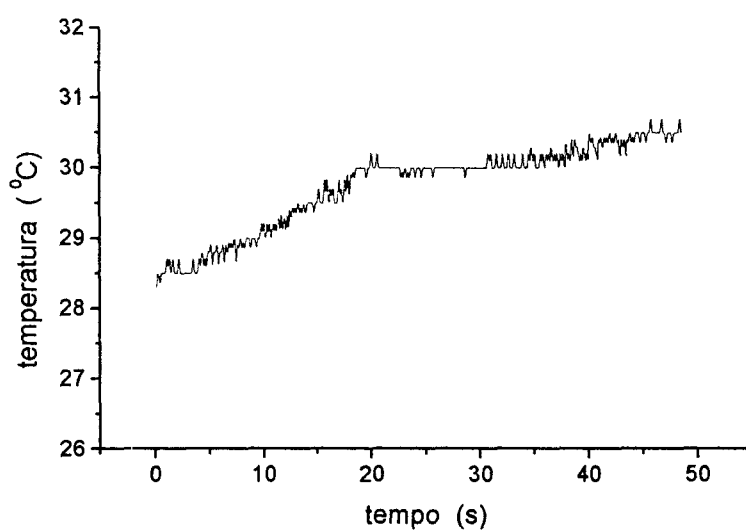


Gráfico 40 – Variações de temperatura do pré-molar (A43) durante a polimerização da resina por *laser* de argônio por 40 seg.

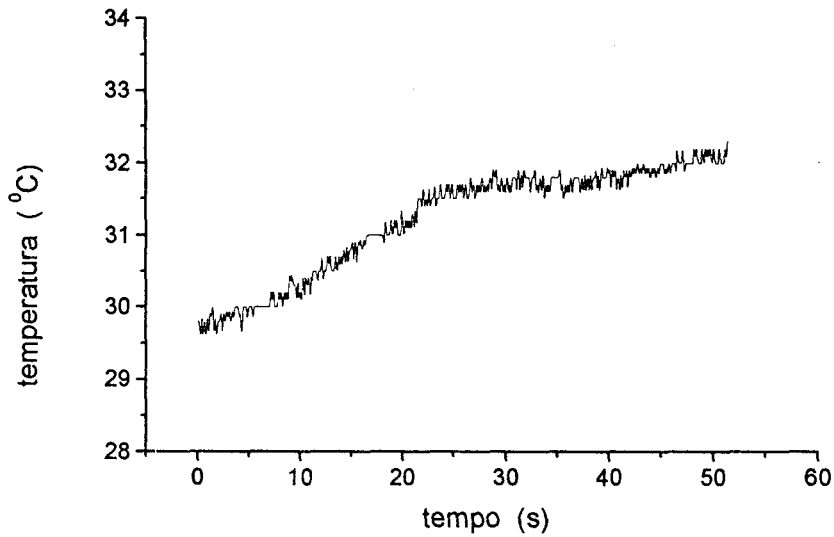


Gráfico 41 – Variações de temperatura do pré-molar (A43) durante a polimerização da resina por *laser* de argônio por 40 seg.

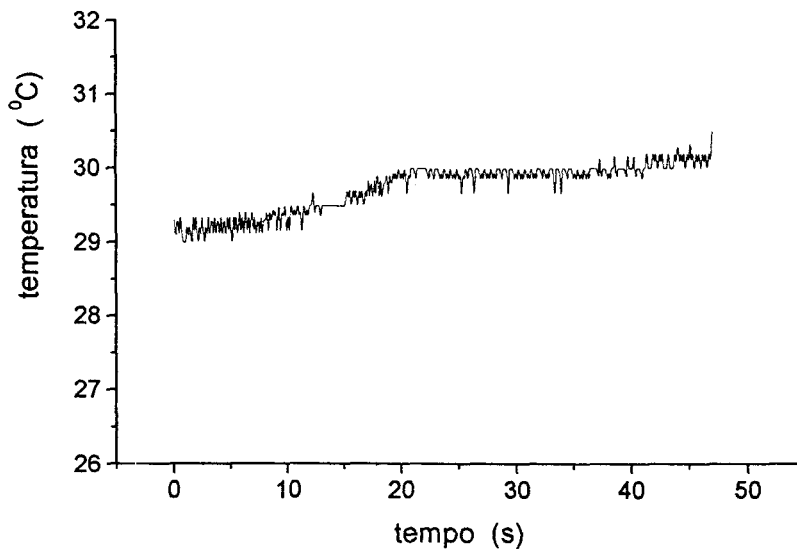


Gráfico 42 – Variações de temperatura do pré-molar (A45) durante a polimerização da resina por *laser* de argônio por 40 seg.

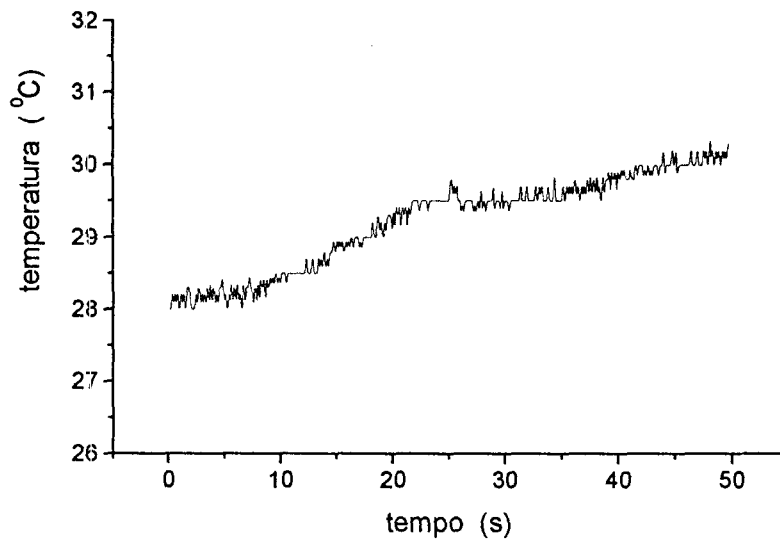


Gráfico 43 – Variações de temperatura do pré-molar (A46) durante a polimerização da resina por *laser* de argônio por 40 seg.

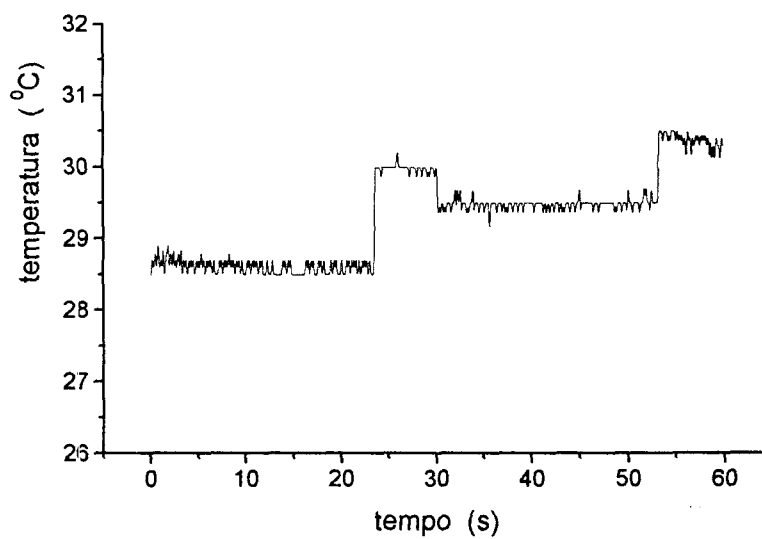


Gráfico 44 – Variações de temperatura do pré-molar (A47) durante a polimerização da resina por *laser* de argônio por 40 seg.

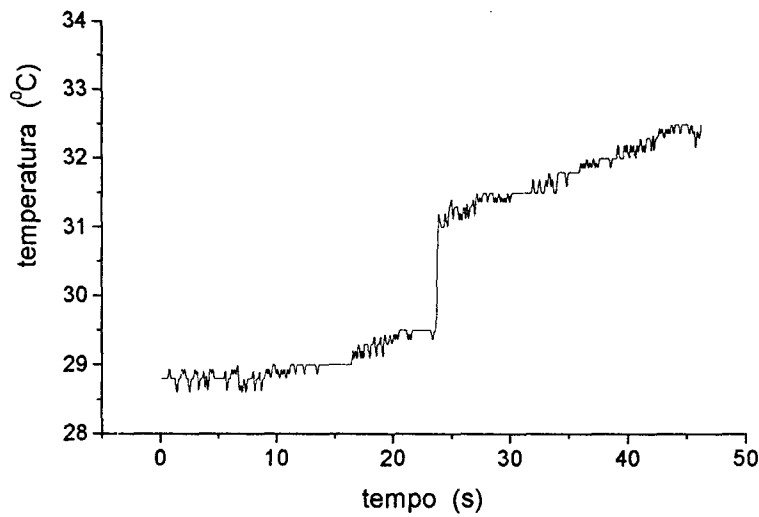


Gráfico 45 – Variações de temperatura do pré-molar (A48) durante a polimerização da resina por *laser* de argônio por 40 seg.

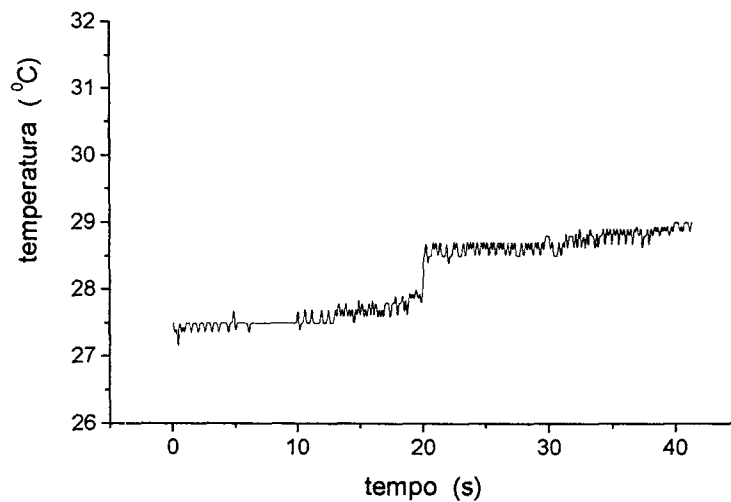


Gráfico 46 – Variações de temperatura do pré-molar (A49) durante a polimerização da resina por *laser* de argônio por 40 seg.

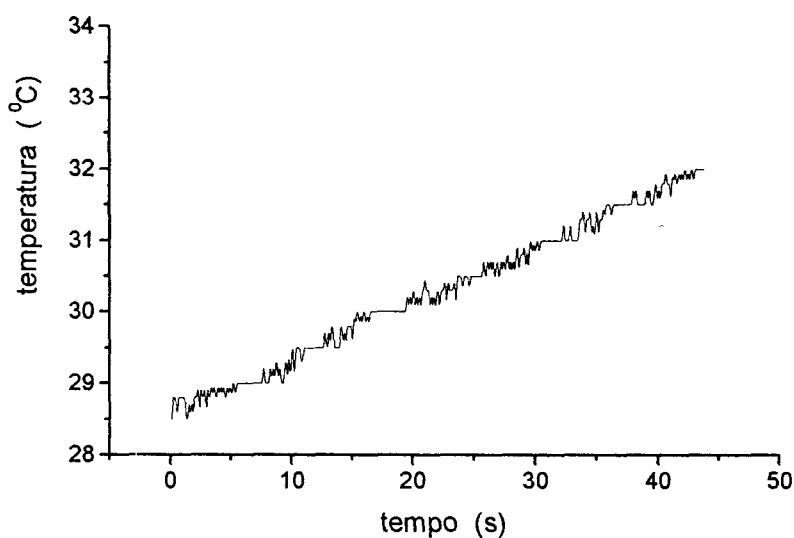


Gráfico 47 – Variações de temperatura do pré-molar (A410) durante a polimerização da resina por *laser* de argônio por 40 seg.

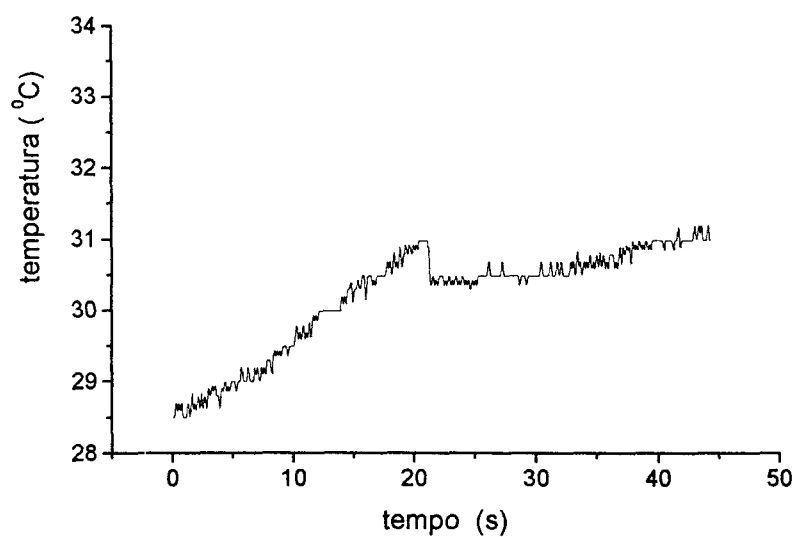


Gráfico 48 – Variações de temperatura do pré-molar (A411) durante a polimerização da resina por *laser* de argônio por 40 seg.

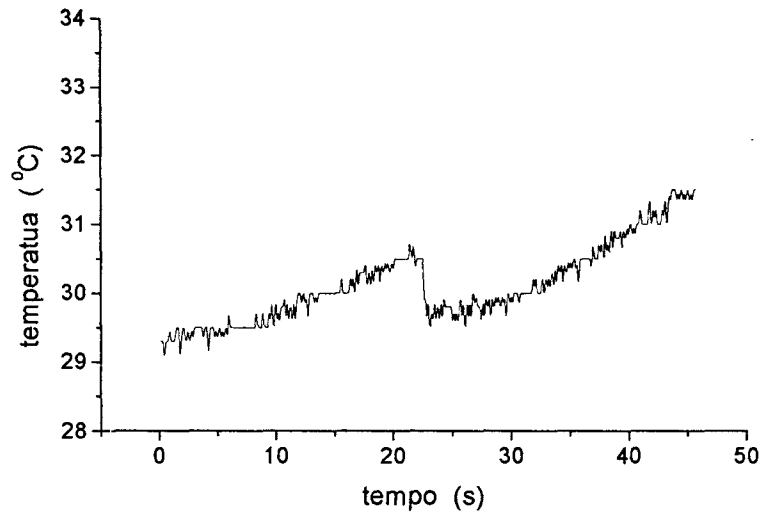


Gráfico 49 – Variações de temperatura do pré-molar (A412) durante a polimerização da resina por *laser* de argônio por 40 seg.

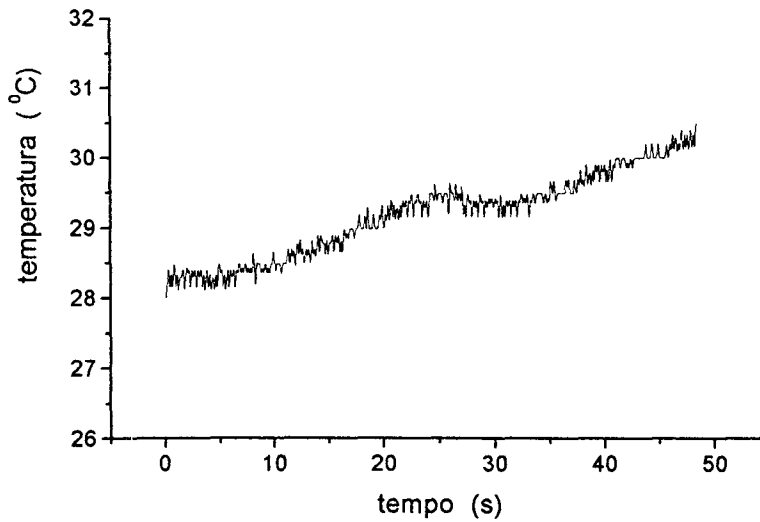


Gráfico 50 – Variações de temperatura do pré-molar (A413) durante a polimerização da resina por *laser* de argônio por 40 seg.

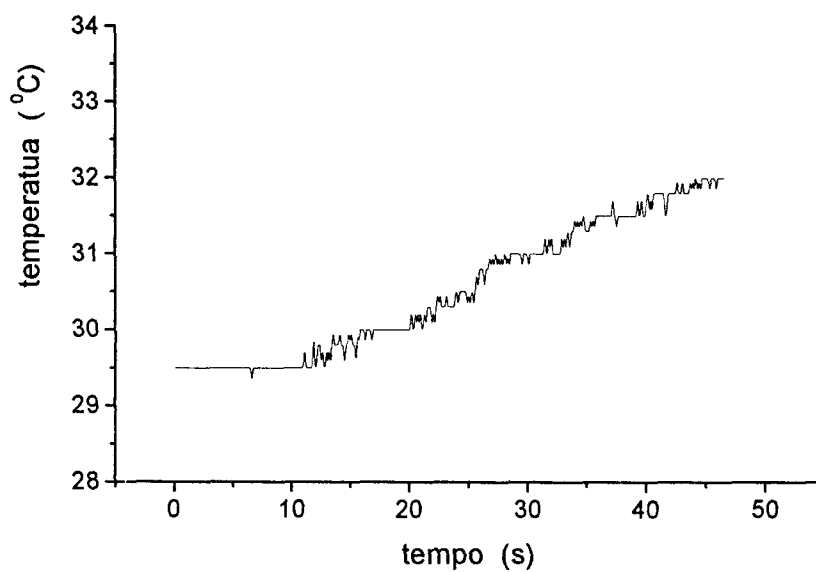


Gráfico 51 – Variações de temperatura do pré-molar (A414) durante a polimerização da resina por *laser* de argônio por 40 seg.

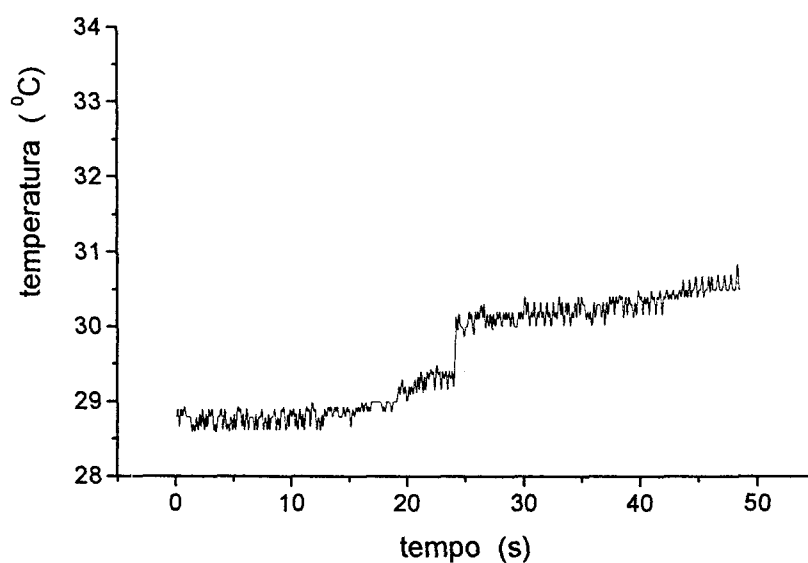
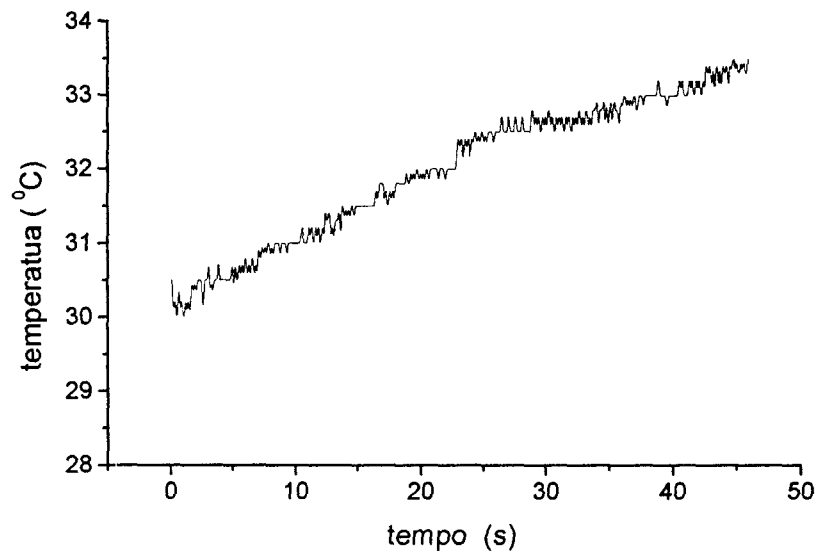


Gráfico 52 – Variações de temperatura do pré-molar (A415) durante a polimerização da resina por *laser* de argônio por 40 seg.



GRUPO A 20

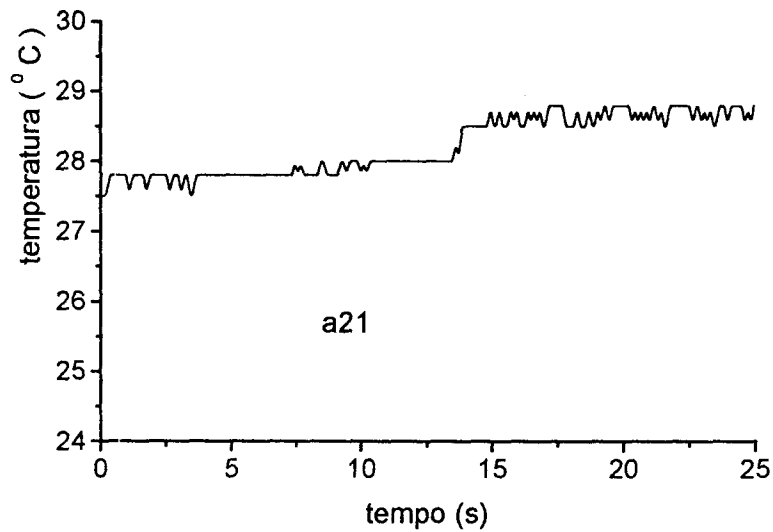
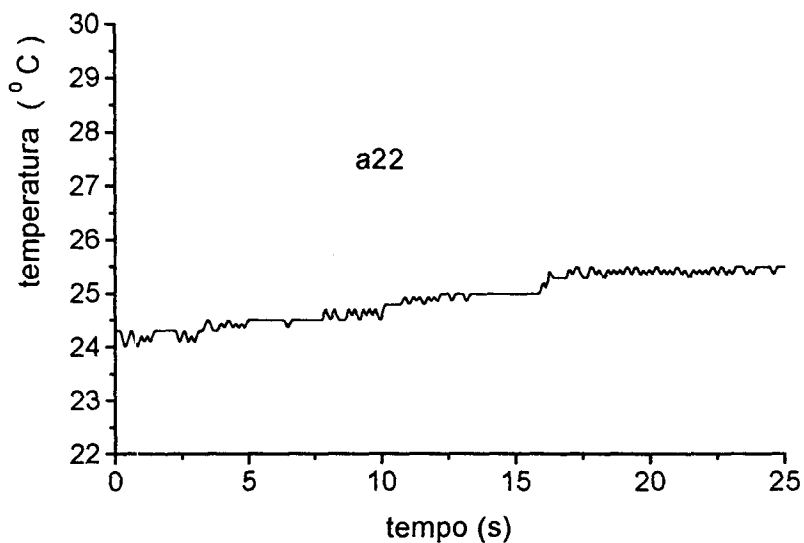
Gráfico 53 – Variações de temperatura do pré-molar (A21) durante a polimerização da resina por *laser* de argônio por 20 seg.**Gráfico 54** – Variações de temperatura do pré-molar (A22) durante a polimerização da resina por *laser* de argônio por 20 seg.

Gráfico 55 – Variações de temperatura do pré-molar (A23) durante a polimerização da resina por *laser* de argônio por 20 seg.

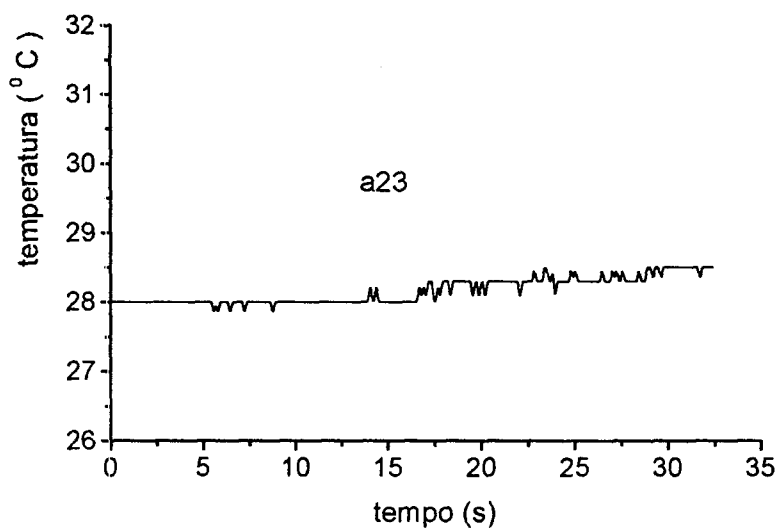


Gráfico 56 – Variações de temperatura do pré-molar (A24) durante a polimerização da resina por *laser* de argônio por 20 seg.

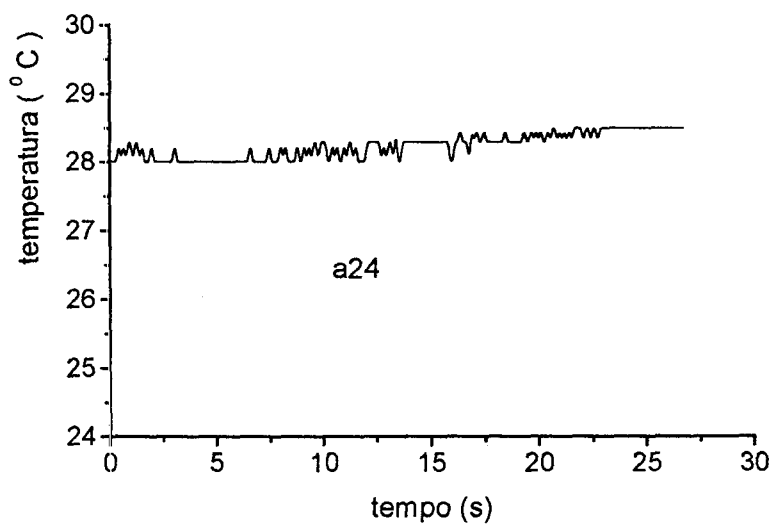


Gráfico 57 – Variações de temperatura do pré-molar (A25) durante a polimerização da resina por *laser* de argônio por 20 seg.

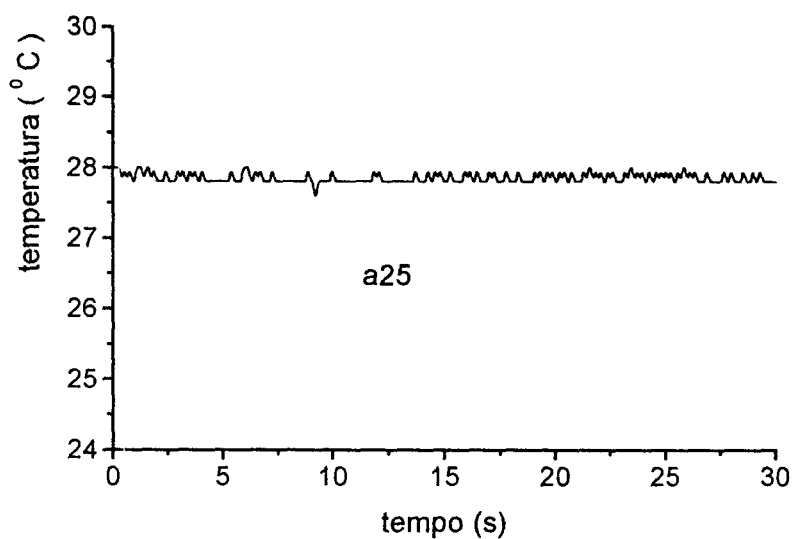


Gráfico 58 – Variações de temperatura do pré-molar (A26) durante a polimerização da resina por *laser* de argônio por 20 seg.

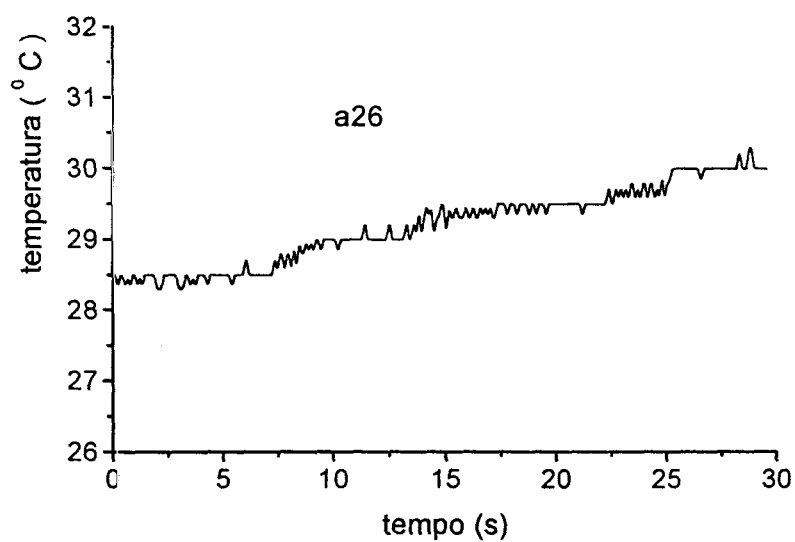


Gráfico 59 – Variações de temperatura do pré-molar (A27) durante a polimerização da resina por *laser* de argônio por 20 seg.

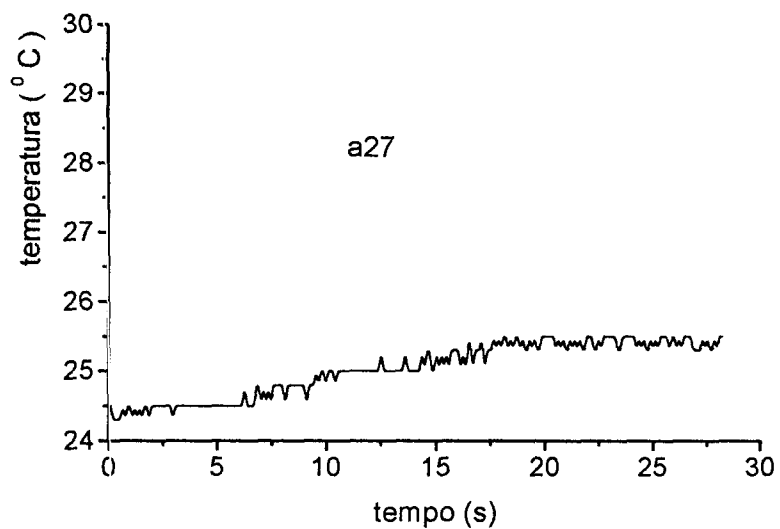


Gráfico 60 – Variações de temperatura do pré-molar (A28) durante a polimerização da resina por *laser* de argônio por 20 seg.

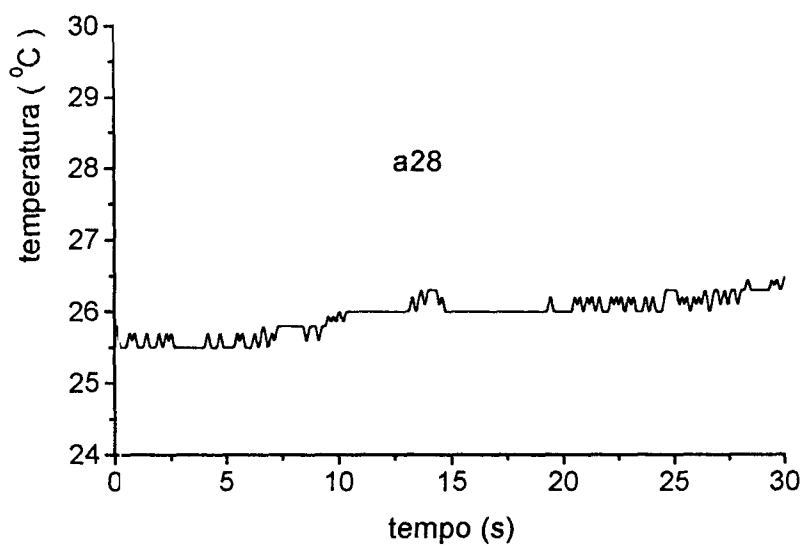


Gráfico 61 – Variações de temperatura do pré-molar (A29) durante a polimerização da resina por *laser* de argônio por 20 seg.

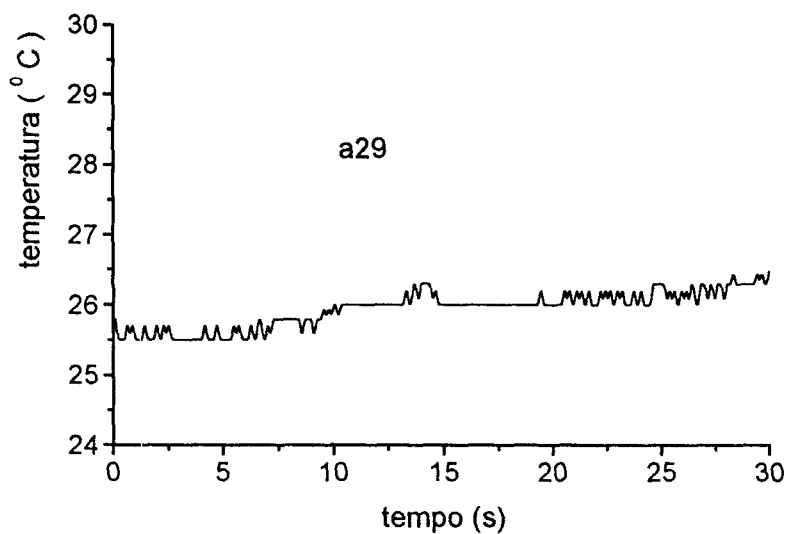


Gráfico 62 – Variações de temperatura do pré-molar (A210) durante a polimerização da resina por *laser* de argônio por 20 seg.

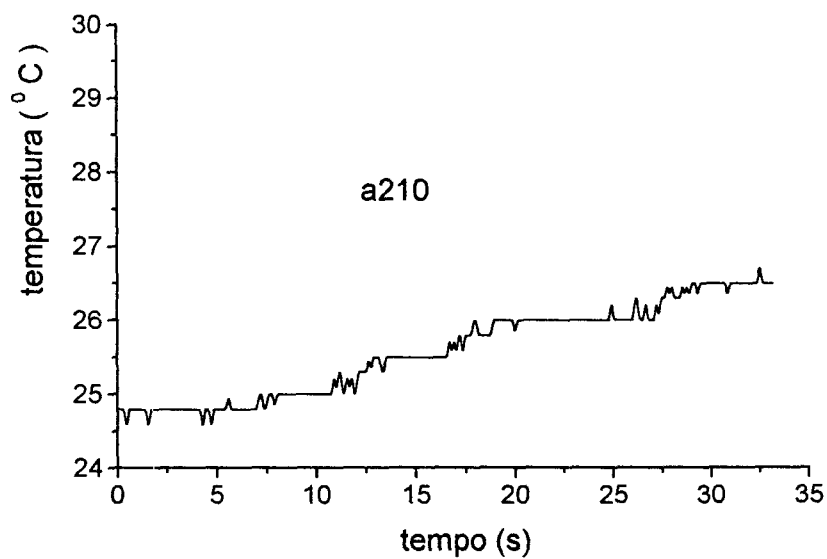


Gráfico 63 – Variações de temperatura do pré-molar (A211) durante a polimerização da resina por *laser* de argônio por 20 seg.

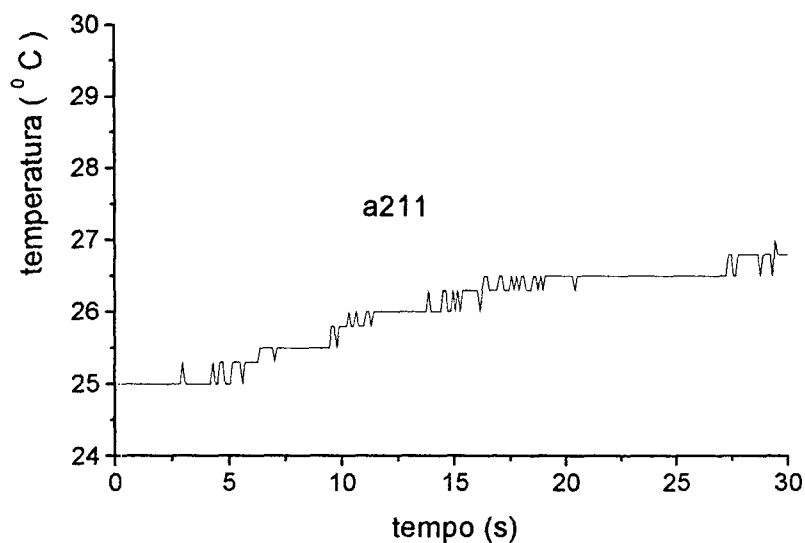


Gráfico 64 – Variações de temperatura do pré-molar (A212) durante a polimerização da resina por *laser* de argônio por 20 seg.

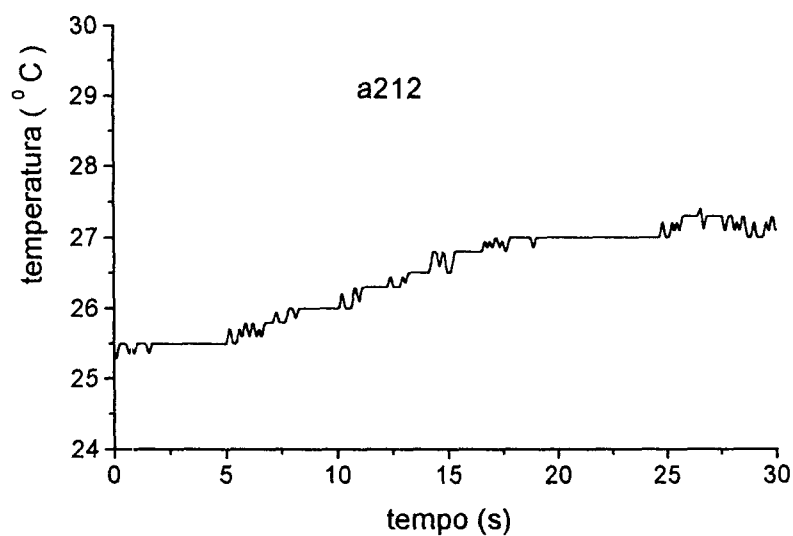


Gráfico 65 – Variações de temperatura do pré-molar (A213) durante a polimerização da resina por *laser* de argônio por 20 seg.

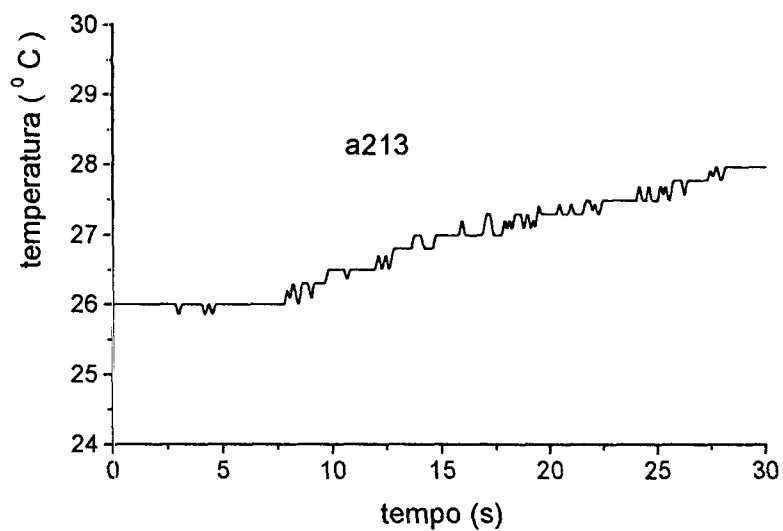


Gráfico 66 – Variações de temperatura do pré-molar (A214) durante a polimerização da resina por *laser* de argônio por 20 seg.

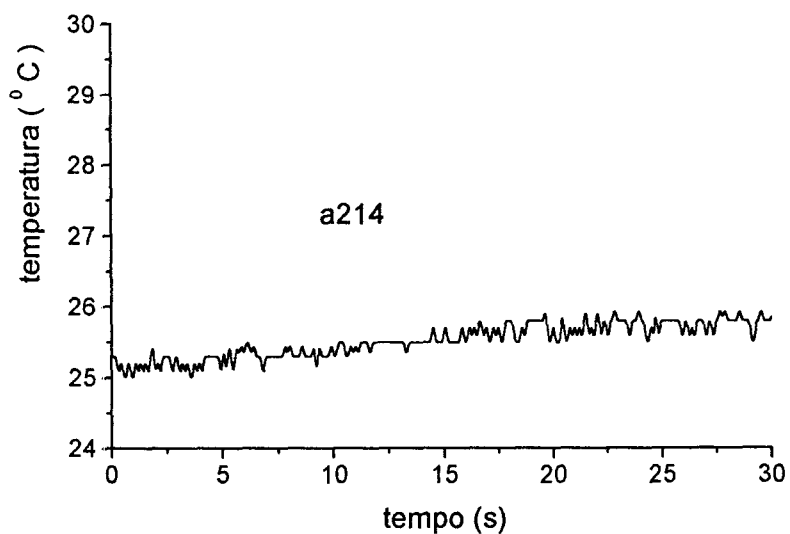
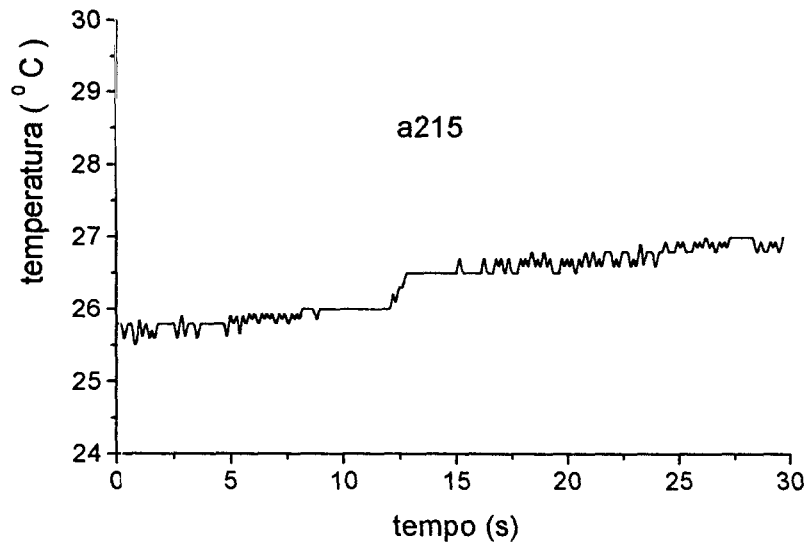


Gráfico 67 – Variações de temperatura do pré-molar (A215) durante a polimerização da resina por *laser* de argônio por 20 seg.



GRUPO A 10

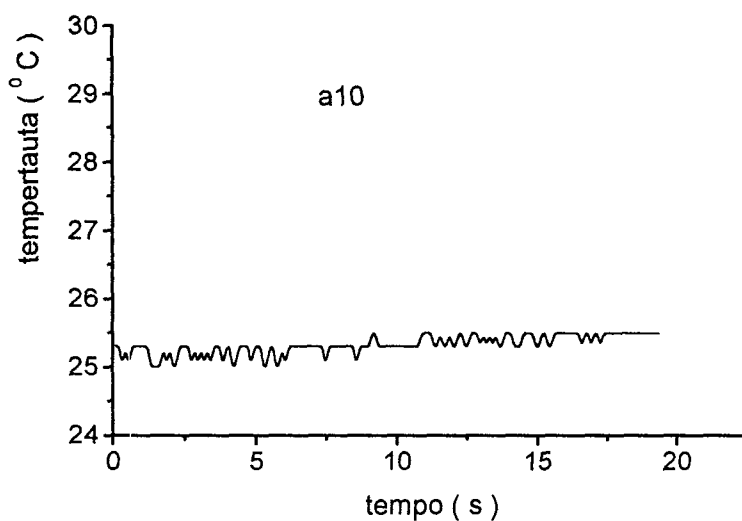
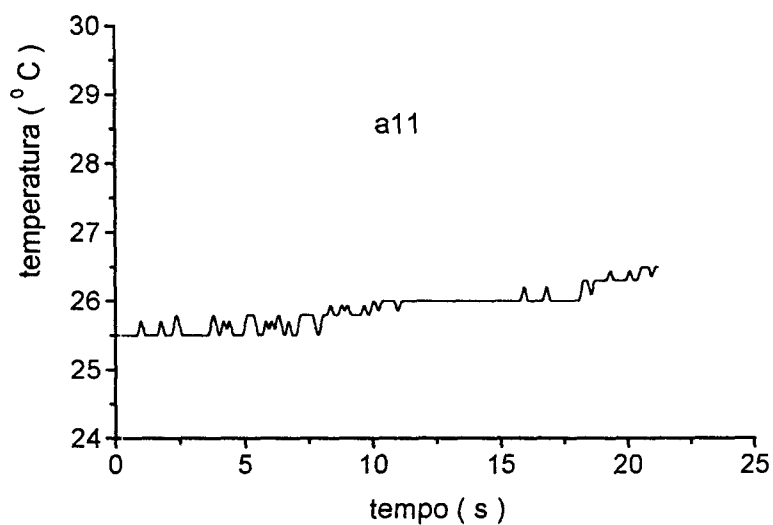
Gráfico 68 – Variações de temperatura do pré-molar (A10) durante a polimerização da resina por *laser* de argônio por 10 seg.**Gráfico 69** – Variações de temperatura do pré-molar (A11) durante a polimerização da resina por *laser* de argônio por 10 seg.

Gráfico 70 – Variações de temperatura do pré-molar (A12) durante a polimerização da resina por *laser* de argônio por 10 seg.

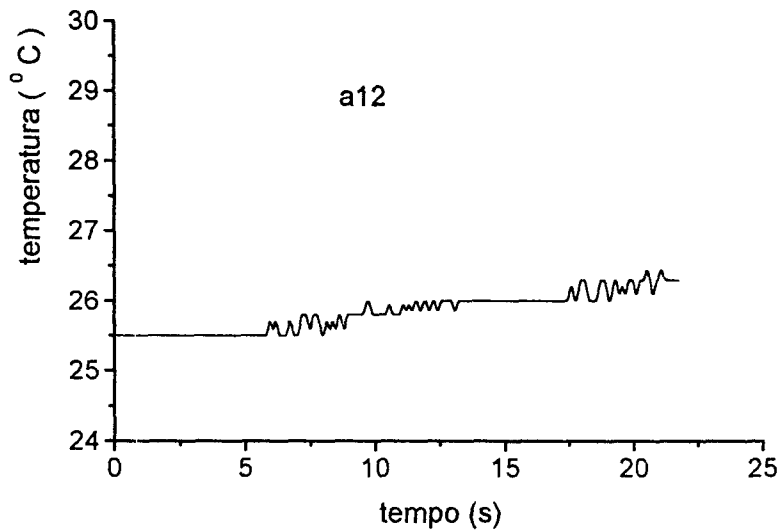


Gráfico 71 – Variações de temperatura do pré-molar (A13) durante a polimerização da resina por *laser* de argônio por 10 seg.

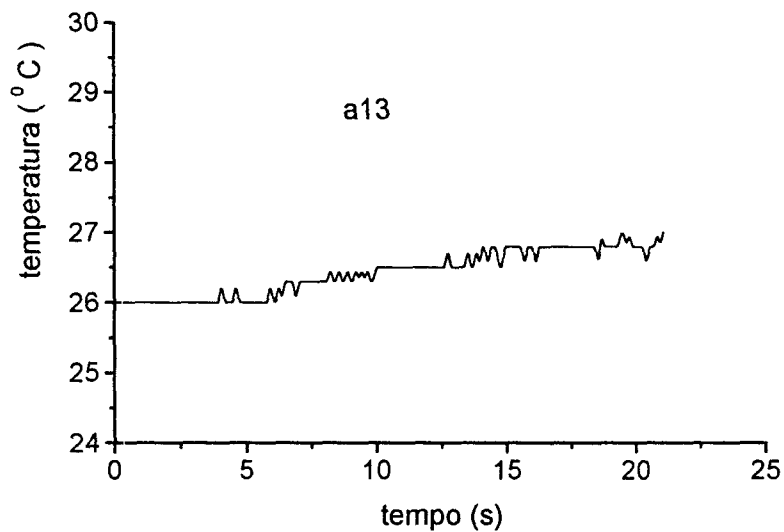


Gráfico 72 – Variações de temperatura do pré-molar (A14) durante a polimerização da resina por *laser* de argônio por 10 seg.

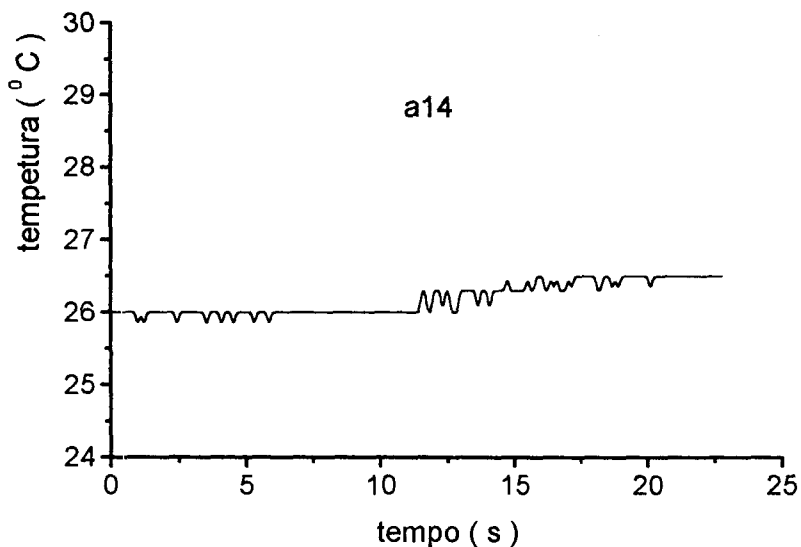


Gráfico 73 – Variações de temperatura do pré-molar (A15) durante a polimerização da resina por *laser* de argônio por 10 seg.

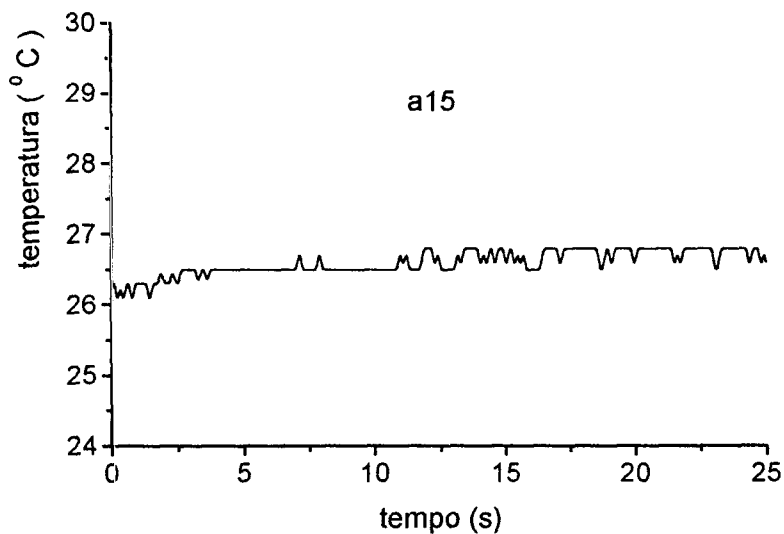


Gráfico 74 – Variações de temperatura do pré-molar (A16) durante a polimerização da resina por *laser* de argônio por 10 seg.

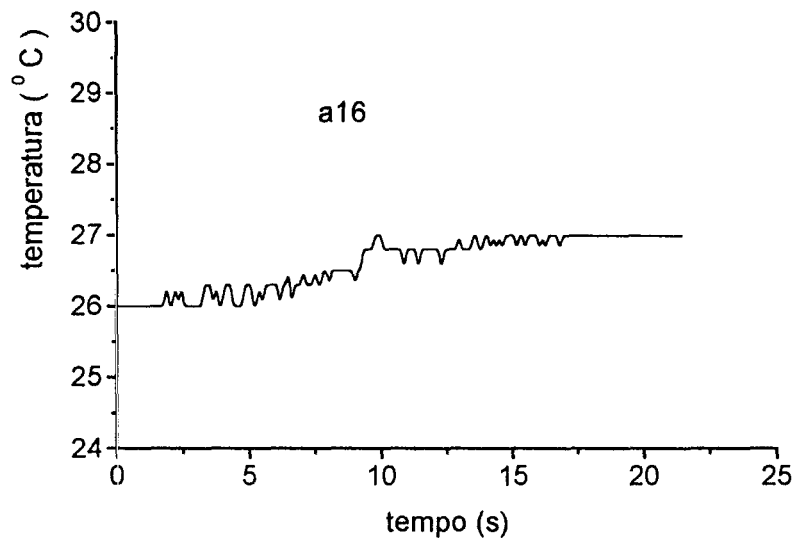


Gráfico 75 – Variações de temperatura do pré-molar (A17) durante a polimerização da resina por *laser* de argônio por 10 seg.

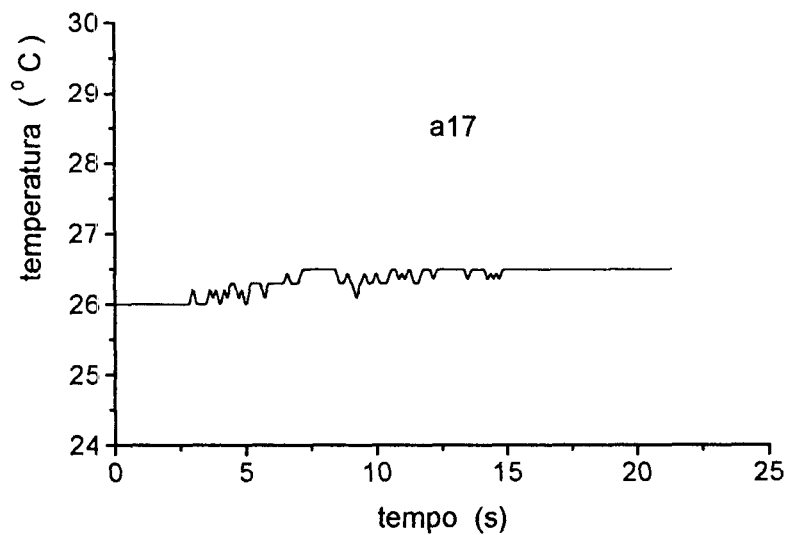


Gráfico 76 – Variações de temperatura do pré-molar (A18) durante a polimerização da resina por *laser* de argônio por 10 seg.

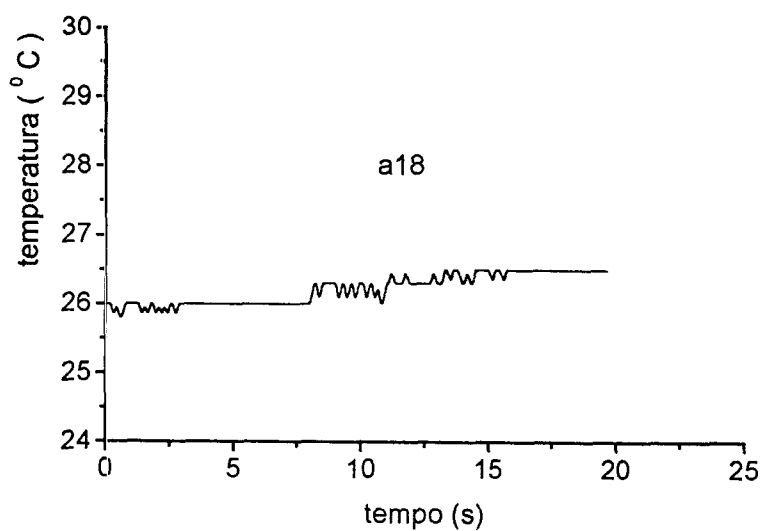


Gráfico 77 – Variações de temperatura do pré-molar (A19) durante a polimerização da resina por *laser* de argônio por 10 seg.

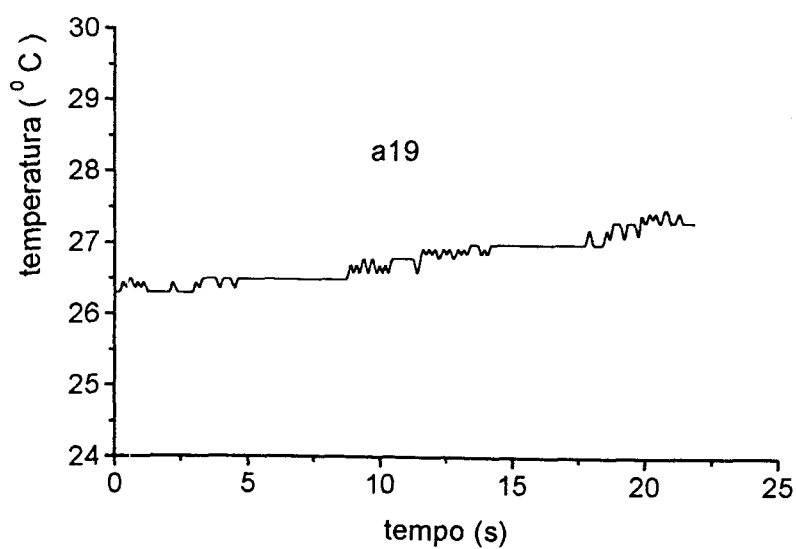


Gráfico 78 – Variações de temperatura do pré-molar (A110) durante a polimerização da resina por *laser* de argônio por 10 seg.

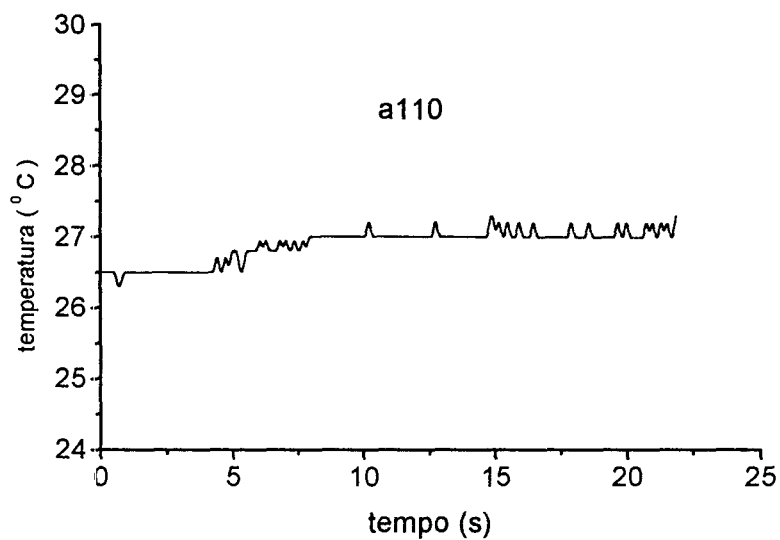


Gráfico 79 – Variações de temperatura do pré-molar (A111) durante a polimerização da resina por *laser* de argônio por 10 seg.

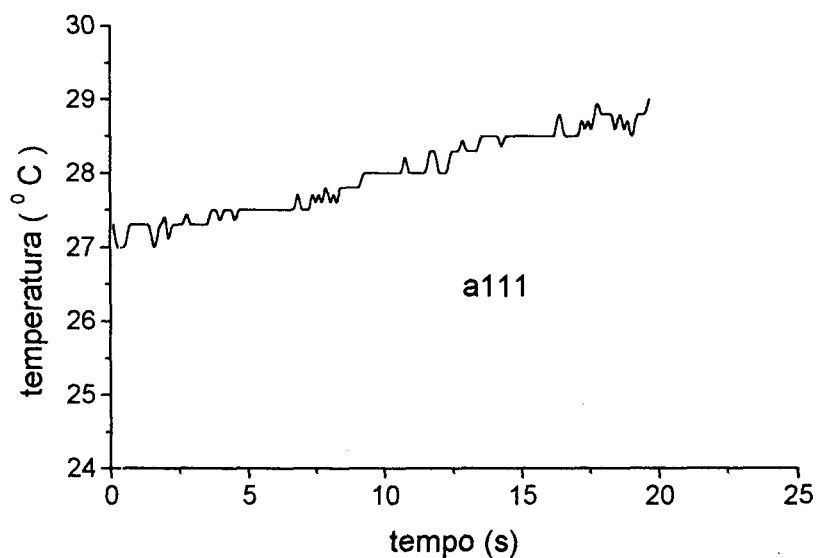


Gráfico 80 – Variações de temperatura do pré-molar (A112) durante a polimerização da resina por *laser* de argônio por 10 seg.

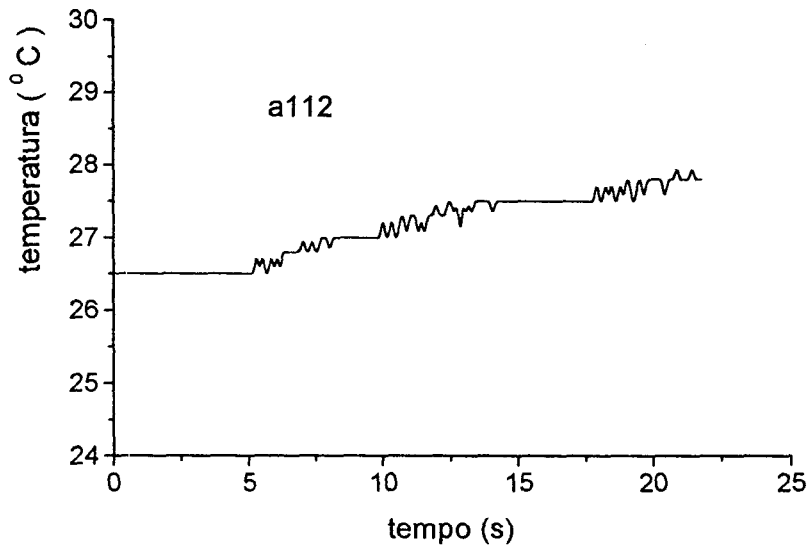


Gráfico 81 – Variações de temperatura do pré-molar (A113) durante a polimerização da resina por *laser* de argônio por 10 seg.

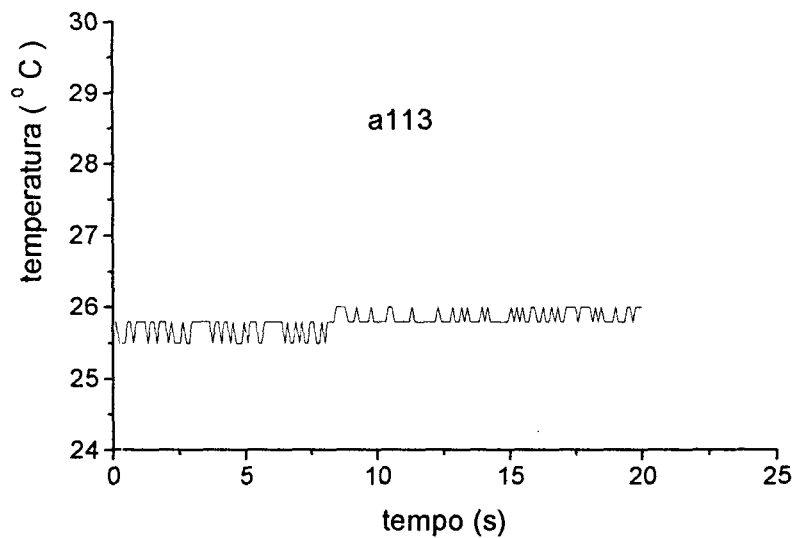
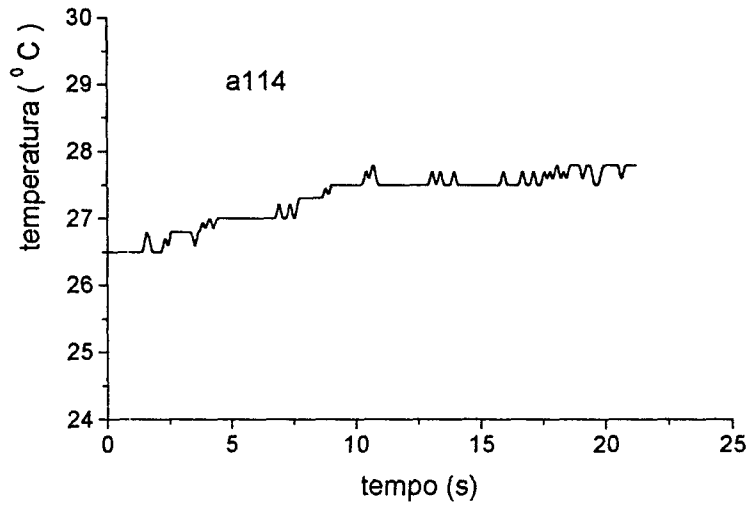


Gráfico 82 – Variações de temperatura do pré-molar (A114) durante a polimerização da resina por *laser* de argônio por 10 seg.



APÊNDICE B**Tabela 18** - Resultado dos ensaios de resistência à adesão - força (kgf) por deslocamento (mm) do Grupo H20.

Amostra	Corpo-de-prova Número	Carga de Adesão	
		(N)	(kgf)
Grupo H 20	H1	38,2	3,90
	H2	48,0	4,90
	H3	44,1	4,50
	H4	45,1	4,60
	H5	68,2	6,95
	H6	69,1	7,05
	H7	65,7	6,70
	H8	66,7	6,80
	H9	46,6	4,75
	H10	73,1	7,45
	H11	41,7	4,25
	H12	62,8	6,40
	H13	42,7	4,35
	H14	41,2	4,20
	H15	42,2	4,30

Tabela 19 - Resultado dos ensaios de resistência à adesão - força (kgf) por deslocamento (mm) do Grupo H40.

Amostra	Corpo-de-prova Número	Carga de Adesão	
		(N)	(kgf)
Grupo H 40	H16	34,3	3,50
	H17	60,3	6,15
	H18	39,7	4,05
	H19	41,2	4,20
	H20	50,0	5,10
	H21	58,4	5,95
	H22	26,0	2,65
	H23	22,6	2,30
	H24	24,5	2,50
	H25	30,4	3,10
	H26	44,1	4,50
	H27	47,1	4,80
	H28	33,8	3,45
	H29	37,3	3,80
	H30	34,3	3,50

Tabela 20 - Resultado dos ensaios de resistência à adesão - força (kgf) por deslocamento (mm) do Grupo A40.

Amostra	Corpo-de-prova Número	Carga de Adesão	
		(N)	(kgf)
Grupo A 40	A41	25,0	2,55
	A42	32,4	3,30
	A43	39,2	4,00
	A44	29,4	3,00
	A45	46,6	4,75
	A46	29,4	3,00
	A47	38,2	3,90
	A48	38,2	3,90
	A49	35,3	3,60
	A410	60,8	6,20
	A411	35,8	3,65
	A412	53,4	5,45
	A413	26,5	2,70
	A414	34,3	3,50
	A415	23,0	2,35

Tabela 21 - Resultado dos ensaios de resistência à adesão - força (kgf) por deslocamento (mm) do Grupo A20.

Amostra	Corpo-de-prova Número	Carga de Adesão	
		(N)	(kgf)
Grupo A 20	A21	48,5	4,95
	A22	50,0	5,10
	A23	35,8	3,65
	A24	41,2	4,20
	A25	63,7	6,50
	A26	73,6	7,50
	A27	47,6	4,85
	A28	41,2	4,20
	A29	39,7	4,05
	A210	52,0	5,30
	A211	56,9	5,80
	A212	39,2	4,00
	A213	42,7	4,35
	A214	53,9	5,50
	A215	53,0	5,40

Tabela 22 - Resultado dos ensaios de resistência à adesão - força (kgf) por deslocamento (mm) do Grupo A10.

Amostra	Corpo-de-prova Número	Carga de Adesão	
		(N)	(kgf)
Grupo A 10	A10	42,7	4,35
	A11	39,2	4,00
	A12	41,2	4,20
	A13	47,1	4,80
	A14	30,4	3,10
	A15	34,3	3,50
	A16	37,3	3,80
	A17	47,6	4,85
	A18	36,3	3,70
	A19	35,8	3,65
	A110	29,4	3,00
	A111	30,9	3,15
	A112	38,6	7,00
	A113	36,3	3,70
A114	34,3	3,50	

APÊNDICE C

Tabela 23 - Resultados das avaliações do Índice de Remanescente de Adesivo (IRA), do Grupo A40.

Amostra	Corpo-de-prova	Índice do IRA			Índice do IRA		
		Data 16/06/2003			Data 23/06/2003		
		P1	P2	P3	P1	P2	P3
	A41	0	0	0	0	0	0
	A42	0	0	0	0	0	0
	A43	2	1	2	2	2	2
	A44	1	1	1	1	1	1
	A45	1	1	1	1	1	1
	A46	1	1	1	1	1	1
Grupo A 40	A47	1	1	1	1	1	1
	A48	0	0	0	0	0	0
	A49	3	3	3	3	3	3
	A410	2	1	2	2	2	2
	A411	1	1	1	1	1	1
	A412	1	1	1	1	1	1
	A413	1	1	1	1	1	1
	A414	1	1	1	1	1	1
	A415	1	1	1	1	2	1

Tabela 24 - Resultados das avaliações do Índice de Remanescente de Adesivo (IRA), do Grupo A20.

Amostra	Corpo-de-prova	Índice do IRA			Índice do IRA		
		Data 16/06/2003			Data 23/06/2003		
		P1	P2	P3	P1	P2	P3
	A21	1	1	1	1	1	1
	A22	1	1	1	1	1	1
	A23	3	3	3	3	3	3
	A24	3	3	3	3	3	3
	A25	3	3	3	3	3	3
	A26	2	2	1	2	2	2
Grupo A 20	A27	1	1	1	1	1	1
	A28	1	1	1	1	1	1
	A29	1	1	1	1	1	1
	A210	1	1	1	1	1	1
	A211	2	2	2	2	2	2
	A212	3	3	3	3	3	3
	A213	3	3	2	3	3	3
	A214	3	3	3	3	3	3
	A215	3	3	3	3	3	3

Vitória Eugênia Bismarck Carillo

COMISSÃO NACIONAL DE ENERGIA NUCLEAR (CNEEN)

Tabela 25 - Resultados das avaliações do Índice de Remanescente de Adesivo (IRA), do Grupo A40.

Amostra	Corpo-de-prova	Índice do IRA			Índice do IRA		
		Data 16/06/2003			Data 23/06/2003		
		P1	P2	P3	P1	P2	P3
	A10	0	0	0	0	0	0
	A11	2	1	1	1	1	1
	A12	2	1	1	1	1	1
	A13	2	1	1	1	1	1
	A14	3	3	3	3	3	3
	A15	2	2	1	2	2	2
Grupo A 10	A16	3	2	3	2	3	3
	A17	3	3	3	3	3	3
	A18	2	2	1	2	2	2
	A19	2	3	3	3	2	3
	A110	1	1	1	1	1	1
	A111	3	3	3	3	3	3
	A112	3	2	3	3	3	3
	A113	3	3	3	3	3	3
	A114	3	3	3	3	3	3

Tabela 26 - Resultados das avaliações do Índice de Remanescente de Adesivo (IRA), do Grupo H20.

Amostra	Corpo-de-prova	Índice do IRA			Índice do IRA		
		Data 16/06/2003			Data 23/06/2003		
		P1	P2	P3	P1	P2	P3
Grupo A 10	H1	0	0	0	0	0	0
	H2	3	3	2	3	3	3
	H3	1	1	1	1	2	1
	H4	3	3	3	3	3	3
	H5	0	0	0	0	0	0
	H6	3	3	3	3	3	3
	H7	1	2	1	1	1	1
	H8	3	3	3	3	3	3
	H9	1	1	2	1	1	1
	H10	2	2	2	1	2	2
	H11	2	2	2	2	2	2
	H12	3	3	3	3	3	3
	H13	2	2	1	2	2	2
	H14	2	1	1	1	1	1
	H15	2	2	2	2	2	2

Tabela 27 - Resultados das avaliações do Índice de Remanescente de Adesivo (IRA), do Grupo H40.

Amostra	Corpo-de-prova	Índice do IRA			Índice do IRA		
		Data 16/06/2003			Data 23/06/2003		
		P1	P2	P3	P1	P2	P3
Grupo H40	H16	1	1	1	1	1	1
	H17	1	1	1	1	1	1
	H18	3	3	2	3	3	3
	H19	3	3	3	3	3	3
	H20	2	1	2	1	2	2
	H21	3	3	3	3	3	3
	H22	1	1	2	2	1	1
	H23	1	1	1	1	1	1
	H24	2	2	2	2	2	2
	H25	3	3	3	3	3	3
	H26	1	1	1	2	1	1
	H27	1	1	1	1	1	1
	H28	1	1	1	1	1	1
	H29	2	2	2	2	2	2
	H30	1	1	1	1	1	1

APÊNDICE D

NORMAS DE SEGURANÇA

A utilização segura do *laser* depende do conhecimento dos princípios físicos que regem o funcionamento de cada *laser*, assim como sua interação com os diferentes tecidos. Além disso, há necessidade de um treinamento apropriado do operador do equipamento, o qual deve também ter amplo conhecimento do protocolo de operação (normas de segurança, etc).

Os principais riscos da utilização de *laser* nas áreas biomédicas são:

1. Em função do equipamento em si, cujas as normas para segura operação e manutenção são similares à de quaisquer equipamentos elétricos e eletrônicos. Uma vez que a maior parte dos *lasers* usa fontes de alta voltagem, que contêm grandes capacitores, existe perigo de eletro choque. Durante o funcionamento, perigo de explosão, liberação de substâncias tóxicas e produção de raios-x, entre outros, devem ser considerados, dependendo do tipo de *laser* em uso.

2. Em função da incidência direta ou indireta do feixe de *laser* fora da região desejada, onde os principais alvos biológicos são os olhos, e de menor importância, a pele. Neste caso, as normas internacionais de máxima exposição permissível devem ser observadas.

3. Em função das características patológicas do tecido irradiado, já que pode ocorrer inalação da pluma de vaporização do tecido alvo, e esta pode carregar células ainda viáveis. Em procedimentos cirúrgicos este risco é minimizado através da aspiração por bomba de vácuo e utilização de máscaras cirúrgicas.

Danos aos olhos do operador, do paciente e de outras pessoas que estiverem no mesmo ambiente, podem ocorrer por emissão direta da *luz laser* ou pela reflexão de uma superfície especular, como instrumentais.

O sítio de injúria é diretamente dependente da absorção seletiva de vários comprimentos de onda por estruturas específicas dos olhos. O dano primário nos tecidos oculares, resultantes de um acidente com a radiação *laser* é a queimadura da retina ou da córnea.

A radiação luminosa proveniente da região do ultravioleta pode ser lesiva à córnea, esclera e cristalino, pois é absorvida nestes tecidos e não atinge a retina. O visível e o infravermelho próximo, por sua vez, são focalizados próximo à retina ou sobre ela, havendo uma amplificação da radiação. Estes comprimentos de onda, ao passarem pela pupila e cristalino, são focalizados, aumentando a sua concentração na retina em cerca de 100.000 vezes.

A injúria na córnea é normalmente superficial, envolvendo o seu epitélio, que apresenta uma alta taxa metabólica, reparando-se rapidamente. Entretanto, se camadas mais profundas forem afetadas, com dano severo à córnea, ocorrerá perda de visão.

A percepção de injúria das estruturas oculares são diferentes, isto é, o tecido mais superficial do olho é muito sensível a materiais estranhos ou mesmo à radiação luminosa. No cristalino não há receptores de dor e injúrias provocadas pela radiação ultravioleta (UVA) podem permanecer desaparecidas por muitos anos. A retina também não apresenta receptores de dor.

A perda permanente da visão somente ocorre, se o feixe *laser* incidir no centro da visão, ou seja, se a radiação *laser* for direcionada nos olhos e focalizada na fóvea. Se infelizmente o feixe de luz *laser* sofrer reflexão e incidir periféricamente, uma queimadura na retina poderá ocorrer.

Desta forma, precauções devem ser tomadas ao se manipular uma fonte de luz *laser*, ou mesmo, ao se presenciar sua manipulação.

A exposição máxima permissível é definida como o nível de radiação *laser*, o qual, em circunstâncias normais, as pessoas podem ser expostas sem que sofram efeitos adversos. Os valores para os vários tecidos diferem entre si, dependendo do comprimento de onda empregado, duração do pulso, assim como, o tempo de interação *laser*/tecido alvo.

As normas de segurança visam reduzir todos os níveis de exposição abaixo do máximo permissível. O protocolo britânico (1983), BS 4803, intitulado "Segurança da Radiação Proveniente de Produtos e Sistemas *Lasers*" contém regras para a adequada utilização destes sistemas. Além deste protocolo podemos salientar o DHSS (1985). "Guia de Utilização Segura de *Lasers* na Prática Médica "

A American National Standards Institute (ANSI) e a Safety and Health Administration (OSHA) descrevem padrões gerais e clínicos que servem como guia para o uso seguro de *lasers* em Odontologia e Medicina.

Para a escolha de local e instrumental apropriados, assim como, pessoal de apoio qualificado para utilização dos sistemas *lasers*, há necessidade de conhecimento dos recursos a serem empregados e evitados durante o procedimento.

A – Procedimentos Básicos para segurança

A . 1- Protetores Oculares

A utilização de óculos protetores pelo operador e paciente, assim como, pelos demais presentes no local é imprescindível. Diferentes comprimentos de onda requerem a utilização de diferentes óculos protetores.

A densidade óptica é um dos mais importantes fatores a serem considerados na escolha de um óculos protetor. A densidade óptica especifica o grau de atenuação da radiação incidente dado por um material óptico, de forma a reduzir a exposição dos tecidos oculares a níveis relativamente seguros. Por exemplo, para o *laser* de CO₂ (10,6 μ m) são empregados óculos com lentes plásticas transparentes ou de quartzo. O *laser* de Nd:YAG (1,06 μ m), por sua vez, requer óculos com lentes azul / verde e o *laser* de argônio, dependendo da sua faixa de emissão compreende a utilização de protetores de coloração laranja / amarelo.

A . 2- Materiais Refletores

A utilização de instrumentos refletores devem ser evitadas. Estes materiais devem receber uma pigmentação escura ou opaca a fim de evitar a reflexão do feixe *laser* incidente.

A . 3- Materiais Inflamáveis

Produtos inflamáveis como o cloreto de polivinila (PVC) utilizados em tubos endotraqueais devem ser substituídos, assim como deve se ter cuidado com a mistura anestésica empregada. Especial atenção é necessária com relação a outros produtos inflamáveis a serem utilizados durante a manipulação de sistemas *laser* para evitar o risco de fogo.

A . 4- Aspiração dos Produtos no Ambiente

Aspiração constante através de uma bomba de vácuo deve ser realizada durante o procedimento a fim de evitar a inalação de produtos provenientes da vaporização tecidual, além de minimizar os efeitos térmicos produzidos. Além disto, máscaras cirúrgicas devem ser utilizadas pela equipe.

A . 5- Placa de Advertência

A manipulação do aparelho deve ser realizada em ambiente fechado, empregando-se sempre uma placa de aviso externa a fim de impedir a entrada de pessoas não qualificadas ou desavisadas no local.

APÊNDICE E

TABELA DE FATORES DE CONVERSÃO

Para converter de	Para	Multiplicar por
Força		
Quilogramas força	Libras	2,2046
Quilogramas força	Newtons	9,807
Libras	Quilogramas força	0,4536
Libras	Newtons	4,448
Newtons	Quilogramas força	0,1020
Newtons	Libras	0,2248
Força por unidade de área		
psi	MPa(MN/m ²)	0,006895
psi	kgf/cm ²	0,0703
kgf/cm ²	MPa(MN/m ²)	0,09807
kgfcm ²	psi	14,2233
MN/m ²	psi	145,0
MN/m ²	kgf/cm ²	10,1968

Transformar Newton em MPa

$$F(\text{MPa}) = 0,09807 \times \frac{F(\text{Newton}) \times 0,102}{A (\text{cm}^2)}$$

9. REFERÊNCIAS BIBLIOGRÁFICAS

9. REFERÊNCIAS BIBLIOGRÁFICAS

- ABDULLAH, M. S. B. ; ROCK, W. P. Effect of etch and debond times on orthodontic brackets bonds. **J. Dent. Res.** v. 74, p.461,1995.
- AGUIRRE,M.J.; KING ,G.J.; WALDRON, J.M. Assessment of bracket placement and bond strength when comparing direct bonding to indirect loding techniques **Am.J. Orthod.**, v.82, n.4, p. 269-276, Oct. 1982.
- ANIC, I. PAVELIC,B.; PERIC,B.; MATSUMOTO,K.; In vitro pulp chamber temperature rises associated with the argon laser polymerization of composite resin. **Laser Surg Med.** v.19, p. 438-44. Apr. 1996.
- ARTUN, J.; BERGLAND, S. Clinical trials with crystal growth conditioning as an alternative to acid – etch enamel pretreatment. **Am. J. Orthod. Dentofacial Orthop.** v. 85, n. 4, p. 333-40, Apr. 1984.
- BISHARA, S. E.; VON WALD, L.; OLSEN, M. E.; LAFFOON, J. F. Effects of time on the shear bond strength of glass – ionomer and composite orthodontic adhesives. **Am. J. Orthod. Dentofacial Orthop.** v. 117, n. 6, p. 616-20, Dec. 1999.
- BISHARA, S. E.; VON WALD, L.; OLSEN, M. E.; LAFFOON, J. F.; JAKOBSEN, J. R. Effect of light – cure time on the initial shear bond strength of a glass – ionomer adhesive. **Am. J. Orthod. Dentofacial Orthop.** v. 117, n. 2, p. 164-8, Feb.2000.
- BLANKENAU, R. J.; KELSEY, W. P.; POWELL, G. L.; CAVEL, W. T.; ANDERSON , D.M. power density and external temperature of laser treated root canals. **J. Clin Laser Med Surg**, v.12, n. 1, p.17-9, 1994.
- BRENNEISE, C. V.; BLANKENAU, R. J. Soft tissues response when exposed to argon laser resin polimerization. **J Dent Res, Chicago**, v. 74, p.230, 1995. (resumo n. 1748).
- BROWN, W. S.; DENEY, A.; JACOBS, H. R. Thermal properties of teeth. **Dent Res**, v.49, n.4, p. 752-5, July / Aug.1970.
- BRYANT, S.; RETIEF, D. H. ; RUSSELL, C. M.; DENYS, F. R. Tensile bond strength of orthodontic bonding resins and attachments to etched enamel. **Am. J. Orthod. Dentofacial Orthop.** v.92, n.3, p.225-31, Sep. 1987.

- BUONOCORE, M. G. A simple method of increasing the adhesion of acrylic filling materials to enamel surfaces. **J. Dent. Res.** v.34, n.6, p.849-53, Dec. 1955
- COBB, D. S.; DDERICH, D. N.; GARDNER, T. V. In vitro temperature change at the dentin pulpal interface by using conventional visible light versus argon laser. **Lsers Surg. Med**, New York, v. 26, n.4 p. 386-397, 2000.
- COMPTON, A. M.; MEYERS, C.E.; HONDRUN, S.O.; LORTON,L. Comparison of the shear bond strenght of a light-cured glass ionomer and a chemically cured glass inomer for use as an orthodontic bonding agent. **Am.J.Orthod. Dentofac. Orthop.**, v.101, n.2, p. 138-144, Feb. 1992.
- COOK, P. A. Direct bonding with glass ionomer cement **J. Clin. Orthod.** v. 24, n.8, p.509-11, Aug.1990.
- DAVIS, E. L.; JOYNT, R. B.; MacDONALD, A. Evaluation of glass ionomer cements as luting agents for orthodontic bracket. **J. Dent. Res.** v.67, p.360, 1988.
- DEAN, J.T. **A direct bonding system for orthodontic attachment.**, 1972. Tese (Doutorado) University School of Graduat Dentistry, Boston.
- DIEDRICH, P. Enamel alterations from bracket bonding and debonding; A study with the scanning electon microscope. **Am. J. Orthod.** v.79, n.5, p.500-22, May. 1981.
- DOCKTOR, M. H. Esthetics and the argon *laser*. **J. Esthet Dent. Hamilton**, v. 6, n. 2, p. 77-82, 1994.
- DOMINGUEZ – RODRIGUEZ , G. C.; CARVALHO, P. A. L.; HORLINA, R. F.; BONFIM, R. A.; VIGORITO, J. W. Avaliação in vitro da resistência à tração de dois sistemas adesivos usados na colagem de braquetes metálicos com resina pré-incorporada à base. **Ortodontia.** 36(3): 8-14, 2003.
- EBERHARD, H.; HIRSCHFELDER, U.; SINDEL, J. Kompomere – eine neue bracket kleber generation in der kieferorthopãdie. **J. Orofac. Orthop.** v. 58,n.1, p. 62-9, Feb. 1997.
- EINSTEIN, A. Zur quantum theorie der strhlung. **Phys Z**, v.18, p. 121, 1917 apud CARRUTH, England: Adam Hilger, 1986.
- EVANS,R.; OLIVER, R. Orthodontic bonding using glass ionomer cement: an *in vitro* study. **Eur.J.Orthod.**, v.13, n.6, p. 493-500, Dec. 1991.

- FAUST, J.B., GREGO, G.N., FAN, P.L.; POWERS, J.M. Penetration coefficient, tensile strength and bond strength of thirteen direct bonding orthodontic cements. **Am.J.Orthod.**, v.73, n.5, p.512-525, May 1978.
- FISCHER – BRANDIES, H.; TRÄGNER-BORN, J. Les ciments aux verres ionomères utilisés comme matériaux de fixation en orthodontie . **Orthod. Fr.** v.60, n.2, p.827-34, 1989.
- FLEMING, M. G.; MAILLET, W. A . A photopolymerization of composite resin using the argon laser . **J Can Dent Assoc**, Ottawa, v. 65, n. 8, p. 447-450, Sept. 1999.
- FRENTZEN, M.; KOORT, H. J. *Lasers in dentistry: new possibilities with advancing laser technology?*. **Int Dent J**, Bonn, v. 40, n.6, p. 323-331, Dec.1990
- GAFHARI, J.; SKANCHY, T.L.; MANTE, F. Shear bond strengths of two ceramic brackets. **J. Clin. Orthod**, v. 26, n. 8, p 491-493, Aug. 1992.
- GORDON, J.P.; ZEIGER, H. J.; TOWNES, C.H. The maser: new type of microwave amplifier, frequency standard, and spectrometer. **Phy. Ver**, v.99, n.4, p. 1264-74, Aug.1955.
- GUZMAN, R.; FAUST, J. B POWERS, J. P. Handling characteristics and bond strength of eighth direct bonding orthodontic cements. **J. Clin Orthopd.**, v. 14 n. 9, p. 631-636, Sept. 1980.
- KINCH, A. P.; TAYLOR, H.; WARLTIER, R.; OLIVER, R. G.; NEWCOMBE, R.G. A clinical trial comparing the failure rates of directly bonded brackets using etch times of 15 or 60 seconds. **Am . j. Orthod. Dentofacial Orthop.** v.94, n.6, p. 476-83, Dec. 1988.
- KUMAZAKI, M. Results of etching with Er:YAG laser. In: INTERNATIONAL CONGRESS ON LASER IN DENTISTRY, Aug. 6-8, 1992. Salt lake City,. **Proceedings. s.I. International Society of Lasers in Dentistry.** 1992. p.141-2.
- KUTSCH, V. K. *Lasers in dentistry: comparing wave lights.* **J. am Dent Assoc**, Chicago, v. 124, n. 2, p. 49-54, Feb. 1993.
- KUSY, R.P. Commentary on Dr. Wiltshires article: When is stronger better? **Am. J. Orthod. Dentofacial Orthop.** V. 106, n. 2, p. 17A, Aug. 1994.
- LALANI, N.; FOLEY, T. F.; VOTH, R.; BANTING, D.; MAMANDRAS, A. Polymerization with the argon laser: curing time and shear bond strength. **Angle Orthod.** V. 70, n.1, Feb. 2000.

- LAUNAY, Y.; MORDON, S.; BRUNETAUD, J.M.; MOSCHETTO, Y. Thermal effects of laser on dental tissues. **Lasers Surg Med**, New York, v.7, n.6, p. 473-477, 1987.
- LEE, S. Y.; CHIU, C. H.; BOGHOSIAN, A. ; GREENER, E. H. Radiometric and spectroradiometric comparison of power outputs of five visible light-curing units. **J. Dent**, Bristol, v. 21, n. 6, p. 373-377, Dec. 1993.
- MAIMAM T. H. Stimulated optical radiation in rubi. **Nature**, v. 187, n. 4736, p. 493-4. Aug.1960.
- MATASA,C. G. Adhesion and its ten commandments. **Am. J. Orthod. Dentofacial Orthop.** v.95, n.4, p.355-6, April.1989.
- MCCAGHREN, R. A.; RETIEF, D. H.; BRADLEY, E. L.; DAVIS, F. R. Shear bond strength of light – cured glass ionomer to enamel and dentin. **J. Dent. Res.** v. 69, n.1, p. 40-5, Jan,1990.
- McCOURT, J. W.; COOLEY, R. L.; BARNWELL, S. Bond strength ligh - cure fluoride-releasing base-liners as orthodontic bracket adhesives. **Am. J. Orthod. Dentofacial Ortop.** v.100, n.1, p.47-52, July 1991.
- MEEHAN, M. P.; FOLEY, T. F.; MAMANDRAS, A. H. A composite of the shear bond strengths of two glass ionomer cements. **Am. J. Orthod. Dentofacial. Orthop.** v. 115, n. 2, p. 125-32, Feb. 1999.
- MERCER, C. Composite curing temperatures achieved with halogen, Laser and Plasma light sources. **J Oral Laser Appl**, Viena, v. 1, p. 17, Summer 2001, Suplemento (resumo).
- MIGUEL, J. A. M.; ALMEIDA,M.A.A.; CHEVITARESSE, O. Clinical comparison between a glass ionomer cement and a composite for direct bonding of orthodontic brackets. **Am. J. Orthod Dentofac Orthop.**, v. 107, n.5, p. 484-487, May 1995.
- MILLER, J, R. Commentary: basic concepts concerning brackets failure research. **Angle Orthod.** V. 67, n. 3, p. 167-182, June 1997.
- MIRANDA JR. , W. G.; MORAES, M. L. Avaliação da resistência à tração e ao cisalhamento de bráquetes de soldagem jateados, e de tela, cimentados com resinas compostas. In: **Reunião Anual da Sociedade Brasileira de Pesquisas Odontológicas**, Águas de São Pedro, 1993. Anais SBPqO, p. 140, 1993.
- MITCHELL, D.L. Bandless orthodontic bracket. **J. Am Dent Assoc**, v. 74, n.1, p. 103-110, Jan. 1967.

- MURRAY, G.A.; YATES, J.L. A comparison of the bond strengths of composite resins and glass ionomer cements. **J. Pedod.** v.8, n.2, p.172-7, 1984.
- NEWMAN, G. V. Epoxy adhesive for orthodontic attachments: Progres Report. **Am. J. Orthod.**, v.51,n.12,p.901-912, Dec. 1965.
- OKASAKI, L. K.; ALMEIDA, R. R.; MARTINS, D. R. Comparative study of seven direct bonding orthodontic cements.**Ortodontia**, v. 12, n. 1, p. 16-15, Jan-Abr 1980.
- ÖSTMAN-ANDERSSON, E.; MARCUSSON. A. Comparative studies of the enamel surface appearance following the use of glass ionomer cement and a diacrylate resin for bracket bonding. **Swed. Dent J.** v. 17, n.4, p.139-46, Apr. 1993.
- PICK. R. M. Using *lasers* in clinical dental pratice. **J. Am Dent Assoc**, Chicago, v. 124, n. 2, p. 37-47, Feb, 1993.
- PINHEIRO, A. L. B.; FRAME, J. W. Laser em Odontologia. Seu uso atual e perspectivas futuras. **RGO**, Porto Alegre, v.40, n.5, p.327-332, Set/Out. 1992.
- POLONIATO, M. **Avaliação da resistência flexural, dureza e desgastes de resinas compostas fotoativadas com luz halógena e laser de argônio em diferentes atmosferas** 1998. Tese (Doutorado em Materiais Dentários) – Faculdade de Odontologia, Universidade de São Paulo, São Paulo.
- POWELL, G. L.; MORTON, T. H.; WHISE NANT, B. K. Argon laser oral safety paramenters for teeth. **Laser Surg Med**, v. 13, n.5, p. 548-55, 1993.
- POWELL, G. L.; BLANKENAU, R. J. Laser curing of dental materials. **J Oral Laser Appl**, Viena, v. 1, n.1, p. 7-11, 2001.
- RETIEF,O.H. Failure at the dental adhesive etched enamel interface. **J.Oral Rehabil**, v.1, n.3, p. 265-284, July 1974.
- REYNOLDS, I.R. A review of direct orthodontic bonding. **Br. J. Orthod.** v.2, n. 3, p.171-8, Jul.1975.
- REZICH, P. M.; PANMNETON, M. J.; BARKMEIER, W. W. In vitro evolution of fluoride and non – fluoride releasing orthodontic adhesives on bracket bond strenght. **J. Dent. Res.** V. 67, SI, [Abst. 1594]. P 312, 1993.
- RODE, K. M.; LLORET, P. R.; TURBINO, M. L.; EDUARDO, C. P. Determination of the optimun curing distance for composite resin using the argon laser. **J Oral Laser Appl**, Viena, v. 1, p. 47, 2001. Suplemento. (Resumo).

- SADLER, J. F. A survey of some commercial adhesives – Their possible application in clinical orthodontics. **Am. J. Orthod.** v.44, n.1, p. 65, Jan. 1958.
- SCHAWLOW, A. L.; TOWNES, C.H. Infrared and optical masers. **Phys Ver**, v.112, n. 6, p.1940 – 49, Dec.1958.
- SELTZU, S.; BENDER, I **The dental pulp Biologic consideration in dental procedures**, 3 ed. Philadelphia: Lippen cott, 1973. p. 201.
- SHANTHALA, B.M.; MUNSHI, A. K. Laser us visible – light arred composite usin: Na in vitro shear bond study. **J. Clin Ped Dent**, v. 19, n 2, p. 121-125, 2000.
- SWANSON, L.T. ; BECK, J. F. Factors affecting bonding to human enamel with special reference to a plastic adhesive. **J. Am Dent Assoc**, v. 61, p. 582-586, Nov. 1960.
- SIQUEIRA, FILHO, C.; ANSELMO, C." Eu existo", Banco de dentes da UMC – In: VII ENCONTRO DE PESQUISA DE INICIAÇÃO CIENTIFICA DA XXVI JORNADA ODONTOLÓGICA DA UMC – **Anais.** ISSN 1518-8418 – 2003.
- THIRTA, R.H.; DENNISON, J.B. POWERS, J.M. In Vitro depht of cure photo-activated composites. In. **Assoc., Dent. Res.**, v.60, p. 187 1982. (Resumo n. 78).
- THOMAS, R. L.; DERIJK, W. G.; EVANS, C. A. Tensile and shear stresses in the orthodontic attachment adhesive layer with 3D finite element analyses. **Am. J. Orthod. Dentofacial Orthodp.** V. 116, n. 5, p. 530-2, Nov. 1999.
- THOMPSON, R. E.; WAY, D.C. Enamel loss due to prophylasers and mutiple bonding/ debonding of orthodontic attachments. **Am. J. Orthod.** v. 79, n3, p. 282-95, Mar 1981.
- VARGAS, M. A .; COBB, D. S.; SCHIMT, J. L. Polimerization of composite resins: argon *lasers* us conventional light. **Oper Dente**, Washington, v. 23, p. 87-93, Mar/Apr. 1998.
- VERHEYEN, P. Photopolimerization with the argon *laser*. **J. Oral Laser Applic**, Viena, v.1, n. 1, p. 49-54, 2001.
- VIGORITO, J. W. **Ortodontia clínica preventiva**. 2.ed. São Paulo – Artes Médicas, 1986.
- WARD, G. J.; MIZRAHI, E.; CLEATON-JONES, P. E. Electothermal bonding: Shear bond strength of othodontic brackets after two weeks. **Br. J. Orthod.** v.25, n. 2, p. 123-6, May 1998.

- WEINBERGER; S.J. Bond strength of two ceramic bracket using argon laser, light and chemically cured resin system. **Angle Orthod.** v. 67.p.173-8, 1997.
- WANG, W. N.; LU, T. C. Bond strength with various etching times on young permanent teeth. **Am. J. Orthod. Dentofacial Orthop.** v. 100, n. 1, p. 72-9, Jul. 1991.
- WHITE, J.M.; GOODIS, H. E.; ROSE, C. M., DANIELS T.E. Effects of nd. YAG laser on pulps of extracted human teeth. In: INTERNATIONAL ASSOCIATION FOR DENTAL RESEARCH. General Session, 68, Mar. 7-11, 1994. Cincinatti, Chicago, J **Dent Res**, Abstract of papers. v. 69, p. 300, (Resumo n. 1534).
- WHITE, L. W. Glass ionomer cement. **J. Clin. Orthod.** v.20, n.6, p. 387-91, Jun. 1986.
- WILSON, A. D. ; KENT, B. E. A new translucent cement for dentistry. The glass ionomer cement. **Br. Dent J.** v. 132, n. 4, p. 133 – 5 , Feb. 1972.
- ZACHRISSON, B. U.; ARTUN, J. Enamel surface appearance after various debonding techniques. **Am. J. Orthod.** v. 75, n.2p.121-137, Feb. 1979.
- ZACK, L.; COHEN, G. Pulp response to externally applied heat. **Oral Surg Oral Med Pathol.**, v.19, n.4, p.515-30, Apr.1965.



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.