

UNIVERSIDADE DO VALE DO PARAÍBA
INSTITUTO DE PESQUISA E DESENVOLVIMENTO

Mário Lopes Rebello

“ESTUDO COMPARATIVO DE TRÊS SISTEMAS DE CURA DA RESINA
COMPOSTA PARA COLAGEM DE BRÁQUETE: RESINA ATIVADA
QUIMICAMENTE, LUZ HALÓGENA E LUZ EMITIDA POR DIODO
(LEDs), QUANDO SUBMETIDAS AO TESTE DE RESISTÊNCIA À
TRAÇÃO”.

São José dos Campos-SP
2005

Mário Lopes Rebello

“ESTUDO COMPARATIVO DE TRÊS SISTEMAS DE CURA DA RESINA COMPOSTA PARA COLAGEM DE BRÁQUETE: RESINA ATIVADA QUIMICAMENTE, LUZ HALÓGENA E LUZ EMITIDA POR DIODO (LEDs), QUANDO SUBMETIDAS AO TESTE DE RESISTÊNCIA À TRAÇÃO”.

Dissertação de Mestrado apresentada no Programa de Pós-Graduação em Bioengenharia, da Universidade do Vale do Paraíba, como complementação dos créditos necessários para obtenção do título de Mestre em Engenharia Biomédica

Orientador: Prof Dr Paulo David de Castro Lobo
Co-Orientador Prof Dr Aldo Brugnera Junior

São José dos Campos-SP
2005

R233e

Rebello, Mário Lopes

Estudo comparativo de três sistemas de cura da resina composta para colagem de bráquete: resina ativada quimicamente, luz halógena e luz emitida por diodo (leds), quando submetidas ao teste de resistência à tração / Mário Lopes Rebello. São José dos Campos: Univap, 2005.

59f.: il.; 30cm.

Dissertação de Mestrado apresentada ao Programa de Pós-Graduação em Bioengenharia do Instituto de Pesquisa e Desenvolvimento-Universidade do Vale do Paraíba, 2005.

1. Resinas Compostas 2. Esmalte Dentário 3. Braquetes ortodônticos 4. Odontologia I. Lobo, Paulo David de Castro, Orient. II. Brugnera Junior, Aldo, Co-Orient. III. Título

CDU: 616.314

Autorizo, exclusivamente para fins acadêmicos e científicos, a reprodução total ou parcial desta dissertação, por processo fotocopiadores ou transmissão eletrônica.

Assinatura do aluno:



Data:

05/Abri/2005

“ESTUDO COMPARATIVO DE TRÊS SISTEMAS DE CURA DA RESINA COMPOSTA PARA COLAGEM DE BRÁQUETE; RESINA ATIVADA QUIMICAMENTE, LUZ HALÓGENA E LUZ EMITIDA POR DIODO (LEDs), QUANDO SUBMETIDAS AO TESTE DE RESISTÊNCIA A TRAÇÃO”.

Mario Lopes Rebello

Banca Examinadora:

Profa. Dra. CLAUDIA SANTOS OLIVEIRA (UNIVAP)

Prof. Dr. PAULO DAVID DE CASTRO LOBO (UNIVAP)

Prof. Dr. ALDO BRUGNERA JUNIOR (UNIVAP)

Profa. Dra. SANDRA HELEA DOS SANTOS (CTA)

Prof. Dr. Marcos Tadeu Tavares Pacheco
Diretor do IP&D - UniVap
São José dos Campos, 01 de abril de 2005.

A Deus por ter permitido a realização deste trabalho e por ter colocado em meu caminho pessoas que sempre me ajudaram e me incentivaram.

À minha esposa, pelo carinho, estímulo e compreensão durante o caminhar do curso.

Aos meus filhos pelo companheirismo, apoio e ajuda nestes dois anos de curso.

Aos meus colegas de curso que me ajudaram, incentivaram e apoiaram.

DEDICO ESTE TRABALHO

AGRADECIMENTOS

Ao estimado Professor Dr. Paulo David de Castro Lobo, meus agradecimentos pela sua inestimável ajuda e orientação para a realização deste trabalho e pela grande amizade.

Ao Professor Dr. Marcos Tadeu Tavares Pacheco, Diretor do Instituto de Pesquisa e Desenvolvimento (IP&D) da Universidade do Vale do Paraíba.

Ao Professor Dr Aldo Brugnera Junior por sua amizade e grande auxílio no desenvolvimento deste trabalho.

Aos Professores e funcionários do Instituto de Pesquisa e Desenvolvimento da Universidade do Vale do Paraíba.

Ao Dr. Dalcy Roberto dos Santos, chefe do Laboratório de ensaios da Divisão de Materiais do IAE/CTA, que mui gentilmente abriu as portas daquele laboratório para que os ensaios fossem realizados.

Ao funcionário Fábio Rogério de Oliveira Moraes, técnico do Laboratório de ensaios da Divisão de Materiais do IAE/CTA, pela ajuda e presteza na elaboração dos ensaios.

Enfim, a todos que de uma maneira, direta e indiretamente colaboraram para a concretização deste trabalho, muito obrigado.

RESUMO

A finalidade desta pesquisa foi comparar três sistemas de cura de resina composta para colagem de bráquete: resina ativada quimicamente, luz halógena e luz emitida por diodo (LEDs), quando submetidas ao teste de resistência à tração. Foram utilizados 12 dentes, terceiros molares humanos, hígidos. Cada dente foi seccionado longitudinalmente, obtendo duas partes. Tivemos um total de 24 amostras. As amostras foram condicionadas com ácido fosfórico a 37%, por 30 segundos, após lavadas com jato de ar-água por 10 segundos e separadas em 3 grupos de 8 amostras. O Grupo I recebeu resina composta ativada quimicamente, o Grupo II recebeu resina composta, e realizada união bráquete/esmalte dental, sendo a resina curada com luz halógena, o Grupo III recebeu resina composta e realizada a união bráquete/esmalte dental sendo a resina curada com LED. Os ensaios de tração foram feitos com máquina Instron 4301 na velocidade de 0,5 mm/min. Os resultados foram analisados estatisticamente.

Palavras-Chave: Resinas Compostas; LED; Esmalte Dental; Luz halógena; Bráquetes.

ABSTRACT

The purpose of the research was compare three systems of the cure of the composite resin for bracket bonding: resin chemically cured, halogen light, and light emitting diodes (LEDs), when submitted to the tensile strength test. Twelve teeth, third human molar rigid, were used. Each tooth was longitudinally sectioned, and two parts were obtained, leading to a total of 24 samples. They were conditioned with phosphoric acid in 37 % for 30 seconds, and were washed with jet air/water for 10 seconds, separated in 3 groups of 8 samples each. According to this study we discussed and analyzed three samples: group I received composite resin chemically cured, the group II received composite resin, cured with halogen light. The group III received composite resin, cured with LED. The tensile test was make with Instron 4301 machine with velocity of 0,5 mm/min. Finally, the results were statistically analyzed.

Keywords: Composite Resin; LED; Dental Enamel ; Halogen Light; Brackets.

LISTA DE FIGURAS

| | | |
|-----------|--|----|
| Figura 1 | Espectro Eletromagnético..... | 02 |
| Figura 2 | Gráfico da curva de absorção da luz halógena..... | 13 |
| Figura 3 | Esquema de um chip semicondutor (LED), (junção P-N)..... | 15 |
| Figura 4 | Gráfico do pico de emissão dos LEDs..... | 16 |
| Figura 5 | Esquema do preparo das amostras e área do condicionamento (M: mesial; V: vestibular; D: distal; L: lingual; P: palatina)..... | 21 |
| Figura 6 | Amostra dental sendo condicionada com ácido fosfórico a 37 %..... | 22 |
| Figura 7 | União bráquete/esmalte dental..... | 23 |
| Figura 8 | Corpo de prova em resina acrílica com o conjunto dente/bráquete embutido. e o fio inoxidável para fins da tração..... | 24 |
| Figura 9 | Máquina de tração Instron 4301..... | 25 |
| Figura 10 | Máquina Instron 4301 executando a tração de arrancamento do bráquete com velocidade 0,5 mm/min..... | 26 |
| Figura 11 | Gráfico da variação da força de tração em Newton em relação ao deslocamento de cada amostra ativada quimicamente..... | 28 |
| Figura 12 | Gráfico da variação da força de tração em Newton em relação ao deslocamento de cada amostra curada com luz halógena..... | 28 |
| Figura 13 | Gráfico da variação da força de tração em Newton em relação aodeslocamento de cada amostra curada com LED..... | 28 |
| Figura 14 | Resina composta ativada quimicamente | 29 |
| Figura 15 | Resina composta curada com luz halógena | 29 |
| Figura 16 | Resina composta curada com LED | 29 |
| Figura 17 | Gráfico em MPa das amostras da resina ativada quimicamente..... | 31 |
| Figura 18 | Gráfico em MPa das amostra da resina curada com luz halógena..... | 31 |
| Figura 19 | Gráfico em MPa das amostras da resina curada com LED..... | 31 |
| Figura 20 | Gráfico representativo das médias dos valores de tração em MPa..... | 32 |

LISTA DE QUADROS

| | | |
|----------|---|----|
| Quadro 1 | Valores de tração em Newton..... | 27 |
| Quadro 2 | Valores de resistência à tração em MPa..... | 30 |
| Quadro 3 | Média e Desvio Padrão para as 3 trações em MPa..... | 33 |

LISTA DE ABREVIATURAS E SÍMBOLOS

| | | |
|------------------------|---|---|
| μm | = | Micrometro (s) (10^{-6} metros) |
| E.D.T.A. | = | Sal dissódico do ácido etilenodiaminotetraacético |
| Er:YAG | = | Érbio Ytrium Alumin Garnet |
| Hz | = | Hertz |
| J | = | Joule (s) |
| J/cm^2 | = | Joule por centímetro quadrado |
| mJ | = | Milijoule (s) (10^{-3} Joules) |
| mm | = | Milímetro (s) (10^{-3} metros) |
| MPa | = | Megapascal |
| N | = | Newton |
| OH ⁻ | = | Hidroxila |
| λ | = | Lâmbda (Comprimento de onda) |

SUMÁRIO

| | | |
|-------|--|----|
| 1. | INTRODUÇÃO..... | 1 |
| 2 | REVISÃO DA LITERATURA..... | 6 |
| 2.1 | CONDICIONAMENTO DO ESMALTE..... | 6 |
| 2.1.1 | CONDICIONAMENTO ÁCIDO DO ESMALTE..... | 6 |
| 2.2 | POLIMERIZAÇÃO DA RESINA COMPOSTA..... | 11 |
| 2.2.1 | RESINA QUIMICAMENTE ATIVADA..... | 11 |
| 2.2.2 | POLIMERIZAÇÃO COM LUZ HALÓGENA..... | 12 |
| 2.2.3 | POLIMERIZAÇÃO COM LUZ EMITIDA POR DIODO (LED)..... | 14 |
| 3 | PROPOSIÇÃO..... | 18 |
| 4 | MATERIAL E MÉTODOS..... | 19 |
| 4.1 | MATERIAIS..... | 19 |
| 4.1.1 | DISPOSITIVOS..... | 19 |
| 4.1.2 | EQUIPAMENTOS..... | 20 |
| 4.2 | MÉTODOS..... | 20 |
| 4.2.1 | CONDICIONAMENTO DENTAL..... | 20 |
| 4.2.2 | FIXAÇÃO À SUPERFÍCIE DENTAL..... | 22 |
| 4.2.3 | OBTENÇÃO DO CORPO DE PROVA..... | 23 |
| 4.2.4 | EMBUTIMENTO DO DENTE..... | 23 |
| 4.2.5 | ARMAZENAMENTO..... | 24 |
| 4.2.6 | TESTE DE TRAÇÃO..... | 24 |
| 5. | RESULTADOS..... | 27 |
| 5.1 | ENSAIOS DE TRAÇÃO..... | 27 |
| 5.2 | ANÁLISE ESTATÍSTICA..... | 32 |
| 6. | DISCUSSÃO..... | 34 |
| 7. | CONCLUSÕES..... | 39 |
| | REFERÊNCIAS BIBLIOGRÁFICAS..... | 40 |
| | ANEXO A: COMITÊ DE ÉTICA (Certificação)..... | 46 |

1. INTRODUÇÃO

Um dos grandes avanços na área médica no século XX foi, sem dúvida, a descoberta e o desenvolvimento dos aparelhos lasers. A aplicação dos diferentes tipos de lasers possibilitou uma grande alteração nos procedimentos médicos e odontológicos, pois proporciona uma grande redução no tempo de duração das cirurgias, no tempo de recuperação dos pacientes, nas complicações pós-operatórias, na redução de edemas e, ainda, proporcionou a bioestimulação dos tecidos moles ou biorregulação, como também um maior controle e domínio das dores crônicas. Assim que o laser começou a ser difundido na área médica, os dentistas verificaram que este sistema de luz poderia ser aplicado em muitos procedimentos odontológicos e que havia um futuro promissor nesta nova fonte de investigação.

Laser é um acrônimo das seguintes palavras “Light Amplification by Stimulated Emission of Radiation” ou seja amplificação da luz por emissão estimulada de radiação. Fica a pergunta: O que é Laser? Podemos dizer que laser é um feixe de luz monocromática (uma só cor), ordenada (coerente) e direcionada. Devemos falar alguma coisa sobre a luz solar, a primeira luz que os seres vivos deste planeta viu, sentiu e utilizou como fonte de vida.

O que é luz? Podemos afirmar que luz é a “*fonte de vida*”. Esta questão foi provavelmente perguntada pelos nossos ancestrais há centenas de anos atrás. O “deus sol” foi considerado responsável pela saúde e pela cura. Desta forma, os fenícios louvavam este “deus”, enquanto que os gregos louvavam Hélios como o deus da luz. Como foi visto acima, desde os tempos remotos, a civilização vem utilizando a luz com finalidades terapêuticas. Um dos pioneiros da fototerapia nos anos mais recentes foi o físico dinamarquês Niels Finsen, que desenvolveu uma técnica denominada de fototerapia com arco de carbono, utilizado em 1903 para tratar *lupus vulgaris* pela emissão de raios ultravioleta.

Na figura 1 observamos o espectro eletromagnético na faixa do visível que vai de 400 a 750 nm (www.teleco.com.br)

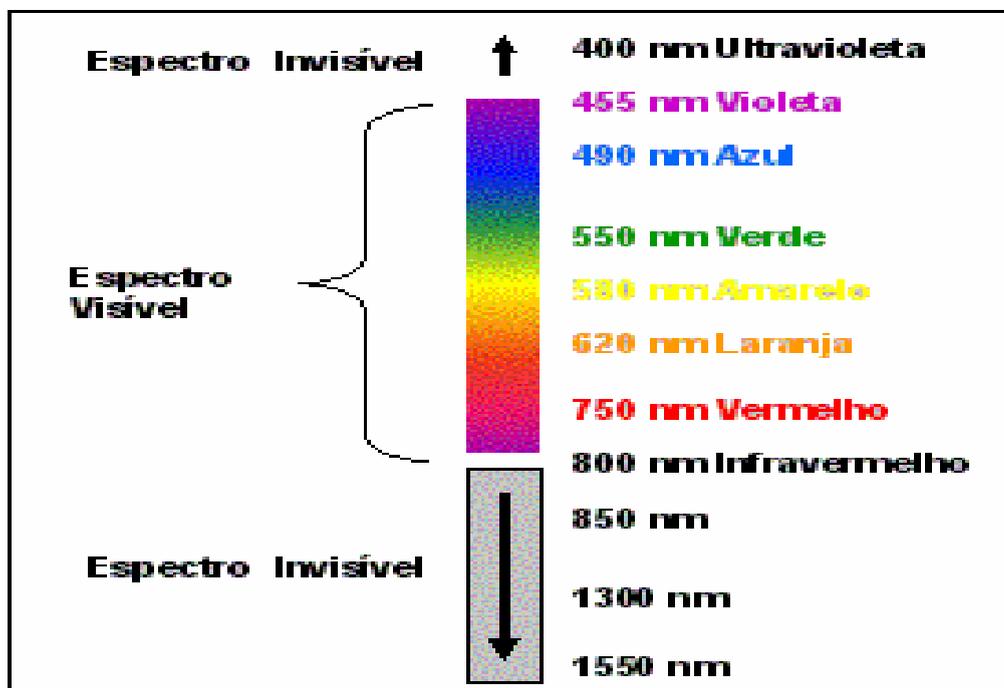


Figura 1 - Espectro eletromagnético

Miserendino e Pick (1995) comentaram que foram os indianos, em 1400 a. C., os primeiros a utilizarem a fotoquimioterapia, empregando um fotossensibilizador exógeno obtido de plantas (psorales), usado na forma de uma loção ou gel, aplicado na pele e que era capaz de absorver a luz solar, resultando um efeito terapêutico no tratamento do vitiligo. Os egípcios também havia usado a mesma substância para o tratamento do leucoderma.

A quintessence da luz é complexa e abstrata. Através da teoria eletrodinâmica quântica publicada em 1917, Albert Einstein no seu artigo “Zur Quantum Theorie der Strahlung”. Esta descoberta foi baseada no contexto da teoria quântica de Planck (*The Smallest Quantum is a Photon*) de 1900.

No início de século XX, Einstein (1917) estudou a interação entre luz e matéria. Foi desta forma concebido o postulado sobre a teoria da emissão estimulada de luz, fundamentando as bases teóricas para o desenvolvimento do laser.

Os fundamentos básicos da odontologia moderna foram inicialmente estabelecidos por Black (1945) que organizou os princípios gerais do preparo cavitário. Estes fundamentos, proporcionaram avanços e mudanças graças ao desenvolvimento de pesquisas sobre os novos materiais e técnicas aplicadas no uso odontológico. Nos últimos anos temos presenciado um avanço na ciência odontológica sem precedentes. Houve grande desenvolvimento no campo da cirurgia, prótese dentária, odontopediatria, periodontia, endodontia, dentística restauradora, ortodontia e outras. Nas áreas da dentística restauradora e da prótese houve grandes avanços com o desenvolvimento de novos materiais como as resinas compostas e os materiais cerâmicos e, neste sentido, a classe odontológica sentiu necessidade de interação ou união entre o elemento dental e os novos materiais. A adesão entre o elemento dental e o agente restaurador é de suma importância, pois esta interface deve constituir uma barreira contra a infiltração de bactérias em direção à dentina, uma vez que a dentina é mais susceptível ao processo de desmineralização, e por apresentar túbulos dentinários que se estendem até a polpa dental. No entanto, a busca por um material que possua adesão à estrutura dental, biocompatibilidade, insolubilidade aos fluídos bucais, similaridade com a estrutura dental, constitui um desafio para a odontologia.

Buonocore (1955) pesquisou e desenvolveu a técnica do condicionamento ácido em esmalte dental, possibilitando o surgimento de materiais restauradores adesivos capazes de aderirem à superfície dental condicionada. Sua teoria ficou provada quando foi demonstrado que aplicando o ácido fosfórico, a tensão superficial do esmalte aumentava de modo significativo após o condicionamento. Hoje não existe a menor dúvida da eficácia do ataque ácido pois possibilitou a realização de procedimentos que há bem pouco tempo atrás não seriam possíveis realizar.

A colagem de bráquetes ao esmalte dental representa um dos mais significativos avanços da Odontologia na montagem de aparelhos ortodônticos, diminuindo o tempo e o

trabalho do procedimento, deixando em desuso o velho sistema de cimentação de bandas. Essa evolução só foi possível após a técnica do condicionamento ácido do esmalte dental, que possibilitou aumento acentuado na aderência dos materiais resinosos à coroa dentária (BUOCONORE, 1955).

O primeiro artigo de que se tem referência sobre a colagem de bráquetes diretamente sobre a superfície do dente foi descrito por Sadler em 1958. Por sua vez, a técnica de colagem de bráquetes sobre o esmalte dental popularizou-se após a divulgação da técnica e a confirmação de resultados clínicos bastante satisfatórios (NEWMAN, 1965; MIURA et al. 1971).

Apesar do uso intenso das resinas quimicamente ativadas na fixação dos bráquetes, o uso das resinas compostas fotopolimerizáveis têm se ampliado nos últimos anos entre os ortodontistas. Uma das vantagens no uso dos materiais fotopolimerizáveis é o tempo maior que o profissional dispõe para posicionar o bráquete na superfície do esmalte, visto que a polimerização só inicia quando o operador expõe o material à luz visível do fotopolimerizador.

Em 1979, Tavas e Watts publicaram artigos empregando a resina fotopolimerizável na colagem de bráquetes ortodôntico.

Estudos *in vitro* (THANOS, et al., 1996) e clínicos (O'BRIEN et al., 1989) mostraram que os materiais fotopolimerizáveis apresentavam resultados de união comparáveis aos quimicamente ativados, quando submetidos ao teste de resistência ao cisalhamento.

O esmalte dental é uma estrutura composta de 97% de material inorgânico. Este material, segundo Gwinnett (1967), é composto de uma matriz protéica de enamelina, água e compostos minerais de fosfato de cálcio na forma de hidroxiapatita, fluorapatita ou carbonato de cálcio. Este material inorgânico está disposto em forma de prismas, paralelos entre si, na sua maioria, e alinhados na junção amelo-dentinária até a superfície externa. A adesão ao esmalte dental fundamenta-se no preparo mecânico da sua

superfície, seguido de um tratamento químico ou condicionamento (CARVALHO, 1998). O preparo é representado pelo desgaste com a intenção de remover a camada superficial menos reativa. O tratamento químico baseia-se na aplicação de ácidos que promoverão uma desmineralização seletiva dos prismas do esmalte, ocasionando micro-porosidades, as quais irão favorecer a penetração do agente adesivo e conseqüente retenção micro-mecânica do agente restaurador (CARVALHO, 1998).

A potência da luz emitida por fotopolimerizador de luz halógena é menor do que 1% da potência elétrica consumida (VISIBLE, 1985). Há muitas perdas de energia através do princípio básico de conversão de luz por esta técnica e pode não ser possível conseguir avanços futuros. Mesmo assim, a tecnologia da luz halógena ainda domina o mercado de aparelhos odontológico de luz visível, (ALTHOFF et al., 2000).

Para superar as falhas dos aparelhos fotopolimerizais de luz halógena visível, Mills et al. (1999) propuseram a tecnologia do uso de luz emitida por diodo em estado sólido (LED), para polimerizar os materiais odontológicos ativados por luz. Em vez dos filamentos quentes usados nos bulbos halógenos, o sistema de LEDs usa conexões de semicondutores (transistor) para gerar luz (NAKAMURA et al. 1994).

2. REVISÃO DA LITERATURA

2.1 CONDICIONAMENTO DO ESMALTE

Desde os primórdios da Odontologia sentiu-se a necessidade de materiais restauradores que aderissem à superfície dental. Para tanto foi necessário pesquisar materiais mais resistentes a pressão e também soluções para que esses materiais permanecessem mais tempo unido ao esmalte e à cavidade do dente. A adesão da resina composta ao esmalte dental fundamentava-se no preparo mecânico da sua superfície que foram os fundamentos básicos estabelecidos por Black (1955) que organizou os princípios gerais do preparo cavitário.

Porém havia a necessidade de um tratamento químico ou condicionamento para melhor adesão da resina composta ao esmalte dental. Em 1955, Buonocore, pesquisou e desenvolveu a técnica do condicionamento químico que foi obtido com ácido fosfórico.

O preparo mecânico é representado pelo desgaste com a intenção de remover a camada superficial menos reativa. O tratamento ou preparo químico baseia-se na aplicação de ácidos que promoverão uma desmineralização seletiva dos prismas do esmalte ocasionando microporosidades a quais irão favorecer a penetração do agente adesivo e conseqüentemente uma retenção micro-mecânica do agente restaurador (CARVALHO, 1998).

Foi, também, feita uma associação da aplicação do laser Er:YAG e ácido fosfórico (GROTH, 1997), tendo sido observado um aumento do resultado final, ou seja, aumento dos valores de resistência à tração das resinas ao esmalte dental.

2.1.1 CONDICIONAMENTO ÁCIDO DO ESMALTE

Buonocore (1955) pesquisou e desenvolveu a técnica do condicionamento ácido no esmalte dental de dentes humanos que possibilita um aumento na retenção de materiais restauradores, baseando no que a indústria naval utilizava (ácido fosfórico) para tratamento das superfícies metálicas, com o intuito de melhorar a adesão de tintas e coberturas resinosas. Foi introduzida a técnica do condicionamento de união entre a resina composta e a superfície do esmalte dental. Buonocore, ainda em 1955, concluiu que houve um aumento significativo na adesão quando o tratamento superficial do esmalte dental era efetuado com o ácido fosfórico, sendo considerado um bom recurso para o aumento da retenção mecânica das resinas à superfície do esmalte dental.

Gwinnett e Buonocore (1965) estudaram o efeito de várias concentrações de ácido na superfície do esmalte dental. Durante os estudos, utilizaram algumas concentrações ácidas na superfície do esmalte dental como ácido fosfórico a 10%, 20%, 30% e 40% e uma solução modificada de ácido fosfórico a 50%; líquido do cimento de silicato; ácido clorídrico a 40% com fluoreto de sódio a 3%; E.D.T.A. (sal dissódico do ácido etileno diamino- tetra-acético) a 10%. Os autores concluíram que o melhor desempenho foi proporcionado pela solução modificada do ácido fosfórico a 50%, aplicado por 30 segundos, pois produzia menores alterações histológicas.

Sharpe (1967) observou que a descalcificação por ácido produziu uma estrutura semelhante a um “favo de mel” pois o ataque ácido progrediu paralelamente ao eixo do prisma do esmalte dental.

Gwinnett e Matsui (1967) observaram que o esmalte dental quando condicionado com ácido fosfórico remove aproximadamente 20 μm de sua superfície, dissolvendo seletivamente as terminações dos prismas de esmalte. Esta dissolução do componente inorgânico cristalino gera uma superfície porosa de diferentes profundidades que age como um sistema de canais onde o material resinoso pouco viscoso pode fluir, embricando-se e promovendo uma união mecânica efetiva.

Buonocore et al. (1968) avaliaram a penetração das resinas no esmalte dental condicionado por um minuto por ácido fosfórico a 50% com adição de 7% de

óxido de zinco e concluíram que um adequado tratamento da superfície dental com ácido, associado ao uso da resina, poderia criar uma restauração mais forte, selada e resistente à micro-infiltração.

Lee et al. (1971) relataram que o esmalte dental condicionado com ácido produz uma rugosidade na sua superfície, e melhora o umedecimento da superfície do esmalte devido à remoção dos detritos orgânicos, resultando em melhor fluidez e um contato mais íntimo entre resina e a superfície dental.

Retif (1974), estudando comparativamente os efeitos do condicionamento ácido e a resistência da união entre resina e esmalte dental, observou que este, quando somente lixado apresentava resistência praticamente nula. O mesmo autor, em estudos posteriores, observou que o condicionamento do esmalte pelo ácido fosfórico aumenta significativamente a união entre o esmalte e a resina composta.

Garone Filho et al. (1975), em uma análise sobre o condicionamento ácido concluíram que as soluções de ácido fosfórico nas concentrações de 30% e 50% são mais eficientes no condicionamento seletivo do esmalte dental e provocam aumento da área e da energia de superfície.

Retif (1978) alerta para necessidade de proteção da superfície reativa condicionada de eventuais contaminações com saliva que contém proteínas que adsorvem-se ao esmalte condicionado, minimizando-se a penetração dos agentes resinosos.

Dietrich (1981) verificou que uma ótima e igual distribuição das micro rugosidades sobre a superfície do esmalte condicionado é conseguida quando se utiliza uma concentração de ácido fosfórico de 50%.

Legler et al. (1989) demonstraram através de estudo *in vitro* que alterações na concentração do ácido fosfórico (5%, 15% e 37%) não apresentam efeito

significativo na resistência de união de resina composta ao esmalte dental por teste de cisalhamento, porém, a duração do condicionamento pode afetá-la significativamente.

Garone Filho et al. (1993) constataram que o condicionamento do esmalte dental gerou profunda forma de retenção para as restaurações estéticas, estabelecendo também efetiva diminuição da infiltração marginal na medida que a penetração das resinas fluídas no interior das micro retenções estabeleciam o mecanismo de adesão.

Pinheiro et al. (1995) relataram, em revisão da literatura sobre o desenvolvimento dos adesivos dentinário, que o maior problema da odontologia restauradora atual continua sendo a dificuldade de se encontrar materiais adesivos à estrutura dentinária com alta resistência de união, baixa micro-infiltração e biocompatibilidade. Entretanto, as pesquisas a respeito dos sistemas adesivos, vêm evoluindo rapidamente.

Busato et al. (1997), em capítulo sobre condicionamento ácido da estrutura dentinária, relatam que a maioria dos autores têm escolhido, como agente condicionante o ácido fosfórico numa concentração de 37 a 50% com tempo de aplicação de 15 a 60 segundos.

Carvalho (1998) relata que a obtenção de uma adesão ao esmalte se fundamenta em um preparo mecânico da superfície do esmalte , seguido de tratamento químico. O preparo mecânico da superfície do esmalte realizado tem a intenção de remover a camada mais superficial, normalmente menos reativa ao tratamento químico. O tratamento químico consiste na aplicação de ácido sobre a área preparada mecanicamente, cuja finalidade é promover uma desmineralização seletiva dos prismas do esmalte dental, originando porosidades nas quais posteriormente infiltrará o agente adesivo resultando a retenção micro-mecânica. A adequada infiltração do agente adesivo na estrutura do esmalte dental é regida por fenômenos físico-químicos existentes entre um líquido (agente adesivo) e um sólido (esmalte).

Groth (1997) estudou o condicionamento do esmalte dental com diferentes técnicas: laser Er:YAG ($\lambda = 2,94 \mu\text{m}$) com três diferentes energias, ácido fosfórico e laser + ácido fosfórico. Após a aplicação do sistema adesivo, foram confeccionados cones de resina composta na face condicionada e realizados os testes de tração. O esmalte dental condicionado foi observado à luz da microscopia eletrônica de varredura. Os maiores valores de resistência à tração foram aqueles obtidos pelo grupo que foi duplamente condicionado: laser + ácido fosfórico, apesar destes valores não se mostrarem estatisticamente diferentes dos grupos de ataque ácido. Os grupos que foram condicionados exclusivamente com laser se mostraram estatisticamente inferiores aos outros sendo que quanto maior a energia por pulso, menores os valores de resistência à tração.

Saraceni (1998) estudou a resistência à tração de um sistema adesivo associado a uma resina composta em superfícies dentárias tratadas com microabrasão por óxido de alumínio e irradiada com laser Er:YAG, utilizados em substituição ao condicionamento ácido ou associados ao mesmo. Obtidos os resultados, pôde-se concluir que o procedimento adesivo realizado de forma convencional e a irradiação laser associado ao ácido foram os que apresentaram os melhores resultados e os tratados por microabrasão com óxido de alumínio, associada ou não ao ácido, teve o pior resultado. O condicionamento ácido foi considerado imprescindível para a obtenção de forças de adesão satisfatórias.

Martinez-Insua et al. (2000) compararam a força de resistência à tração de bráquetes obtida depois de condicionar a superfície da dentina e esmalte por ataque ácido convencional e por laser Er:YAG. Observaram a micro estrutura das interfaces de resina-dente nos dois procedimentos. Bráquetes foram cimentados no esmalte e na dentina condicionada com ácido, e no esmalte e dentina condicionadas com laser. O condicionamento ácido foi realizado com ácido fosfórico a 37% com 15 segundos no esmalte e 5 segundos na dentina. Para o condicionamento a laser Er:YAG foram irradiadas 200 mJ no esmalte e 160 mJ na dentina. A tensão de tração deste trabalho apresentou os seguintes resultados: esmalte com ataque ácido ($14.05 \pm 1.94 \text{ Mpa}$). Concluíram que a adesão nos tecidos duros dentais ao condicionamento com laser

Er:YAG é inferior à obtida no condicionamento ácido convencional. Superfícies do esmalte e da dentina preparadas por laser de Er:YAG mostraram uma extensa superfície fissurada desfavorável à adesão.

Bispo (2000) avaliou também a resistência à tração de uma resina composta aderida ao esmalte. O esmalte recebeu irradiação laser; laser mais ácido fosfórico a 35% e apenas ácido fosfórico. Após utilização do sistema adesivo escolhido, cones de resina foram confeccionados na face. O esmalte condicionado foi observado em microscopia eletrônica de varredura, com diversos parâmetros, tentando-se o modo focado e desfocado com várias densidades de energia. A associação laser mais ácido fosfórico mostrou valores de resistência à tração superiores à aplicação exclusiva do laser na maioria dos parâmetros utilizados.

2.2 POLIMERIZAÇÃO DA RESINA COMPOSTA

2.2.1 RESINA QUIMICAMENTE ATIVADA

O condicionamento ácido da superfície do esmalte dental, introduzido por Buonocore (1955), possibilitou o desenvolvimento de técnicas adesivas para cimentação direta de acessórios ortodônticos aos dentes. A partir da década de 70, efetivou-se a utilização da resina composta quimicamente ativada na colagem de bráquetes ortodônticos substituindo o sistema de bráquetes soldados em bandas cimentadas em todos os dentes da arcada (TORTAMANO et al., 2002). Esta técnica resultou em vantagens para o paciente e para o dentista, em decorrência da redução do número de consultas e da duração do atendimento na fase de montagem do aparelho, das melhorias estéticas e da maior facilidade de higienização.

As propriedades ideais de um agente cimentante para bráquetes ortodônticos são:

- Força de adesão suficiente para suportar as forças ortodônticas durante todo o tratamento,

- Fluidez necessária para a penetração do material nas retenções do bráquete e tratamento químico do dente, formando uma camada fina de cimento,
- Tempo de trabalho adequado para permitir o correto posicionamento do bráquete,

Remoção do bráquete e resina sem provocar danos à superfície do esmalte (TORTAMANO et al. 2002).

Vários agentes cimentantes foram utilizados. Inicialmente tivemos as resinas compostas ortodônticas Concice Ortodôntica (3M) composta por duas pastas que eram misturadas e feita a colagem dos bráquetes à superfície dental. Mais recentemente utilizávamos as resinas compostas Superbond da Ortho Source com apenas uma pasta.

Inicialmente, os bráquetes cimentados ao esmalte dental com resina composta ortodôntica, quimicamente ativada, eram largamente utilizados pelo ortodontistas. Este foi um dos primeiros tipos de resinas utilizadas para este fim com resultados satisfatórios. Porém seu limitado tempo de trabalho – devido à reação química – pode ser considerado uma desvantagem para o clínico menos experiente. Este tipo de resina foi aos poucos sendo substituída pelas resinas ativadas por luz halógena.

2.2.2 - POLIMERIZAÇÃO COM LUZ HALÓGENA

Resinas compostas polimerizáveis constituem um novo capítulo dentro da terapêutica odontológica, ao permitir reparações dentais mais rápidas, menos notórias que as tradicionais e com níveis de resistência similar às quimicamente ativadas.

Damos o nome de luz azul, a luz cujo espectro de onda varia entre 400 e 500 nm, cuja produção pode obter-se a partir de lâmpadas especiais.

Na figura 2, a luz halógena produz energia fora do espectro de absorção do fotoiniciador (canforoquinona). Observe o espectro eletromagnético na figura 1, a luz azul vai até 490 nm (FRENTZEN, et al. 2001).

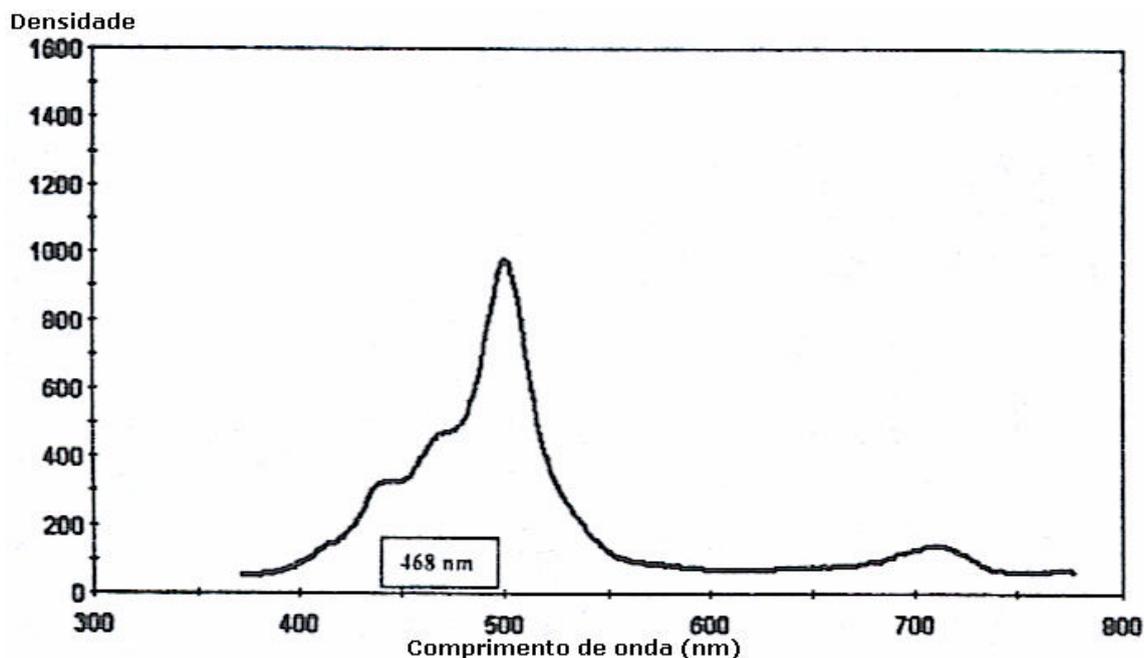


Figura 2 – Gráfico da curva de absorção da luz halógena

Os aparelhos de fotopolimerização são parte integrante da Odontologia adesiva moderna. São usados para polimerizar materiais restauradores à base de resina composta, ionômeros de vidro resinosos e selantes de fósulas e fissuras, assim como para colagem de bráquetes aos dentes (DUNN et al., 2002). Estes também são usados para polimerizar outros materiais ativados por luz, tais como forradores e bases para preenchimento, materiais de restaurações provisórias e a maioria dos sistemas de adesivos dentinários.

A técnica mais usada para cura de resinas composta é a da luz halógena cujo comprimento de luz é de 400 a 500 nm. Suas desvantagens são os limites de operação do bulbo halógeno que é de aproximadamente de 100 horas e a degradação dos filtros, refletor e do sistema óptico por causa da alta temperatura gerada pela lâmpada halógena (RUEGGERBERG et al. 1996; FRENTZEN et al. 2001).

As moléculas fotoiniciadoras sensíveis à luz azul são ativadas gerando radicais livres que iniciam o processo de polimerização (SODERHOLM, 1996; STAHL, 2000)

Rueggeberg et al. (1994) recomendaram o uso de irradiação de pelo menos 400 mW/cm^2 durante 60 segundos para polimerizar um corpo de prova de resina composta de 1 milímetro de espessura.

Sturdevant (1995) demonstrou que valores de irradiação de 300 mW/cm^2 eram necessários para polimerização adequada em um corpo de prova de resina composta de 2 milímetros de espessura.

2.2.3 - POLIMERIZAÇÃO COM LUZ EMITIDA POR DIODO (LEDs)

O LED (light emitter diode - diodo emissor de luz), como o próprio nome já diz, é um diodo (junção P-N) que quando energizado emite luz visível. A luz é monocromática e é produzida pelas interações energéticas do elétron. O processo de emissão de luz pela aplicação de uma fonte elétrica de energia é chamado "eletroluminescência".

Em qualquer junção P-N polarizada diretamente, dentro da estrutura, próximo à junção, ocorrem recombinações de lacunas e elétrons. Essa recombinação exige que a energia possuída por esse elétron, que até então era livre, seja liberada, o que ocorre na forma de calor ou fótons de luz.

A figura 3 (www.odontologia-online.com) apresenta de forma simplificada uma junção P-N de um led e demonstra seu processo de eletroluminescência. O material dopante de uma área do semicondutor contém átomos com um elétron a menos na banda de valência em relação ao material semicondutor. Na ligação, os íons desse material dopante (íons "aceitadores") removem elétrons de valência do semicondutor, deixando "lacunas", portanto, o semicondutor torna-se do tipo P. Na outra área do semicondutor, o material dopante contém átomos com um elétron a mais do que o semicondutor puro em sua faixa de valência. Portanto, na ligação esse elétron fica disponível sob a forma de elétron livre, formando o semicondutor do tipo N.

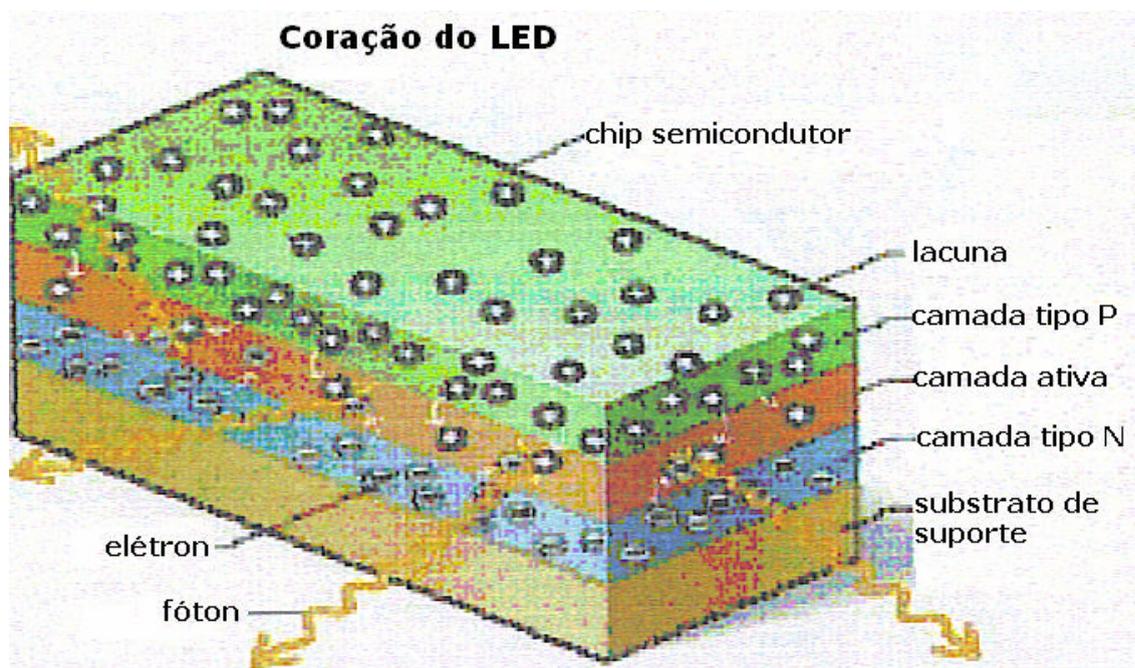


Figura 3 – Esquema de um chip semicondutor (LED). (junção P-N)

Em geral, os LEDs operam com nível de tensão de 1,6 a 3,3 V, sendo compatíveis com os circuitos de estado sólido. A potência necessária está na faixa típica de 10 a 150 mW, com um tempo de vida útil de 10.000 horas ou mais.

O LED de nitreto de gálio produz um estreito espectro de luz de 400 a 500 nm próximo à faixa de absorção da canforoquinona, o que os tornam eficientes nas técnicas de fotopolimerização (NAKANURA, et al. 1994).

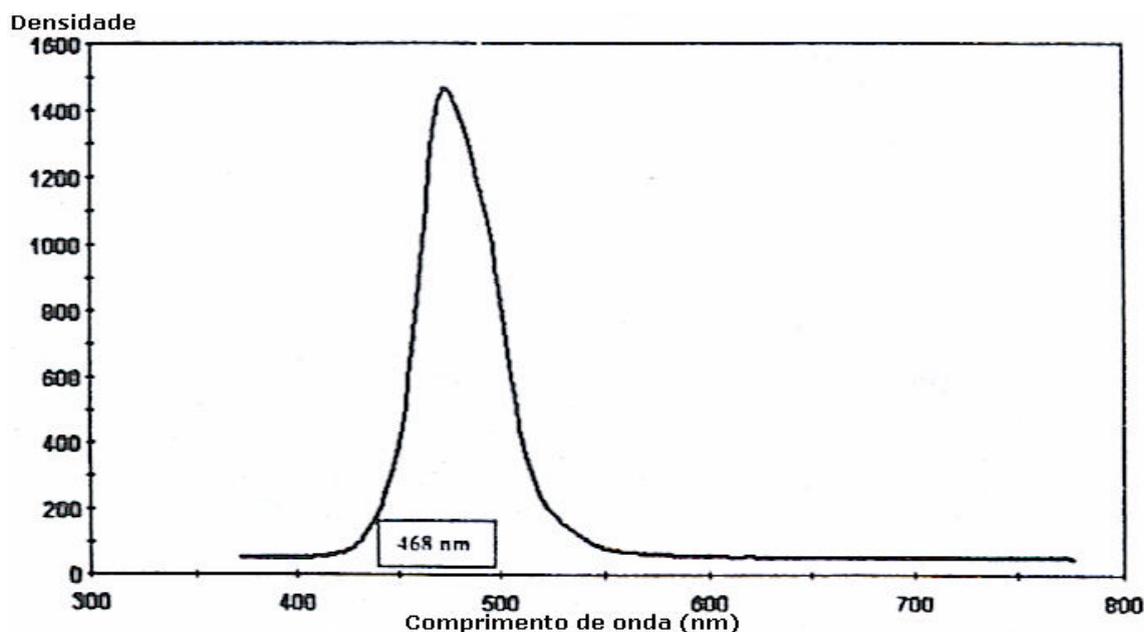


Figura 4 – Gráfico de pico de emissão dos LEDs.

Para superar as falhas dos aparelhos fotopolimerizadores de luz halógena visível, Mills et al. (1999) propuseram a tecnologia do uso de luz emitida por diodo em estado sólido, ou LED, para polimerizar os materiais odontológicos ativados por luz. Em vez dos filamentos quentes usados nos bulbos halógenos, os LEDs usam conexões de semicondutores (transistor) para gerar luz (NAKAMURA, et al. 1994).

Os LEDs têm vida útil de mais de 10.000 horas e passam por pequena degradação na sua utilização através do tempo (HAITZ et al. 1995).

Os sistemas de LEDs não necessitam de filtros para produzir a luz azul, são resistentes a choques e vibrações e consomem pouca energia na sua operação. O mais novo LED de nitreto de gálio produz um estreito espectro de luz (400 a 500 nm) que se aproxima da faixa de absorção da canforoquinona que dá início a polimerização dos monômeros da resina (MILLS et al. 1999). O espectro do sistema de LED, está em torno de 470 nm segundo FRENTZEN et al., 2001.

Os LEDs apresenta um espectro de absorção máxima da canforoquinona 468 nm, que é fotoiniciador geralmente encontrado na maioria dos materiais resinosos (JANDT et al. 2000).

A vida útil maior e a geração de luz mais consistente do LED comparada à tecnologia do bulbo de halógeno mostra uma aplicação promissora na Odontologia (DUNN et al. 2002).

Mills et al. (1998) realizaram uma experiência na qual tinham como objetivo avaliar a profundidade de cura da resina composta fazendo uso de um sistema de LED e uma unidade de luz halógena. A investigação demonstrou que a tecnologia LED gerou uma profundidade de cura similar à da luz halógena.

Fujibayashi et al. (1998) construíram um sistema de LED com um comprimento de onda típico de 470 nm, e relataram que obtiveram uma polimerização mais profunda com o LED do que com a luz halógena.

Mills et al. (1999) compararam uma fonte de luz contendo 25 LEDs com um aparelho fotopolimerizador de luz halógena visível ajustado para uma irradiação de 300 mW/cm^2 . O aparelho polimerizou corpos de prova de resina composta em uma profundidade significativamente maior do que os aparelhos de luz halógena.

Jandt et al. (2000) usaram um aparelho de LED com 27 LEDs azuis como fonte de luz e uma irradiação total de 350 mW/cm^2 para demonstrar que a luz obtida era suficiente para exceder as exigências mínimas requeridas de profundidade de polimerização da resina composta.

Bosqueroli et al. (2003) realizaram uma avaliação das características de polimerização de unidade de LED comparado com uma unidade de luz halógena, para determinar a resistência de resinas compostas curadas por estas unidades de polimerização. Os resultados mostraram que o uso da unidade de polimerização LED foi eficiente para polimerizar as resinas compostas ao ser comparado com as unidades polimerizadas com luz halógena.

3 – PROPOSIÇÃO

Este trabalho teve o propósito de avaliar três sistemas de cura da resina composta para colagem de bráquete: resina ativada quimicamente, luz halógena e luz emitida por diodo (LEDs), quando submetidos ao teste de resistência à tração.

4. MATERIAIS E MÉTODOS

4.1 MATERIAIS

12 Dentes humanos. terceiros molares, hígidos, extraídos.

Ácido Fosfórico à 37 %.

Resina composta ortodôntica fotopolimerizavel *Fill Magic* da Vigodent.

Resina composta ativada quimicamente Superbond da Ortho Source.

Resina acrílica autopolimerizavel, pó e liquido da Clássico.

Material de moldagem Coltoflax e Xantopren VL plus da Kulzer.

Pincel de pelo.

Disco de carborundum.

Liquido de Dakin.

Soro fisiológico.

Óculos de proteção.

Luvas de borracha.

4.1.1 – DISPOSITIVOS

Bráquetes metálicos. Dimensão: 3,21 x 3,34 milímetros , da dental Morelli.

Base para inclusão de resina acrílica: Dimensão: 2 cm por 2,5 cm e 1,5 cm de altura.

4.1.2 – EQUIPAMENTOS

Peça reta de mão Dabi Atlante N-270.

Fotopolimerizador odontológico de resina composta Ultralux Dabi Atlante aferido com radiômetro para 350 mW.

Fotopolimerizador odontológico de LED, LDII 1LED com 100 mW Optilux Gnatus.

Máquina de tração (Instron Corporation modelo 4301), do Laboratório de Ensaios Mecânicos da Divisão de MatErias do IAE/CTA.

4.2 – MÉTODOS

4.2.1 – Condicionamento dental

Foram utilizados 12 dentes, terceiros molares humanos, hígidos, obtidos da clínica particular, extraídos devido à impossibilidade de tratamento, ou à indicação ortodôntica, com permissão do paciente por meio de autorização escrita. Todos os pacientes foram esclarecidos sobre a necessidade de remoção do elemento dental, dos objetivos e da metodologia deste experimento assinando um termo de consentimento. O Comitê de Ética em Pesquisa da UNIVAP avaliou e aprovou o Protocolo nº 054/2001; CEP, estando de acordo com os princípios éticos, seguindo as diretrizes e normas regulamentadoras de pesquisa envolvendo seres humanos, conforme Resolução nº 196/96 do Conselho Nacional de Saúde.

Estes dentes foram deixados em solução de hipoclorito de sódio a 0,5 % (líquido de Dakin) por um período de 24 horas com a finalidade de diminuir a quantidade de bactérias existentes e após lavados com soro fisiológico.

Cada dente foi seccionado por disco de carborundum em peça reta Kavo, no sentido horizontal, separando a raiz da coroa dental, já que nos interessa a superfície do esmalte da cora dentária. A seguir foi seccionado longitudinalmente de tal forma que se pudesse ter de cada dente duas amostras na vestibular e palatina ou lingual para constituir dois corpos de prova, obtendo no total 24 corpos de prova para a pesquisa (Figura 5, SASAKI, 2002).

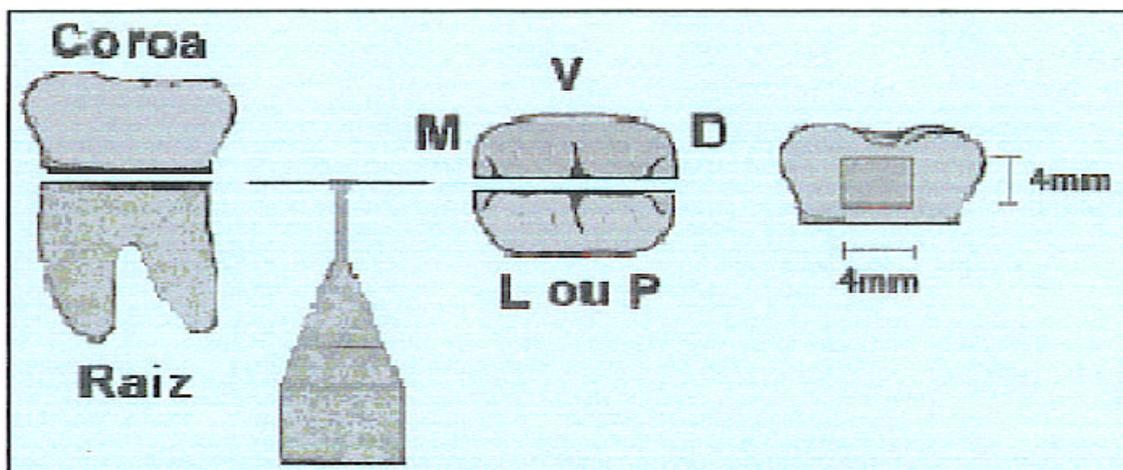


Figura 5 – Esquema do preparo das amostras e área do condicionamento com ácido fosfórico (M: mesial; V: vestibular; D: distal; L: lingual; P: palatina).

Todos os passos que necessitaram de manuseio dos dentes foram feitos com paramentação adequada com luvas de borracha, máscara e óculos de proteção. Em seguida, foram lavados e conservados em solução salina.

Todas as amostras foram condicionadas com ácido fosfórico a 37 % por 30 segundos na face vestibular ou lingual/palatina do dente em uma área de 10.72 mm^2 (figura 6), lavados com jatos de ar-água por 10 segundos e secos com jatos de ar e separados em três grupos com oito amostras cada.



Figura 6 - Amostra dental sendo condicionada com ácido fosfórico à 37%

4.2.2 – Fixação à superfície dental

Grupo I - Após o condicionamento da superfície dental com ácido fosfórico, este grupo foi lavado com água por 10 segundos, seco com jatos de ar e recebeu a fixação dos bráquetes metálico. Na superfície do esmalte dental e na base do bráquete foi depositado a resina composta quimicamente ativada e em seguida feita a união bráquete/esmalte (Figura 7).

Grupo II - Após o condicionamento da superfície do esmalte dental com ácido fosfórico, este grupo foi lavado com água por 10 segundos, seco com jatos de ar e recebeu a fixação dos bráquetes metálicos. Na superfície do esmalte dental e na base do bráquete foi depositada resina composta e feita a união bráquete/esmalte (Figura 7). A cura da resina composta recebeu na região mesial e distal da união dente/bráquete 30 segundos de luz halógena, somando um total de 60 segundos.

Grupo III - Após o condicionamento da superfície do esmalte dental com ácido fosfórico, este grupo foi lavado com água, seco com jatos de ar e recebeu a fixação dos bráquetes metálicos. Na superfície do esmalte dental e na base do bráquete foi depositado resina composta e feito a união bráquete/esmalte (Figura 7). A cura da

resina composta recebeu na região mesial e distal da união dente/bráquete 30 segundos de luz emitida por diodo (LEDs), somando um total de 60 segundos.



Figura 7 - União bráquete/esmalte dental.

4.2.3 – Obtenção do Corpo de Prova:

Foi confeccionado com resina acrílica auto polimerizante (Clássico Jet) um corpo de prova no formato retangular com as dimensões 2,00 cm por 2,50 cm e 1,50 cm de altura, no intuito que todos eles sejam padronizados. Foi moldado com material de moldagem de silicone (Xantoprem) para obter uma matriz do corpo de prova.

4.2.4– Embutimento do dente.

Obtida a matriz do corpo de prova e após a fixação do bráquete à superfície dental, o conjunto dente/bráquete foi embutido na resina acrílica auto polimerizante e colocado na matriz de Coltoflax/Xantoprem de maneira que a face do

dente com o bráquete ficasse exposta fora da resina acrílica. Ainda, para posterior teste de tração, foi colocado fio inoxidável (0,25 da polegada) através das alhetas dos bráquetes para fins de tracionamento (Figura 8).

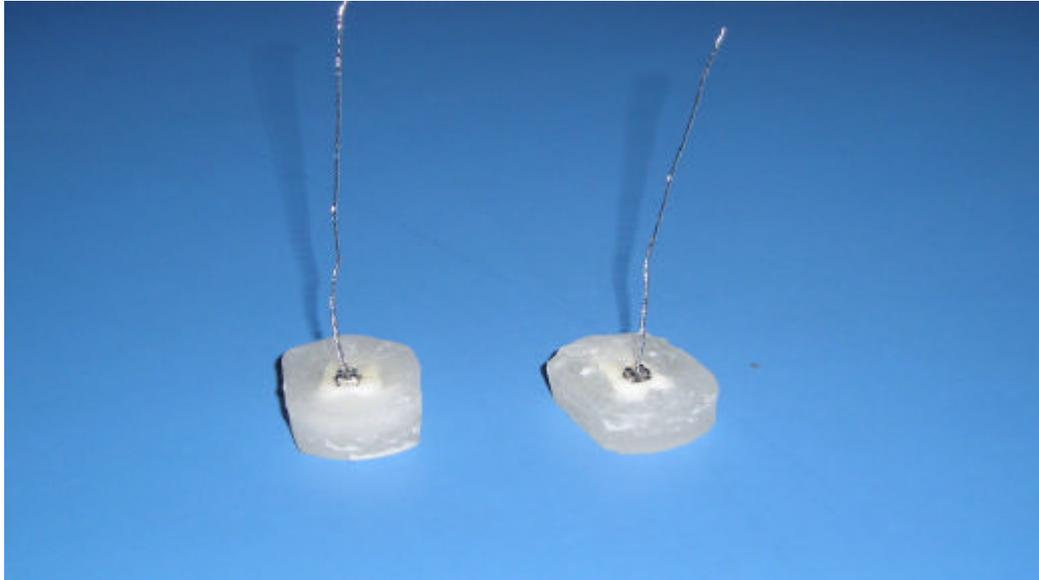


Figura 8 - Corpo de prova em resina acrílica com o conjunto dente/bráquete embutido e o fio inoxidável para fins de tração.

4.2.5 – Armazenamento

Os dentes foram armazenados em soro fisiológico à temperatura ambiente por 48 horas para não sofrerem ressecamento e alteração da resina composta. Decorrido este período, foram levados para o teste de tração.

4.2.6 – Teste de Tração:

Após o preparo, os bráquetes foram submetidos ao teste de arrancamento por meio de tração (maquina de tração modelo Instron 4301) com velocidade de tração de 0,5 mm/min (Figura 9).



Figura 9 - Máquina de tração Instron 4301.

A base de resina acrílica com o dente embutido foi fixada numa haste retangular de 10 cm de comprimento por 6 cm de largura. Ésta haste foi fixada na parte inferior da máquina de tração por meio de uma garra metálica.

O fio de aço inoxidável que estava conectado ao bráquete, para fins de tração, passou pelo orifício que se encontrava na parte superior da haste retangular e foi fixado num mandril que se encontrava na parte superior da máquina de tração (Figura 10).



Figura 10 - Máquina Instron 4301 executando a tração de arrancamento do bráquete com velocidade 05 mm/mim.

5 - RESULTADOS

5.1 - ENSAIOS DE TRAÇÃO

Os resultados de cada amostra submetida ao ensaio de tração por meio de arrancamento do bráquete aderido à superfície do esmalte por meio de resina composta foram obtidos com valores em Newton, como observamos na (quadro 1).

O grupo que apresentou média de valores maiores de resistência à tração foi aquele que recebeu cura com luz halógena. Os grupos que receberam cura com LED e resina ativada quimicamente obtiveram na média valores semelhantes porém menores comparado ao grupo de recebeu cura com luz halógena (quadro 1).

Quadro 1 - Valores de tração em Newton

| Grupo I Resina quimicamente ativada | Valores em Newton | Grupos II Resina ativada com luz halógena | Valores em Newton | Grupo III Resina ativada com luz LED | Valores em Newton |
|--|----------------------|--|----------------------|---|----------------------|
| Amostra 1 | 59,88 | Amostra 1 | 55,15 | Amostra 1 | 43,04 |
| Amostra 2 | 51,97 | Amostra 2 | 53,30 | Amostra 2 | 42,77 |
| Amostra 3 | 45,02 | Amostra 3 | 68,84 | Amostra 3 | 59,23 |
| Amostra 4 | 54,36 | Amostra 4 | 80,29 | Amostra 4 | 49,10 |
| Amostra 5 | 40,54 | Amostra 5 | 76,48 | Amostra 5 | 52,91 |
| Amostra 6 | 43,44 | Amostra 6 | 81,08 | Amostra 6 | 47,38 |
| Amostra 7 | 42,12 | Amostra 7 | 77,92 | Amostra 7 | 54,49 |
| Amostra 8 | 56,86 | Amostra 8 | 60,94 | Amostra 8 | 42,38 |
| Média | 49,27 | Média | 69,25 | Média | 48,91 |
| Desvio Padrão | 6,90 | Desvio Padrão | 10,67 | Desvio Padrão | 6,99 |

As figuras 11, 12 e 13 representam os gráficos de deslocamento em relação a variação da força em Newton até a ruptura de cada amostra divididos em grupos.

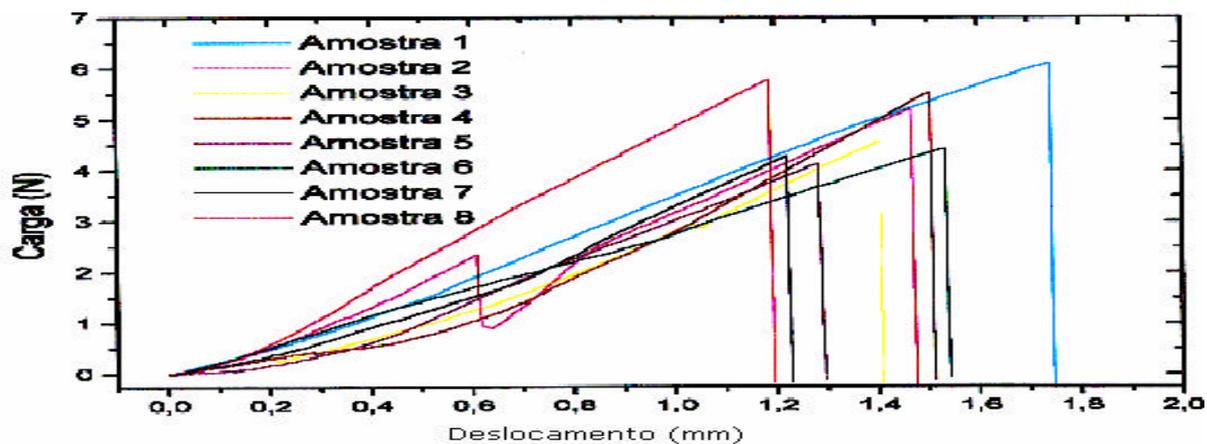


Figura 11 – Gráfico da variação da força em Newton em relação ao deslocamento de cada amostra ativada quimicamente

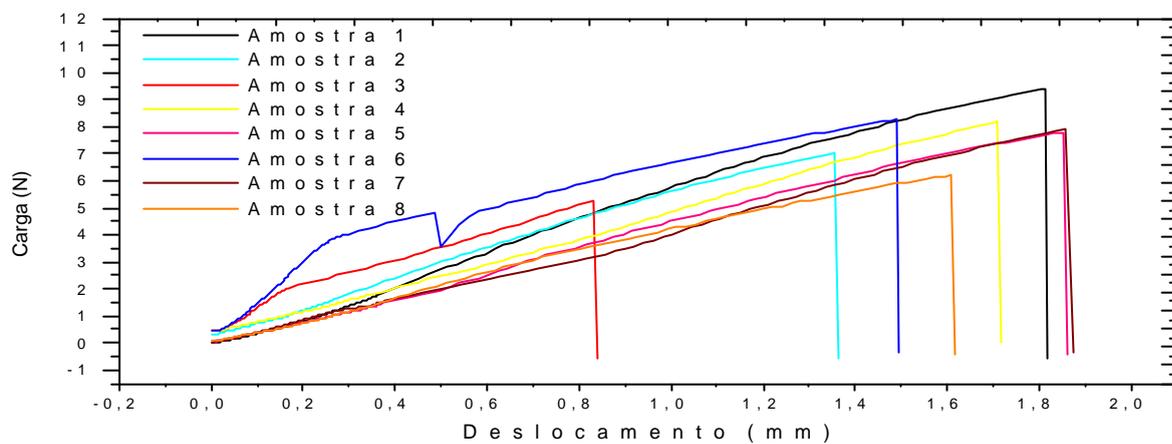


Figura 12 – Gráfico da variação da força em Newton em relação ao deslocamento de cada amostra curada com luz halógena

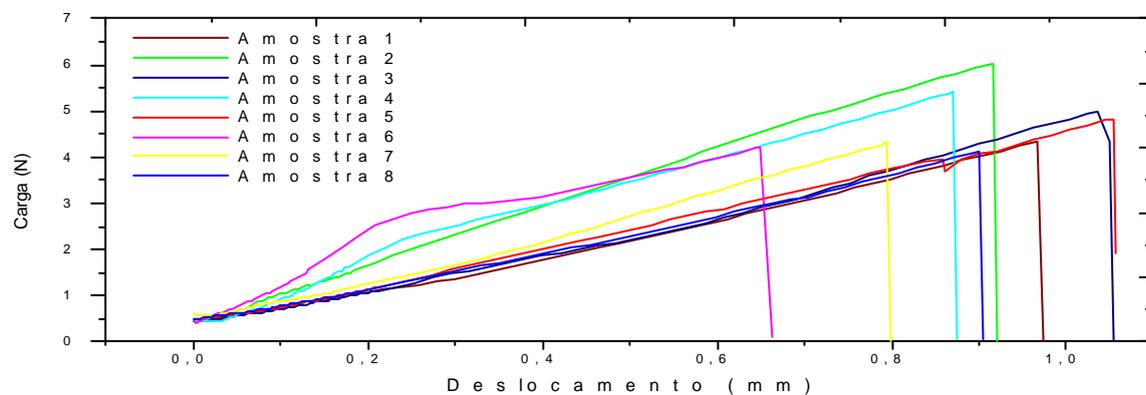


Figura 13 – Gráfico da variação da força em Newton em relação ao deslocamento de cada amostra curada com LED.

As figuras 14, 15 e 16 representam gráficamente a variação máxima da força de tração em Newton de cada amostra incluindo o valor médio de cada grupo:

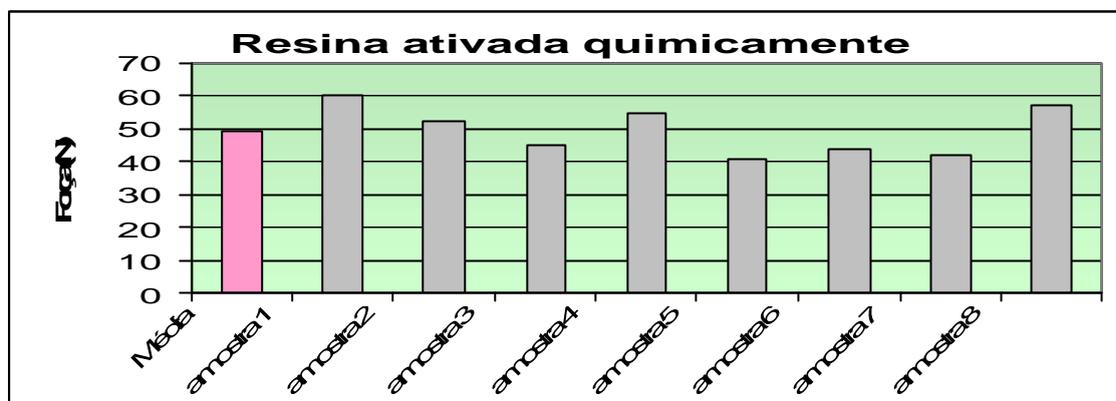


Figura 14 – Resina composta ativada quimicamente

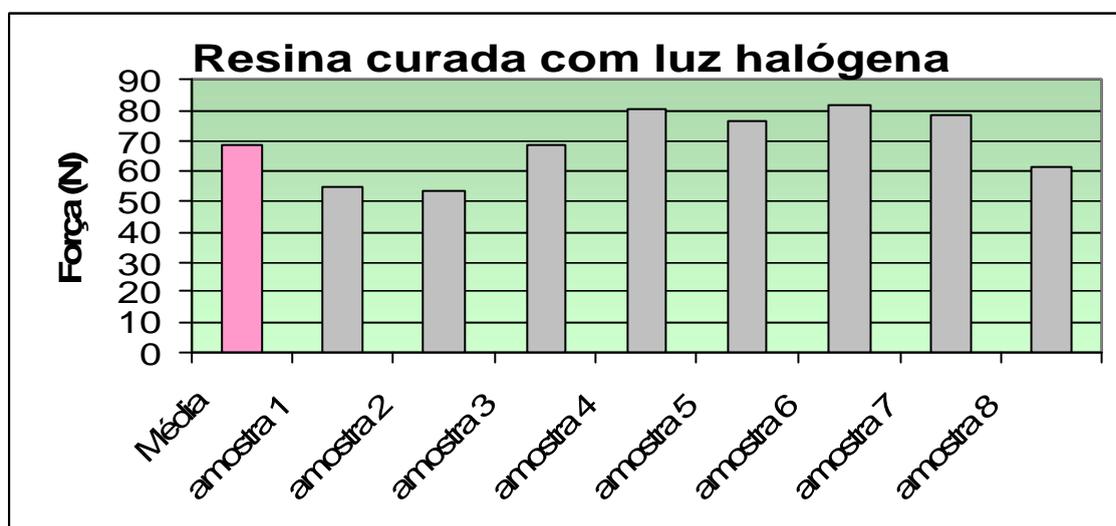


Figura 15 – Resina composta curada com luz halógena

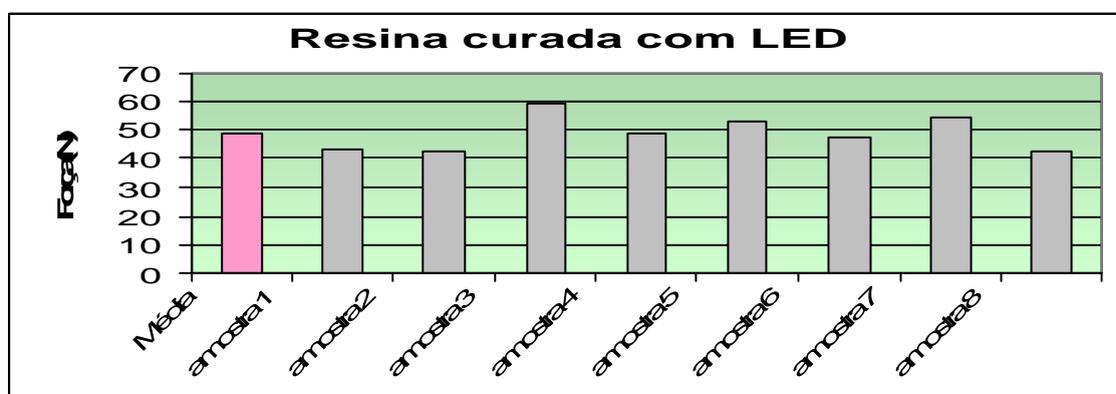


Figura 16 – Resina composta curada com LED

Os valores máximos da força de resistência a tração em Newton de cada amostra foram divididos pela área da superfície do esmalte condicionado de 10,72 mm² e assim foram obtidos valores em Mega Pascal (MPa), relacionados na quadro 2:

Quadro 2 - Valores de resistência à tração em MPa.

| Grupo I Resina ativada quimicamente | Valores em MPa | Grupo II Resina curada com luz halógena | Valores em MPa | Grupo III Resina curada com LED | Valores em MPa |
|--|-------------------|--|-------------------|--|----------------------|
| Amostra 1 | 5,58 | Amostra 1 | 5,14 | Amostra 1 | 4,01 |
| Amostra 2 | 4,76 | Amostra 2 | 5,35 | Amostra 2 | 3,99 |
| Amostra 3 | 4,19 | Amostra 3 | 4,97 | Amostra 3 | 5,52 |
| Amostra 4 | 5,07 | Amostra 4 | 6,42 | Amostra 4 | 4,58 |
| Amostra 5 | 3,78 | Amostra 5 | 7,49 | Amostra 5 | 4,93 |
| Amostra 6 | 4,05 | Amostra 6 | 7,13 | Amostra 6 | 4,42 |
| Amostra 7 | 3,93 | Amostra 7 | 7,27 | Amostra 7 | 5,08 |
| Amostra 8 | 5,30 | Amostra 8 | 5,68 | Amostra 8 | 3,905 |
| Média | 4,58 | Média | 6,18 | Média | 4,56 |
| Desvio padrão | 0,63 | Desvio padrão | 0,95 | Desvio padrão | 0,53 |

Por meio dos valores em Mega Pascal obteve-se os gráficos de resistência à tração de cada amostra incluindo a média de cada grupo, representados nas figuras 17, 18 e 19:

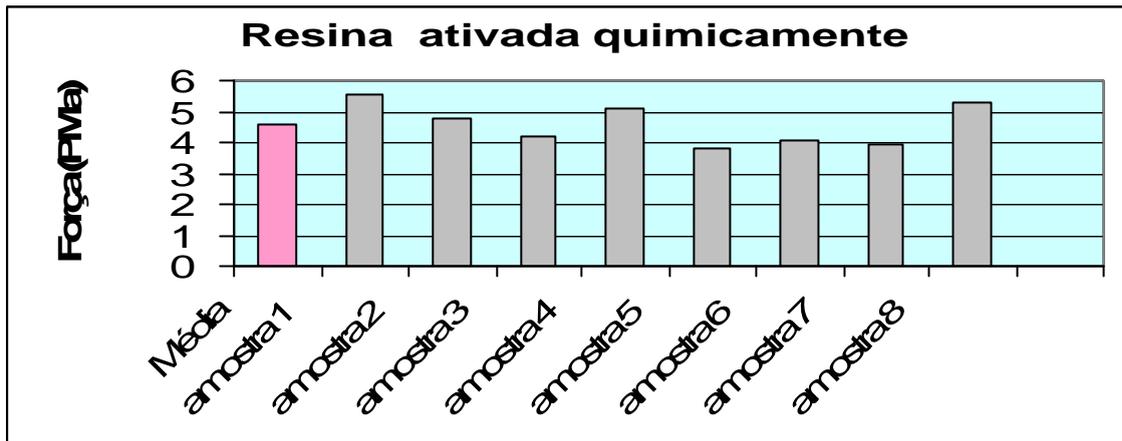


Figura 17 - Gráfico em MPa das amostras da resina composta ativada quimicamente

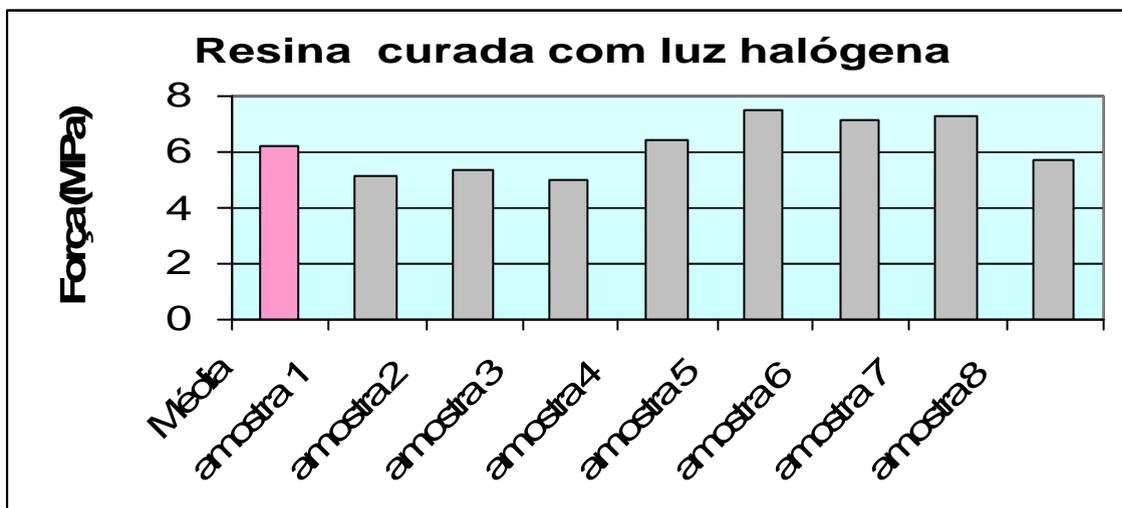


Figura. 18 - Gráfico em MPa das amostras da resina composta curada com luz halógena

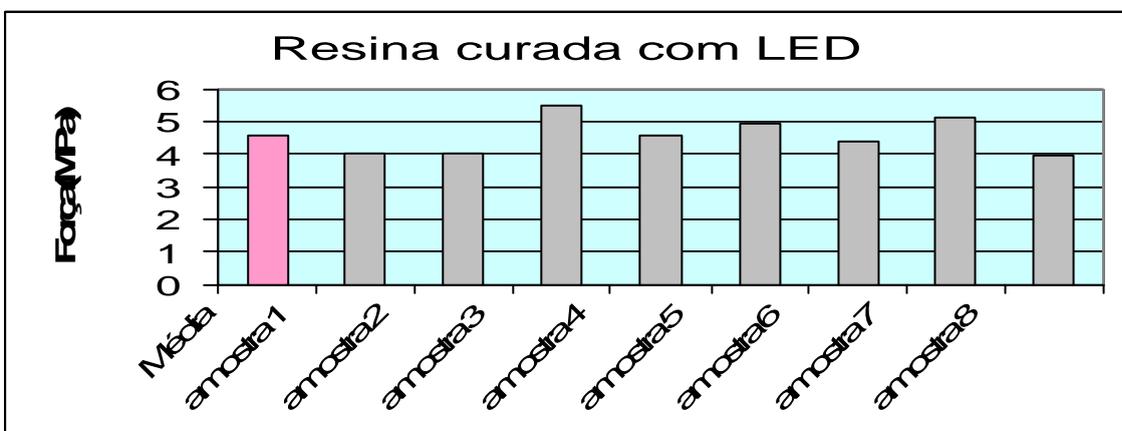


Figura 19 – Gráfica em MPa das amostras da resina composta curada com LED

No gráfico abaixo vemos as médias do valores em MPa das resinas curada com luz halógena, ativada quimicamente e curada com LED, respectivamente.

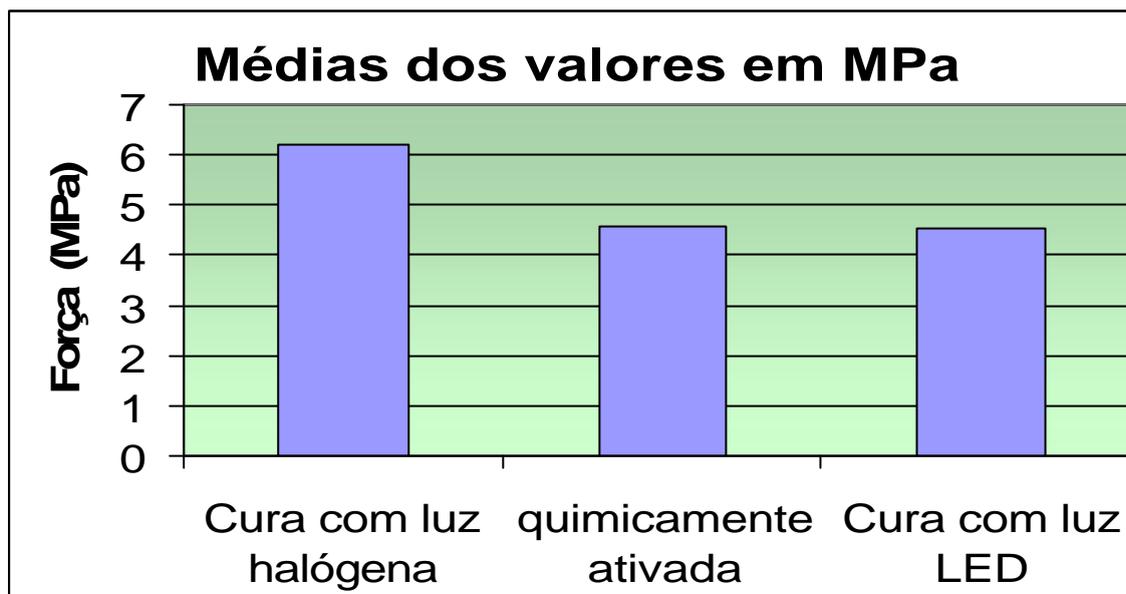


Figura 20 – Gráfico representativo das médias dos valores de tração em MPa

5.2 - ANÁLISE ESTATÍSTICA:

Para verificar a existência de diferenças significativas entre as médias das diferentes trações, aplicou-se a Análise de Variância ANOVA, adotando-se o nível de significância de 5 %.

Observou-se um valor de F a 11,18 sendo considerado significativo a 5 % (valor $p = 0,0005$), ou seja, concluiu-se que pelo menos uma das médias é diferente das demais.

A fim de verificar qual ou quais médias são diferentes, realizou-se o teste de Turkey, adotando-se o nível de significância de 5 %. O resultado deste teste é mostrado no quadro 3 que representa as médias e desvios padrões de cada tração.

Quadro 3 - Média e Desvio Padrão para as 3 trações em MPa.

| | média* | desv. padrão |
|---|--------|--------------|
| Resina composta ativada quimicamente | 4,58a | 0,63 |
| Resina composta curada com luz halógena | 6,18 | 0,95 |
| Resina composta curada com LED | 4,56a | 0,53 |

* letras iguais indicam que não há diferença significativa a 5 % segundo o teste de Turkey.

Pelo teste, verificou-se que não há diferença significativa entre as médias das trações entre resina composta ativada quimicamente e resina composta curada com luz LED. Por outro lado, a média da tração da resina composta curada com luz halógena foi significativamente superior às duas outras trações.

6. DISCUSSÃO

Buonocore (1955) desenvolveu a técnica de condicionamento da superfície do esmalte dental com ácido fosfórico, com o intuito de obter retenção mecânica para os materiais restauradores. A preocupação com a estética e a longevidade das restaurações levou à busca pela adesividade dos materiais restauradores à estrutura dental. Inúmeras pesquisas vêm sendo desenvolvidas na tentativa de aprimorar a técnica e as propriedades dos materiais estéticos.

A odontologia vem sendo grandemente beneficiada pelo avanço tecnológico ocorrido nos últimos anos. Pesquisas variadas proporcionam e aprimoram os procedimentos clínicos. Em ortodontia, principalmente a ortodontia fixa, uma das grandes preocupações está relacionada à fixação dos dispositivos aos dentes.

Muitas são as vantagens proporcionadas pelo sucesso da técnica de condicionamento do esmalte dental e da colagem direta dos bráquetes em relação à bandagem como: eliminação de algumas fases do tratamento (bandagem e redução de diastemas), o que economiza tempo, ausência de bandas metálicas cimentadas na região anterior da boca, melhorando consideravelmente a estética; melhores condições de higiene, evitando o aparecimento de manchas brancas de esmalte, conseqüentemente, cárie dental, simplificação e correto posicionamento dos dispositivos ortodônticos.

O processo de condicionamento ácido do esmalte envolve um discreto desgaste seletivo dos prismas do esmalte na superfícies. O resultado deste tratamento é uma superfície altamente reativa onde são observadas microporosidades por onde a resina pode escoar e ser polimerizada, de forma a resultar em uma união mecânica entre o material restaurador e o esmalte (GOES et al. 1998).

Estruturalmente, o esmalte dental humano é um tecido mineralizado poroso, com um volume de poros de cerca de 0,1%, composto de uma matriz protéica de enamulina, água e fosfato de cálcio na forma de hidroxiapatita, fluorapatita, ou carbonatoapatita. A porção inorgânica é o tecido mais duro dos tecidos corporais, sendo aproximadamente 96% em peso. A porção inorgânica existe sob a forma de cristais sub-

microscópicos, orientados em três dimensões em que a disseminação e o relacionamento, contíguos dos cristais contribuem para um elemento microscópico chamado prisma de esmalte (GWINNETT, 1967). As superfícies do esmalte são lisas e uniformes e ao exame microscópio muitas vezes revela ranhuras, depressões e irregularidades associadas com a sua formação (Estrias de Retzius). As superfícies de esmalte, quer natural quer operatoricamente preparadas, são física e quimicamente complexas e não são representativas da sub-superfície. Tais condições não são propícias a ótimas interações entre o esmalte e os materiais biocompatíveis. A modificação do tecido é indicada para otimizar a interação, de modo a fornecer união clínica efetiva.

O tempo padrão para o condicionamento em esmalte utilizando ácido fosfórico foi estipulado em 60 segundos. Porém, pesquisas (LEGLER et al., 1989) demonstraram que este tempo poderia ser reduzido a 15 segundos, sem que haja perda de resistência da restauração com o elemento dental.

Geralmente, na odontologia, utilizamos ácido fosfórico com concentrações variando entre 30 e 40%, o que já seria suficiente para a retenção do material restaurador na cavidade (SILVERSTONE, 1974). Concentrações acima de 50% podem resultar na formação de monocalcício fosfato monohidratado, o qual poderia inibir o processo de condicionamento ácido. A utilização de concentrações inferiores a 10% de ácido fosfórico em procedimentos restauradores não resultaria em retenções mecânicas significantes (GOTTLIEB; RETIEF ; JAMINSON, 1982).

Uma das conseqüências do aumento da adesividade seria a redução da infiltração ao longo das margens das restaurações em esmalte e por conseguinte das margens dos bráquetes. O condicionamento da camada de apatita promove um aumento à união do esmalte superficial entre a resina fluída, promovendo irregularidades nos prismas de esmalte provocando microrretenções mecânicas efetivas para o selamento marginal, superior às comparadas às margens de dentina e cimento (ESTEVES, 2001).

Estudos relataram que o condicionamento com ácido produziu modestas rugosidades na superfície do esmalte melhorando seu umedecimento, resultando melhor fluidez e contato mais íntimo entre a resina composta e a superfície dental (LEE et al., 1971).

A superfície do esmalte condicionado com ácido fosfórico à 35%, apresenta morfologicamente os prismas de esmalte com aparência de *“favo de mel”* (SHARPE, 1967; SILVERSTONE, 1975).

Estudos utilizando várias concentrações de ácido fosfórico concluíram que tais variações não influenciam significativamente na resistência de união da resina composta ao esmalte dental (LEGLER et al., 1989).

A uniformidade da adesão está relacionada a fatores como grau de condicionamento, contração de polimerização, umidade, etc. (PASHLEY; CARVALHO, 1997). O ácido desempenha papel fundamental no condicionamento da superfície dental para adesão de resina composta (GARONE FILHO, 1993; GROTH, 1997; BISPO, 2000; SARACENI, 1998; ESTEVES, 2001).

A técnica de polimerização das resinas compostas com luz halógena com comprimento de onda de 470 nm, na odontologia moderna, passou a ser utilizada mais efetivamente, deixando para o segundo plano a o uso das resinas composta ativada quimicamente (DUNN et al., 2002).

Atualmente, a técnica mais comumente usada para a cura de resinas compostas, na odontologia, emprega os bulbos de halogênio. Suas desvantagens são o curto tempo de vida do seu bulbo (50 a 100 horas), degradação dos filtros, refletor e sistema óptico devido à alta geração de temperatura produzido pelas lâmpadas de halogênio (RUEGGEBERG et al. 1996). Uma das vantagens desta técnica é o alto poder de densidade de radiação emitida que reduz o tempo de polimerização das resinas (STAHL, 2000).

Apesar da popularidade da tecnologia da lâmpada de halógena, esta possui muitas falhas (DUNN et al. 2002).

Barghi et al. (1994) mediram a irradiação de 209 aparelhos de polimerização de luz visível de 122 consultórios odontológicos particulares, e concluíram que 45% produziam menos que 300 miliwatts por centímetro quadrado e que 65% desses produziam menos que 200 mW/cm². As pesquisas demonstraram que os valores de irradiação de pelo menos 300 mW/cm² eram necessários para uma polimerização adequada em um corpo de prova de resina composta de 2 milímetros de espessura (STURDEVANT, 1995; RUEGGEBERG et al. 1994).

Houve consenso entre pesquisadores que recomendaram que a densidade de potência da irradiação para polimerizar resinas composta estivesse entre 300 a 400 mW/cm² durante um período de 60 segundos (STURDEVANT, 1995; RUEGGEBERG et al. 1994; JANDT et al. 2000).

A tecnologia de luz emitida por diodo (LED) foi mencionada pela primeira vez por Mills (1995), sucedido depois por outros pesquisadores como Mills et al., 1999; Whitters et al. 1999; Fujibayashi et al., 1998.

Outros pesquisadores também estudaram os sistemas de LEDs e propuseram esta tecnologia para superar as falhas dos aparelhos fotopolimerizadores de luz halógena.

Os diodos emitem no comprimento de 470 nm, cujo pico da absorção da luz pelo fotoiniciador da canforoquinona é de 468 nm, exatamente o comprimento da luz azul emitida pelos diodos.

As vantagens dos sistemas de LEDs são: fácil uso, tecnologia de baixo custo, longa duração de 10.000 horas, não usa filtros no seu sistema, são resistentes a choques e vibrações e consomem pouca energia elétrica na sua operação (HAITZ et al., 1995). Porém, como observado no teste de Turkey acima exposto, a tração da resina curada

com luz LED foi significativamente inferior à média da tração com resina curada com luz halógena.

Segundo Zanin e Brugnera Junior (2002), os lasers e LEDs geram um aumento mínimo de temperatura sem dano ao tecido pulpar, pois aquecem apenas a resina composta e não a estrutura dental.

7 - CONCLUSÕES

- - Verificou-se que não há diferença significativa entre as médias das trações da resina ativada quimicamente e da resina curada com sistema de LED. Porém, a média da tração com resina curada com luz halógena foi significativamente superior às duas outras trações.
- - Há necessidade de aprofundar nos estudos com aparelhos LEDs para buscar melhorar seu desempenho.

REFERÊNCIAS BIBLIOGRÁFICAS

ALTHOFF, O.; HARTUNG, M. Advances in light curing. **Am J Dent** ,n.13 (especial), p. 77d-81d. 2000.

BISPO, L. B. **Condicionamento do esmalte com Er:YAG laser e ácido fosfórico: resistência à tração e microscopia eletrônica de varredura.** 2000. Dissertação (Mestrado em Dentística) Faculdade de Odontologia da USP, 2000.

BLACK, R. B. Technical for non mechanical preparation of cavities and prophylaxis. **Journal of the American Dental Association**, Chicago, v.32, p.955-965, 1945.

BOSQUEROLI V. et al. Tensile strength evaluation of the photocuring composite resin by different units. **J Dent Res.** Abs: 2571, 2003.

BUONOCORE, M. G. A simple method of increasing the adhesion of acrylic filling materials to enamel surfaces. **J. Dent. Res.**, v.34, n.6, p.849-853, 1955.

BUONOCORE, M. G.; MATSUI, A.; GWINNETT, A. J. Penetration of resin dental material into enamel surface with reference to bonding. **Arch Oral Biol.**, v.13, n.1, p.61-70, Jan. 1968.

BUSATO, A. L. S. et al. **Dentística - Restaurações em dentes posteriores.** São Paulo, Artes Médicas, 1997. 481p.

CARVALHO, R .M. Adesivos dentários. Fundamentos para aplicação clínica. **Rev. Dentística Restauradora**, v.1, n.2 p.62-96, 1998.

DIEDRICH, P. Enamel alterations from bracket bonding and debonding: A study with the scanning electron microscopy. **Amer. J. Orthodont.**, v.79, n.5, p.500-522, 1981.

DUNN, W. J.; BUSH, A. C. A comparison of polymerization by light emitting diode and halogen based light curing units. **J Am Dent Ass.** v.133, n.3, p.335-341, 2002.

EINSTEIN, A. Zur quantum theorie der strahlung. **Phys Z.** v.18, p.121, 1917.

FRENTZEN, M. ; FÖLL, V.; BRAUN, A. Photo polymerization of composite resin using LED Technology. **The Journal of Oral Laser Applications.** v 1, n 3, p.189-194, 2001.

FUJIBAYAH, K.; ISHIMARU, K.; KONNO, A. A study on light activation units using blue light emitting diodes. **J Jap Dent Pres Acad,** v.39, n.1, p.180-188.1996.

FUJIBAYASHI, K. et al. Newly developed curing unit using blue light emitting diodes. **Dent Jpn,** n.34, p.49-53.1998.

GARONE FILHO, W.; MURILLO Y MURILLO, J. G.; GARONE NETO, N. Estado atual do condicionamento ácido do esmalte e sua recuperação. **Rev. Bras. Odont.,** v.29, n.1, p.1-7, 1975.

GARONE FILHO, W. et al. Estado atual do condicionamento ácido da dentina. **Rev. Bras. Odont.** v.1, p.32-36, 1993.

GOES, M. F. et al. Morphological effect of the type, concentration and atching time of acid solutions on enamel and dentin surfaces. **Braz Dent J** v.9, n.1, p.3-10, 1998.

GROTH, E. B. **Estudo comparativo do condicionamento do esmalte dental com Er:YAG laser e ácido fosfórico: análise morfológica e resistência à tração.** 1997, 98f. Tese (Doutorado em Dentística) Faculdade de Odontologia da Universidade de São Paulo.

GWINNETT, A. J. The ultrastructure of prismless enamel of permanent teeth. **Arch Oral Biol,** v.12, p.381-386, 1967.

GWINNETT, A. J.; BUONOCORE, M. G. Adhesives and caries prevention. **Br. Dent. J.**, v.119, n.2, p.77-80, 1965.

GWINNETT, A. J.; MATSUI, A. A study of enamel adhesives. The physical relationship between enamel and adhesive. **Arch Oral Biol.** v.12, p.1615-1620, 1967.

HAITZ, R. H.; CRAFT M. G.; WIESSMAN R. H. **Handbook of optics: Devices, measurements, and properties.** New York: McGraw-Hill; 1995. v.2. p.12.1-12.39.

JANDT, K. D. et al. Depth of cure and compressive strength of dental composites cured with blue light emitting diodes (LEDs). **Dent Mater**, v.16, n.1, p. 41-47.2000.

LEE, B. D.; PHILLIPS, R. W.; SWANTZ, M. L. The influence of phosphoric acid etching on retention of acrylic resin to bovine enamel. **J. Am. Dent. Ass.**, v.82, n.6, p.1381-1386, 1971.

LEGLER, L. R. et al. Effects of phosphoric acid concentration and etch duration of the shear bond strength of an orthodontic bracket resin to enamel: an *in vitro* study. **Am J Orthod Dentofacial Orthop**, v.96, p.485-492, 1989.

MAIMAN, T. H. Stimulated optical radiation in ruby. **Nature**, v.187, n.4736, p.493-494, 1960.

MARTINEZ-INSUA, A. et al. Differences in bonding to acid etched or Er:YAG laser treated enamel and dentin surfaces. **J Prosthet Dent.**, v.84, n3, p.280-288, 2000.

MILLS, R. W.; JANDT, W. D.; ASHWORTH, S. H. Dental composite depth of cure with halogen and blue light emitting diode technology. **Br Dent Res.** v.186, n.8, p.388-391, 1998.

MISERENDINO, L. J.; PICK, R. M. **Lasers in Dentistry**. Chicago : Quintessence, 1995, 341p.

MIURA, F.; NAKAGAWA, K.; MASUHARA, E. New direct bonding system for plastic brackets. **Am J Orthod**, v.59, n.4, p.350-361, Apr. 1971.

NAKAMURA. S.; MUKAI, T.; SENOH, M. Candelaclass high brightness InGaN/AlGaIn double hetero structure blue-light-emitting diodes. **Appl Phys Lett.**, v. 64, p.1687-1689.1994.

NEWMAN, G. V. Epoxy adhesives for orthodontic attachments: progress report. **Am J Orthod**, v.51, n.12, p.901-912, Dec. 1965.

NOMOTO R. Effect of light wavelength on polymerization of light cured resins. **Den Mater J.** , v.16, p.60-73. 1997.

O'BRIEN, K. D. et al. A visible light activated direct-bonding material: an *in vitro* comparative study . **Am J Orthod Dentofacial Orthop**, v.95, n.4, p.348-351, Apr. 1989.

PINHEIRO, R. F.; PALMA, R. G.; NAGEM FILHO, H. Desenvolvimento dos adesivos dentários. **Rev Fac Odont Bauru**, v.3, n1/4, p.73-79, jan/dez. 1995.

RESIN CURING LIGHTS, new LED technology. **Clinical Research Associates Newsletter**, v.25, n.2, p.1-2.2001.

RETIEF, D. H. A comparative study of three etching solutions – effects on contact angle, rate of etching an tensile bond strength. **J. Oral. Rehabil**, v.1, n.4, p.381-390, 1974.

RETIF, D. H. The mechanical bond. **Int Dent J**, v.28, p.18-27, 1978.

RUEGGEBERG, F. A.; CAUGHMAN, W. F.; CURTIS, J. W. Jr. Effect of light intensity and exposure duration on cure of resin composite. **Oper Dent**, v. 19, n.1, p.26-32.1994.

RUEGGEBERG, F. A. et al. A predictive model for the polymerization of photo-activated resin composites. **Int J Prosthodont** v.7, n.2, p.159-166.1996.

SADLER, J. F. A survey of some commercial adhesives: Their possible application en clinical orthodontics. **Am J Orthod**, v.44, n.1, p.65, Jan. 1958.

SARACENI, C. H. C. **Resistência à tração de um sistema adesivo em superfícies dentinárias tratadas com microabrasão por óxido de alumínio e irradiação com laser de Er:YAG.** 1998, 114f. Dissertação (Mestrado em Dentística). Faculdade de Odontologia da Universidade de São Paulo.

SASAKI, L. H. **Estudo comparativo e Análise Morfológica do Condicionamento do Esmalte com Laser Er:YAG e Ácido Fosfórico.** 2002. 51p. Dissertação (Mestrado em Bioengenharia) - Instituto de Pesquisa e Desenvolvimento, Universidade do Vale do Paraíba.

SHARPE, A. N. Influence of the crystal orientation in human enamel of its reactivity to acid as shown by high resolution micro radiography. **Arch Oral Biol.**, v.12, n.4, p.583-591, May. 1967.

SÖDERHOLM, K. J. Chemistry of synthetic resins. In: **Phillips' science of dental materials.** 10.ed. Philadelphia: WB Saunders; 1996:216

STAHL, F. et al. Light emitting diode (LED) polymerization of dental composites: flexural properties and polymerization potential. **Biomaterials**, v.21, p.1379-1385, .2001.

STUDERVANT, C. M. **The art and science of operative dentistry**. 3. ed. St. Louis: Mosby; 1995;260.

TAVAS, M. A.; WATTS, D. C. Bonding of orthodontic brackets by transillumination of a light-activated composite: an *in vitro* study. **Br J Orthod**, v.6, n.4, p.207-208, Oct. 1979.

THANOS, C. E.; MUSHOLLAND, T.; CAPUTO, A. A. Adhesion of mesh-base direct-bonding brackets. **Am J Orthod**, v.75, n.4, p.421-430., Apr. 1979.

TORTAMANO, A. et al. Avaliação da Resistência à Tração de Agentes Cimentantes para Bráquetes Ortodônticos. **Rev.Ass. Paulista Cirurgiões-Dentista**. jul//ago 2002.

VISIBLE LIGHT-CURED and ACTIVATING UNITS. Council on Dental Material, Instruments and Equipment. **J. Am. Dent. Ass.** v.110, p. 100-123.1985.

VON FRAUNHOFER, J. A.; ALLEN, D. J.; ORBELL, G. M. Laser etching of enamel for direct bonding. **Angle Orthod Spring**, v.63, n.1, p.73-76, 1993.

ZANIN, F.; BRUGNERA JUNIOR. A. **Clareamento dental com luz Laser**. Porto Alegre, RGO , 2002.

COMITÊ DE ÉTICA EM PESQUISA DA UNIVAP

CERTIFICADO

Certificamos que o Protocolo n.º L140/2004/CEP, sobre "*Estudo comparativo para avaliar a tração de uma resina composta unida ao esmalte dental e ao bráquete, utilizando três tipos de cura de resina composta: luz halógena, quimicamente ativada e luz emitida por diodos (LEDs)*", sob a responsabilidade do Prof. Dr. Paulo David C. Lobo, está de acordo com os Princípios Éticos, seguindo as diretrizes e normas regulamentadoras de pesquisa envolvendo seres humanos, conforme Resolução n.º 196/96 do Conselho Nacional de Saúde e foi **aprovado** por esta Comissão de Ética em Pesquisa.

Informamos que o pesquisador responsável por este Protocolo de Pesquisa deverá apresentar a este Comitê de Ética um relatório das atividades desenvolvidas no período de 12 meses a contar da data de sua aprovação.

São José dos Campos, 18 de março de 2005



PROF.DR. LANDULFO SILVEIRA JUNIOR
Presidente do Comitê de Ética em Pesquisa da Univap