

PONTIFÍCIA UNIVERSIDADE CATÓLICA DO RIO GRANDE DO SUL  
FACULDADE DE ODONTOLOGIA  
PROGRAMA DE PÓS-GRADUAÇÃO EM CIRURGIA E TRAUMATOLOGIA  
BUCOMAXILOFACIAL - DOUTORADO

TELMO BANDEIRA BERTHOLD

**INFLUÊNCIA DOS FOTOATIVADORES PAC E QTH NA POLIMERIZAÇÃO  
DA RESINA COMPOSTA E NA GERAÇÃO DE CALOR**

Porto Alegre -2005

**PONTIFÍCIA UNIVERSIDADE CATÓLICA DO RIO GRANDE DO SUL**  
**FACULDADE DE ODONTOLOGIA**  
**PROGRAMA DE PÓS-GRADUAÇÃO EM CIRURGIA E TRAUMATOLOGIA**  
**BUCOMAXILOFACIAL - DOUTORADO**

**TELMO BANDEIRA BERTHOLD**

**INFLUÊNCIA DOS FOTOATIVADORES PAC E QTH NA POLIMERIZAÇÃO DA**  
**RESINA COMPOSTA E NA GERAÇÃO DE CALOR**

Tese apresentada como parte dos requisitos obrigatórios para obtenção do título de doutor em Odontologia, pela Pontifícia Universidade Católica do Rio Grande do Sul, na área de concentração em Cirurgia e Traumatologia Bucomaxilofacial.

Orientador: Prof. Dr. Ernani Menezes Marchioro

Porto Alegre

2005

DADOS INTERNACIONAIS DE CATALOGAÇÃO NA PUBLICAÇÃO (CIP)

B542i      Berthold, Telmo Bandeira  
              Influência dos fotoativadores PAC e QTH na polimerização da resina  
              composta e na geração de calor / Telmo Bandeira Berthold. – 2005.  
              112 f. : il.

              Tese (Doutorado) – Pontifícia Universidade Católica do Rio Grande  
              do Sul. Faculdade de Odontologia. Programa de Pós-Graduação em  
              Cirurgia e Traumatologia Bucomaxilofacial, Porto Alegre, 2005.  
              “Orientador: Prof. Dr. Ernani Menezes Marchioro”

              1. Resina composta 2. Fotoativador PAC 3. Fotoativador QTH  
              4. Colagem de braquete I. Pontifícia Universidade Católica do Rio  
              Grande do Sul. Faculdade de Odontologia II. Título.

CDU 616.314

Bibliotecária responsável: Eloisa Futuro Pfitscher      CRB 10/598

*Dedicatória*

---

*Dedico este trabalho a minha esposa, Maria Aparecida, e aos meus filhos, Rafael e Roger, como reconhecimento pela ajuda, compreensão e estímulo.*

*Agradecimientos*

---

## **AGRADECIMENTOS**

A Deus, pela força e pela saúde concedidas para trilhar mais este caminho.

À minha mãe, Esmeralda Bandeira Berthold (*in memoriam*), pelo belo exemplo de vida e aos meus irmãos Vera Piegas e Edison Berthold pelo apoio.

À Pontifícia Universidade Católica do Rio Grande do Sul – PUCRS, pela oportunidade de crescer.

À Universidade Federal do Rio Grande do Sul – UFRGS, por viabilizar minha participação neste Curso.

Ao Prof. Dr. Marcus Túlio Mazzini Carvalho, Diretor da Faculdade de Odontologia da Pontifícia Universidade Católica do Rio Grande do Sul, pela postura como dirigente, colega e amigo.

À Prof<sup>a</sup>. Dra. Marília Gerhardt de Oliveira, Coordenadora do Programa de Pós-Graduação, pela acolhida e trato durante todo Curso.

Ao Prof. Dr. Ernani Menezes Marchioro, pela orientação segura, pelo estímulo constante e, principalmente, pela amizade. Esses três atributos tornaram o caminho mais brando.

Aos Professores do Curso de Doutorado em Cirurgia e Traumatologia Bucomaxilofacial da Faculdade de Odontologia da Pontifícia Universidade Católica do Rio Grande do Sul, pelos ensinamentos recebidos.

À Prof<sup>a</sup>. Nilza Pereira da Costa, pela forma fraterna e constante de ajudar, minha admiração.

Ao Prof. André Arigony Souto pela grandiosa contribuição na parte experimental deste estudo.

Aos Colegas Ana Spohr, Luciana Hirakata, Rosemary Shinkai e Hugo Oshima pela preciosa contribuição à pesquisa.

Aos Colegas Eduardo Martinelli de Lima e Eduardo Gonçalves Mota pela contribuição científica no desenvolvimento desta pesquisa.

Aos colegas da disciplina de Ortodontia da Faculdade de Odontologia da PUCRS, Eduardo Martinelli de Lima, Ernani Menezes Marchioro, Luciane Menezes e Susana Rizzato, pela viabilização de minha frequência no Curso de Doutorado.

Aos colegas da disciplina de Ortodontia da Faculdade de Odontologia da Universidade Federal do Rio Grande do Sul, Carlos Alberto Mundstock, Eduardo Ferreira, Enio Ferreira, José Renato Prietsch e Karina Mundstock, por possibilitarem o meu crescimento profissional.

Aos meus colegas de turma: Bruno Campanha, Carlos Baraldi, Daniela Nascimento Silva, Ingeburg Hellwig, Marcela Cancino, Marcel Fasolo, Newton Kamei e Paulo Batista pelo sentimento de amizade e coleguismo que sempre nos uniu, tanto nos momentos difíceis como nos de descontração.

Às colegas Daniela Nascimento Silva e Marcela Cancino um agradecimento especial pela valiosa colaboração para o presente estudo.

Ao colega Guilherme Cerveira, pelo companheirismo, inteligência e bom humor que contribuíram para a realização da tese.

Aos meus colegas de consultório, Fábio Braga, Tatiana Gonçalves e Zandra Manfroi pela contribuição na elaboração desta pesquisa.

À Denise Oliveira pelo trabalho realizado, sempre com muita eficiência, e pela amizade demonstrada ao longo dos quase 20 anos que trabalhamos juntos.

À Gabriela Trindade pela assessoria segura na área de informática.

Aos funcionários da Secretaria de Pós-Graduação, da Faculdade de Odontologia-PUCRS, Ana Prestes, Carlos Minossi, Davenir Bruschi e Marcos Correia, pela atenção, presteza e simpatia.

Aos funcionários da Secretaria de graduação da Faculdade de Odontologia-PUCRS, Agenor Albara, Felipe Pereira Monterosso, João Luiz Vidaletti, João Ronaldo Oliveira Fortes e Ubaldino Almeida Conceição pela convivência amistosa e agradável que sempre tivemos.

A todos que de uma forma ou de outra colaboraram com a elaboração desse trabalho.

*Resumo*

---

# INFLUÊNCIA DOS FOTOATIVADORES PAC E QTH NA POLIMERIZAÇÃO DA RESINA COMPOSTA E NA GERAÇÃO DE CALOR

Telmo Bandeira Berthold  
Ernani Menezes Marchioro (Orientador)  
Faculdade de Odontologia da PUCRS

## RESUMO

O objetivo deste estudo foi avaliar e comparar in vitro o desempenho dos fotoativadores *Apollo® 95E / DenMed Technologies*, com luz xênon (arco de plasma - PAC), e o *Curing Light® XL 3000 / 3M-Unitek*, com luz halógena (convencional - QTH), comparando-se, desta forma, um fotoativador de alta intensidade de luz (PAC) com um convencional (QTH). A efetividade dos aparelhos foi verificada pelo grau de polimerização apresentado pela resina composta (*Transbond™XT/3M-Unitek*), avaliado em espectrofotometria por infravermelho e pela análise de microdureza *Knoop*. Os tempos de ativação para a fonte PAC foram um, dois e três segundos e, para a fonte QTH, foram 10, 20 e 30 segundos, buscando-se avaliar a equivalência, ou não, dos diferentes tempos das diferentes unidades fotoativadoras. Foram usadas matrizes metálicas circulares, que receberam a resina para posterior polimerização. Para cada tempo de ativação, para cada aparelho e para cada teste, foi fotoativada a resina composta de cinco corpos-de-prova. Foi avaliada, também, a temperatura no extremo distal do condutor de luz de cada aparelho, nos seus respectivos tempos predeterminados, colocando-se justaposto, à ponta do fotoativador, o sensor do dispositivo de aferição *Sekundenthermometer/GTH 1160 – Phywe*. Os resultados obtidos foram submetidos ao teste não-paramétrico *Kolmogorov-Smirnov*, à Análise de Variância (ANOVA) e ao teste de comparações múltiplas de *Tukey*. Os resultados da espectrofotometria apontaram diferença estatística significativa entre os grupos estudados. O grupo QTH alcançou as maiores médias e diferiu do grupo PAC ( $p=0,01$ ). O ensaio de microdureza *Knoop* também apresentou resultados que apontaram a existência de diferença estatística significativa entre os grupos estudados, tendo o grupo QTH alcançado as maiores médias ( $p=0,01$ ). A avaliação da temperatura igualmente apresentou diferença estatística significativa entre os grupos estudados ( $p=0,01$ ), sendo que o grupo QTH atingiu as maiores médias. Com base na metodologia empregada e na análise dos dados obtidos no presente estudo, pode-se concluir que o grau de polimerização da resina composta e a temperatura no extremo distal do condutor de luz apresentaram diferença estatística significativa com o uso das unidades fotoativadoras *Apollo® 95E* (xênon) e *Curing Light® XL 3000* (halógena) nos respectivos tempos predeterminados ( $p=0,01$ ), ficando sempre, com as maiores médias, o aparelho convencional com luz halógena.

**Palavras-chave:** resina composta; fotoativador PAC; fotoativador QTH; colagem de braquete.

***Abstract***

---

# INFLUENCE OF PAC AND QTH PHOTOACTIVATORS ON COMPOSITE RESIN POLYMERIZATION AND HEAT GENERATION

Telmo Bandeira Berthold  
Ernani Menezes Marchioro (Orientador)  
Faculdade de Odontologia da PUCRS

## ABSTRACT

The purpose of this study was to evaluate the *in vitro* performance of photoactivators, such as the Apollo® 95E/Denmed Technologies, with xenon arc light sources (Plasma Arc Curing light –PAC), and the Curing Light® XL 3000/ 3M – Unitek, with conventional quartztungsten-halogen light sources (QTH), comparing, therefore, a high-intensity light activator (PAC) with a conventional one (QTH). The efficiency of the devices was determined by the level of polymerization found in the composites resin (Transbond XT™/3M-Unitek), when tested in infrared spectrophotometry and by Knoop microhardness analysis. The PAC source lights were activated for 1 second, 2 seconds and 3 seconds, respectively, and the QTH units, for 10 seconds, 20 seconds and 30 seconds as well; by following this procedure one tries to evaluate the equivalence, or not, of the different times from each different photoactivation unit. Circular metallic matrices were used to receive the composites resin for further polymerization. For each period of activation, device and test, five specimens of composites resin were submitted to photoactivation protocols. For each light unit, the temperature at the extreme distal of the light conductor was equally evaluated, in its predetermined periods of time, and a sensor of Sekundenthermometer/GHT 1160 – Phywe, a controlling instrument, was juxtaposed to the tip of the photoactivator. The data were submitted to the non-parametrical test Kolmogorov-Smirnov, to the ANOVA-Analysis of Variance and to the Tukey Multiple Comparison test. The spectrophotometric results showed there were statistically significant differences between the two test groups. The QTH samples reached the highest average levels, thus differing from the PAC group ( $p=0.01$ ). The Knoop hardness surface test also exhibited results with meaningful statistical variation between both groups, having the QTH one reached the highest average levels ( $p=0.01$ ). The same can be observed as far as the evaluation of temperature is concerned ( $p=0.01$ ), with the QTH group again achieving the highest average levels. On the basis of such a methodology and from the analysis of the consequent results, the data in this study indicate that the level of photopolymerization of composites resin as well as the temperature at the extreme distal of light conductors showed statistically relevant differences with the use of photoactivation units such as Apollo® 95E (xenon light) and Curing Light®XL3000 (halogen light), considering the predetermined time periods ( $p=0.01$ ). In all these experiments, the conventional quartztungsten-halogen (QTH) light sources have always reached the highest average levels.

**Key words:** composite resin; PAC photoactivator; QTH photoactivator; orthodontic bracket.

*Resumen*

---

# LA INFLUENCIA DE LOS FOTOACTIVADORES PAC Y QTH EN LA POLIMERIZACIÓN DE LA RESINA COMPUESTA Y EN LA PRODUCCIÓN DE CALOR

Telmo Bandeira Berthold  
Ernani Menezes Marchioro (Orientador)  
Faculdade de Odontologia da PUCRS

## RESUMEN

El objetivo de este estudio fue evaluar *in vitro* el funcionamiento de los fotoactivadores, *Apollo® 95E/ DenMed Technologies*, con luz de xenon (arco de plasma – PAC) y *Curing Light® XL 3000 /3M-Unitek*, con luz halógena (convencional – QTH). Un fotoactivador de luz de alta intensidad (PAC) se comparó con uno convencional (QTH). Se verificó la efectividad de estos aparatos por el grado de polimerización de la resina compuesta (*Transbond™ XT/3M-Unitek*), determinado por medio de la espectrofotometría con infrarrojo e por el análisis de microdureza. Los tiempos de activación fueron 1, 2 y 3 segundos para la fuente PAC y 10, 20 y 30 segundos para la fuente QTH, determinando si existe equivalencia entre los tiempos de las diferentes unidades fotoactivadoras. Se utilizaron matrices metálicas circulares con resina para posterior polimerización. Resina compuesta de cinco cuerpos de prueba fue fotoactivada para cada tiempo de activación, en cada uno de los aparatos y para cada prueba. También se evaluó la temperatura en el extremo distal del conductor de luz de cada aparato en sus respectivos tiempos predeterminados, colocando junto a la punta del fotoactivador el sensor del dispositivo de medición *Sekundenthermometer/GTH 1160 – Phywe*. A los resultados obtenidos se les aplicó la prueba no paramétrica de *Kolmogorov-Smirnov*, el Análisis de la Varianza (*Anova*) y la prueba de múltiples comparaciones de *Tukey*. Los resultados de espectrofotometría mostraron una diferencia estadística significativa entre los grupos estudiados. El grupo QTH presentó las mayores medias e fue diferente del grupo PAC ( $p=0,01$ ). La prueba de microdureza de *Knoop* también mostró diferencias estadísticas significativas entre los grupos, siendo el grupo QTH el que alcanzó las mayores medias ( $p=0,01$ ). La evaluación de la temperatura también presentó diferencias estadísticamente significativas entre los grupos estudiados ( $p=0,01$ ), destacándose, nuevamente, el grupo QTH. Con base en el método utilizado y en el análisis de los datos obtenidos, se puede concluir que el grado de polimerización de la resina compuesta y la temperatura del extremo distal del conductor de luz presentaron diferencias estadísticas significativas con el uso de las unidades fotoactivadoras *Apollo® 95E* (xenon) y *Curing Light® XL3000* (halógena) en los respectivos tiempos predeterminados ( $p=0,01$ ). El aparato convencional de luz halógena fue el que siempre presentó las mayores medias.

**Palabras clave:** resina compuesta; fotoactivador PAC; fotoactivador QTH; soporte ortodóntico.

## *Sumário*

---

## SUMÁRIO

<b>RESUMO.....</b>	<b>7</b>
<b>ABSTRACT.....</b>	<b>9</b>
<b>RESUMEN .....</b>	<b>11</b>
<b>LISTA DE ABREVIATURAS, SIGLAS E SÍMBOLOS.....</b>	<b>16</b>
<b>LISTA DE ILUSTRAÇÕES E TABELAS .....</b>	<b>18</b>
<b>INTRODUÇÃO.....</b>	<b>22</b>
<b>1 REVISTA DE LITERATURA.....</b>	<b>26</b>
<b>1.1 COLAGEM.....</b>	<b>27</b>
<b>1.2 FOTOATIVADORES (FOTOPOLIMERIZADORES) .....</b>	<b>33</b>
<b>1.2.1 Quartzo-tungstênio-halogênio (QTH)-Halógeno .....</b>	<b>42</b>
<b>1.2.2 Arco de plasma (PAC)-Xênon.....</b>	<b>45</b>
<b>1.2.3 Halógeno (QTH) x Xênon (PAC) .....</b>	<b>49</b>
<b>2 PROPOSIÇÃO .....</b>	<b>58</b>
<b>3 METODOLOGIA .....</b>	<b>60</b>
<b>3.1 DELINEAMENTO DA PESQUISA.....</b>	<b>61</b>
<b>3.2 PROBLEMA .....</b>	<b>61</b>
<b>3.3 HIPÓTESE.....</b>	<b>62</b>
<b>3.4 MATERIAIS .....</b>	<b>62</b>
<b>3.4.1 Fotoativadores.....</b>	<b>62</b>
<b>3.4.2 Resina Composta .....</b>	<b>65</b>
<b>3.5 PROCEDIMENTOS METODOLÓGICOS .....</b>	<b>66</b>
<b>3.5.1 Espectrofotometria.....</b>	<b>67</b>
<b>3.5.1.1 Preparo do corpo-de-prova.....</b>	<b>67</b>
<b>3.5.1.2 Preparo do aparelho FTIR (Espectrofotômetro) .....</b>	<b>72</b>
<b>3.5.2 Microdureza (desempenho mecânico) .....</b>	<b>74</b>
<b>3.5.2.1 Preparo do corpo-de-prova.....</b>	<b>75</b>
<b>3.5.2.2 Preparo do aparelho HMV (Microdurômetro).....</b>	<b>76</b>
<b>3.5.3 Temperatura.....</b>	<b>77</b>
<b>3.6 ANÁLISE ESTATÍSTICA.....</b>	<b>78</b>

<b>4</b>	<b>RESULTADOS</b>	<b>80</b>
<b>4.1</b>	<b>COMPARAÇÃO ENTRE OS GRUPOS</b>	<b>81</b>
<b>4.1.1</b>	<b>Espectrofotometria</b>	<b>81</b>
<b>4.1.2</b>	<b>Microdureza <i>Knoop</i></b>	<b>82</b>
<b>4.1.3</b>	<b>Temperatura</b>	<b>83</b>
<b>5</b>	<b>DISCUSSÃO</b>	<b>85</b>
	<b>CONCLUSÕES</b>	<b>97</b>
	<b>REFERÊNCIAS</b>	<b>100</b>
	<b>APÊNDICES</b>	<b>107</b>
	<b>APÊNDICE A - TABELA ESPECTROFOTOMETRIA</b>	<b>108</b>
	<b>APÊNDICE B - ESPECTROFOTOMETRIA - GRÁFICOS (QTH)</b>	<b>109</b>
	<b>APÊNDICE C - ESPECTROFOTOMETRIA - GRÁFICOS (PAC)</b>	<b>111</b>
	<b>APÊNDICE D - MICRODUREZA <i>KNOOP</i></b>	<b>113</b>
	<b>APÊNDICE E - TEMPERATURA (°C)</b>	<b>114</b>
	<b>ANEXOS</b>	<b>115</b>
	<b>ANEXO A - COMISSÃO CIENTÍFICA E DE ÉTICA</b>	<b>116</b>
	<b>ANEXO B - AUTORIZAÇÃO</b>	<b>117</b>
	<b>ANEXO C - CARTAS DE ANUÊNCIA</b>	<b>118</b>

## *Lista de Abreviaturas, Siglas e Símbolos*

---

## LISTA DE ABREVIATURAS, SIGLAS E SÍMBOLOS

ABNT	Associação Brasileira de Normas Técnicas
Abs	Absorvância
ATR	<i>Attenuated total reflection</i>
Bis-GMA	Bisfenol glicidil metacrilato
°C	Grau(s) centígrado(s)
cm	Centímetro
CTBMF	Cirurgia e Traumatologia Bucomaxilofacial
FOPUCRS	Faculdade de Odontologia da Pontifícia Universidade Católica do Rio Grande do Sul
FTIR	<i>Fourier transforme infra red</i>
IAR	Índice de adesivo remanescente
LASER	<i>Light amplification by stimulated emission of radiation</i>
LED	<i>Light emitting diode</i>
KHN	<i>Knoop hardness number</i>
mm	Milímetro
MPa	Megapascal
mW	Miliwatts
nm	Nanômetro
$p$	Probabilidade de erro
PUCRS	Pontifícia Universidade Católica do Rio Grande do Sul
PAC	<i>Plasma arc curing</i>
QTH	Quartzo-tungstênio-halogênio
UV-A	Ultravioleta (400-315nm)
s	Segundo
®	Marca registrada
™	<i>Trade marc</i>
%	Por cento
=	Igual

## ***Lista de Ilustrações e Tabelas***

---

## LISTA DE ILUSTRAÇÕES

Figura 1 - Lâmpada xênon .....	62
Figura 2 - Lâmpada halógena .....	62
Figura 3 - Fotoativador halógeno (QTH) – <i>Curing Light</i> ®XL 3000. ....	63
Figura 4 - Radiômetro digital para luz halógena (A=frente / B=verso).....	64
Figura 5 - Fotoativador <i>Apollo</i> ® 95E- <i>DenMed Technologies</i> . ....	64
Figura 6 - Painel do fotoativador <i>Apollo</i> ® 95E- <i>DenMed Technologies</i> .....	65
Figura 7 - Condutor de luz (com anel plástico ativador) <i>Apollo</i> ® 95E. ....	65
Figura 8 - <i>Transbond</i> ™XT 3M <i>Unitek</i> (seringa).....	66
Figura 9 - Matriz metálica .....	68
Figura 10 - Placa metálica, obliteradora e distanciadora, com orifício . A- Sinalização na parte superior da placa indica o lado de inserção da matriz. B- Lado de inserção do condutor de luz do fotopolimerizador.....	68
Figura 11 - Placa metálica evidenciando os rebaixes (ambos os lados). ....	68
Figura 12 - Corpo-de-prova .....	69
Figura 13 - Espectrofotômetro por infravermelho - FTIR ( <i>Perkin-Elmer</i> , EUA).....	69
Figura 14 - Placa de cristal do acessório ATR. ....	70
Figura 15 - Soprador Serigráfico <i>Steinel</i> – HL 500.....	71
Figura 16 - Aparelho <i>Micro Hardness Tester</i> HMV ( <i>Shimadzu</i> -Japão). ....	76
Figura 17 - Endentação, em forma de losango, realizada na resina composta (Teste de microdureza). ....	77
Figura 18 - Dispositivo de aferição de temperatura ( <i>Sekundenthermometer</i> GTH 1160- <i>PHYWE</i> ).....	78

Gráfico 1 - QTH 10 segundos – monômero (vermelho)/polímero (preto). .....	73
Gráfico 2 - PAC 1 segundo – monômero (vermelho)/polímero (preto). .....	73
Gráfico 3 - Comparação entre os grupos: Espectrofotometria .....	82
Gráfico 4 - Comparação entre os grupos: Microdureza <i>Knoop</i> .....	83
Gráfico 5 - Comparação entre os grupos: Temperatura.....	84
Quadro 1 - Características dos fotoativadores utilizados. ....	63
Quadro 2 - Constituição dos grupos.....	66

## LISTA DE TABELAS

- Tabela 1 - Números, médias, desvios-padrão e análise de variância comparando os valores da espectrofotometria (%) nos grupos estudados. ....81
- Tabela 2 - Números, médias, desvios-padrão e análise de variância comparando os valores da microdureza *Knoop* (KHN) nos grupos estudados.....82
- Tabela 3 - Números, médias, desvios-padrão e análise de variância comparando os valores de temperatura (°C) nos grupos estudados. ....83

## ***Introdução***

---

## INTRODUÇÃO

A introdução da técnica de colagem com condicionamento do esmalte acarretou mudanças definitivas na prática ortodôntica. O aumento da adesão produzida pelo pré-tratamento, usando o ácido fosfórico a 85%, foi demonstrado, em 1955, por Buonocore (GRABER e VANARSDALL, 1996). Posteriormente, as resinas compostas desenvolvidas por Raphael Bowen foram introduzidas no mercado odontológico (há aproximadamente 30 anos) e, desde então, vêm sofrendo, gradualmente, grandes modificações, principalmente na sua fase inorgânica, permitindo sua utilização numa variedade de procedimentos clínicos nunca antes imaginados (BARATIERI, 1995).

A colagem dos acessórios, eliminando a necessidade das bandas, foi um sonho de muitos anos, até que se tornou rotina clínica nos anos oitenta (PROFFIT e FIELDS, 2002). Na Ortodontia, a colagem oferece muitas vantagens quando comparada com a bandagem convencional: é esteticamente superior, é mais rápida e simples, há menor desconforto para o paciente, permite o posicionamento mais preciso dos braquetes, melhor condição gengival e periodontal e há melhor acesso para a limpeza (GRABER e VANARSDALL, 1996).

Atualmente, os compósitos, apesar de possuírem inúmeras variáveis e diferentes composições, apresentam-se com apenas dois mecanismos básicos de polimerização: os sistemas quimicamente ativados (pasta-pasta) e os sistemas fotoativados, em que a presença de uma unidade emissora de luz visível é essencial (BARATIERI, 1995).

Os adesivos fotopolimerizáveis para a colagem de braquetes têm sido usados por muitos anos e apresentam mais vantagens que os materiais quimicamente ativados. Essas vantagens incluem a aplicação de pasta única, posicionamento de braquete mais acurado, redução do risco de contaminação, fácil remoção do excesso de material de colagem e inserção do arco de imediato (SFONDRINI et al., 2004).

As lâmpadas de quartzo-tungstênio-halogênio (QTH) emitem luz quando a energia elétrica aquece um pequeno filamento de tungstênio, aumentando a temperatura. A maioria da energia colocada no sistema é transformada em calor e uma pequena porção é liberada como luz. Moléculas fotoiniciadoras sensíveis à luz azul são ativadas, criando radicais livres que iniciam o processo de polimerização (DUNN e TALOUMIS, 2002). De acordo com os fabricantes, as unidades convencionais de fotoativação com luz visível podem polimerizar compósitos ortodônticos, em 20 segundos, e resinas fotopolimerizáveis modificadas por ionômero, em 40 segundos, para cada braquete. Esse longo tempo de polimerização é desagradável para o paciente, impraticável com crianças e inconveniente para o clínico (CACCIAFESTA, SFONDRINI e SCRIBANTE, 2004).

O desenvolvimento da tecnologia de fotopolimerização propiciou a introdução dos fotoativadores com luz de arco de plasma (PAC) e com luz emitida pelo diodo (LED). A lâmpada de arco de plasma que transmite alta intensidade de luz e rápida polimerização está sendo introduzida com o objetivo de reduzir o tempo de polimerização. O desenvolvimento dos LEDs que operam com o comprimento de onda de 470 nm também se torna uma alternativa aos aparelhos de luz halógena, e esses dois tipos de aparelhos têm se tornado viáveis comercialmente (NOMOTO, McCABE e HIRANO, 2004).

A introdução da técnica de colagem, com condicionamento do esmalte e resinas compostas, permitiu procedimentos inimagináveis na clínica odontológica. Desde seu lançamento, as resinas quimicamente ativadas e, principalmente, as fotoativadas, assim como os aparelhos fotoativadores, estão em constante aprimoramento. Toda essa evolução trouxe benefícios às diversas especialidades odontológicas. No caso específico da tração ortodôntica de dentes retidos, a colagem de acessório (gancho, botão, corrente, braquete e etc.) foi um avanço incalculável, pois trouxe benefícios ao paciente e ao profissional. As manobras foram em muito facilitadas, porém o campo de trabalho continua desfavorável: difícil acesso, com presença de sangue e exsudato. Tal fato justifica a necessidade de uma polimerização rápida e segura, sendo sugeridos aparelhos fotopolimerizadores com alta intensidade de luz como o PAC, com mais de 1000 mW/cm<sup>2</sup>, que, no entanto, podem trazer consigo um considerável aumento de temperatura.

*Revista de Literatura*

---

# 1 REVISTA DE LITERATURA

## 1.1 COLAGEM

A Ortodontia, primeira especialidade odontológica, foi reconhecida como tal em 1901, graças aos esforços e talentos de Edward Angle, considerado o pai da Ortodontia. No entanto, a evolução da aparatologia é bem mais antiga. O próprio Angle afirmava que a idéia de se bandarem os dentes devia ser atribuída a W. E. Magill, em 1871. Várias técnicas ortodônticas adotaram o sistema multibandas como o arco E, o arco cinta e o arco retangular (INTERLANDI, 1994).

A colagem de braquetes representa um dos mais significativos avanços da Ortodontia na montagem de aparelhos, diminuindo o tempo e o trabalho do procedimento, descartando o sistema antigo de cimentação de bandas. Essa evolução só foi possível a partir da proposta inicial de Buonocore, em 1955, com o condicionamento ácido do esmalte dental, que possibilitou aumento acentuado na aderência dos materiais resinosos à coroa dentária (BORGES et al., 2004).

O condicionamento ácido cria microporosidades na superfície adamantina, por meio da dissolução dos prismas, áreas interprismáticas ou de ambas as estruturas, promovendo um aumento da reatividade desta estrutura (BADINI, 2005).

Segundo Borges et al. (2004) o primeiro artigo que se tem referência sobre a colagem de braquetes diretamente sobre a superfície dentária foi apresentado, em

1958, por Sadler, que observou que nenhum dos agentes fixadores utilizados foi capaz de aderir o metal ao dente com estabilidade requerida para a clínica ortodôntica. Entretanto, a técnica de colagem de braquetes sobre a superfície do esmalte dental popularizou-se após divulgação, feita por Newman e confirmação de Miura et al. (apud BORGES et al., 2004), dos resultados clínicos satisfatórios. O sistema de ativação de polimerização da resina composta foi químico. Outros sistemas surgiram para colagem de braquetes, como os cimentos de ionômero de vidro quimicamente ativados, as resinas compostas fotopolimerizáveis e, atualmente, os cimentos de ionômero de vidro fotopolimerizáveis, além dos sistemas adesivos específicos para uso na Ortodontia.

Os materiais fotoativados trazem várias vantagens sobre os compósitos auto-ativados. Os materiais fotocurados são pastas únicas que não necessitam de mistura, eliminando assim uma variável importante. O tempo de trabalho é aquele determinado pelo clínico, e os materiais endurecem rapidamente uma vez expostos à luz de polimerização. A profundidade de cura é limitada e depende de algumas variáveis como o material em si, a cor e a localização da fonte de luz (ANUSAVICE, et al. 1999).

Os agentes iniciadores, quando ativados, desencadeiam a reação de polimerização das resinas compostas. Nos compósitos quimicamente ativados, quando as pastas base e catalisadora são misturadas, a amina terciária segmenta o peróxido de benzoila, dando início ao processo de autopolimerização. Nas resinas compostas fotopolimerizáveis o uso de luz visível com comprimento de onda em torno de 470 nanômetros ativa a canforoquinona (iniciador), propiciando a interação reativa com uma amina terciária (CONCEIÇÃO et al. 2002).

Um compósito, como o nome indica, consiste de uma mistura de dois materiais inertes entre si, que unidos apresentam um comportamento mecânico superior comparado aos materiais isoladamente. Dos materiais disponíveis na Odontologia, possivelmente os compósitos à base de resina são os mais onipresentes, em função da sua ampla utilização numa variedade de aplicações clínicas (VAN NOORT, 2004).

As resinas compostas são os sistemas adesivos mais popularmente utilizados para a colagem direta de braquetes ortodônticos, sendo as resinas quimicamente ativadas o primeiro sistema desenvolvido para a colagem de braquetes. As resinas sensíveis à luz ultravioleta foram desenvolvidas como uma alternativa às resinas quimicamente ativadas, uma vez que apresentavam um menor tempo de polimerização. Devido a problemas de segurança, a polimerização por luz visível foi introduzida por volta de 1980 (SFONDRINI, CACCIAFESTA e KLERSI, 2002). A principal razão da mudança para luz visível foi o potencial da radiação ultravioleta causar queimaduras na córnea (ST-GEORGES et al., 2003). Assim surgiram aparelhos com capacidade de emitir e transmitir luz em comprimentos de onda situados entre 400 e 500 nm, azul no espectro de luz visível, eliminando as características desfavoráveis do método anterior (CASTRO, CRUZ e ESTRELA, 2001).

Tais aparelhos são compostos basicamente por uma fonte geradora de energia luminosa, um filtro óptico e um condutor de luz. A fonte geradora é composta por uma lâmpada incandescente, com bulbo de quartzo e filamento de tungstênio envolto por gás halógeno, sendo que sua correta manutenção torna-se fundamental para o bom funcionamento do aparelho, já que esta fonte tem vida útil limitada,

independente da queima definitiva. O filtro é um componente que exerce destacado papel, uma vez que impede a passagem de luz em comprimentos de onda inúteis à polimerização, alguns destes comprimentos até produzindo calor que poderia causar danos irreversíveis ao tecido pulpar (CASTRO, CRUZ e ESTRELA, 2001).

Santos et al. (2000) buscaram em seu estudo avaliar a eficácia de dois aparelhos fotopolimerizadores do tipo pistola (de alta intensidade de luz), comparando com a de um aparelho a cabo (de baixa intensidade de luz), com tempos de exposição de 20 e de 40 segundos e em profundidades de um a quatro milímetros. Os testes avaliaram o grau de polimerização da resina por meio de testes de microdureza *Knoop*. Os resultados mostraram haver diferença estatisticamente significativa entre os tempos, sendo que com 40 segundos a dureza foi maior que com 20 segundos para as quatro profundidades. Para o fator aparelho, os do tipo pistola se mostraram superiores ao do tipo cabo (Fibralux / Dabi Atlante), e entre eles, o XL 1500 (3M) promoveu dureza maior que o *Optilight II* (Gnatus) no tempo de polimerização de 40 segundos. As profundidades de um, dois, três e quatro milímetros mostraram estatisticamente diferenças entre si tendo sido encontrada maior dureza para as menores profundidades ( $p < 0,05$ ).

A profundidade de polimerização é diretamente afetada pela distância entre a ponta do fotopolimerizador e a resina assim como pela espessura da mesma, o que promove uma diminuição da intensidade da luz penetrante. Dessa forma, a profundidade de polimerização constitui um grande problema, pois a presença de material não polimerizado ou parcialmente polimerizado pode reduzir as propriedades mecânicas do material. Portanto, um adequado comprimento de onda deve ser alcançado em toda a área de trabalho da restauração, para se obter

sucesso clínico a longo prazo. Sendo assim, o sucesso da restauração depende diretamente do grau de polimerização e, conseqüentemente, da intensidade de luz dos aparelhos fotopolimerizadores, pois um correto comprimento de onda, uma intensidade suficiente de luz e um adequado tempo de polimerização são variáveis críticas para uma efetiva polimerização (MONTENEGRO et al., 2003).

Moreira et al. (2001) em seu estudo tiveram como objetivo avaliar a resistência à tração de braquetes ortodônticos metálicos unidos ao esmalte dental e à cerâmica. Para a obtenção das amostras foram utilizados 20 pré-molares humanos hígidos recém extraídos e 20 discos cerâmicos (Duceram, Ducera) para cada grupo, os quais foram incluídos em resina acrílica autopolimerizável. Cada grupo foi dividido em dois, de acordo com o procedimento realizado de colagem dos braquetes ortodônticos, ou seja, utilizando um compósito odontológico ativado quimicamente (*Concise Ortodôntico™*, 3M) ou um compósito fotopolimerizável (*Transbond™ XT*, 3M). Todos os materiais foram manipulados seguindo as instruções dos fabricantes. Após a colagem, os corpos-de-prova foram armazenados em água a 37° por 24 horas, e em seguida levados a uma máquina de testes Instron com velocidade de 0,5 mm/min para o ensaio de tração. Os resultados foram submetidos à análise de variância e ao teste de *Tukey* em nível de 5%. Concluíram que, em esmalte, os materiais *Concise Ortodôntico* e *Transbond™ XT* não diferiram estatisticamente entre si ( $p > 0,05$ ). Em cerâmica, o *Concise Ortodôntico™* e o *Transbond™ XT* também não diferiram entre si ( $p > 0,05$ ). Em geral, a resistência à tração em esmalte foi superior estatisticamente em relação à resistência em cerâmica. Em esmalte, o padrão de descolagem ocorreu principalmente entre braquete e o compósito de fixação. No entanto, em cerâmica, o padrão de descolagem se mostrou variável entre braquete-adesivo e compósito de fixação-cerâmica.

Com o intuito de melhorar a resistência adesiva do acessório ortodôntico ao dente, diversos tipos de base de braquetes têm sido testados. Um aspecto relevante a ser salientado quanto à forma da base do braquete também está relacionado ao grau de penetração do compósito e da luz ativadora (PARK et al. 2005).

Oliveira e Araújo (1998) consideraram que o cimento de ionômero de vidro tem se mostrado um excelente material para cimentação de bandas ortodônticas devido a sua capacidade de aderir quimicamente ao esmalte dentário e aos metais, além de liberar constantemente íons de flúor no meio bucal por um longo período. Diante da literatura revista puderam concluir:

a. a liberação constante de íons flúor e a adesão química ao esmalte e à dentina, são propriedades insuperáveis do cimento de ionômero de vidro;

b. o ionômero de vidro apresenta-se como um excelente material para cimentação de bandas ortodônticas;

c. o ionômero de vidro possui resistência ao cisalhamento inferior à resina composta, no entanto esta propriedade está sendo melhorada com o advento dos cimentos de ionômero fotopolimerizáveis, o que tem encorajado ortodontistas a utilizá-lo na fixação de braquetes;

d. é necessário que estudos clínicos de maior abrangência sejam efetuados com ionômero de vidro nas colagens de braquetes para que este material, possuidor de tamanha propriedade anticariogênica, seja mais aproveitado na Ortodontia,

afastando de vez “os fantasmas” das lesões cariosas durante o tratamento ortodôntico.

Quando se começa a estudar a fotopolimerização há 10 anos, a maioria dos clínicos estava usando a luz de quartzo-tungstênio-halogênio (QTH) com menos que 1.000 mW/cm<sup>2</sup> e o parâmetro clínico era claro. A única exigência necessária para obter uma polimerização adequada era que o rendimento deveria ser maior do que 300 mW/cm<sup>2</sup> e que o incremento de 2mm deveria ser polimerizado por 40 segundos. Hoje, o protocolo clínico de fotopolimerização de compostos é muito menos definido. Enquanto a luz convencional (QTH) ainda está sendo usada, existem também novos modelos de (QTH) de alta intensidade com mais de 1.200 mW/cm<sup>2</sup>, que funcionam tão bem quanto a fotopolimerização de alta intensidade com *Plasma Arc* (mais do que 2.000 mW/cm<sup>2</sup>). Fotopolimerizadores com emissão de luz diodo (LED) estão sendo utilizados e tem aumentado sua popularidade devido a algumas características como baixa geração de calor e emissão específica do espectro da canforoquinona. Melhoramentos na tecnologia e na formulação de novos compostos requerem um reestudo no processo de fotopolimerização (CAUGMAN e RUEGGERBERG, 2002).

## **1.2 FOTOATIVADORES (FOTOPOLIMERIZADORES)**

O aparelho fotoativador tornou-se uma das ferramentas mais utilizadas na clínica diária. São vários os materiais atualmente disponíveis que dependem da ação do fotopolimerizador para que se tornem efetivos ou polimerizem. Além das resinas

para restauração e cimentação, adesivos dentinários e ionômero de vidro, há também cimentos temporários, cimentos periodontais e mesmo agentes clareadores que necessitam do aparelho fotoativador (VIEIRA et al., 1998).

O fotopolimerizador é composto basicamente por lâmpada, filtro óptico e condutor de luz. Ele tem por função gerar e transmitir alta intensidade de luz azul com a finalidade de polimerizar materiais sensíveis à luz visível, porém não há padronização nem especificação na fabricação desses aparelhos, tornando duvidosas a qualidade e a eficiência (MONTENEGRO et al., 2003).

Os aparelhos fotoativadores convencionais quartzo-tungstênio-halogênio (QTH) usam a maior parte de sua energia para aquecer um filamento de tungstênio até que ele brilhe, gerando luz. Apenas 1% do total de energia gerada é convertida em luz; o restante em calor. O calor pode causar superaquecimento de filtros de luz e descoloração de refletores (SWANSON et al., 2004).

Segundo Gonçalves et al. (2004), um fator de grande importância nas propriedades mecânicas do material restaurador é a sua polimerização. No caso da resina composta, essa polimerização é feita especialmente por meio da fotoativação. Atualmente, as lâmpadas halógenas são as mais utilizadas na polimerização do material restaurador; sua luz é produzida por uma corrente elétrica que flui por meio de um fino filamento de tungstênio, que funciona como um resistor. O calor da corrente é tão forte que emite uma radiação eletromagnética na forma de luz visível. Recentemente, outros métodos de polimerização estão sendo utilizados na prática clínica, entre os quais, luz halógena pulsátil, luz emitida por arco de plasma de

xenônio, luz de laser de argônio e, mais recentemente, a polimerização por meio da lâmpada LED (*light emitting diode*).

De acordo com Barbosa e Coura (2000), uma polimerização insuficiente diminui a retenção do compósito ao esmalte devido à queda na produção de microrretenções na estrutura dentária, aumentando o risco de agressão pulpar na presença de monômeros residuais, podendo interferir na coloração da resina, além de denegrir as propriedades mecânicas do material, trazendo para o cirurgião-dentista um resultado clínico insatisfatório para suas restaurações estéticas. Assim é necessária uma efetiva polimerização que irá depender de vários fatores, dentre estes a intensidade de luz é um dos mais importantes. A intensidade de luz, além de ser afetada pelo uso de lâmpadas velhas, contaminação de resinas na extremidade do aparelho fotopolimerizador, filtro e fibra ótica quebrados, pode, ainda, sofrer influência de variações na corrente elétrica. Foi o que constataram os autores em pesquisa realizada, com várias marcas comerciais de fotoativadores, variando a voltagem (110, 120 e 130 volts). Sugeriram, finalmente, a utilização de aparelhos de alta intensidade de luz e com estabilizador de voltagem.

Os aparelhos fotoativadores são unidades suscetíveis à perda de rendimento, de acordo com o tempo de uso. Dessa forma, recomenda-se a manutenção através da verificação dos valores emitidos de intensidade de luz. O método mais utilizado para a determinação da potência dos fotoativadores é aquele que emprega radiômetros. O objetivo deste estudo foi verificar as condições apresentadas por aparelhos de luz utilizados em consultórios odontológicos, bem como orientar os profissionais para adotarem um programa de manutenção periódica de seus fotoativadores. Foram entregues questionários para 100 profissionais da cidade de

Maringá, com questões objetivas dos seus aparelhos. Durante as entrevistas, os valores de intensidade de luz foram determinados com o radiômetro digital *Cure Rite* (EFOS). Os resultados revelaram que 50% dos profissionais nunca realizaram nenhum tipo de manutenção do seu aparelho e apenas 16% executaram algum procedimento anualmente. A intensidade de luz variou no intervalo entre 30 mW/cm<sup>2</sup> e 800 mW/cm<sup>2</sup>. Os autores concluíram que 16% dos aparelhos fotoativadores apresentaram valores de intensidade de luz inferiores aos padrões ideais (PEREIRA, PASCOTTO e CARNEIRO, 2003).

Gonzaga, Jansen e Poletto (1999) constataram em seu estudo que os aparelhos fotopolimerizadores por luz halógena não apresentam um rendimento uniforme durante toda sua vida útil, sendo necessária uma manutenção periódica. Os autores sugeriram o programa de avaliação e manutenção preventiva dos aparelhos fotopolimerizadores, explicitado a seguir.

a. Avaliação diária (antes da primeira utilização):

a.1 medindo a intensidade de luz com o radiômetro portátil;

a.2 verificando as superfícies de entrada e saída de luz antes da adaptação da ponta ativa ao aparelho, que devem estar limpas e lisas;

a.3 verificando o campo de distribuição de luz e a integridade das fibras óticas;

a.4 checando as conexões;

a.5 medindo a quantidade de calor resultante na ponta ativa;

a.6 utilizando um estabilizador de voltagem se o aparelho não o apresentar em sua estrutura.

b. Avaliação semanal (se um radiômetro portátil não estiver disponível), realizando teste de raspagem.

c. Avaliação mensal ou em caso de queda no rendimento do aparelho:

c.1 inspecionando a lâmpada, refletor e filtros quanto à integridade e limpeza;

c.2 verificando o ventilador quanto à presença de ruídos e limpeza;

c.3 conferindo a precisão do *timer* com um cronômetro.

A maioria das unidades fotoativadoras utilizadas em Odontologia é uma fonte de luz de quartzo-tungstênio-halogênio. Em meados dos anos 90, foram introduzidas luzes de arco plasma, de alta intensidade. Em 2000, tornou-se disponível a luz azul proveniente de diodos emissores de luz - LED (CRAIG e POWER, 2004).

O protocolo de fotopolimerização de 10 anos atrás talvez não seja válido hoje. A clínica moderna deve escolher entre vários tipos de fotopolimerizadores e selecionar entre vários sistemas de resinas compostas que não estavam disponíveis quando os protocolos anteriores foram publicados. Atualmente, os fotopolimerizadores variam no seu espectro de emissão e na energia de densidade,

e os compostos modernos diferem na fotopolimerização. Então para otimizar o sucesso clínico, o protocolo de fotopolimerização deve ser apropriado para o sistema composto. O protocolo mais usado é dividir os compostos em três grupos, de acordo com sua fotoquímica: polimerização convencional, rápida e com dificuldade. Podendo ser ativados pelo método convencional ou pela alta intensidade das luzes QTH, PAC e LED. Outra variável importante é o tempo de polimerização (CAUGHMAN e RUEGGBERG, 2002).

Dunn e Taloumis (2002) compararam, em sua pesquisa, a força de adesão ao cisalhamento de braquetes ortodônticos colados aos dentes com resina fotopolimerizada com luz halógena e com LED. Cem braquetes metálicos foram colados com *Transbond™ XT* (3M UNITEK) em terceiros molares humanos extraídos, usando o tempo de exposição de 40 segundos. De acordo com os resultados obtidos, a fotopolimerização com LED apresentou adesão dos braquetes ao esmalte dentário tão bem quanto a fotopolimerização com luz halógena, não havendo, portanto, diferenças estatísticas na força de união entre os grupos testados.

A primeira tentativa de redução no tempo de polimerização com laser de argônio foi no final dos anos 80. O propósito dessas unidades é aumentar a produção dessa energia de luz para uma intensidade que se aproxime de 800 mW/cm<sup>2</sup> e estreitar o comprimento de onda para aproximadamente 470 nm. Isso corresponde a uma área de pico de absorção da canforoquinona, o fotoiniciador da maioria dos adesivos fotocurados. Estudos *in vitro* têm mostrado que os lasers de argônio para colagem de braquetes podem levar à resistência de colagem similar e em tempo significativamente menor que as luzes convencionais de polimerização. A

maior desvantagem do laser de argônio é seu elevado custo (mais de 6000 dólares). A luz arco de plasma foi feita para ser mais confiável que a luz de laser com custo mais baixo (3000 a 4000 dólares) (MANZO; LIISTRO e CLERK, 2004).

Segundo RAHIOTIS et al. (2004), quanto maior a intensidade de luz, maior a eficiência de polimerização, maior a profundidade de polimerização e menor tempo de exposição são necessário. Entretanto, as altas intensidades de luz aceleram a reação de polimerização resultando em um grande pico de exotermia e liberação de altas temperaturas na ponta do aparelho. As unidades de luz halógena de alta intensidade, de laser argônio e arco de plasma emitem intensidades de 900, 1000 e 2000 mW/cm<sup>2</sup> respectivamente. Por outro lado, a maior parte dos fotoativadores LED, de primeira geração, emitem 300 mW/cm<sup>2</sup>.

Devido à alta intensidade, os fabricantes afirmam que a exposição de um a três segundos de irradiação do arco de plasma (xênon) é suficiente para polimerizar resinas compostas que despenderiam 40 segundos com luzes convencionais. O calor gerado pelas luzes de alta intensidade e a possibilidade de atingir o tecido pulpar têm sido freqüentemente questionados. Em recente estudo com primatas, foram observados danos à polpa quando a temperatura excedeu a 42.5°C. Portanto, nenhum aumento na temperatura da polpa deve exceder a 5 ou 6°C. O aumento na temperatura da polpa, com o uso de luz convencional, foi de 3.3°C e de apenas 0.9°C com a luz xênon. Nas colagens de braquetes ortodônticos, a distância da polpa é considerável, além do que, o esmalte e a dentina agem como camadas protetoras. Portanto, o uso da luz arco de plasma (xênon) por seis segundos na colagem de braquetes parece ser seguro (ÜSÜMEZ, BÜYÜKYILMAZ e KARAMAN, 2003).

Petteimerides, Sherriff e Ireland (2004) efetuaram estudo para comparar a efetividade da colagem ortodôntica com arco de plasma (xênon) e luz halógena convencional. Vinte pacientes tiveram braquetes colados com *Transbond™ XT* (n=10) ou com *Fuji Ortho™ LC* (n=10). No total, 352 dentes foram colados, 176 em cada grupo. A luz halógena foi usada por 20 segundos por dente e a arco de plasma (xênon) por três segundos por dente. Como parâmetro foi usada a falha na colagem, sendo os pacientes acompanhados por seis meses seguintes as colagens. No grupo colado com *Transbond™ XT*, a proporção de falha de colagem foi de 3,41% tanto para luz halógena como para a xênon. Para o grupo colado com *Fuji Ortho™* a proporção foi de 11,4 e 10,2% respectivamente. Não houve diferença estatística significativa entre as colagens feitas com arco de plasma ou com halógena (convencional) independente do material de colagem. Concluíram afirmando que o uso clínico de arco de plasma é seguro, porém, o seu alto custo deve ser considerado.

O uso de diferentes métodos de fotoativação promove diferentes padrões e profundidades de polimerização, portanto é considerado um passo importante na técnica restauradora. Estudo realizado verificou profundidade de polimerização do compósito Z-100 (3M) com teste de microdureza *Knoop* usando quatro métodos de fotoativação. Vinte amostras cilíndricas (5mm de diâmetro por 5 mm de altura) foram preparadas num molde metálico e fotoativadas por um dos quatro métodos: luz contínua (520 mW/cm<sup>2</sup> por 40 segundos); luz progressiva (150 mW/cm<sup>2</sup> por 10 segundos seguida de 520 mW/cm<sup>2</sup> por 30 segundos); luz intermitente (ciclo de 1 segundo, ½ segundo de luz e ½ segundo sem luz por 60 segundos com 520 mW/cm<sup>2</sup>) e plasma xênon (1370 mW/cm<sup>2</sup> por 3 segundos). As medidas de dureza *Knoop* foram obtidas na superfície, nas profundidades de 1,5 mm, 2,5 mm, 4mm e

no fundo pela microdureza HMV-2000, com carga de 50 g por 30 segundos. Vinte e cinco foram realizados em cada amostra, e um total de cinco amostras foram preparadas para cada método de fotoativação. Os valores obtidos foram submetidos ao teste de ANOVA e *Tukey* no nível de significância. Os resultados indicaram que: (1) para o método de luz contínua, o valor de dureza foi estatisticamente superior na área de superfície quando comparado a outras áreas. Para os outros métodos, não houve diferença estatística entre a área de superfície e 1,5 mm; (2) os métodos de luz contínua e progressiva mostraram as mais altas médias no número de dureza *knoop* em todas as áreas; (3) o método de plasma xênon não foi diferente estatisticamente da luz contínua e progressiva na superfície, 1,5 mm e 2,5 mm de profundidade. Entretanto, uma grande diminuição na dureza foi observada nas áreas mais profundas; (4) o método de luz intermitente mostrou resultados intermediários (CUNHA et al., 2003).

Busato, González-Hernández e Macedo (2002) destacaram que quanto maior a espessura do material, maior a dificuldade de polimerização. Recomendaram então que as camadas sejam inferiores a três milímetros e que o tempo de exposição seja maior que o preconizado pelo fabricante, sendo possível obter um maior grau de polimerização, maior capacidade de conversão em profundidade e um valor mais elevado de dureza.

### **1.2.1 Quartzo-tungstênio-halogênio (QTH)-Halógeno**

Swanson et al. (2004) destacaram em seu artigo que os aparelhos fotoativadores convencionais quartzo-tungstênio-halogênio (QTH) usam a maior parte de sua energia para aquecer um filamento de tungstênio até que ele aqueça e brilhe, criando luz. Apenas 1% do total de energia é convertida em luz, a remanescente é transformada em calor. O calor pode causar superaquecimento de filtros de luz e pode causar descoloração de refletores. O ventilador para resfriamento pode ser barulhento e grande. Lâmpadas halógenas duram aproximadamente 50 horas e devem ser substituídas a cada seis meses. Estudos demonstraram que a maior parte dos consultórios odontológicos não faz uma manutenção rotineira de suas unidades fotopolimerizadoras QTH e muitas unidades têm rendimento inadequado para polimerização.

O cuidado com a lâmpada halógena deve ser constante, porque, dependendo do uso, há uma queda gradativa na intensidade de luz produzida, e outros problemas como a opacificação do bulbo podem causar uma redução de até 45% na emissão de luz. Além disto, os aparelhos de lâmpadas halógenas, quando em atividade, geram calor e precisam de um dispositivo para ventilação e refrigeração constantes (RAMOS, NETTO e BURGER, 2003).

Jand et al. (2000) apontaram, em seu estudo, as seguintes desvantagens do fotoativador halógeno:

- a. o tempo de vida efetiva do bulbo de halogênio é de 40-100 horas;

b. bulbo, refletor e filtro se degradam com o passar do tempo;

c. grande quantidade de calor produzido.

Tais fatos levam a um desgaste dos aparelhos que acabam não alcançando o rendimento mínimo apresentado pelo fabricante. Com isso, uma polimerização insuficiente é obtida, as propriedades físicas pioram e aumentam os riscos de falhas.

A saída de luz halógena diminui gradativamente com o tempo de utilização do aparelho e do número de vezes que a lâmpada é ligada durante um certo período. A redução da intensidade luminosa pode ser ocasionada por três causas principais: escurecimento do envelope da lâmpada, embranquecimento do envelope da lâmpada e degradação do refletor. O escurecimento do envelope da lâmpada ocorre devido ao depósito de material do filamento em sua parte interna e provoca uma diminuição na saída de luz em até 67%. O embranquecimento do envelope da lâmpada ocorre por um depósito de cimento básico que vaporiza e forma uma película no envelope de vidro ou um enfraquecimento na vedação do vidro com o metal, permitindo que o ar entre no envelope e as impurezas de vidro de quartzo cristalizem, fazendo com que o envelope transparente da lâmpada se torne de uma cor branca leitosa. A degradação do refletor ocorre com a vaporização da cobertura do mesmo, ou pelo acúmulo de impurezas a partir do cimento da base que forma um depósito na superfície interna do refletor. Dessa maneira, o revestimento do refletor é degradado, e isto por sua vez reduz a saída de luz da lâmpada (SAQUY, SOUZA NETO e PÉCORA, 1996).

Segundo Craig e Powers (2004), os aparelhos fotopolimerizadores de quartzo-tungstênio-halogênio (QTH) apresentam o pico de comprimento de onda que varia entre as unidades em aproximadamente 450 a 490 nm. A intensidade (densidade de potência) varia de 400 a 800 mW/cm<sup>2</sup>, porém unidades QTH de alta intensidade estão disponíveis. Algumas unidades fornecem energia em duas ou três diferentes intensidades (polimerização passo-a-passo) ou numa intensidade contínua e crescente (polimerização em rampa). Uma resina composta típica requer densidade de energia de 16 J/cm<sup>2</sup> (400 mW/cm<sup>2</sup> x 40 s = 16.000 mW/cm<sup>2</sup>) para a polimerização.

Estudo feito para avaliar a intensidade de energia luminosa e o calor produzidos por dez aparelhos fotopolimerizadores de quatro marcas comerciais, todos halógenos, pode concluir que:

- a. os fotopolimerizadores avaliados apresentaram intensidade de luz estatisticamente semelhante entre si;
- b. duas marcas apresentaram intensidade de luz inferior ao adotado como padrão mínimo (300 mW/cm<sup>2</sup>);
- c. foram encontradas quatro unidades fotopolimerizadoras com geração média de calor superior ao adotado como padrão máximo (49 mW/cm<sup>2</sup>) (CASTRO, CRUZ e ESTRELA, 2001).

### 1.2.2 Arco de plasma (PAC)-Xênon

As luzes de arco de plasma (PAC) são aparelhos fotoativadores de alta intensidade. A luz é obtida do gás conduzido eletricamente (plasma) que se forma entre dois eletrodos de tungstênio sob pressão. A emissão é filtrada para minimizar a transmissão de energias infravermelha e ultravioleta. A energia transmitida está na faixa visível entre 380-500 nm, com um pico de rendimento próximo a 480 nm. As luzes PAC economizam tempo durante o procedimento que requer múltiplas exposições, como os preenchimentos para confecção de coroa por incrementos, as restaurações por quadrantes, coroas *veneers* e a colagem de braquetes ortodônticos. Tipicamente, uma exposição de 10 segundos de uma luz PAC é equivalente a 40 segundos de uma luz halógena (CRAIG e POWERS, 2004).

Tanoue, Atsuta e Matsumura (2003) concluíram sua pesquisa afirmando que propriedades superiores, pós-polimerização, de dureza, de solubilidade e de profundidade de polimerização do *Diamond Crown* (material testado) poderiam ser obtidas com o uso de fotoativadores de alta intensidade, embora as propriedades tenham sido aceitáveis com qualquer aparelho usado nesta pesquisa. Naturalmente, o uso do aparelho de fotopolimerização de alta intensidade é o método mais conveniente, clinicamente, do que outros métodos com tempo de exposição maior.

As unidades arco de plasma têm níveis radiométricos entre 450 e 490 nm, justamente a área mais importante para a ativação da canforoquinona (pico de absorção = 468 nm), o mais comum fotoiniciador utilizado. Devido a sua alta intensidade de potência, estas unidades polimerizam resinas compostas em curto

período de tempo (1-10 s). Comparadas às luzes convencionais de halogênio, economizam considerável tempo clínico (HOFMANN, 2002).

Ishikawa et al. (2001) constataram em seu trabalho que a principal vantagem da utilização do arco de plasma é a redução do tempo de “cadeira”. Com o uso da luz convencional, há necessidade de 40 segundos de exposição por braquete, então, aproximadamente 14 minutos são necessários para a colagem de pré-molar a pré-molar em ambas as arcadas. Por outro lado, apenas dois minutos são necessários, quando se usa arco de plasma. Portanto, o tratamento com arco de plasma pode ser uma alternativa vantajosa na colagem de braquetes ortodônticos, porque reduz significativamente o tempo sem afetar a resistência ao cisalhamento.

Klocke et al. (2002) propuseram em estudo *in vitro* avaliar a força de adesão com dois fotoativadores com luz xênon disponíveis comercialmente e a redução nos tempos de ativação. Braquetes de aço inoxidável foram colados em 150 dentes humanos extraídos (75 pré-molares e 75 incisivos). Tempos de dois e seis segundos foram usados para a polimerização com luz xênon, e tempo de 20 segundos foi usado em um grupo controle com fonte de luz halógena. Teste da força de adesão foi realizado com uma máquina de teste universal. Uma substancial redução no tempo de fotopolimerização foi possível com os aparelhos de arco de plasma (xênon). Valores significativamente menores na força de adesão foram encontrados para a colagem de braquetes em pré-molares com luz de arco de plasma e o intervalo mais curto de polimerização de dois segundos, comparado com o maior tempo de seis segundos ou com o tempo padrão de 20 segundos de fotopolimerização com luz halógena. Embora dois segundos de fotopolimerização possam ser adequados para alcançar valores aceitáveis de força de adesão para

incisivos, há maior probabilidade de falha de adesão de braquetes em pré-molares no mesmo período de tempo. Para a colagem de braquetes de aço inoxidável com a fonte de luz de arco de plasma (xênon), são recomendados seis segundos de tempo de fotopolimerização.

Klocke et al. (2003) desenvolveram pesquisa *in vitro* para avaliar a força adesiva e características de descolagem, quando uma polimerização com luz arco de plasma (xênon) é usada para colar braquetes cerâmicos policristalino e monocristalino. Braquetes foram colados com resina adesiva em 240 incisivos mandibulares bovinos extraídos. Tempos de um, três e seis segundos foram usados para polimerização com luz de arco de plasma, e o grupo controle foi polimerizado por 10 segundos por braquete com a luz halógena convencional. A descolagem foi testada em uma máquina universal de teste e segundo a recomendação do fabricante dos braquetes, tanto os braquetes monocristalino como policristalino descolaram na interface braquete-adesivo, independente do método de descolagem, do período de polimerização ou da luz polimerizadora. Não foram observadas fraturas no esmalte após a descolagem. As fraturas nos braquetes foram raras e não afetaram a descolagem. A força de colagem foi significativamente maior para os braquetes monocristalinos ( $p < .0001$ ): a média de força de cisalhamento variou entre  $9.68 \pm 2.17$  MPa (fotoativação com arco de plasma, 1 segundo) e  $10.73 \pm 3.22$  MPa (luz halógena, 10 segundos) para os braquetes policristalinos e entre  $19.85 \pm 2.97$  MPa (fotopolimerização com arco de plasma, 1 segundo) e  $22.94 \pm 3.20$  MPa (fotopolimerização com arco de plasma, 3 segundos) para braquetes monocristalinos. Diferenças significativas foram encontradas para os métodos de polimerização usados ( $p = .047$ ). Um intervalo de fotopolimerização de 3 segundos

com arco de plasma é recomendado tanto para os braquetes cerâmicos monocristalinos como os policristalinos.

Oyama, Komori e Nakahara (2004) examinaram a potência espectral e a intensidade de luz de quatro fotopolimerizadores LED (*Lux-O-LMax*®, *LEDemetron 1*®, *Ortholux LED*® e *The Cure*®), dois QTH (*Optilux*® 501 e *Co-bee*®) e um PAC (*Apollo*® 95 E). Foram determinados os efeitos do afastamento do condutor de luz. Na medição da potência espectral, o *Ortholux LED*® mostrou o valor mais alto de 458 nm. A intensidade de luz diminuiu significativamente com a distância. Embora o *The Cure*® tenha mostrado uma intensidade de luz maior do que o *LEDemetron 1*® em distância de zero milímetros, a intensidade de luz do *LEDemetron 1*® foi maior do que o *The Cure*® de 5 a 20 mm. Não houve diferença significativa entre o *The Cure*® e o *Ledemetron 1*®. O modo estimulado aumentou a intensidade de luz em qualquer distância. Embora a ponta Turbo tenha intensificado a intensidade de luz em zero milímetro de distância, a redução da intensidade de luz pela ponta Turbo foi demonstrada em 5 a 20 mm de distância.

Estudo desenvolvido com unidades fotoativadoras que operam em alta intensidade e são usadas com o intuito de obter ótimas propriedades das resinas compostas, em curtos intervalos de tempo, avaliou as características da resina composta polimerizada pelas unidades fotoativadoras de arco de plasma (xênon). As características de polimerização investigadas foram profundidade de polimerização, contração de polimerização de parede a parede e foram quantificadas as ligações duplas. As unidades xênon utilizadas na pesquisa foram *Apollo*® 95 E e 1000 PAC® e a unidade convencional foi a *Curing Light*®XL 3000. Foi constatada uma maior quantidade de ligações duplas remanescentes com o uso do *Apollo*® 95 E, do que

com o XL 3000. A profundidade de polimerização com as unidades arco de plasma (xênon) foi igual ou menor que o obtido com a unidade convencional. A contração de polimerização de parede a parede foi igual ou menor com as unidades de arco de plasma do que a convencional (PEUTZFELDT, SAHAFI e ASMUSSEN, 2000).

### **1.2.3 Halógeno (QTH) x Xênon (PAC)**

Estudo clínico demonstrou não haver diferenças significativas na taxa total de falha de colagem de braquetes pré-cobertos com adesivo polimerizados com luz halógena e luz arco plasma. Além disso, não foi encontrada diferença estatística significativa entre a taxa de falha das duas luzes quando as atuações clínicas dos arcos maxilares e mandibulares foram comparadas. A luz de arco de plasma pode ser considerada uma alternativa vantajosa à luz convencional (halógena), porque permite ao clínico uma redução significativa do tempo de polimerização sem afetar significativamente a taxa de falha de colagem (CACCIAFESTA, SFONDRINI e SCRIBANTE, 2004).

Manzo, Liistro e Clerck (2004) realizaram uma pesquisa cujos objetivos eram, em estudo prospectivo de um ano, avaliar a confiabilidade clínica do *Apollo*® 95E luz xênon (*Dental/Medical*) para colagem de braquete e compará-la com a da luz halógena do *Ortholux*®. Foram investigados os índices de falhas e o tempo de cadeira de ambos os métodos. Os autores concluíram: o tempo de colagem com o PAC foi consideravelmente menor do que com o QTH convencional; os dois métodos de polimerização mostraram o mesmo índice de falha na colagem; houve

significativamente mais falhas na adesão no segmento posterior que no anterior para os braquetes colados com QTH, mas não para os braquetes colados com PAC; não houve diferença estatística no índice de falhas entre arcos superior e inferior para quaisquer dos métodos.

Oesterle, Newmann e Shellhart (2001) visaram em trabalho de pesquisa testar a eficácia de uma luz xênon e uma luz halógena (convencional) na produção efetiva das forças de adesão para braquetes ortodônticos. Braquetes padronizados foram colados em esmalte bovino com três diferentes materiais de colagem ortodôntica. Os materiais de colagem foram expostos à luz halógena por 40 segundos e xênon por três, seis e nove segundos. A força de adesão foi testada 30 minutos e 24 horas após a fotopolimerização. Os resultados mostraram que a força de adesão com a aplicação de luz xênon foi maior com tempos mais longos de exposição. Não houve diferenças estatísticas significativas entre a força de adesão dos braquetes expostos à luz halógena por 40 segundos e aqueles expostos à luz xênon por três, seis ou nove segundos. Contudo, exposições à luz xênon por seis ou nove segundos foram necessários para produzir forças de adesão equivalentes às aquelas produzidas pela luz de quartzo-tungstênio-halogênio.

Foi estimado por Reynolds que uma força de união mínima de 6-8 MPa seria adequada para a maioria das necessidades ortodônticas. No presente estudo, a média de resistência de união das várias combinações de grupos foi acima desse limite, independente do tipo de fonte de luz. Até mesmo polimerização por dois segundos com xênon produziu resistência de união clinicamente aceitável, para ambos os tipos de braquetes. A redução no tempo de fotopolimerização com o uso do fotoativador PAC (Xênon) representa um grande avanço na colagem de

braquetes tanto para o paciente quanto para o profissional (SFONDRINI, CACCIAFESTA e KLERSY, 2002).

Sfondrini et al. (2001) desenvolveram pesquisa para comparar os efeitos de um aparelho convencional e de um xênon na resistência de união de esmalte de uma resina composta e de um ionômero modificado por resina na colagem direta de braquetes de aço inoxidável. A quantidade de adesivo residual no dente após a descolagem também foi medida. Concluíram que houve maior frequência de falha de colagem, na interface braquete adesivo quando a resina composta foi polimerizada com unidade convencional. Ao contrário, os grupos remanescentes, polimerizados com xênon, mostraram uma maior frequência de falha na interface esmalte adesivo. Isto é vantajoso, porque existe menos adesivo para remover da superfície do esmalte após a descolagem. Além disso, todos os grupos que foram colados com ionômero modificado por resina exibiram uma maior frequência de falha de colagem na interface esmalte adesivo, independente da fonte de luz. Após um período de 24 horas, tanto *Transbond™ XT* como *Fuji Ortho® LC* levaram a forças de união de ambos adesivos polimerizados com xênon a não serem estatisticamente diferentes das obtidas pela polimerização com unidade convencional. Polimerização por apenas dois segundos com o xênon não inviabiliza o uso clínico desses materiais. Resina composta tem maior força de união que o ionômero modificado por resina, independente do tipo de unidade polimerizadora utilizada. Xênon pode ser recomendado como uma alternativa vantajosa para polimerizar tanto resina quanto ionômero modificado por resina, porque ele reduz significativamente o tempo necessário para a polimerização sem afetar as forças de união.

Oesterle, Newman e Shellhart (2002) compararam a força de adesão de braquetes colados com luz xênon pulsátil, luz xênon não-pulsátil e luz convencional (halógena). O uso do fotopolimerizador com luz xênon pulsátil resultou em igual ou menor resistência de cisalhamento quando comparado à luz não-pulsátil.

Sfondrini et al. (2004) apresentaram estudo clínico, de 12 meses, onde compararam as falhas de colagens feitas com luz xênon ou luz halógena. Os pacientes foram distribuídos em dois grupos: grupo A – as colagens feitas no quadrante esquerdo da maxila e do direito da mandíbula foram ativadas com luz halógena e os demais com luz xênon – e o grupo B - os quadrantes foram invertidos. Um total de 1434 braquetes de aço inoxidável foi colado: a colagem de 717 foi fotoativada por luz halógena (convencional) por 20 segundos e a colagem dos outros 717 foi ativada com luz xênon por cinco segundos. Os autores puderam concluir que não houve, clinicamente, diferença estatística significativa no índice de falha com luz halógena e luz xênon na adesão dos braquetes. Nem mesmo, quando a percentagem de falha de adesão, entre as duas luzes, foi examinada na performance clínica nos arcos superior e inferior, bem como, no segmento anterior e posterior foram comparados. Destacaram ao final que a luz xênon pode ser considerada uma alternativa vantajosa em relação à polimerização com a luz convencional, pois reduzem consideravelmente o tempo sem afetar a taxa de falha de adesão.

St-Georges et al. (2003) constataram, em estudo realizado, que as luzes de alta intensidade (PAC e laser argônio) não afetaram adversamente as propriedades mecânicas das resinas compostas. Embora exista uma tendência da luz PAC produzir baixos valores médios de muitas propriedades mecânicas, a diferença,

quando comparada aos valores médios obtidos com a luz QTH convencional, não foi estatisticamente significativa. Portanto, testes *in vivo* devem ser desenvolvidos para determinar se, clinicamente, há diferenças significativas entre as diferentes luzes e métodos de polimerização.

Usumez e Özturk (2004) elaboraram pesquisa para avaliar o aumento de temperatura induzido por vários tipos de unidades polimerizadoras durante a polimerização de cimento resinoso em restaurações cerâmicas. Foram utilizadas uma luz halógena convencional, uma luz halógena de alta intensidade, uma luz arco de plasma e uma unidade LED. O aumento de temperatura foi avaliado abaixo do disco de dentina com um par termoeletrico. O aumento de temperatura variou significativamente dependendo da unidade polimerizadora usada. A luz arco de plasma (xênon) induziu aumentos significativamente maiores do que qualquer outra unidade polimerizadora. A unidade LED produziu a mais baixa alteração de temperatura. Não houve diferenças estatísticas significativas entre as unidades polimerizadoras convencional e de alta intensidade halógena. Concluíram que a polimerização com unidades caracterizadas pela produção de alta energia (xênon) causaram as maiores mudanças de temperatura comparada às das outras unidades fotoativadoras, mas o aumento de temperatura detectado não foi visto como crítico para a saúde pulpar.

Ozturk et al. (2004) avaliaram a temperatura em dois adesivos (*Clearfil SE bond*® [CSEB] e *EBS-Multi*® [EBSM]) e duas resinas compostas (*Clearfil AP-X*® [CAPX] e *Pertac II*® [PII]), quando ativados por quatro tipos de luz: *light-emitting diode* (LED), *plasma arc curing* (PAC), *high intensity quartz tungsten halogen* (HQTH) e *quartz tungsten halogen* (QTH). O aumento de temperatura, durante a

polimerização do adesivo resinoso e da resina composta, foi avaliado. O aumento da temperatura dos adesivos e resinas compostas não apresentou diferença estatisticamente significativa. O maior aumento de temperatura foi observado durante a fotopolimerização do *EBSMulti*® com PAC (5.16°) e HQTH (4.28°), respectivamente. Os valores da temperatura produzidos pelo QTH (1.27°C-2.83°C para adesivo resinoso; 1.86°C-2.85°C para resina composta) para ambos, adesivos e resinas compostas, foram significativamente menores do que os obtidos pelo PAC e HQTH. No entanto, esses valores foram consideravelmente maiores do que os produzidos pelo LED (1.16°C-2.08°C para adesivo resinoso; 1.13°C-2.59°C para resina composta). Fontes de luz de alta energia (PAC e HQTH) provocam significativo aumento de temperatura em relação às de baixa energia (QTH e LED). Nesse estudo o aumento de temperatura nunca ultrapassou o valor crítico para a saúde pulpar que é de 5.6°C.

Alguns estudos mostraram que alta irradiação proveniente do arco plasma, por poucos segundos, pode não ser adequada para produzir ótimas propriedades à resina composta e tem uma marcada influência no grau de polimerização. A preocupação em relação aos possíveis efeitos prejudiciais de uma polimerização rápida levou a esta pesquisa, na qual o efeito da luz halógena e do arco plasma foi comparado por meio da dureza de superfície, interação salina e a exotermia de polimerização do material. Quando os compósitos e compômeros sofrem polimerização, vários fatores influenciam a quantidade de calor que pode ser transmitido à polpa. As duas maiores fontes de calor são a energia da unidade fotoativadora e a exotermia da polimerização. A primeira está relacionada à intensidade e duração da exposição, enquanto a última está relacionada à espessura do material, condutividade térmica e fatores como composição da resina.

As maiores exotermias de polimerização foram registradas quando do uso de luz halógena, sendo que as menores temperaturas foram obtidas com a luz arco plasma. A maior exotermia também é indicativa de um maior grau de conversão de união dupla de carbono para união simples e está de acordo com os resultados obtidos no teste de dureza de superfície deste estudo (DEB e SEHMI, 2003).

Segundo Danesh et al. (2004), o sistema de ativação com arco de plasma foi introduzido para diminuir o tempo gasto pelo dentista em polimerizar resinas, especialmente em cavidades profundas. Mais camadas de resinas compostas poderiam ser aplicadas e polimerizadas em menor tempo. A eficiência das unidades arco de plasma dependem fortemente de qual fotoiniciador a resina composta contém. Logo, os fabricantes de resinas compostas deveriam dar informações do tipo de fotoiniciador usado ou do espectro requerido para fotoativar seus materiais. Baseado nesta informação, o dentista poderia decidir por si mesmo se a polimerização com arco plasma é apropriada ou não para uma determinada resina. De acordo com este estudo um tempo de 3s, recomendado pelo fabricante para a unidade *Apollo® 95 E*, não foi suficiente para gerar propriedades mecânicas adequadas em diferentes resinas testadas. Foram necessários dois ou três ciclos de três segundos de polimerização para produzir propriedades mecânicas não significativamente piores que com 40s de luz convencional.

Hasegawa et al. (2001) destacaram em seu trabalho que, do ponto de vista clínico, a aplicação da fonte de luz xênon para polimerização de resinas compostas tem sido uma vantagem na redução do tempo de polimerização sem danos na integridade marginal, se a cavidade dentinária for tratada com ótimo sistema de adesão. Além disso, quando o lençol de borracha não puder ser aplicado, a chance

de contaminação nas paredes cavitárias pela saliva é possivelmente minimizada pela rápida polimerização usando a luz xênon. Concluíram em sua pesquisa que a profundidade de polimerização pela luz xênon foi significativamente maior do que pela luz halógena, enquanto a adaptação marginal não sofreu nenhuma deterioração significativa.

Dietschi, Marret e Krejci (2003) compararam a efetividade de polimerização de um aparelho de arco plasma e de um de luz halógena, baseados na medição da dureza dos compostos nas amostras polimerizadas em cavidades feitas em dentes naturais. A alta densidade de energia é considerada necessária para uma adequada polimerização de resina composta em um curto espaço de tempo. O aumento da densidade de energia gerada pela luz PAC foi capaz de reduzir significativamente a duração da exposição da polimerização direta de um e dois mm de espessura dos compostos das amostras em comparação com a luz QTH. Essa redução pode induzir a uma redução do tempo de “cadeira”, especialmente quando técnicas incrementais são utilizadas.

Nomoto, McCabe e Hirano (2004) em pesquisa compararam os aparelhos fotopolimerizadores de luz halógena, plasma e LED e concluíram que: o plasma e LED requerem maior tempo de irradiação do que o tempo recomendado por seus respectivos fabricantes, além disso, recomendaram aos clínicos estarem atentos ao aumento do potencial térmico e UV-A quando usarem o aparelho fotopolimerizador de plasma.

Gagliani, Fadini e Ritzmann (2002) realizaram pesquisa com dois fotoativadores de alta intensidade (xênon) e um convencional (halógeno) em que

foram avaliadas algumas propriedades. Os autores concluíram que os aparelhos de alta potência mostraram ser inferiores na profundidade de polimerização das resinas compostas quando comparados com o aparelho convencional. Portanto, a redução do tempo de polimerização proposto pelos fabricantes dos fotopolimerizadores de alta potência parece ser efetiva somente na camada superficial.

Segundo Fares et al. (2004) os fatores que mais influenciam o grau de conversão da resina estão sob o controle dos profissionais, sendo eles: a espessura do incremento (o de maior importância), o tempo de exposição à luz, a intensidade de luz e o comprimento de onda. Já os que não estão ao alcance do clínico, como tipo de partículas inorgânicas incorporadas, composição do complexo resinoso e matriz do material, apresentam, por sua vez, um mínimo impacto se comparados com os demais.

***Proposição***

---

## 2 PROPOSIÇÃO

A presente pesquisa objetiva avaliar e comparar:

1. A polimerização da resina composta - conversão monômero/polímero - fotoativada por unidade com luz de arco de plasma (PAC, xênon) ou com luz convencional (QTH, halógena) e em tempos significativamente diferentes (PAC um, dois e três segundos / QTH dez, vinte e trinta segundos) – Teste de Espectrofotometria.

2. A polimerização da resina composta - microdureza – quando fotoativada por unidade PAC ou QTH, nos tempos predeterminados – Teste de Microdureza *Knoop*.

3. A temperatura, no extremo distal do condutor de luz, das duas unidades fotoativadoras nos tempos predeterminados.

***Metodologia***

---

### **3 METODOLOGIA**

A presente pesquisa foi desenvolvida dentro do Programa de Pós-Graduação em Cirurgia e Traumatologia Bucomaxilofacial, da Faculdade de Odontologia da Pontifícia Universidade Católica do Rio Grande do Sul (FOPUCRS), em Porto Alegre-RS, tendo sido o seu projeto de pesquisa aprovado pela Comissão Científica e de Ética da FOPUCRS, sob o nº de protocolo 0053/2004 – (ANEXO A).

#### **3.1 DELINEAMENTO DA PESQUISA**

A presente pesquisa foi desenvolvida dentro do paradigma tradicional quantitativo, utilizando uma abordagem descritiva relacional.

#### **3.2 PROBLEMA**

Considerando a dificuldade de manter seco, livre de sangue e exsudato o local de colagem de acessório em dentes retidos, uma polimerização rápida e segura pode ser alcançada com fotoativadores de alta intensidade de luz como o PAC?

### **3.3 HIPÓTESE**

Os fotoativadores com alta intensidade de luz têm a qualidade de reduzirem drasticamente o tempo de polimerização, com a geração de calor dentro dos limites aceitáveis de segurança, sendo úteis na agilização dos procedimentos de colagens de acessórios.

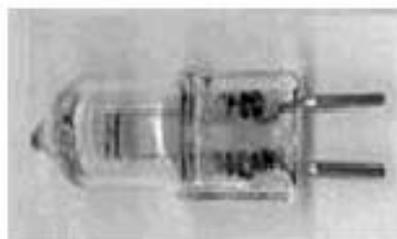
### **3.4 MATERIAIS**

#### **3.4.1 Fotoativadores**

Foram utilizados dois fotoativadores, um com lâmpada de xênon e o outro com lâmpada halógena (convencional-controle). As referidas lâmpadas podem ser observadas a seguir (FIGURAS 1 e 2).



**Figura 1 - Lâmpada xênon**



**Figura 2 - Lâmpada halógena**

O aparelho de alta intensidade de luz foi o *Apollo® 95E* - *DenMed Technologies* (FIGURA 3) e o convencional foi o *Curing Light® XL 3000* - *3M UNITEK* (FIGURA 5) - com intensidade de luz de 620 mW/cm<sup>2</sup>. As características dos aparelhos, como faixa de comprimento de onda, diâmetro da ponteira, intensidade de luz e fabricante, estão apresentadas, segundo especificações dos fabricantes, no Quadro 1.

Quadro 1 - Características dos fotoativadores utilizados.

Características					
Aparelho	Tipo	Comprimento de onda (nm)	Diâmetro da ponteira (mm)	Intensidade de luz (mW/cm <sup>2</sup> )	Fabricante
<i>Curing Light® XL 3000</i>	Luz halógena	420 – 500	8	620 <sup>1</sup>	3M <i>Unitek</i> USA
<i>Apollo® 95E</i>	Luz xênon	460 - 490	8	1600	DenMed <i>Tecnologies</i> USA

<sup>1</sup>Aferição realizada com o Radiômetro EFOS –*Cure Rite Radiometer*, Modelo 8000 – EUA. Valores em torno de 600 mW/cm<sup>2</sup> são considerados normais para fontes halógenas (BUSATO, GONZÁLEZ-HERNÁNDEZ e MACEDO, 2002).



Figura 3 - Fotoativador halógeno (QTH) – *Curing Light® XL 3000*.

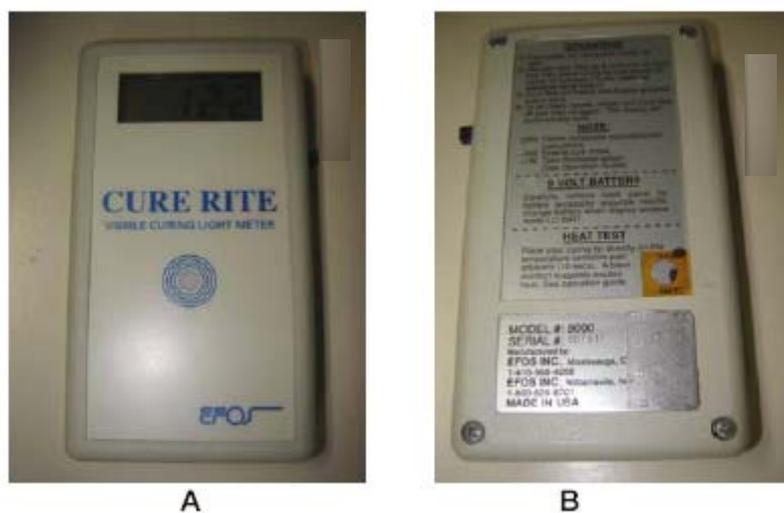


Figura 4 - Radiômetro digital para luz halógena (A=frente / B=verso)



Figura 5 - Fotoativador Apollo® 95E-DenMed Technologies.



Figura 6 - Painel do fotoativador *Apollo*® 95E-DenMed Technologies.



Figura 7 - Condutor de luz (com anel plástico ativador) *Apollo*® 95E.

### 3.4.2 Resina Composta

A resina composta utilizada nesta pesquisa foi a *Transbond™ XT* (FIGURA 8) lotes 4BR/4LH, 4MH/4BX e 4Mk/4BY, com vencimento, respectivamente, em 4/2007, 10/2007 e 11/2007. A resina composta contém na sua composição 14% de BisGMA, 9% de BisEMA e 77% de carga - 5 a 9 $\mu$ m - (quartzo e sílica) – 3M **Unitek Orthodontic Products**, Monrovia, CA, USA (CACCIAFESTA, SFONDRINI e SCRIBANTE, 2004).



Figura 8 - *Transbond™XT 3M Unitek* (seringa).

### 3.5 PROCEDIMENTOS METODOLÓGICOS

Inicialmente, o grupo QTH foi dividido em três de acordo com o fotoativador e o tempo de ativação. O mesmo procedimento foi adotado em relação ao grupo PAC. Os tempos de fotopolimerização adotados foram: 10, 20 e 30 segundos (QTH – controle) e um, dois e três segundos (PAC), conforme pode ser observado no Quadro 2.

**Quadro 2 - Constituição dos grupos**

<b>Fonte</b>	<i>Curing Light®</i> XL3000(QTH)	<i>Apollo 95E</i> (PAC)
<b>Tempo de ativação*</b>	Grupo QTH - 10s Grupo QTH - 20s Grupo QTH - 30s	Grupo PAC - 1s Grupo PAC - 2s Grupo PAC - 3s

\*Os tempos de ativação foram selecionados entre os disponíveis em cada fotoativador.

### 3.5.1 Espectrofotometria

A espectrofotometria é um método que permite avaliar a qualidade da polimerização, por meio da taxa de conversão de ligações duplas de carbono (C=C) em ligações simples (C-C).

#### 3.5.1.1 Preparo do corpo-de-prova

Foram confeccionadas matrizes metálicas (aço inox.) cilíndricas com 10mm de diâmetro externo, 8mm de diâmetro interno e 1,5mm de espessura (FIGURA 9). Quinze matrizes metálicas (cinco em cada tempo predeterminado) foram preenchidas com resina composta que foi fotoativada pela unidade halógena (QTH), empregando-se o aparelho *Curing Light XL® 3000* (3M *Unitek*) com intensidade de luz de 620 mW/cm<sup>2</sup>. Outras 15 matrizes metálicas (cinco em cada tempo predeterminado) também receberam a mesma resina que, desta feita, foi ativada por uma unidade fotoativadora xênon (PAC) empregando-se o aparelho *Apollo® 95E* (*DenMed Technologies*) com intensidade de luz de 1600 mW/cm<sup>2</sup>, conforme especificações do fabricante. Cada matriz foi inserida no rebaixe da placa metálica (FIGURAS 10 e 11), com o objetivo de obliterar o espaço restante do cristal e padronizar a distância condutor de luz-resina (um milímetro), sendo cada aparelho ativado por três diferentes tempos: *Curing Light® XL 3000* (QTH) 10, 20 e 30 segundos e o *Apollo® 95E* (PAC) um, dois e três segundos (tempos de ativações disponíveis em cada aparelho).



Figura 9 - Matriz metálica



Figura 10 - Placa metálica, obliteratedora e distanciadora, com orifício . A- Sinalização na parte superior da placa indica o lado de inserção da matriz. B- Lado de inserção do condutor de luz do fotopolimerizador.

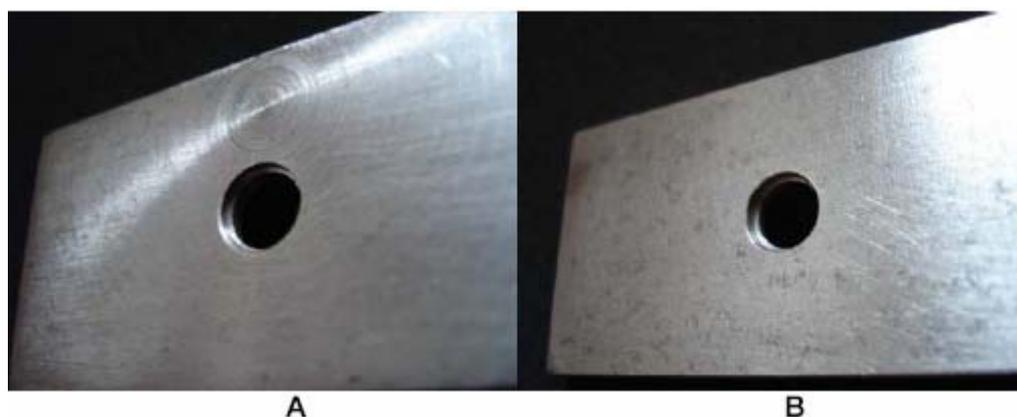


Figura 11 - Placa metálica evidenciando os rebaixas (ambos os lados). Os rebaixas são unidos por uma porção intermediária vazada, permitindo, desta forma, a fotoativação da resina desde o lado oposto.



Figura 12 - Corpo-de-prova

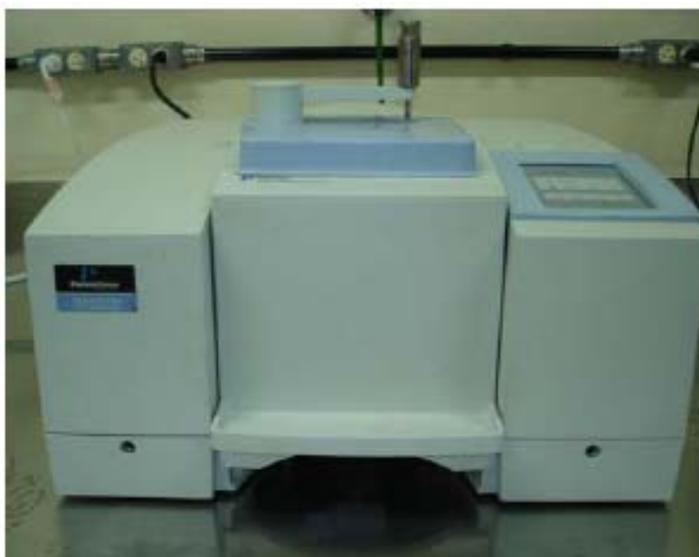


Figura 13 - Espectrofotômetro por infravermelho - FTIR (*Perkin-Elmer*, EUA).  
Faculdade de Química PUCRS.

A matriz e placa metálica foram posicionadas sobre a placa de cristal do acessório ATR (*attenuated total reflection*) de seleneto de zinco (Zn-Se) localizado no espectrofotômetro por infravermelho – FTIR (FIGURA 14).



**Figura 14 - Placa de cristal do acessório ATR.  
Faculdade de Química PUCRS.**

A seqüência de avaliação para cada corpo-de-prova foi a que segue:

- a. espectro de fundo - com todos os artefatos (Nujol, matriz cilíndrica, placa metálica e tampa com fundo negro do próprio aparelho) e sem a resina. Esta medida de fundo tem a finalidade descontar os espectros dos artefatos usados na avaliação;
- b. espectro do monômero - adição da resina composta ao conjunto (sem polimerização);
- c. espectro do polímero - resina composta polimerizada (com fotoativador e tempos predeterminados).

O uso de Nujol, óleo mineral puríssimo (Laboratório *Shering – Plough*), sobre o cristal se fez necessário para evitar a aderência da resina composta ao mesmo.

A resina composta *Transbond XT™* (3M Unitek, Monrovia, CA) foi colocada diretamente da seringa para o interior da matriz até preenchê-la. Em seguida, planificada com o auxílio de uma espátula *Thompson* (Dental MFG – USA) para resina. Posteriormente foi colocada a tampa do aparelho e feita a leitura (espectro do monômero). Após, removida a tampa, foi fotoativada a resina e recolocada a tampa para fazer a nova leitura (espectro do polímero).

Concluída a seqüência de avaliação a placa de cristal do acessório ATR foi removida, limpa (com acetona e papel absorvente), seca com soprador serigráfico (*STEINEL*-Alemanha) (FIGURA 15), recolocada e untada com óleo mineral (Nujol).



**Figura 15 - Soprador Serigráfico *Steinel* – HL 500.  
Faculdade de Química PUCRS.**

Todas as medidas foram tomadas com resolução de  $4\text{cm}^{-1}$  e 4 varreduras internas por leitura.

### 3.5.1.2 Preparo do aparelho FTIR (Espectrofotômetro)

Para a taxa de conversão das ligações duplas de carbono em simples, foram comparados os espectros dos monômeros e seus respectivos polímeros, sendo mensurados os picos nas frequências  $1636,00\text{cm}^{-1}$  (ligações duplas C=C) e  $1608,00\text{cm}^{-1}$  (ligações simples C-C) (REUGGEBERG, HASHINGER e FAIRHURST, 1990).

Os espectros foram registrados em computador por meio do *Software Spectro One* e passaram pelos seguintes processos:

-*Interpolate* 2000.00, 1550.00, -1,0;

-*Autorange* X, Y;

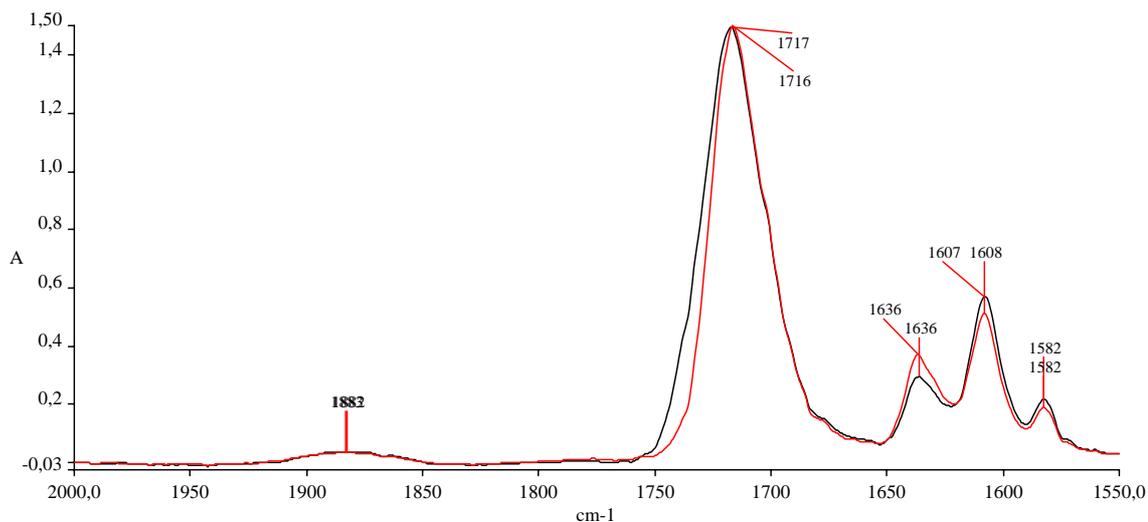
-*Absorbance*;

-*Normalize* 3 2000,00; 1550,00; 1,50; 2000,00;

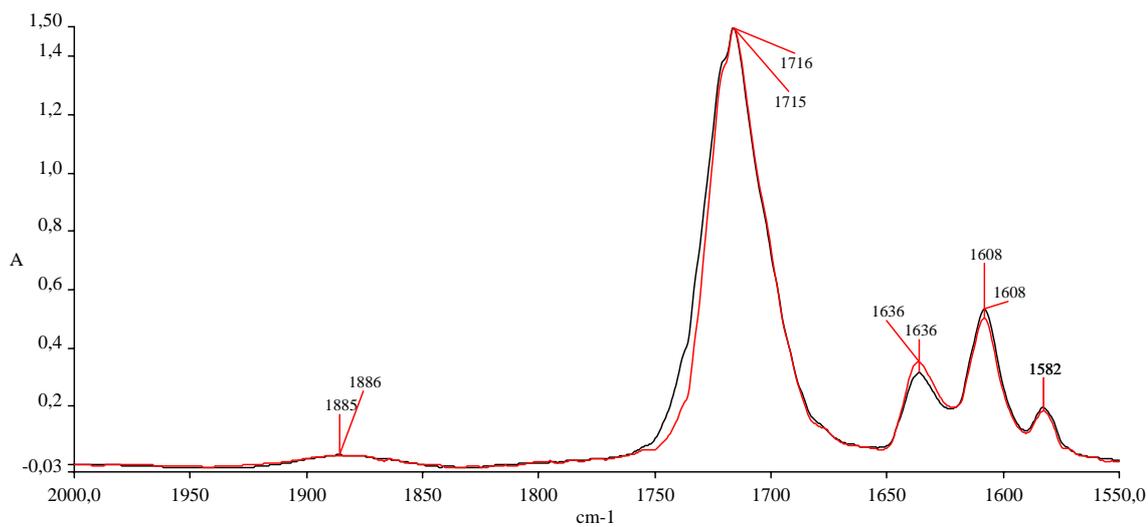
-*Autorange* X, Y.

Posteriormente os espectros foram medidos em pares, e a cada espectro de monômero correspondia um espectro de polímero. As medidas foram tomadas seguindo a metodologia de base corrigida e usando também o método de valores dos picos proposto por Rueggeber, Hashinger e Fairhurst, em 1990.

As linhas bases usadas para a padronização das medidas foram traçadas entre as frequências de onda da ordem  $1640,91$  e  $1575,00\text{cm}^{-1}$ .



**Gráfico 1 - QTH 10 segundos – monômero (vermelho)/polímero (preto).**  
 Fonte: Dados da pesquisa (FOPUCRS; 2005).



**Gráfico 2 - PAC 1 segundo – monômero (vermelho)/polímero (preto).**  
 Fonte: Dados da pesquisa (FOPUCRS; 2005).

Para as medidas obtidas foi aplicada a fórmula para o cálculo de conversão utilizado por Eliades, Johnston e Eliades, em 1995:

$$\% \text{ Conversão} = 100 \cdot 1 - \frac{\text{Polímero (C=C)} \cdot \text{Monômero (C-C)}}{\text{Monômero (C=C)} \cdot \text{Polímero (C-C)}}$$

Na intenção de eliminar ruídos de fundo e descontar imperfeições do cristal de leitura, no início e entre cada corpo de prova, foi realizada uma leitura em branco e registrado como *background* no *software* da máquina.

### 3.5.2 Microdureza (desempenho mecânico)

Com a finalidade de determinar a influência apresentada pelas unidades fotoativadoras QTH e PAC, na polimerização da resina composta, foi adotado também o teste de microdureza *Knoop*. O referido teste é um excelente ensaio para se inferir sobre o grau de conversão de monômero/polímero de um compósito. Quanto maior a microdureza, melhores serão as propriedades mecânicas do material (KANCA, 1989).

A endentação do tipo *Knoop* tem a forma de um losango (FIGURA 17), e o cálculo do valor de dureza do material é feito por meio da fórmula:

$$\text{Microdureza Knoop} = \frac{14228 \times c}{d^2}$$

14228 = constante;

c = carga em gramas;

d<sup>2</sup> = diagonal maior do losango formado (μm).

A diagonal maior pode ser obtida diretamente pelo programa ou determinada, quando necessário, pelo operador.

### 3.5.2.1 Preparo do corpo-de-prova

Foi colocada sobre uma placa de vidro uma tira de poliéster e, posteriormente, a matriz metálica. A finalidade da interposição da tira de poliéster foi não permitir a aderência da resina composta à placa de vidro. Posteriormente a matriz foi preenchida com resina composta *Transbond™ XT* e planificada com o auxílio de uma espátula *Thompson (Dental MFG – USA)*.

As matrizes metálicas empregadas neste teste foram idênticas às usadas no teste anterior o que permitiu o uso da placa metálica possibilitando a padronização da distância de fotoativação e a estabilização do corpo-de-prova no aparelho HMV (FIGURA 16).

Os 25 corpos-de-prova foram fotopolimerizados (15 QTH e 10 PAC), sendo cinco em cada tempo predeterminado, para avaliar a microdureza *Knoop*. O valor final de microdureza de cada corpo-de-prova foi a média aritmética das três

mensurações. A seqüência dos procedimentos do teste foi sucessiva e individual. Todas as medidas foram tomadas imediatamente após a fotopolimerização.

A resina fotoativada por um segundo (PAC) não apresentou condições para o teste (com a força e o tempo empregados na pesquisa). As endentações apresentaram medidas maiores que as do quadro de aferição do aparelho.

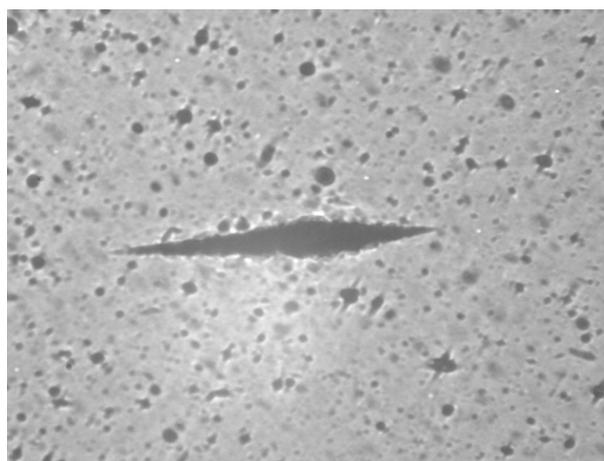
### 3.5.2.2 Preparo do aparelho HMV (Microdurômetro)

O teste de microdureza *Knoop* foi realizado com o aparelho *Micro Hardness Tester* HMV (*Shimadzu*-Japão) (FIGURA 16).



Figura 16 - Aparelho *Micro Hardness Tester* HMV (*Shimadzu*-Japão).  
Faculdade de Odontologia PUCRS.

A microdureza da resina composta foi avaliada na superfície oposta a de exposição à fonte de luz. Foram realizadas três endentações em cada corpo-de-prova, em diferentes locais da superfície da resina composta, empregando-se carga de 200 gramas, por 15 segundos, totalizando 75 medidas.



**Figura 17 - Endentação, em forma de losango, realizada na resina composta (Teste de microdureza *Knoop*).**

### **3.5.3 Temperatura**

A temperatura das duas fontes luminosas foi avaliada nos tempos pre-determinados para cada uma delas, colocando-se a ponteira do dispositivo de aferição (*Sekundenthermometer* - GTH 1160 - *PHYWE*) (FIGURA 18) justaposta à ponta externa do condutor de luz das unidades fotoativadoras e registrando-se os resultados obtidos diretamente do visor (digital) do dispositivo citado. Este procedimento foi repetido por cinco vezes para cada tempo e fotoativador avaliados, tomando-se as médias aritméticas obtidas para a realização da análise.



Figura 18 - Dispositivo de aferição de temperatura (*Sekundenthermometer GTH 1160- PHYWE*).  
Faculdade de Física PUCRS.

### 3.6 ANÁLISE ESTATÍSTICA

A análise estatística deste trabalho foi apresentada através de tabelas, gráficos, estatísticas descritivas (média e desvio-padrão) e realizada por testes estatísticos destacados a seguir.

Para a verificação da normalidade dos dados foi utilizado o teste não-paramétrico *Kolmogorov-Smirnov*. Este teste é considerado uma prova de aderência, diz respeito ao grau de concordância entre a distribuição de um conjunto de valores amostrais e determinada distribuição teórica específica, neste caso, a distribuição normal (SIEGEL, 1975). Para os dados obtidos neste estudo esta condição da normalidade foi garantida para todas as variáveis.

Com o objetivo de comparar os grupos entre si, foram realizados os testes estatísticos Análise de Variância (*ANOVA*) e o teste de comparações múltiplas de *Tukey*. Este teste aplica-se em situações nas quais o pesquisador deseja comparar mais que dois grupos experimentais com relação a uma variável quantitativa. O procedimento de *Tukey* é um complemento à *ANOVA* e visa identificar quais as médias que, tomadas duas a duas, diferem significativamente entre si (CALLEGARI-JAQUES, 2003).

Para o processamento e análise destes dados foi utilizado o *software* estatístico SPSS® versão 10.0.

***Resultados***

---

## 4 RESULTADOS

### 4.1 COMPARAÇÃO ENTRE OS GRUPOS

#### 4.1.1 Espectrofotometria

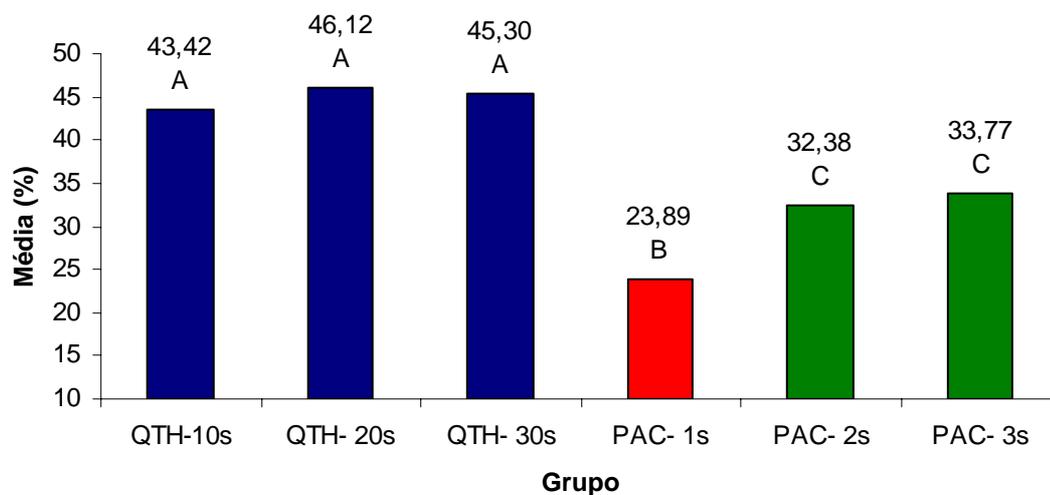
**Tabela 1 - Números, médias, desvios-padrão e análise de variância comparando os valores da espectrofotometria (%) nos grupos estudados.**

Grupo	n	Média	Desvio-padrão	<i>p</i>
QTH-10s	5	43,42 <sup>A</sup>	2,84	0,01*
QTH-20s	5	46,12 <sup>A</sup>	3,72	
QTH-30s	5	45,30 <sup>A</sup>	4,41	
PAC-1s	5	23,89 <sup>B</sup>	6,09	
PAC-2s	5	32,38 <sup>C</sup>	3,17	
PAC-3s	5	33,77 <sup>C</sup>	2,08	

\*Médias seguidas de mesma letra não diferem entre si.

Fonte: Dados da pesquisa (FOPUCRS; 2005).

Por meio dos resultados do teste estatístico Análise de Variância e do teste de comparações múltiplas de *Tukey*, verifica-se que existe diferença significativa entre os grupos estudados. Observa-se que os grupos QTH 10, 20 e 30 segundos apresentam maiores médias e não diferem entre si, mas diferem dos grupos PAC dois e três segundos (que não diferem entre si). O grupo PAC um segundo apresenta a menor média e difere de todos os outros grupos ( $p=0,01$ ).



**Gráfico 3 - Comparação entre os grupos: Espectrofotometria**

Nota: médias seguidas da mesma letra não diferem entre si.

Fonte: Dados da pesquisa (FOPUCRS; 2005).

#### 4.1.2 Microdureza *Knoop*

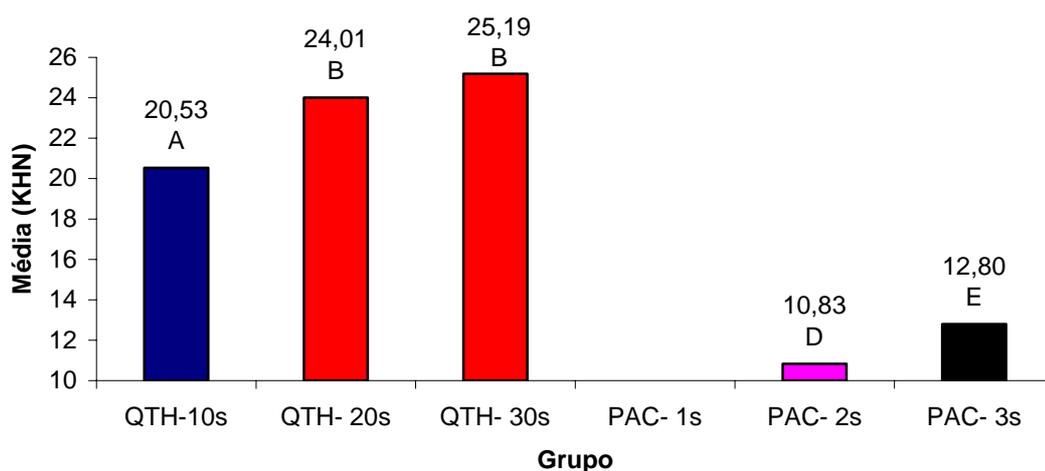
**Tabela 2 - Números, médias, desvios-padrão e análise de variância comparando os valores da microdureza *Knoop* (KHN) nos grupos estudados.**

Grupo	n	Média	Desvio-padrão	p
QTH-10s	5	20,53 <sup>A</sup>	0,81	0,01*
QTH-20s	5	24,01 <sup>B</sup>	1,04	
QTH-30s	5	25,19 <sup>B</sup>	1,38	
PAC-1s	-	-	-	
PAC-2s	5	10,83 <sup>D</sup>	0,43	
PAC-3s	5	12,80 <sup>E</sup>	0,51	

\*Médias seguidas de mesma letra não diferem entre si.

Fonte: Dados da pesquisa (FOPUCRS; 2005).

Por meio dos resultados do teste estatístico Análise de Variância e do teste de comparações múltiplas de *Tukey*, verifica-se que existe diferença significativa entre os grupos estudados. Observa-se que os grupos QTH 20 e 30 segundos apresentam maiores médias e não diferem entre si, mas diferem do grupo QTH 10 segundos. O restante dos grupos difere de todos os demais ( $p=0,01$ ).



**Gráfico 4 - Comparação entre os grupos: Microdureza Knoop**

Nota: médias seguidas da mesma letra não diferem entre si.

Fonte: Dados da pesquisa (FOPUCRS; 2005).

#### 4.1.3 Temperatura

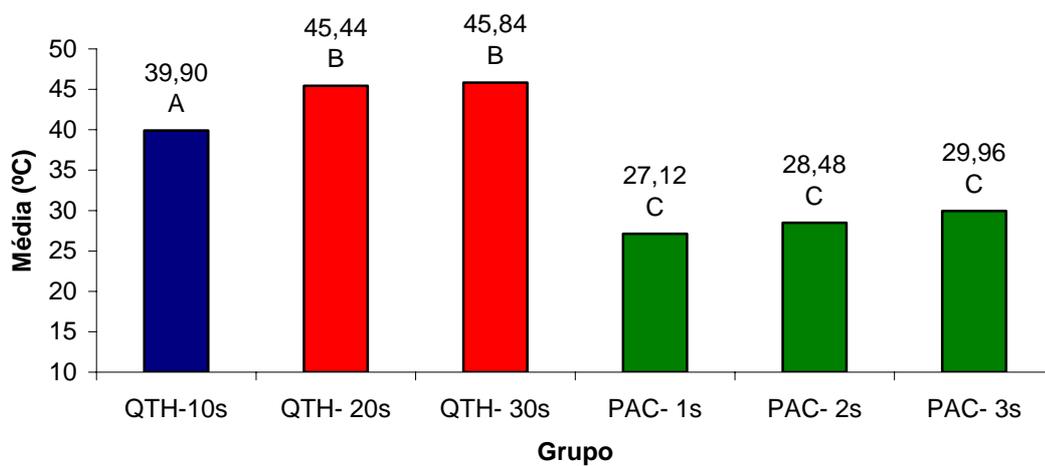
**Tabela 3 - Números, médias, desvios-padrão e análise de variância comparando os valores de temperatura (°C) nos grupos estudados.**

Grupo	n	Média	Desvio-padrão	p
QTH-10s	5	39,90 <sup>A</sup>	2,35	0,01*
QTH-20s	5	45,44 <sup>B</sup>	2,22	
QTH-30s	5	45,84 <sup>B</sup>	1,77	
PAC-1s	5	27,12 <sup>C</sup>	0,34	
PAC-2s	5	28,48 <sup>C</sup>	2,64	
PAC-3s	5	29,96 <sup>C</sup>	3,12	

\*Médias seguidas de mesma letra não diferem entre si.

Fonte: Dados da pesquisa (FOPUCRS; 2005).

Por meio dos resultados do teste estatístico Análise de Variância e do teste de comparações múltiplas de *Tukey*, verifica-se que existe diferença significativa entre os grupos estudados. Observa-se que os grupos QTH 20 e 30 segundos apresentam maiores médias e não diferem entre si, mas diferem do grupo QTH 10 segundos. Os grupos PAC um, dois e três segundos apresentam as menores médias e não diferem entre si ( $p=0,01$ ).



**Gráfico 5 - Comparação entre os grupos: Temperatura**  
Nota: médias seguidas da mesma letra não diferem entre si.  
Fonte: Dados da pesquisa (FOPUCRS; 2005).

*Discussão*

---

## 5 DISCUSSÃO

O desenvolvimento dos compósitos fotopolimerizáveis modernos representa um grande avanço para a Odontologia, uma vez que esses materiais permitem excelente estética, facilidade de manipulação e controle do tempo clínico. Um dos grandes desafios que ainda persistem na Odontologia é a garantia de um ótimo desempenho clínico, que, por sua vez, depende muito das propriedades físicas e mecânicas dos materiais. Um fator crucial para a obtenção de boas propriedades é uma adequada polimerização, evitando que permaneçam no material, oligômeros ou monômeros residuais (CORRÊA MEDINA, 2005).

O desenvolvimento da tecnologia de fotopolimerização propiciou a introdução dos fotoativadores com luz de arco de plasma (PAC) e com luz emitida por diodo (LED). A lâmpada de arco de plasma que transmite alta potência de luz e produz rápida polimerização está sendo introduzida com o objetivo de reduzir o tempo de fotopolimerização. O desenvolvimento dos LEDs que operam com o comprimento de onda de 470 nm também se torna uma alternativa aos aparelhos de luz halógena, e esses dois tipos de aparelhos (PAC e LED) têm se tornado viáveis comercialmente (NOMOTO, McCABE e HIRANO, 2004).

O adesivo *Transbond XT™* foi escolhido para esta pesquisa por ser comercialmente disponível em muitos países, sendo utilizado e aceito, tanto na pesquisa como na clínica. Esse adesivo tem sido avaliado em múltiplas pesquisas com desempenho satisfatório, justificando, plenamente, sua escolha para este

estudo (MOREIRA et al., 2001; SFONDRINI et al. 2001; KLOCKE et al., 2002 PETTEMERIDES, SHERRIFF e IRELAND, 2004).

A opção de testar a unidade fotoativadora *Apollo® 95E* (*DenMed Technologies*), de alta intensidade de luz, deve-se ao fato de pesquisas recentes, feitas com esse aparelho, relatarem ser seguro e efetivo mesmo com períodos de ativação mínimos, resultando em um grande ganho tanto para o paciente como para o profissional. O uso do *Apollo® 95E* (PAC) pode reduzir significativamente a quantidade de tempo de fotopolimerização quando comparado com o de luz halógena, convencional (PEUTZFELDT, SAHAFI e ASMUSSEN, 2000; OESTERLE, NEWMAN e SHELLHART, 2001; DEB, SEHMI, 2003; DIETSCHI, MARRET, e KREJCI, 2003; NOMOTO, McCABE e HIRANO, 2004; OYAMA, KOMORI e NAKAHARA, 2004; PETTEMERIDES, SHERRIFF e IRELAND, 2004; MANZO, LIISTRO e CLERCK, 2004).

O uso da unidade fotoativadora halógena, *Curing Light™ XL 3000* (3M *UNITEK*), como parâmetro, está ligado ao fato das fontes halógenas serem a maioria em uso e tidas, portanto, como convencionais. O aparelho convencional XL 3000 foi usado como parâmetro em várias pesquisas (PEUTZFELDT, SAHAFI e ASMUSSEN, 2000; KLOCKE et al., 2003; GONÇALVES et al., 2004).

As unidades arco de plasma estão, cada vez mais, sendo usadas pelos cirurgiões-dentistas, pois elas, supostamente, reduzem o tempo de fotopolimerização, devido ao seu elevado rendimento de luz, que é considerado uma significativa vantagem quando comparadas às unidades halógenas. O grau de conversão do compósito na fotopolimerização é principalmente influenciado pela

intensidade da fonte de luz, a duração da exposição e a distância entre o condutor de luz e a resina. Os mais recentes anúncios do aparelho *Apollo® 95E* apontam o tempo de fotopolimerização de um segundo, que justifica o enorme e imediato interesse pelo aparelho (DIETSCHI, MARRET e KREJCI, 2003).

No manual de instruções do fabricante do *Apollo® 95E* (*DenMedTechnologies*) encontra-se um quadro comparativo entre o tempo de exposição do aparelho (PAC) e o (QTH), para se ter uma equivalência na fotopolimerização. Onde um segundo de ativação do *Apollo® 95E* equivaleria a 15 segundos do aparelho convencional, dois segundos equivaleriam a 30 segundos e três a 45 segundos.

Além da significativa diferença entre os tempos de ativação dos fotoativadores PAC e QTH, a unidade convencional apresenta uma série de desvantagens como: curto tempo de duração da lâmpada (40-100 horas), degradação da lâmpada, do refletor e do filtro com o passar do tempo além da excessiva geração de calor (JAND et al., 2000).

Buscando-se avaliar o grau de polimerização nos tempos predeterminados de exposição às fontes luminosas (PAC e QTH), foram utilizados os testes de Espectrofotometria e Microdureza *Knoop*. Cabe ressaltar que, apesar da literatura apontar para tempos bem maiores ( $\pm 24$  horas) para a realização dos testes após a fotopolimerização da resina composta, optou-se por fazê-los de imediato, pois, na clínica ortodôntica as cargas são imediatas.

A análise estatística dos resultados encontrados no teste de Espectrofotometria por infravermelho indica uma diferença significativa entre as duas fontes estudadas ( $p=0,01$ ), ficando com o grupo QTH (convencional) as médias mais altas nos tempos predeterminados de sua ativação 10, 20 e 30 segundos. O grupo PAC, ativado por um segundo, apresentou a menor média de conversão e diferiu de todos os outros grupos ( $p=0,01$ ).

A pesquisa realizada por Peutzfeldt, Sahafi e Asmussen (2000), usando os mesmos fotoativadores e diferindo nos tempos de irradiação (3s PAC e 40s QTH) deste estudo, também encontrou diferença estatística significativa no grau de conversão. As resinas fotoativadas pela lâmpada de arco de plasma tiveram maior quantidade de ligações duplas de carbono remanescentes do que as fotoativadas pela lâmpada de halogênio. O grau de conversão é influenciado pela densidade de energia apresentada pelo fotoativador, e a densidade de energia insuficiente resulta em menor conversão (*Apollo® 95E* em três segundos =  $4.1 \text{ J/cm}^2$  e o *Curing Light® XL 3000* em 40s =  $19.2 \text{ J/cm}^2$ ). Concluíram que a fotoativação PAC possibilita a polimerização da resina em menor tempo que a convencional, porém as propriedades obtidas das resinas podem não ser as mais favoráveis.

No teste de Microdureza *Knoop*, os resultados apontaram, também, para uma diferença estatística significativa ( $p=0,01$ ) entre os dois grupos (PAC e QTH), sendo maiores os valores obtidos pelo grupo convencional.

O grupo PAC um segundo não pôde ser aferido no teste de Microdureza *Knoop*, pois não apresentou as condições mínimas necessárias para a avaliação nos parâmetros adotados nesta pesquisa. Tendo em vista o desempenho do grupo

PAC um segundo neste estudo, concordamos com os autores que recomendam o aumento no tempo de exposição, pois baixa conversão de monômero para polímero propicia uma grande quantidade de monômero residual que é tóxico aos tecidos adjacentes (DIETSHI, MARRET e KREJCI, 2003; PETTEMERIDES, SHERRIFF e IRELAND, 2004). Embora a fotoativação de um segundo PAC, no estudo realizado por Klocke e colaboradores (2003), o grau de resistência ao cisalhamento tenha sido maior que o índice exigido para o uso clínico na Ortodontia, os referidos autores também recomendaram o aumento do tempo de exposição.

Os resultados deste estudo indicaram um maior grau de polimerização das resinas compostas fotoativadas pela unidade convencional (espectroscopia e microdureza *Knoop*) em relação à unidade de arco de plasma, discordando totalmente da tabela de equivalência de polimerização apresentada no manual de informações do fabricante do *Apollo® 95E*. Pode-se constatar que nem mesmo três segundos de ativação PAC se equivalem a 10 segundos de ativação QTH no que diz respeito à polimerização. Há, sem dúvida, uma perda de qualidade da resina composta. Segundo Kanca (1989), quanto maior a microdureza, melhores serão as propriedades mecânicas.

Por outro lado, o aparelho fotopolimerizador com luz de arco de plasma possibilita a polimerização da resina composta em muito menos tempo de irradiação do que com luz convencional, embora a profundidade de polimerização dos compósitos ativados com luz de arco de plasma satisfizesse a profundidade mínima de polimerização exigida de 1,5 mm (padrão ISO 4049, 2000) alertaram NOMOTO, McCABE e HIRANO (2004). Essa limitação na profundidade de polimerização não é significativa nos procedimentos de colagem.

Pesquisa realizada por St-Georges et al. (2003) obteve um grau menor de dureza nas resinas compostas fotoativadas por lâmpadas PAC em comparação com as fotoativadas por lâmpadas de halogênio, o que vem ao encontro dos resultados obtidos no estudo ora realizado.

Não obstante o menor aproveitamento nas propriedades mecânicas da resina composta fotoativada com luz de arco de plasma, a efetiva fixação dos braquetes em curtas exposições à luz (dois, três, cinco, seis ou nove segundos - conforme a metodologia das pesquisas) tem despertado grande interesse, principalmente, dos ortodontistas (SFONDRINI, CACCIAFESTA e KLERSY, 2002; PETTEMERIDES, SHERRIFF e IRELAND, 2004; SFONDRINI et al., 2004; NOMOTO, McCABE e HIRANO, 2004).

Em estudo realizado, tanto o compósito *Transbond™ XT* como o ionômero de vidro modificado por resina *Fuji Ortho® LC* alcançaram forças de união adequadas, ao serem fotoativados por lâmpadas de arco de plasma, não apresentando diferenças estatísticas significativas, quando comparados aos fotoativados por luz convencional. Cabe destacar que foram usados, nesse estudo, tempos de ativações diferentes dessa pesquisa. Salientaram, ainda, os autores que a polimerização de apenas dois segundos com PAC não inviabiliza o uso clínico (SFONDRINI et al., 2001).

Pesquisa realizada por Sfondrini, Cacciafesta e Klersy (2002) testou a resistência da união de braquetes em dentes bovinos, nos quais os adesivos foram fotoativados por lâmpadas convencionais e de arco de plasma. Como a força de união mínima aceita é de 6-8 MPa, todos os grupos do estudo estiveram acima

desse limite, até mesmo a ativação PAC por dois segundos, ratificando dado obtido em pesquisa anterior.

Estudo *in vivo* avaliou as falhas de adesão de braquetes metálicos, por 12 meses. O grupo A teve o quadrante maxilar esquerdo e mandibular direito polimerizado com luz convencional, e os quadrantes remanescentes com luz de arco de plasma. Já, no grupo B, os quadrantes foram invertidos. Totalizando 1434 colagens de braquetes metálicos avaliadas: 717 foram fotoativadas por luz convencional (20 segundos), e as 717 restantes fotoativadas por luz de arco de plasma (cinco segundos). Concluíram que não houve diferença significativa no índice de falha de adesão entre os braquetes que tiveram a ativação do adesivo por luz convencional ou por arco de plasma. Os autores destacaram a luz de arco de plasma como vantajosa em relação a convencional, pois reduz significativamente o tempo de polimerização dos adesivos para a fixação dos braquetes sem afetar a taxa de falha (SFONDRINI et al., 2004).

Os resultados do estudo *in vivo*, realizado por Pettemerides, Sherriff e Ireland (2004) apontaram que, após os seis meses do período experimental, não houve diferença estatística significativa no índice de falha de colagem com luz convencional (20s) e luz de arco de plasma (3s). Fato muito relevante, pois há um expressivo ganho de tempo sem perda da efetividade.

Quando os compósitos dentais sofrem polimerização, vários fatores influenciam a quantidade de calor que pode ser transmitido à polpa. As duas maiores fontes de calor são a energia da unidade de fotopolimerização e a exotermia de polimerização (DEB e SEHMI, 2003).

Quanto maior a intensidade de luz, maior a eficiência de polimerização, maior a profundidade de polimerização e menor tempo de exposição são necessários. Entretanto, altas intensidades de luz aceleram a reação de polimerização, resultando em um grande pico de exotermia e liberação de altas temperaturas na ponta do condutor de luz do aparelho (RAHIOTIS et al., 2004).

Tendo em vista ser esperado que fotoativadores de alta intensidade de corrente gerem grande quantidade de calor, comparou-se a temperatura dos dois grupos PAC e QTH nos seus respectivos tempos predeterminados de exposição. Novamente se observou uma diferença estatística significativa entre os dois fotoativadores, sendo que o PAC apresentou as menores médias e que não diferem entre si (PAC um, dois e três segundos) ( $p=0,01$ ).

O curto tempo de exposição apresentado pelo PAC é uma variável importante, pois, além de beneficiar o paciente e o profissional pela redução no tempo de colagem, viabiliza o uso do mesmo com temperaturas menores e com diferenças estatisticamente significativas em relação ao QTH nos tempos recomendados para a fotopolimerização convencional.

Petteimerides, Sherriff e Ireland (2004) destacaram em seu estudo que a expectativa, quando se usa luz com alta energia, é de que teríamos um aumento expressivo de temperatura na superfície do dente, no entanto este parece não ser o caso. Na realidade, o aumento de temperatura provocado pela luz de arco de plasma (grande intensidade) tem sido menor do que o provocado pela luz convencional, talvez seja devido aos menores tempos de exposição envolvidos. O que vem ao encontro dos dados ora obtidos. O fato dos fotoativadores PAC gerarem

menos calor pode ser de grande valia nos casos de exposições de dentes retidos que necessitem colagem de acessório, pois há risco de aumentar o sangramento ou lesar tecidos.

Ozturk et al. (2004) referiram, em seu estudo, que o fator mais determinante no aumento de temperatura pela fotoativação da resina composta é a energia absorvida durante a irradiação; a reação exotérmica do processo de polimerização é secundária para o aumento da temperatura. Examinaram fontes de luz com baixa e alta energia (PAC entre outras), e nenhuma delas excedeu o valor crítico apresentado por Zach e Cohen (1965) de 5.6°C na temperatura pulpar o que produziria danos à mesma. O estudo *in vitro* avaliou o aumento de temperatura abaixo de disco de dentina (1mm de espessura), simulando a cavidade pulpar, durante as fotoativações. Concluíram afirmando que o risco do calor induzir danos à polpa deve ser considerado durante a fotopolimerização de adesivo em cavidades profundas em que a espessura de dentina for menor do que um milímetro. Ficando, portanto, a fixação de braquetes fora da zona de risco.

Nomoto, McCabe e Hirano (2004) avaliaram o aumento de temperatura no esmalte bovino durante a irradiação com *Apollo® 95E-PAC* (três, seis e nove segundos), *Elipar®-LED* (10, 20, 30 e 40 segundos) e convencional-QTH (10, 20, 30 e 40 segundos) e concluíram que a maior intensidade de luz gerou o maior aumento de temperatura no esmalte. Desta forma, a maior temperatura ocorreu com o uso do PAC, depois com QTH e o menor aumento com o LED. Há discordância entre os resultados desse estudo e a presente pesquisa, no entanto as metodologias distintas empregadas devem ser consideradas.

Ao analisar o outro fator desencadeante de calor, a exotermia de polimerização, que será maior quanto maior for o grau de conversão de ligações duplas para simples segundo Deb e Sehmi (2003), é de se esperar que a resina composta fotoativada pela unidade convencional, que obteve os maiores valores para a espectrofotometria, tenha gerado mais calor. Somando-se, ainda, que a fonte de luz halógena, em todos os seus tempos de ativação, gerou mais calor que o PAC, é válido pensar que a fotopolimerização convencional gere um aumento total de temperatura maior que a realizada com PAC. Além disso, o uso para a colagem de acessórios oferece ainda duas barreiras naturais, esmalte e dentina, a própria resina e o braquete para evitar danos à polpa, sendo, portanto, seguro o uso de fontes luminosas de alta intensidade como o PAC para esse fim.

Oesterle, Newman e Shellhart (2001) indicaram tempo de ativação de três segundos de luz PAC para polimerizar adesivos ortodônticos com segurança no que diz respeito à temperatura pulpar. A curta exposição à luz, bem como alterações na incidência mesial e distal não acarretam efeitos nocivos à polpa.

Silva e Souza, Araújo e Silva (2005) alertaram que, embora os fabricantes dos fotoativadores PAC anunciem como principal vantagem a alta potência de saída o que levaria à polimerização de um incremento de resina dentro de três segundos, o ganho de tempo, por outro lado, acarretaria uma contração imediata, com prejuízos para o selamento da restauração. Tendo em vista os efeitos negativos da rápida polimerização conseguida com os fotoativadores PAC, sugerimos novas pesquisas para o seu uso em Dentística Restauradora. Quanto aos efeitos indesejados, Oesterle, Newman e Shellhart (2001) fizeram importantes considerações no que se refere à fixação de braquetes: 1. a camada de adesivo é muito fina, pressionada

entre o braquete e o dente; 2. há geralmente um excesso de resina nas margens para absorver um pouco da contração; 3. a contração aproximaria o braquete e o dente, o que é provavelmente uma vantagem.

Embora a resina composta fotoativada por luz halógena tenha tido maior grau de conversão e maior dureza, indicando melhor qualidade, a fotoativada por arco de plasma, segundo Sfondrini et al. (2004), é plenamente satisfatória para a colagem, pois, propriedades como coloração, grau de contração e dilatação, espessura do material e desgaste pronunciado não são significativas para esta finalidade.

Os resultados dessa e de outras pesquisas consultadas são encorajadores para o uso de fotoativadores com luz de arco de plasma para a fixação de braquetes, mesmo com menor grau de conversão e microdureza, quando comparado com os de luz convencional. Sugere-se a realização de pesquisas adicionais nessa área.

***Conclusões***

---

## CONCLUSÕES

Com base na metodologia empregada e na análise dos dados obtidos no presente estudo, foi possível concluir que:

1. A polimerização da resina composta – conversão monômero/polímero - apresentou diferença estatística significativa entre a fotoativação com luz de arco de plasma (PAC) e a com luz convencional (QTH), em seus respectivos tempos predeterminados. A resina fotoativada com luz convencional (QTH) apresentou as maiores médias de conversão monômero/polímero.

2. A polimerização da resina composta – microdureza – apresentou diferença estatística significativa entre a fotoativação com a unidade PAC e com a QTH, em seus respectivos tempos predeterminados. A resina fotoativada com luz convencional (QTH) apresentou as maiores médias de microdureza *Knoop*.

3. A temperatura avaliada na extremidade distal do condutor de luz das duas unidades fotoativadoras (PAC e QTH), em seus respectivos tempos

---

predeterminados, também, apresentou diferença estatística significativa. A unidade fotoativadora convencional (QTH) apresentou as maiores médias de temperatura.

## *Referências*

---

## REFERÊNCIAS<sup>1</sup>

ANUSAVICE, K. (Ed.). **Phillips materiais dentários**. 10. ed. Rio de Janeiro: Guanabara Koogan, 1999. 412 p.

BADINI, S. Adesão à estrutura dentária. **Rev. ACDssv**, Santos, n. 146, p. 13-14, mar./abr. 2005.

BARATIERI, L.N. et al. **Estética**: restaurações adesivas diretas em dentes anteriores fraturados. São Paulo: Liv. Santos, 1995. 397 p.

BORGES, G. et al. Influência do tratamento da superfície com ácido fluorídrico na resistência ao cisalhamento da união braquete e cerâmica. **Rev. Assoc. Paul. Especial. Ortodon. Ortop. Facial (APEO)**, Araraquara, v. 2, n. 1-4, p. 165-170, jan./dez. 2004.

BARBOSA, M.T.; COURA, G.S. Influência da variação de voltagem na intensidade de luz de aparelhos fotopolimerizadores. **Rev. CROMG**, Belo Horizonte, v. 6, n. 2, p. 99-105, mai./ago. 2000.

BUSATO, A.L.; GONZÁLEZ-HERNÁNDEZ, P.A.; MACEDO, R.P. **Dentística**: restaurações estéticas. São Paulo: Artes Médicas, 2002. 745 p.

CACCIAFESTA, V.; SFONDRINI, M.F.; SCRIBANTE, A. Plasma arc versus halogen light-curing of adhesive-precoated orthodontic brackets: a 12-month clinical study of bond failures. **Am. J. Orthod. Dentofacial Orthop.**, St. Louis, v. 126, no. 2, p. 194-199, Aug. 2004.

---

<sup>1</sup> De acordo com NBR6023: Informação e Documentação-Referências-Elaboração, de 2002, da ABNT, e abreviaturas dos títulos de periódicos segundo MEDLINE, LILACS e BBO.

- CALLEGARI-JACQUES, S.M. **Bioestatística: princípios e aplicações**. Porto Alegre: Artmed, 2003. 255 p.
- CASTRO, F.L.A.; CRUZ, C.A.S.; ESTRELA, C. Avaliação da intensidade de energia luminosa e do calor produzidos por aparelhos fotopolimerizadores. **Rev. Bras. Odontol.**, Rio de Janeiro, v. 58, n. 3, p. 204-206, maio/jun., 2001.
- CAUGHMAN, W.F.; RUEGGERBERG, F.A. Shedding new light on composite polymerization. **Oper. Dent.**, Seattle, v. 27, no. 6, p. 636-638, Nov./Dec. 2002.
- CONCEIÇÃO, E.N. et al. **Dentística: saúde e estética**. Porto Alegre: Artes Médicas Sul, 2000. 346 p.
- CORRÊA MEDINA, A.D. **Efeito da fotoativação com LED sobre a microdureza de um compósito em cavidades com diferentes profundidades**. 2005. 59 f. Dissertação (Mestrado em Clínica Odontológica-Materiais Dentários) - Faculdade de Odontologia, Universidade Federal do Rio Grande do Sul, Porto Alegre, 2005.
- CRAIG, R.G.; POWERS, J.M. **Materiais dentários**. 11. ed. São Paulo: Liv. Santos, 2004. 704 p.
- CUNHA, L.G. et al. Effect of different photoactivation methods on the polymerization depth of a light-activated composite. **Oper. Dent.**, Seattle, v. 28, no. 2, p. 155-159, Mar./Apr. 2003.
- DANESH, G. et al. Polymerisation characteristics of resin composites polymerized with different curing units. **J. Dent.**, Kindlington, v. 32, no. 6, p. 479-488, Aug. 2004.
- DEB, S.; SEHMI, H. A comparative study of the properties of dental resin composites polymerized with plasma and halogen light. **Dent. Mater.**, Kindlington, v. 19, no. 6, p. 517-522, Sept. 2003.
- DIETSCHI, D.; MARRET, N.; KREJCI, I. Comparative efficiency of plasma and halogen light sources on composite micro-hardness in different curing conditions. **Dent. Mater.**, Kindlington, v. 19, no. 6, p. 493-500, Sept. 2003.
- DUNN, W.J.; TALOUMIS, L.J. Polymerization of orthodontic resin cement with light-emitting diode curing units. **Am. J. Orthod. Dentofacial Orthop.**, St. Louis, v. 122, no. 3, p. 236-241, Sept. 2002.
- ELIADES, T.; JOHNSTON, W.M.; ELIADES, G. Direct light transmittance through ceramic brackets. **Am. J. Orthod. Dentofacial Orthop.**, St. Louis, v. 107, no. 1, p. 11-19, Jan. 1995.
- FARES, N.H. et al. Tensões de contração das resinas compostas geradas durante a polimerização. **Rev. Port. Estomatol. Méd. Dent. Cir. Maxilofac.**, Lisboa, v. 45, n. 3, p. 177-184, jul./set. 2004.

- GAGLIANI, M.; FADINI, L.; RITZMANN, J.M. Depth of cure efficacy of high-power curing devices versus traditional halogen lamps. **J. Adhes. Dent.**, New Malden, v. 4, no. 1, p. 41-47, Spring 2002.
- GONÇALVES, P. et al. Avaliação da resistência à flexão de compósitos restauradores diretos fotoativados por luz halógena e por diodo emissor de luz (LED). **Rev. Fac. Odontol. Univ. Passo Fundo**, Passo Fundo, v. 9, n. 2, p. 88-91, jul./dez. 2004.
- GONZAGA, S.; JANSEN, W.; POLETTE, L.A. Desempenho e manutenção dos aparelhos fotopolimerizadores por luz halógena. **RGO**, Porto Alegre, v. 47, n. 4, p. 231-235, out./dez. 1999.
- GRABER, T.M.; VANARSDALL, R.L. (Ed.). **Ortodontia: princípios e técnicas atuais**. 2. ed. Rio de Janeiro: Guanabara Koogan, 1996. 897 p.
- HASEGAWA, T. et al. Depth of cure and marginal adaptation to dentin of xenon lamp polymerized resin composites. **Oper. Dent.**, Seattle, v. 26, no. 6, p. 585-590, Nov./Dec. 2001.
- HOFMANN, N. et al. Elution of leachable components from resin composites after plasma arc vs standard or soft-start halogen light irradiation. **J. Dent.**, Kindlington, v. 30, no. 5/6, p. 223-232, July/Aug. 2002.
- INTERLANDI, S. (Coord.). **Ortodontia: bases para a iniciação**. 3. ed. rev. aum. São Paulo: Artes Médicas, 1994. 426 p.
- ISHIKAWA, H. et al. Orthodontic bracket bonding with a plasma-arc light and resin-reinforced glass ionomer cement. **Am. J. Orthod. Dentofacial Orthop.**, St. Louis, v. 120, no. 1, p. 58-63, July 2001.
- JANDT, K.D. et al. Depth of cure and compressive strength of dental composites cured with blue light emitting diodes (LEDs). **Dent. Mater.**, Kindlington, v. 16, no. 1, p. 41-47, Jan. 2000.
- KANCA, J. The effect of heat on the surface hardness of light-activated composite resins. **Quintessence Int.**, Berlim, v. 20, no. 12, p. 899-901, Dec. 1989.
- KLOCKE, A. et al. Plasma arc curing lights for orthodontic bonding. **Am. J. Orthod. Dentofacial Orthop.**, St. Louis, v. 122, no. 6, p. 643-648, Dec. 2002.
- KLOCKE, A. et al. Plasma arc curing of ceramic brackets: an evaluation of shear bond strength and debonding characteristics. **Am. J. Orthod. Dentofacial Orthop.**, St. Louis, v. 124, no. 3, p. 309-315, Sept. 2003.

- MANZO, B.; LIISTRO, G.; CLERCK, H. Clinical trial comparing plasma arc and conventional halogen curing lights for orthodontic bonding. **Am. J. Orthod. Dentofacial Orthop.**, St. Louis, v. 125, no. 1, p. 30-35, Jan. 2004.
- MONTENEGRO, G. et al. Descobrimos seu fotopolimerizador. **Rev. Assoc. Paul. Cir. Dent.**, São Paulo, v. 57, n. 1, p. 66-71, jan./fev. 2003.
- MOREIRA, N.R. et al. Avaliação *in vitro* da resistência à tração de bráquetes ortodônticos metálicos colados ao esmalte ou à cerâmica, com compósitos químico ou fotoativado. **Biosci. J.**, Uberlândia, v. 17, n. 2, p. 171-182, dez. 2001.
- NOMOTO, R.; McCABE, J.F.; HIRANO, S. Comparison of halogen, plasma and LED curing units. **Oper. Dent.**, Seattle, v. 29, no. 3, p. 287-294, May/June 2004.
- OESTERLE, L.J.; NEWMAN, S.M.; SHELLHART, W.C. Rapid curing of bonding composite with a xenon plasma arc light. **Am. J. Orthod. Dentofacial Orthop.**, St. Louis, v. 119, no. 6, p. 610-616, June 2001.
- OESTERLE, L.J.; NEWMAN, S.M.; SHELLHART, W.C. Comparative bond strength of brackets cured using a pulsed xenon curing light with 2 different light-guide sizes. **Am. J. Orthod. Dentofacial Orthop.**, St. Louis, v. 122, no. 3, p. 242-250, Sept. 2002.
- OLIVEIRA, G.B.; ARAÚJO, T.M. Ionômero de vidro na ortodontia. **Rev. Fac. Odontol. Univ. Fed. Bahia**, Salvador, v. 17, p. 89-94, jan./dez. 1998.
- OYAMA, N.; KOMORI, A.; NAKAHARA, R. Evaluation of light curing units used for polymerization of orthodontic bonding agents. **Angle Orthod.**, Appleton, v. 74, no. 6, p. 808-813, Dec. 2004.
- OZTURK, B. et al. Temperature rise during adhesive and resin composite polymerization with various light curing sources. **Oper. Dent.**, Seattle, v. 29, no. 3, p. 325-332, May/June 2004.
- PARK, D.M. et al. Análise da qualidade de adesão de diferentes bases de braquetes metálicos. **Rev. Dent. Press Ortodon. Ortopedi. Facial**, Maringá, v. 10, n. 1, p. 88-93, jan. /fev. 2005.
- PEREIRA, S.; PASCOTTO, R.; CARNEIRO, F. Avaliação dos aparelhos fotopolimerizadores utilizados em clínicas odontológicas. **Jbd: J. Bras. Dent. Estét.**, Curitiba, v. 2, n. 5, p. 29-35, jan./mar. 2003.
- PETTEMERIDES, A.P.; SHERRIFF, M.; IRELAND, A.J. An *in vivo* study to compare a plasma arc light and conventional quartz halogen curing light in orthodontic bonding. **Eur. J. Orthod.**, Oxford, v. 26, no. 6, p. 573-577, Dec. 2004.

- PEUTZFELDT, A.; SAHAFI, A.; ASMUSSEN, E. Characterization of resin composites polymerized with plasma arc curing units. **Dent. Mater.**, Kindlington, v. 16, no.5, p. 330-336, Sept. 2000.
- PROFFIT, W.R.; FIELDS, H.W. **Ortodontia contemporânea**. 3. ed. Rio de Janeiro: Guanabara Koogan, 2002. 677 p.
- RAHIOTIS, C. et al. Curing efficiency of various types of light-curing units. **Eur. J. Oral Sci.**, Copenhagen, v. 112, no.1, p. 89-94, Feb. 2004.
- RAMOS, R.N.B.; NETTO, N.G.; BURGER, R.C. Microdureza da superfície de duas resinas compostas fotoativadas por aparelhos com lâmpadas halógenas e aparelhos com lâmpadas LED. **Rev. Odontol. UNICID**, São Paulo, v. 15, n. 3, p. 201-211, set./dez. 2003.
- RUEGGEBERG, F.A.; HASHINGER, D.T.; FAIRHURST, C.W. Calibration of FTIR conversion analysis of contemporary dental resin composites. **Den. Mater.**, Kindlington, v. 6, no. 4, p. 241-249, Oct. 1990.
- SANTOS, L.A. et al. Microdureza de resina composta: efeito de aparelhos e tempos de polimerização em diferentes profundidades. **Pesqui. Odontol. Bras.**, São Paulo, v. 14, n. 1, p. 65-70, jan./mar. 2000.
- SAQUY, P.C.; SOUZA NETO, M.D; PÉCORÁ, J.D. Cuidados e manutenção dos aparelhos fotopolimerizadores. **Rev. Paul. Odontol.**, São Paulo, v. 18, n. 4, p. 22-24, jul./ago. 1996.
- SIEGEL, S. **Estatística não-paramétrica para as ciências do comportamento**. São Paulo: McGraw-Hill, 1975. 350 p.
- SFONDRINI, M.F. et al. Effects of convencional and high-intensity light-curing on enamel shear bond strength of composite resin and resin-modified glass-ionomer. **Am. J. Orthod. Dentofacial Orthop.**, St. Louis, v. 119, no. 1, p. 30-35, Jan. 2001.
- SFONDRINI, M.F.; CACCIAFESTA, V.; KLERSY, C. Halogen versus high-intensity light-curing of uncoated and pre-coated brackets: a shear bond strength study. **J. Orthod.**, London, v. 29, no. 1, p. 45-50, Mar. 2002.
- SFONDRINI, M.F. et al. Plasma arc versus halogen light curing of orthodontic brackets: a 12-month clinical study of bond failures. **Am. J. Orthod. Dentofacial Orthop.**, St. Louis, v. 125, no. 3, p. 342-347, Mar. 2004.
- SILVA e SOUZA, M.; ARAÚJO, J.; SILVA, C. Aparelhos fotopolimerizadores que empregam LEDs (*Light Emitting Diodes*) e lâmpada halógena de quartzo tungstênio. **Jbd: Rev. Ibero-Am. Odontol. Estét. Dent. Oper.**, Curitiba, v. 4, n. 14, p. 189-194, 2005.

ST. GEORGES, A.J. et al. Irradiance effects on the mechanical properties of universal hybrid and flowable hybrid resin composites. **Dent. Mater.**, Kindlington, v. 19, no. 5, p. 406-413, July 2003.

SWANSON, T. et al. Shear bond strength of orthodontic brackets bonded with light-emitting diode curing units at various polymerization times. **Am. J. Orthod. Dentofacial Orthop.**, St. Louis, v. 125, no. 3, p. 337-341, Mar. 2004.

TANOUE, N.; ATSUTA, M.; MATSUMURA, H. Properties of a new photo-activated composite polymerized with three different laboratory photo-curing units. **J. Oral Rehabil.**, Oxford, v. 30, no. 8, p. 832-836, Aug. 2003.

USUMEZ, A.; ÖZTURK, N. Temperature increase during resin cement polymerization under a ceramic restoration: effect of type of curing unit. **Int. J. Prosthodont.**, Lombard, v. 17, no. 2, p. 200-204, Mar./Apr. 2004.

ÜSÜMEZ, S.; BÜYÜKYILMAZ, T.; KARAMAN, A.I. Effects of fast halogen and plasma arc curing lights on the surface hardness of orthodontic adhesives for lingual retainers. **Am. J. Orthod. Dentofacial Orthop.**, St. Louis, v. 123, no. 6, p. 641-648, June 2003.

VAN NOORT, R. **Introdução aos materiais dentários**. 3. ed. Porto Alegre: Artmed, 2004. 344 p.

VIEIRA, G.F. et al. Análise da irradiação de diversos aparelhos fotopolimerizadores. **Rev. Odontol. Univ. São Paulo**, São Paulo, v. 12, n. 4, p. 395-399, out./dez. 1998.

ZACH, L.; COHEN, G. Pulp response to externally applied heat. **Oral Surg. Oral Med. Oral Pathol.**, St. Louis, v. 19, no. 4, p. 515-530, Apr. 1965.

*Apêndices*

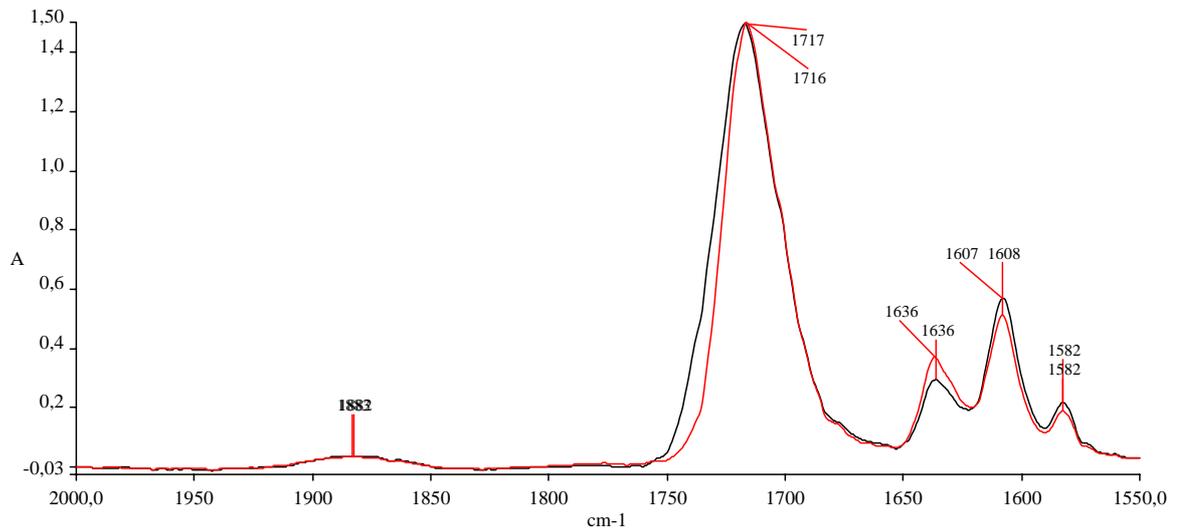
---

## APÊNDICE A - TABELA ESPECTROFOTOMETRIA

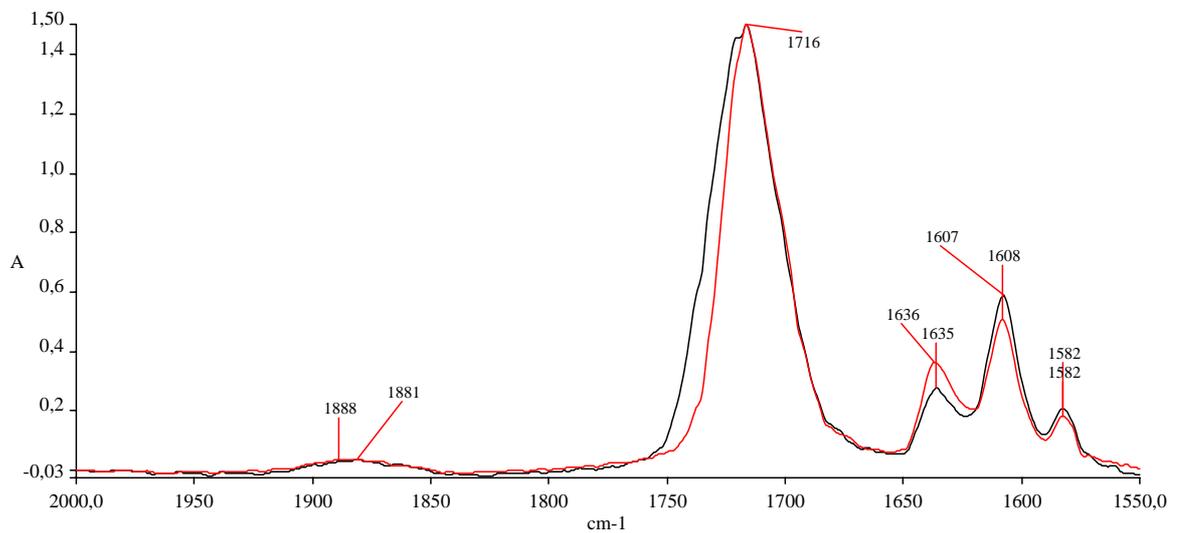
<b>QTH - 10 segundos</b>			<b>1608</b>	<b>1636</b>	<b>PAC - 1 segundos</b>			<b>1608</b>	<b>1636</b>
<b>corpo 1</b>	<i>monômero</i>		0,3371	0,1018	<b>40,50843</b>	<b>corpo 1</b>	<i>monômero</i>	0,3109	0,0864
	<i>polímero</i>		0,4375	0,0786			<i>polímero</i>	0,3597	0,0821
<b>corpo 2</b>	<i>monômero</i>		0,3287	0,1059	<b>46,35467</b>	<b>corpo 2</b>	<i>monômero</i>	0,319	0,0859
	<i>polímero</i>		0,4189	0,0724			<i>polímero</i>	0,3684	0,0782
<b>corpo 3</b>	<i>monômero</i>		0,4006	0,121	<b>45,1426</b>	<b>corpo 3</b>	<i>monômero</i>	0,3212	0,0909
	<i>polímero</i>		0,5681	0,0938			<i>polímero</i>	0,3812	0,0762
<b>corpo 4</b>	<i>monômero</i>		0,3326	0,0995	<b>40,25375</b>	<b>corpo 4</b>	<i>monômero</i>	0,3298	0,0865
	<i>polímero</i>		0,4129	0,0738			<i>polímero</i>	0,3696	0,0779
<b>corpo 5</b>	<i>monômero</i>		0,3286	0,0898	<b>44,86429</b>	<b>corpo 5</b>	<i>monômero</i>	0,3225	0,0901
	<i>polímero</i>		0,4221	0,0636			<i>polímero</i>	0,3809	0,073
<b>QTH - 20 segundos</b>			<b>1608</b>	<b>1636</b>	<b>PAC - 2 segundos</b>			<b>1608</b>	<b>1636</b>
<b>corpo 1</b>	<i>monômero</i>		0,33	0,0932	<b>42,55989</b>	<b>corpo 1</b>	<i>monômero</i>	0,3178	0,0903
	<i>polímero</i>		0,4315	0,07			<i>polímero</i>	0,3834	0,0727
<b>corpo 2</b>	<i>monômero</i>		0,3335	0,1043	<b>47,65211</b>	<b>corpo 2</b>	<i>monômero</i>	0,3318	0,0911
	<i>polímero</i>		0,4178	0,0684			<i>polímero</i>	0,4012	0,0733
<b>corpo 3</b>	<i>monômero</i>		0,338	0,0998	<b>42,17517</b>	<b>corpo 3</b>	<i>monômero</i>	0,3125	0,0885
	<i>polímero</i>		0,4422	0,0755			<i>polímero</i>	0,3729	0,0771
<b>corpo 4</b>	<i>monômero</i>		0,3313	0,0956	<b>50,98763</b>	<b>corpo 4</b>	<i>monômero</i>	0,332	0,0873
	<i>polímero</i>		0,4405	0,0623			<i>polímero</i>	0,4045	0,0687
<b>corpo 5</b>	<i>monômero</i>		0,3198	0,1015	<b>47,21682</b>	<b>corpo 5</b>	<i>monômero</i>	0,3268	0,0935
	<i>polímero</i>		0,4282	0,0714			<i>polímero</i>	0,404	0,0777
<b>QTH - 30 segundos</b>			<b>1608</b>	<b>1636</b>	<b>PAC - 3 segundos</b>			<b>1608</b>	<b>1636</b>
<b>corpo 1</b>	<i>monômero</i>		0,3485	0,1059	<b>38,97285</b>	<b>corpo 1</b>	<i>monômero</i>	0,348	0,0974
	<i>polímero</i>		0,4411	0,0818			<i>polímero</i>	0,4155	0,0779
<b>corpo 2</b>	<i>monômero</i>		0,3311	0,0923	<b>42,49108</b>	<b>corpo 2</b>	<i>monômero</i>	0,3408	0,1021
	<i>polímero</i>		0,4173	0,0689			<i>polímero</i>	0,4189	0,0848
<b>corpo 3</b>	<i>monômero</i>		0,3209	0,0939	<b>47,24827</b>	<b>corpo 3</b>	<i>monômero</i>	0,3267	0,0916
	<i>polímero</i>		0,4198	0,0648			<i>polímero</i>	0,398	0,074
<b>corpo 4</b>	<i>monômero</i>		0,3323	0,0949	<b>48,82681</b>	<b>corpo 4</b>	<i>monômero</i>	0,3423	0,0971
	<i>polímero</i>		0,4304	0,0629			<i>polímero</i>	0,4295	0,0824
<b>corpo 5</b>	<i>monômero</i>		0,3288	0,0959	<b>48,98006</b>	<b>corpo 5</b>	<i>monômero</i>	0,3273	0,0984
	<i>polímero</i>		0,4321	0,0643			<i>polímero</i>	0,4042	0,0761

Fonte: Dados da pesquisa (FOPUCRS; 2005).

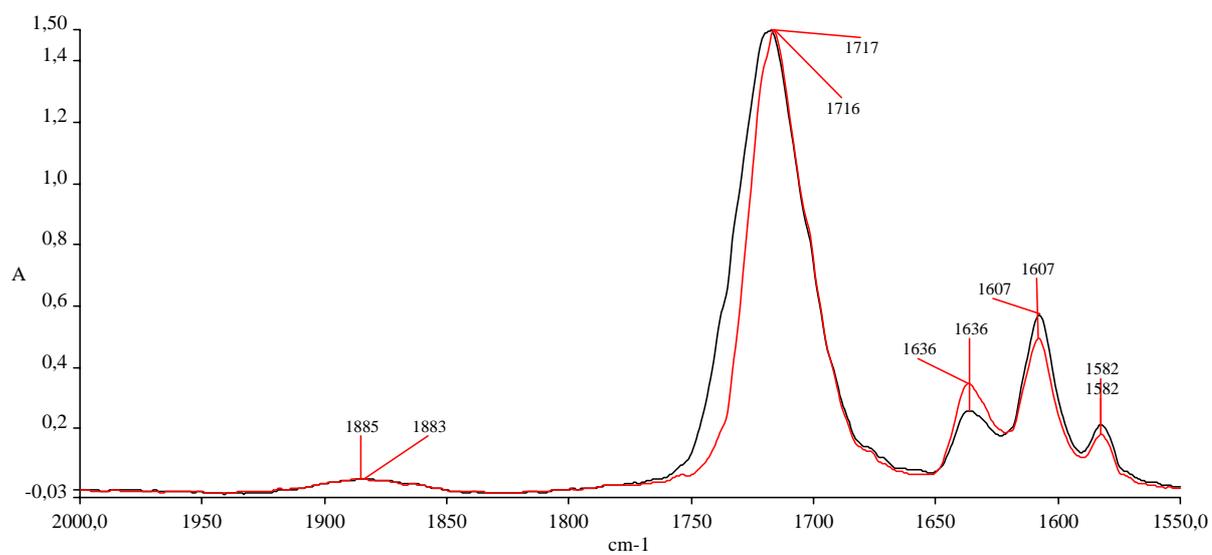
## APÊNDICE B - ESPECTROFOTOMETRIA - GRÁFICOS (QTH)



**GRÁFICO: QTH 10 segundos**—monômero (vermelho)/polímero (preto).  
Fonte: Dados da pesquisa (FOPUCRS; 2005).

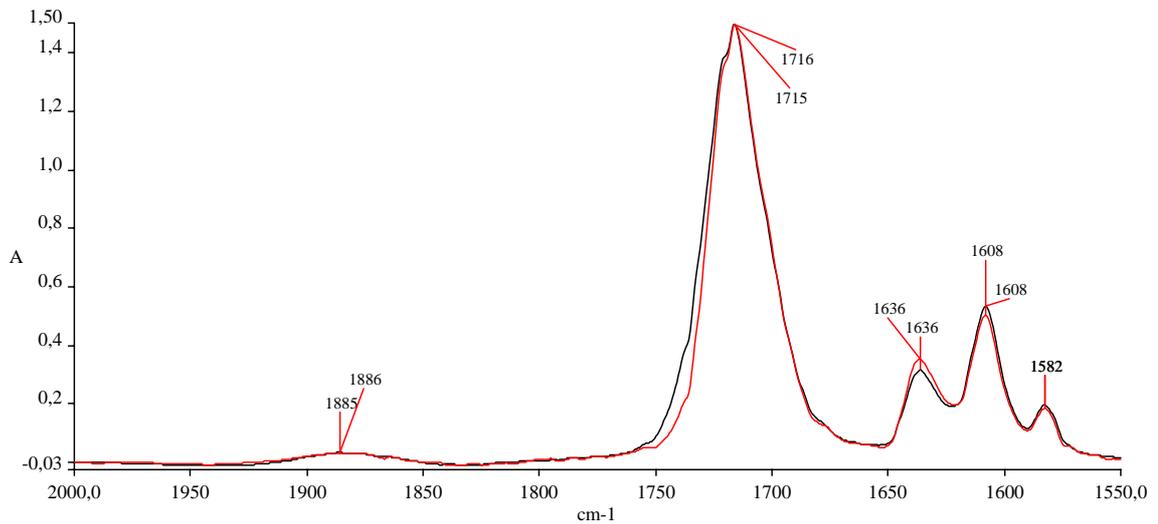


**GRÁFICO: QTH 20 segundos** – monômero (vermelho)/polímero (preto).  
Fonte: Dados da pesquisa (FOPUCRS; 2005).

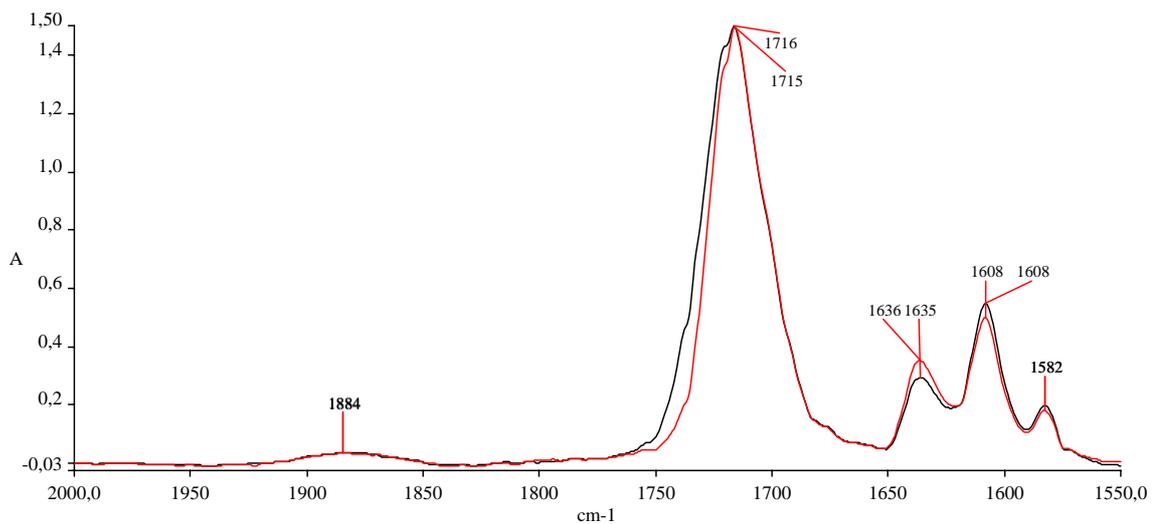


**GRÁFICO: QTH 30 segundos – monômero (vermelho)/polímero (preto).**  
Fonte: Dados da pesquisa (FOPUCRS; 2005).

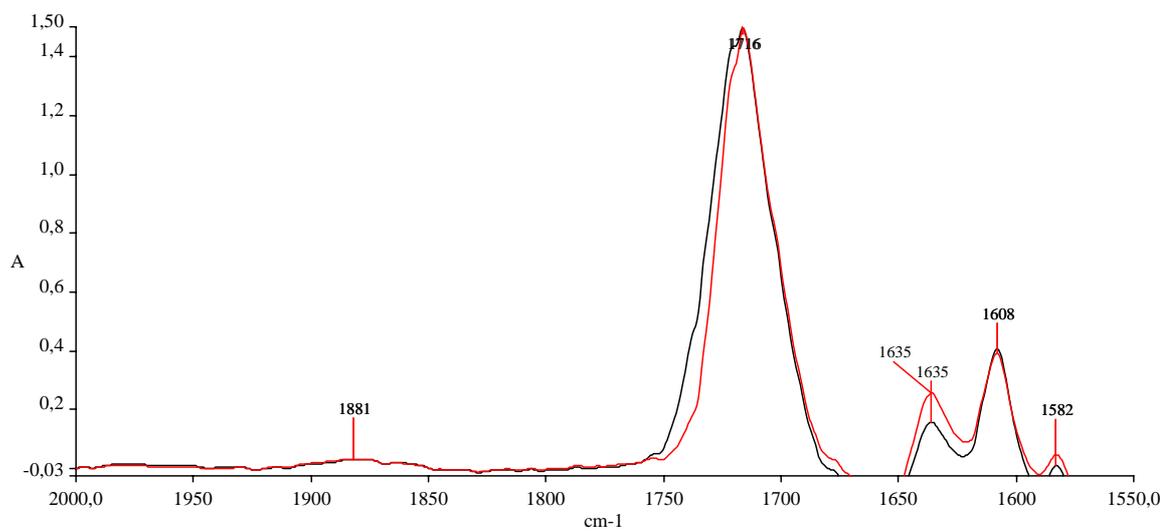
## APÊNDICE C - ESPECTROFOTOMETRIA - GRÁFICOS (PAC)



**GRÁFICO: PAC 1 segundo** – monômero (vermelho)/polímero (preto).  
Fonte: Dados da pesquisa (FOPUCRS; 2005).



**GRÁFICO: PAC 2 segundos-** monômero (vermelho)/polímero (preto).  
Fonte: Dados da pesquisa (FOPUCRS; 2005).



**GRÁFICO: PAC 3 segundos-monômero (vermelho)/polímero (preto).**  
Fonte: Dados da pesquisa (FOPUCRS; 2005).

## APÊNDICE D - MICRODUREZA *KNOOP*

<b>QTH - 10 segundos</b>	1	2	3	<b>PAC - 1 segundos</b>	1	2	3
corpo 1	17,8	20,6	21,6	corpo 1	0	0	0
corpo 2	19,1	18,2	23,4	corpo 2	0	0	0
corpo 3	19,1	20,5	26,1	corpo 3	0	0	0
corpo 4	19,2	19,7	23	corpo 4	0	0	0
corpo 5	16,4	20,3	23	corpo 5	0	0	0
<b>QTH - 20 segundos</b>	1	2	3	<b>PAC - 2 segundos</b>	1	2	3
corpo 1	23,8	26	25,8	corpo 1	8,3	11,7	11,6
corpo 2	23,9	24,8	25,2	corpo 2	9,4	10	11,6
corpo 3	20,1	22,7	24,5	corpo 3	10,9	10,6	11,7
corpo 4	23,8	23,4	24,9	corpo 4	9,7	11,3	13,3
corpo 5	21,7	24,2	25,4	corpo 5	10,2	10,7	11,5
<b>QTH - 30 segundos</b>	1	2	3	<b>PAC - 3 segundos</b>	1	2	3
corpo 1	22,6	25,4	28,3	corpo 1	12,1	13	15,1
corpo 2	25,5	25,4	26	corpo 2	11,7	13,4	14,7
corpo 3	25,2	26,3	26,5	corpo 3	10,7	12,6	13,7
corpo 4	21,7	22,7	23,9	corpo 4	11,8	12,7	13,5
corpo 5	26,3	23,9	28,1	corpo 5	9,5	12,1	15,4

Fonte: Dados da pesquisa (FOPUCRS; 2005).

## APÊNDICE E – TEMPERATURA (°C)

### TEMPERATURA HALÓGENA

<i>GRUPO</i>		<i>MÉDIA</i>
QTH - 10s	36,4	
QTH - 10s	40,2	
QTH - 10s	42,5	39,90°C
QTH - 10s	39,0	
QTH - 10s	41,4	
QTH - 20s	46,6	
QTH - 20s	41,7	
QTH - 20s	47,3	45,44°C
QTH - 20s	46,4	
QTH - 20s	45,2	
QTH - 30s	45,5	
QTH - 30s	46,4	
QTH - 30s	44,5	45,84°C
QTH - 30s	44,2	
QTH - 30s	48,6	

### TEMPERATURA XÊNON

PAC - 01s	27,2	
PAC - 01s	27,2	
PAC - 01s	27,6	27,12°
PAC - 01s	26,9	
PAC - 01s	26,7	
PAC - 02s	28,2	
PAC - 02s	27,3	
PAC - 02s	28,4	28,48°C
PAC - 02s	25,7	
PAC - 02s	32,8	
PAC - 03s	27,2	
PAC - 03s	26,1	
PAC - 03s	31,2	29,96°C
PAC - 03s	32,2	
PAC - 03s	33,1	

Fonte: Dados da pesquisa (FOPUCRS; 2005).

***Anexos***

---

## ANEXO A - COMISSÃO CIENTÍFICA E DE ÉTICA



*Comissão Científica e de Ética  
Faculdade de Odontologia da PUCRS*

---

Porto Alegre 15 de abril de 2005.

### O Projeto de: Tese

**Protocolado sob nº:** 0053/04

**Intitulado:** Grau de polimerização de resina composta, em tempos pré-determinados, e a geração de calor das unidades fotopolimerizadoras Xenon e halógena.

**do(a) aluno(a):** Telmo Bandeira Berthold

**Programa de:** Cirurgia e Traumatologia Bucomaxilofacial

**do curso de:** Cirurgia e Traumatologia Bucomaxilofacial

**Nível:** Doutorado

**Orientado pelo(a):** Prof. Dr. Emani Menezes Marchioro

Foi **aprovado** pela Comissão Científica e de Ética da Faculdade de Odontologia da PUCRS em 14 de outubro de 2004.

**Prof. Dra. Marília Gerhardt de Oliveira**  
Presidente da Comissão Científica e de Ética da  
Faculdade de Odontologia da PUCRS

## ANEXO B - AUTORIZAÇÃO



**COMISSÃO CIENTÍFICA E DE ÉTICA**  
**FACULDADE DE ODONTOLOGIA DA PUCRS**

---

Porto Alegre, 15 de setembro de 2004.

Senhora Professora

Venho, pelo presente, solicitar autorização para utilizar as dependências da disciplina de Materiais Dentários e o equipamento MICRODURÔMETRO HMV-2 (shimadzu) a fim de realizar a parte experimental de minha tese, conforme projeto em anexo, caso o mesmo seja aprovado na comissão científica e de ética da FO/PUCRS.

Na certeza de sua compreensão, agradeço antecipadamente.

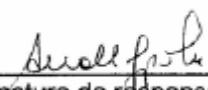
Atenciosamente



Telmo Bandeira Berthold

Ilma. Sra.  
Prof<sup>a</sup> Dr<sup>a</sup> Ana Maria Sphor

De acordo.

  
Assinatura do responsável pelo setor

15/09/2004  
Data

## ANEXO C - CARTAS DE ANUÊNCIA



PONTIFÍCIA UNIVERSIDADE CATÓLICA DO RIO GRANDE DO SUL

Faculdade de Odontologia

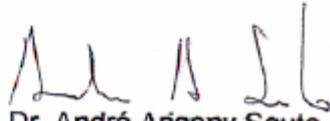
Programa de Pós Graduação em CTBMF

À Comissão Científica  
Faculdade de Odontologia  
PUC/RS

### CARTA DE ANUÊNCIA

Autorização de uso do aparelho ***Espectrofotômetro por infra-vermelho - FTIR*** pelo Doutorando **Telmo Bandeira Berthold** para a tese de obtenção de título de Doutor em Odontologia, Área de Concentração Cirurgia e Traumatologia Bucomaxilofacial, intitulada ***Grau de Polimerização da resina, em tempos pré-determinados, e a geração de calor das unidades fotopolimerizadoras LED e Halógena – estudo comparativo “in vitro”***. O aparelho citado será utilizado pelo pesquisador nas instalações da Faculdade de Química - PUCRS.

Porto Alegre, 18 de junho de 2004.

  
Prof. Dr. André Arigony Souto  
Faculdade de Química



PONTIFÍCIA UNIVERSIDADE CATÓLICA DO RIO GRANDE DO SUL

Faculdade de Odontologia

Programa de Pós Graduação em CTBMF

À Comissão Científica  
Faculdade de Odontologia  
PUC/RS

#### CARTA DE ANUÊNCIA

Autorização de uso do aparelho ***Thermopar Digital NiCr – GTH 1160*** fabricado por *PHYWE – Alemanha* pelo Doutorando **Teimo Bandeira Berthold** para a tese de obtenção de título de Doutor em Odontologia, Área de Concentração Cirurgia e Traumatologia Bucocomaxilofacial, intitulada ***Grau de Polimerização da resina, em tempos pré-determinados, e a geração de calor das unidades fotopolimerizadoras LED e Halógena – estudo comparativo “in vitro”***. O aparelho citado será utilizado pelo pesquisador nas instalações da Faculdade de Física da Pontifícia Universidade Católica do Rio Grande do Sul.

Porto Alegre, 18 de junho de 2004.

  
Prof. Dr. Roberto Hübner  
Faculdade de Física

Comissão de Pós-Graduação em CTBMF  
PUC/RS  
1912 1991