

UNIVERSIDADE FEDERAL DE JUIZ DE FORA  
CENTRO INTEGRADO DE SAÚDE  
FACULDADE DE MEDICINA

**Sergio Luiz Mota Júnior**

**PROTÓTIPO DE PONTEIRA ACOPLADA AOS APARELHOS  
FOTOPOLIMERIZADORES PARA COLAGEM DE BRÁQUETES E  
ACESSÓRIOS ORTODÔNTICOS**

Juiz de Fora

2012

**SERGIO LUIZ MOTA JÚNIOR**

**PROTÓTIPO DE PONTEIRA ACOPLADA AOS APARELHOS  
FOTOPOLIMERIZADORES PARA COLAGEM DE BRÁQUETES E  
ACESSÓRIOS ORTODÔNTICOS**

Dissertação apresentada ao Curso de Mestrado em Saúde do Programa de Pós-Graduação em Saúde, Área de concentração: Saúde Brasileira, da Faculdade de Medicina da Universidade Federal de Juiz de Fora, como requisito parcial para obtenção do grau de Mestre.

**Orientador: Prof. Dr. Robert Willer Farinazzo Vitral**

Juiz de Fora

2012

**Sergio Luiz Mota Júnior**

**PROTÓTIPO DE PONTEIRA ACOPLADA AOS APARELHOS  
FOTOPOLIMERIZADORES PARA COLAGEM DE BRÁQUETES E  
ACESSÓRIOS ORTODÔNTICOS**

Dissertação apresentada ao Curso de Mestrado em Saúde do Programa de Pós-Graduação em Saúde, Área de concentração: Saúde Brasileira, da Faculdade de Medicina da Universidade Federal de Juiz de Fora, como requisito parcial para obtenção do grau de Mestre.

Aprovada em: 14/02/2012

Banca Examinadora:

---

Prof. Dr. Robert Willer Farinazzo Vitral  
Universidade Federal de Juiz de Fora

---

Prof. Dr. Jonas Capelli Júnior  
Universidade Estadual do Rio de Janeiro

---

Prof. Dr. Marco Abdo Gravina  
Universidade Federal de Juiz de Fora

*Dedico este trabalho aos meus pais e ao meu irmão, por estarem sempre me apoiando nas minhas conquistas e participando das minhas vitórias.*

## **AGRADECIMENTOS**

A Deus.

Ao professor orientador Robert Willer Farinazzo Vitral, em reconhecimento pela sua dedicação, paciência, exemplo, amizade e orientação do estudo.

Aos professores Jonas Capelli Júnior e Marco Abdo Gravina por aceitarem o convite de participarem da Banca Examinadora desta monografia, colaborando com a excelência deste trabalho.

À professora Catia Cardoso Abdo Quintão pela amizade, apoio e incentivo.

Ao amigo e professor Marcio José da Silva Campos pelo apoio, atenção e confiança depositado na realização deste trabalho.

Ao Sr. Leonardo Francisco da Cruz, do Laboratório de Ensaios Mecânicos do IME/RJ pela disponibilidade e realização dos ensaios mecânicos.

À amiga e secretária do curso de Especialização em Ortodontia da UFJF, Ângela Maria de Oliveira Delgado por sua dedicação e apoio com todos à sua volta.

A todos funcionários e professores do Programa de Pós Graduação em Saúde da UFJF.

A todos aqueles que, direta ou indiretamente, colaboraram para a realização deste trabalho.

À minha namorada, Ana Paula Carvalho que sempre me apoiou e incentivou.

A meus pais Sergio e Angela e irmão Daniel pela eterna paciência, ajuda e incentivo.

## RESUMO

O objetivo do presente estudo foi o desenvolvimento de uma nova ponteira para ser acoplada aos aparelhos fotopolimerizadores utilizados para colagem de bráquetes e acessórios ortodônticos, e teste da efetividade da mesma em ensaio mecânico *in vitro*. A ponteira é espelhada na superfície interna e baseia-se em conceitos físicos de refração e reflexão de luz. Apresenta como principal vantagem, a redução do tempo clínico necessário para o procedimento de colagem, reduzindo, dessa forma, a possibilidade de contaminação durante o processo. Através do ensaio de resistência mecânica ao cisalhamento e da determinação do Índice Remanescente de Adesivo (IRA), testou-se a ponteira em uma amostra composta por 120 corpos de prova, sendo a mesma dividida em 2 grupos. No grupo 1 foi utilizado aparelho fotopolimerizador de fonte de luz halógena e no grupo 2 foi utilizado fonte de LED. Cada grupo foi subdividido. Nos subgrupos H1 e L1 utilizou-se a ponteira convencional dos respectivos instrumentos. Nos subgrupos H2 e L2 a colagem foi feita utilizando-se a ponteira desenvolvida. Os valores dos testes de cisalhamento e IRA para os subgrupos foram comparados entre si. Os resultados mostraram que não houve diferença estatisticamente significativa, tanto para os ensaios de resistência ao cisalhamento ( $p>0,05$ ), quanto para o IRA ( $p>0,05$ ) entre os subgrupos. Conclui-se que 1 - os testes de ensaios mecânicos, assim como a análise do IRA mostraram que a nova ponteira desenvolvida, cumpriu os requisitos necessários à colagem dos acessórios ortodônticos; 2 – o tempo de colagem foi reduzido pela metade, sendo necessária uma só incidência.

Palavras-chave: braquetes ortodônticos, cura luminosa de adesivos dentários, patentes, resistência ao cisalhamento.

## ABSTRACT

The purpose of the present study was the development of a new device to be coupled to light-curing units for bonding orthodontic brackets and accessories and test of its efficacy in "in vitro" mechanical trial. The inner surface of the device is mirrored and is based on physical concepts of light refraction and reflection. The main advantage of such device is the reduced clinical time needed for bonding and the lesser possibility of contamination during the process. 120 bodies of proof were used for testing the shear bond strength of brackets bonded with the device. The Adhesive Remnant Index (ARI) was also determined. The sample was divided into 2 groups. In group 1 a halogen light-curing unit was used and in group 2 a led light-curing unit was used. Each group was then subdivided. In subgroups H1 and L1, a conventional light guide rod was used. In subgroups H2 and L2 bonding was performed with the mirrored device coupled to the tip of the guide light rod. The values obtained for the shear bond strength and the ARI in the subgroups were compared. Results showed that there was no statistically significant difference for the shear strength ( $p>0,05$ ) and the ARI ( $p>0,05$ ) between the subgroups. Conclusions are that 1 - The tests of mechanical trials and the ARI analysis showed that the new device fulfilled the requisites for bonding orthodontic accessories; 2 - time for bonding was reduced to half, being necessary only one light exposure.

Keywords: light-curing of dental adhesives, orthodontic brackets, patents, shear strength.

## LISTA DE ABREVIATURAS E SIGLAS

$\wedge n$  – Plano normal

® - Marca registrada

Bis-GMA – Bisfenol A Metacrilato de Glicidila

$c$  – velocidade da luz no vácuo

IRA – Índice Remanescente de Adesivo

IME – Instituto Militar de Engenharia

gf – grama-força

LED – *Light-Emitting Diode* / Diodo Emissor de Luz

MPa – Megapascal

$n$  – índice de refração do meio

$n_i$  – índice de refração do meio de incidência

$n_r$  – índice de refração do meio de refração

$\text{sen } \theta_i$  – seno do ângulo de incidência com a normal

$\text{sen } \theta_r$  – seno do ângulo de refração com a normal

UDMA – Uretano dimetacrilato

UFJF – Universidade Federal de Juiz de Fora

$v$  – velocidade da luz no meio

$x$  – sinal de multiplicação (vezes)



## LISTA DE ILUSTRAÇÕES

Figura 1: Comparação entre superfície do esmalte dentário com condicionamento ácido (superior) e sem condicionamento ácido (inferior). Na primeira há formação de pequenas projeções de resina polimerizada, que permitem a retenção mecânica do material resinoso ou adesivo aplicado à superfície do esmalte.....	15
Figura 2: Fotopolimerizador de fonte de luz Halógena da marca Dabi Atlante®.....	22
Figura 3: Fotopolimerizador de fonte de LED da marca Dabi Atlante®.....	22
Figura 4: Fotopolimerizador de fonte de laser de Argônio da marca LaserMed®.....	22
Figura 5: Fotopolimerizador de fonte de arco de Plasma de Xenônio da marca Litex®.....	23
Figura 6: No meio 1, observa-se incidência do raio P1 com ângulo $\theta_1$ em relação à normal $\hat{n}$ , o raio P'1 refletido com o ângulo $\theta'_1$ em relação à mesma $\hat{n}$ , de forma que $\theta_1$ é igual a $\theta'_1$ . O raio P2 corresponde à refração ocorrida no meio 2 sob o ângulo $\theta_2$ em relação à $\hat{n}$ .....	25
Figura 7: Estruturas esquematizadas de uma fibra óptica com o núcleo em amarelo, casca em verde e revestimento externo primário em azul.....	27
Figura 8: Diagrama da reflexão interna total em uma fibra óptica. Esquematicamente, de dois raios luminosos (azul e vermelho).....	28
Figura 9: Esquema da usinagem de eletroerosão por penetração.....	29
Figura 10: a) vista frontal e b) lateral da ponteira desenvolvida.....	32
Figura 11: Máquina de usinagem por Eletroerosão da marca Charmilles Technologies modelo Robofil 330F.....	33
Figura 12: Estereomicroscópio do tipo Stemi 2000 – C do fabricante Zeiss.....	34
Figura 13: A) Superfície vestibular de um incisivo mandibular bovino íntegro utilizável para a composição da amostra. B) Superfície vestibular de um incisivo mandibular bovino danificado, portanto não utilizável.....	34
Figura 14: Ponteira já existente da marca Dabi Atlante® utilizada para a fotopolimerização das resinas nos subgrupos H1 e L1.....	35
Figura 15: Fotopolimerizador Dabi Atlante® Ultralux com ponteira acoplada utilizada na fotopolimerização das resinas do subgrupo H2.....	35
Figura 16: Fotopolimerizador Dabi Atlante® Ultraled com ponteira acoplada utilizada na fotopolimerização das resinas do subgrupo L2.....	36

Figura 17: A) Resina fotopolimerizável 3M Transbond XT®. B) Adesivo fotopolimerizável 3M Transbond XT®.....	36
Figura 18: A) Peso utilizado para padronizar força de colagem de 300kgf de massa. B) Peso em posição apoiado com suporte de encaixe de perfeito encaixe, de forma que a direção da força fosse sempre perpendicular à superfície vestibular. C) Remoção do excesso de resina com auxílio de sonda exploradora nº 5.....	37
Figura 19: Forma de incidência da fonte luminosa nos subgrupos H1 e L1. A e B representam as incidências mesial e distal.....	38
Figura 20: Forma de incidência da fonte luminosa nos subgrupos H2 e L2.....	38
Figura 21: Radiômetro digital da marca Ecel, modelo RD-7 sendo testado. A) Fotopolimerizador de fonte de luz Halógena. B) Fotopolimerizador de fonte LED....	38
Figura 22: Dispositivo guia para realização da inclusão dos dentes nos tubos de PVC.....	39
Figura 23: Máquina universal de ensaio da marca EMIC – modelo DL 10000.....	40
Figura 24: Ensaio de resistência ao cisalhamento. Força no momento da ruptura corresponde à força máxima.....	40
Figura 25: Corpo de prova após ensaio de resistência ao cisalhamento. Presença de adesivo remanescente no esmalte destacado pela seta amarela.....	41
Quadro 1: Critérios para a utilização do IRA, segundo Årtun e Bergland (1984).....	19

## SUMÁRIO

<b>1- INTRODUÇÃO</b> .....	11
<b>2- REVISÃO DE LITERATURA</b> .....	13
2.1- ADESIVO.....	13
2.2- COMPOSIÇÃO DO ESMALTE DENTÁRIO .....	17
2.3- ÍNDICE REMANESCENTE DE ADESIVO (IRA).....	18
2.4- DENTES BOVINOS.....	21
2.5- FOTOPOLIMERIZADOR.....	21
2.6- FÍSICA ÓPTICA.....	23
2.6.1- <b>Reflexão</b> .....	24
2.6.2- <b>Refração</b> .....	25
2.6.3- <b>Fibra Óptica</b> .....	26
2.6.3.1- Histórico.....	26
2.6.3.2- Reflexão e Refração.....	26
2.6.3.3- Estrutura da Fibra Óptica .....	26
2.6.3.4- Reflexão Interna Total .....	27
2.6.4- <b>Espelho Esférico</b> .....	28
2.7- USINAGEM POR ELETROEROSÃO .....	28
<b>3- PROPOSIÇÃO</b> .....	31
<b>4- MATERIAL E MÉTODOS</b> .....	32
<b>5- REFERÊNCIAS BIBLIOGRÁFICAS</b> .....	42
ANEXOS.....	49

## I INTRODUÇÃO

Com a técnica do ataque ácido do esmalte seguido pela colagem (BUONOCORE, 1955), as resinas passaram a ser utilizadas em vários campos da Odontologia, inclusive para a colagem de bráquetes ortodônticos (BISHARA et al., 2002). Com a colagem direta dos bráquetes e mediante seu alto poder de adesão, as resinas compostas, denominadas compósitos, mostram-se capazes de resistir às forças mastigatórias e às cargas geradas pelos aparelhos ortodônticos (REZK e OGAARD, 1991).

Como principais vantagens apresentadas pela colagem direta dos bráquetes ortodônticos são relatadas a economia de tempo na montagem do aparelho, a melhoria na estética, a facilidade de higienização e a possibilidade de posicionamento mais preciso dos dispositivos ortodônticos (BISHARA, et al., 2002). Todavia, podem-se citar alguns aspectos desfavoráveis como a necessidade de um preparo prévio do esmalte com ácido fosfórico, podendo haver certo grau de erosão do mesmo (STEFEN, 1996), maior chance de haver excesso da resina ao redor do bráquete, favorecendo o acúmulo de placa e aumentando o risco de descalcificação (ONCAG et al., 2005), alterações na superfície do esmalte resultante de ação mecânica de remoção da resina após a descolagem dos bráquetes (REZK e OGAARD, 1991) e aumento do volume de placa bacteriana (MATTINGLY, 1983).

Os adesivos (resinas para colagem) odontológicos atuais promovem um mecanismo de retenção mecânica ao esmalte por meio de um processo de hibridização desses substratos (CARVALHO et al., 2004).

As fontes luminosas mais utilizadas para a fotopolimerização dos compósitos são lâmpadas halógenas e LEDs, sendo que as segundas, mais novas, vêm substituindo as primeiras, devido ao menor número de componentes e ao baixo consumo de energia (BARGHI, FISCHER e PHAM, 2007; BULLOUGH, 2003).

A técnica de colagem, que utiliza adesivos para ortodontia, requer vários passos que devem ser seguidos de maneira ordenada e criteriosa, para não comprometer a resistência adesiva dos acessórios ortodônticos ao esmalte. Porém, este procedimento consome muito tempo e necessita de condições ideais do campo operatório (BISHARA et al., 1998).

Baseado nas atuais condições de colagem de bráquetes e acessórios

ortodônticos, e associados aos conceitos de Física Óptica, objetivou-se, através do presente estudo, o desenvolvimento de um novo modelo de ponteira que, acoplada ao aparelho fotopolimerizador buscando a otimização, a melhoria da qualidade e a redução da energia elétrica requerida para o procedimento de colagem na Ortodontia.

## 2 REVISÃO DE LITERATURA

### 2.1 ADESIVO

Em diversas áreas da Odontologia pode-se definir adesão como sendo o processo através do qual a união de materiais restauradores ocorre aos substratos dentais. Essa união é conseguida pela aplicação de um agente intermediário denominado de adesivo dental, que é a combinação de monômeros resinosos de diferentes pesos moleculares e viscosidades. A diluição dos monômeros, de modo a atingir a fluidez necessária para a aplicação, é conseguida pela adição de diluentes resinosos, solventes orgânicos como a acetona e o etanol, além da água que está presente em várias formulações. Os adesivos dentais da atualidade desenvolvem um mecanismo de retenção micromecânica ao esmalte por meio de um processo de hibridização desses substratos. Embora existam evidências de que alguns componentes dos adesivos possam reagir quimicamente com elementos do substrato dental, as forças que determinam essa união são provavelmente de pequena magnitude e se tornam desprezíveis frente às maiores forças retentivas determinadas pela hibridização (CARVALHO et al., 2004).

Inicialmente os adesivos dividem-se em convencionais e autocondicionantes. Os adesivos convencionais são todos os sistemas que empregam o passo operatório de condicionamento ácido da superfície de esmalte ou dentina separadamente dos outros passos. Nestes sistemas, geralmente emprega-se o ácido fosfórico em suas diversas concentrações, para produzir no substrato dentário as porosidades necessárias para a posterior infiltração da resina adesiva. Após a aplicação do ácido, este deve ser lavado abundantemente com água por pelo menos 20 segundos para assegurar a completa remoção dos subprodutos de reação e do mineral solubilizado na superfície (MONDELLI et al., 2003; CARVALHO et al., 2004).

Os sistemas adesivos autocondicionantes diferem dos convencionais especificamente, porque não requerem a aplicação isolada de um ácido para produzir porosidades no substrato. Esses adesivos incorporam em sua formulação monômeros resinosos ácidos que, simultaneamente, desmineralizam e infiltram os tecidos dentais. Como os próprios monômeros criam sua via de infiltração, estes não devem ser lavados da superfície após a aplicação (CARVALHO et al., 2004).

Em Odontologia há classificação aos diversos tipos de resinas compostas: híbridas, microhíbridas, microparticuladas, convencionais e, mais recentemente, as denominadas nanoparticuladas. Estes materiais são compostos basicamente de uma matriz orgânica (Bis-GMA ou UDMA) que são partículas de carga silanizadas, inibidores e iniciadores (FRANCO e LOPES, 2003). Garlipp e Carvalho (1978) reportaram que, com a evolução das pesquisas, com intuito de melhorar as propriedades das resinas epoxídicas, desenvolveu-se o Bis-GMA (Bisfenol A-Metracrilato de glocidila), ou molécula de Bowen. O Bis-GMA é um monômero de alto peso molecular e viscosidade relativamente alta, que permite polimerizações através de ligações cruzadas, que contribuem para maior resistência, menor absorção de água e menor contração durante a polimerização e, assim, os compósitos superam as resinas epoxídicas e as resinas acrílicas. Para Franco e Lopes (2003), é na matriz orgânica que ocorre o processo de polimerização do material, que nada mais é do que a transformação de monômeros em polímeros. Assim, quando a resina composta é utilizada, esta se encontra em um estado plástico, com possibilidade de ser manipulada e esculpida. Para que este material se torne rígido ou se polimerize, é necessária a existência de algum mecanismo de ativação.

Segundo Bishara et al. (2002), a técnica do ataque ácido, descrita por Buonocore (1955), permitiu que as resinas fossem utilizadas também na Ortodontia. Rezk e Ogaard (1991) afirmaram que as resinas compostas são capazes de suportar às forças da mastigação, assim como aquelas geradas pelos aparelhos ortodônticos.

Beech e Jalaly (1980) e Proffit (1993), afirmaram que, como a matriz resinosa não se une à estrutura dentária, é necessário utilizar a técnica do ataque ácido para aumentar a retenção mecânica, através de penetrações do compósito dentro das porosidades produzidas na estrutura do esmalte, possibilitando a colagem em Ortodontia. Buonocore (1955), afirma que a adesão ao esmalte é assegurada pela superfície do esmalte condicionada ao ataque ácido, que permite um bloqueio mecânico entre a superfície condicionada e às pequenas projeções de resina polimerizada (figura 1).

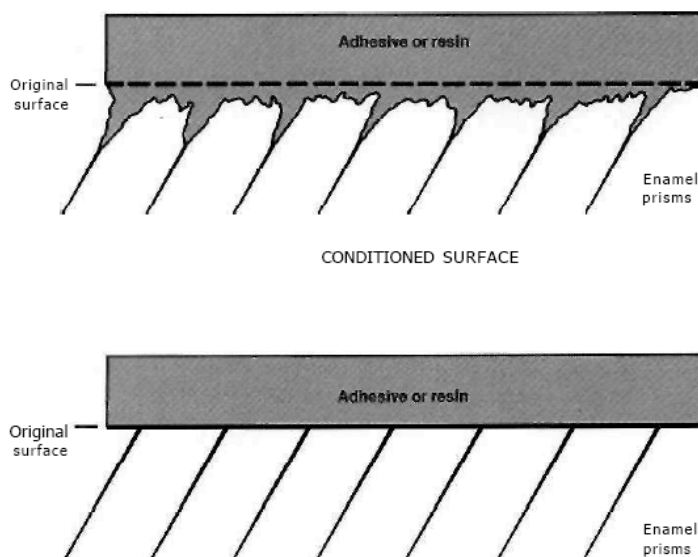


Figura 1: Comparação entre superfície do esmalte dentário com condicionamento ácido (superior) e sem condicionamento ácido (inferior). Na primeira há formação de pequenas projeções de resina polimerizada, que permitem a retenção mecânica do material resinoso ou adesivo aplicado à superfície do esmalte.

Fonte: Proffit, W R e Fields Jr., H W. **Contemporary orthodontics**, 2ª ed., St. Louis, Mosby-Year book Inc.1993, p.395.

As resinas compostas podem ser quimicamente ativadas ou fotoativadas. As quimicamente ativadas são apresentadas na forma de 2 pastas em que uma delas contém o peróxido de benzoíla que é o iniciador e a outra a amina terciária que é o ativador. Quando ambas são manipuladas, ocorre uma reação entre o ativador e iniciador, resultando daí o aparecimento de radicais livres que promoverão a polimerização do monômero BIS-GMA (PHILLIPS, 1980; BARATIERI, 2002).

É essencial umedecer a superfície do esmalte com uma resina de baixa viscosidade (resina fluida) para maximizar a resistência de colagem (GWINNETT, 1982; MATASA, 1989; GALAN e LYNCH, 1993; GRABER e VANARSDALL JR, 1996; MCCABE e WALLS, 1998). Entretanto, Tang, et al. (2000a) concluíram em testes de cisalhamento com pré-molares humanos extraídos por indicação ortodôntica, que a colagem de bráquetes, com resina fotopolimerizável (Transbond XT) e autopolimerizável (Phase II), sem a utilização da resina líquida, não comprometeu a adesão ao esmalte, não havendo, portanto, uma diferença estatisticamente significativa, quando comparado ao grupo controle, no qual os bráquetes foram colados com o uso da resina fluida conforme indicações dos fabricantes. Birdi (1997) e O'Brien (1997) afirmam que a tensão superficial diminui à medida que a temperatura aumenta, o que segundo Tang, et al. (2000a), pode ser duvidoso para a aplicação dos resultados *in vitro* em casos *in vivo*. Porém em um



outro estudo Tang, et al. (2000b), desta vez *in vivo*, não obtiveram diferenças estatisticamente significantes nos casos em que houve a utilização da resina líquida e naqueles em que esta não foi aplicada.

Segundo Gange (1995) e Correr Sobrinho, et al. (2002), apesar do uso intenso das resinas quimicamente ativadas para a fixação dos bráquetes, o uso das resinas fotopolimerizáveis ampliou-se 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 se inicia quando o operador expõe o material à luz visível do fotopolimerizador. Em 1979, Tavas e Watts publicaram o primeiro artigo empregando a resina fotopolimerizável na colagem de bráquetes. Estudos *in vitro* (THANOS, MUNHOLLAND e CAPUTO, 1979) e clínico (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.

Galindo et al. (1998) afirmaram que ambos os compósitos, auto e fotopolimerizáveis, têm mostrado ser clinicamente aceitáveis e efetivos.

O'Brien et al. (1989) afirmaram que os sistemas adesivos fotopolimerizáveis possuem um fotoiniciador que normalmente é a canforoquinona, que tem uma absorção média entre 400 a 500µm, e está presente em 25% do peso e são polimerizáveis por luz visível. Durante a reação de presa, os adesivos fotopolimerizáveis apresentam maiores tensões, apresentando maior concentração de polimerização do que os autopolimerizáveis.

Segundo Brandt, Serviss e Wolfson (1975), a preparação da superfície do esmalte, o tipo de promotores de união, a concentração e o tempo do ataque ácido, o uso do selante, a contaminação pela saliva, o tipo de bráquete utilizado, a idade dos dentes, a presença de esmalte aprismático, também influenciam nos valores dos testes de resistência ao cisalhamento dos compósitos, no local e quantidade de adesivo remanescente e na resistência da descolagem.

O uso de um adesivo resistente é considerado para Graber e Vanarsdall JR, (1996) um fator de sucesso na colagem em Ortodontia.

Tang, et al. (2000a), avaliaram a resistência de união do bráquete sem o uso de resina líquida (adesivo fluido) que contém o Bis-GMA. Esta pesquisa foi feita porque, segundo o autor, o Bis-GMA é irritante, e provoca dermatose nos dentistas. Os resultados mostraram resistência semelhante, usando-se ou não o adesivo para

resina autopolimerizável (Phase II). Jacobsen, Aasenden e Hensten-Pettersen (1991), Munksgaard, et al. (1996) e Lönnroth e Shahnava (1998) concluíram através de estudos realizados em países escandinavos que boa proporção dos dentistas apresentam alguma dermatose relacionada ao uso de materiais odontológicos. Segundo Jacobsen e Hensten-Pettersen (1989), Jacobsen, Aasenden e Hensten-Pettersen (1991), Jacobsen e Hensten-Pettersen (1995), Jacobsen, Derand e Hensten-Pettersen (1996), uma série de estudos noruegueses mostrou que ortodontistas apresentam os maiores índices de dermatoses nas mãos dentre os outros profissionais de outras áreas odontológicas. Segundo Graber e Vanarsdall JR (1996), reações alérgicas já foram reveladas em pacientes, assistentes e dentistas, devido ao contato com adesivo em colagem ortodôntica. Para Tang et al. (2000b) se a colagem em Ortodontia pudesse ser realizada, clinicamente, sem o uso de resina líquida, poderia ser possível reduzir o risco da exposição ocupacional do profissional da mesma e a seus componentes não polimerizados. Sobre um ponto de vista de biocompatibilidade, a técnica de colagem de bráquetes sem o uso de resina líquida pode oferecer uma grande vantagem clínica.

Tang et al. (2000b) ressaltaram que, para a resina líquida ser eliminada da etapa clínica da colagem de bráquetes, o conjunto arco-bráquete deve continuar fazendo sua força fielmente ao dente, não comprometendo o trabalho ortodôntico, ou seja, o resultado clínico deve ser exatamente o mesmo daquele se a resina líquida não tivesse sido utilizada, de forma que o material de colagem não seja um fator de dúvida para o sucesso do tratamento.

Os procedimentos necessários para adequada colagem com adesivos para colagem ortodôntica são profilaxia, condicionamento do esmalte, aplicação do primer e colagem do acessório ao dente (CACCIAFESTA et al., 2003). Devido à quantidade de passos, o controle da umidade torna-se difícil, ocorrendo contaminação da superfície do esmalte e conseqüentemente falha na colagem (SAYINSU et al., 2007).

## 2.2 COMPOSIÇÃO DO ESMALTE DENTÁRIO

Para Fróes-Salgado e Francci (2009), quando se pensa em colagem, parece óbvio que o conhecimento do esmalte, sua composição e propriedades são essenciais.

Fróes-Salgado e Francci (2009) afirmaram ser o esmalte o tecido mais mineralizado conhecido, constituído por 96% de mineral e apenas 4% de material orgânico e água. O conteúdo inorgânico do esmalte consiste de um fosfato de cálcio cristalino, conhecido como hidroxiapatita, o qual também é encontrado no osso, cartilagem calcificada, dentina e cimento. Vários íons, tais como estrôncio, magnésio, chumbo e fluoreto, se presentes durante a formação do esmalte podem ser incorporados ou absorvidos pelos cristais de hidroxiapatita. Embora quase que todo o interior do volume do esmalte dentário seja ocupado por hidroxiapatita densamente empacotado, uma fina rede de material orgânico aparece entre os cristais. A natureza orgânica desse material é principalmente protéica e contém material polissacarídico. Proteínas de alto peso molecular conhecidas como enamelinas persistem no esmalte maduro e estão fortemente ligadas às superfícies dos cristais de apatita ocupando todo o espaço entre os cristais. O material orgânico pode ser melhor observado em cortes desmineralizados de esmalte imaturo e é também observado como uma fina rede com microscópio eletrônico. Devido ao seu alto peso molecular, o esmalte é extremamente duro, uma propriedade que o capacita suportar as forças mecânicas aplicadas durante a mastigação. Essa dureza, que pode ser comparada à do aço mole, também torna o esmalte friável; para manter sua integridade é necessária uma camada subjacente de dentina, mais resiliente. O esmalte é translúcente e varia em cor de amarelo-claro ao branco-acinzentado. Varia em espessura de um máximo de 2,5mm nas superfícies de trabalho até uma borda muito delgada na linha cervical. Essa variação na espessura influencia a cor do esmalte, uma vez que a dentina amarela subjacente é vista através das regiões mais delgadas.

### 2.3 ÍNDICE REMANESCENTE DE ADESIVO (IRA)

O'Brien, Watts e Read (1988), Romano, et al. (2005), Cozza, et al. (2006), Shamsi, et al. (2006) referem-se ao IRA (índice remanescente de adesivo) no esmalte dentário após o ensaio de cisalhamento, como um índice para localizar o local de fratura do adesivo. Para Lalani, et al. (2000), os resultados do IRA devem ser interpretados com cuidado porque eles são subjetivos, podendo ter interpretações diferentes se analisados por observadores diferentes ou despreparados. Os índices do IRA foram primeiramente descritos por Årtun e Bergland (1984), o qual foi classificado em 4 escores, conforme o quadro 1. Os

dados obtidos pelo índice auxiliam na caracterização das falhas adesivas por meio da avaliação das interfaces envolvidas nas fraturas, permitindo análise estatística e comparação entre os grupos.

<b>IRA – Índice Remanescente Adesivo</b>	
<b>Escores</b>	<b>Freqüência do adesivo remanescente;</b>
<b>0</b>	Nenhum adesivo remanescente sobre o esmalte dentário;
<b>1</b>	Menos da metade de adesivo remanescente no esmalte dentário;
<b>2</b>	Mais da metade de adesivo remanescente no esmalte dentário;
<b>3</b>	Todo o adesivo remanescente sobre o esmalte, com nítida impressão da malha do bráquete.

Quadro 1: critérios para a utilização do IRA, segundo Årtun e Bergland (1984).

Gorelick (1977) em sua investigação, encontrou o maior número de descolagens precoces na interface bráquete-adesivo. Observou também um menor número de descolagens na interface dente-adesivo, os quais ocorreram logo após a colagem. Ele citou como prováveis causas para este tipo de descolagem: profilaxia, condicionamento ou lavagens inadequados, secagem insuficiente ou presença de umidade na superfície condicionada.

Gwinnett e Gorelick (1977) observaram que, durante a descolagem, houve maior facilidade na remoção de bráquetes onde foram utilizadas resinas com carga reduzida ou sem carga. Em todos os casos, as fraturas ocorreram na interface esmalte/resina e ou bráquete/resina. Na remoção do compósito com mais volume de carga, foi necessário o emprego de forças maiores, não sendo surpreendente encontrar esmalte arranhado e arrancado.

Zachrisson (1977) constatou, clinicamente, que o predomínio de falhas na perda de bráquete foi devido a fraturas no adesivo, na interface esmalte/resina ou combinações de fraturas esmalte/resina e resina/bráquete. Segundo o autor, as descolagens precoces provavelmente ocorreram devido à contaminação com umidade (saliva, fluido gengival), forças superiores à resistência da colagem, adaptação inadequada do bráquete à superfície dentária e a variações individuais como hipersalivação ou diferenças na composição do esmalte.

Diedrich (1981) verificou que o local de fratura, durante a remoção dos bráquetes, ocorre de forma heterogênea. A localização da fratura depende da

resistência da união mecânica produzida pelo ácido. No caso de formação mínima de *tags*, o ponto de fratura situa-se na interface esmalte/resina. Quando o embricamento mecânico é forte, a fratura encontra-se em parte na resina e em parte no esmalte. Em alguns casos, observou fraturas no esmalte que atingiram uma profundidade de 100 micrômetros. Na descolagem de bráquetes metálicos *in vivo* e *in vitro*, as fraturas ocorreram predominantemente na interface resina/bráquete.

Silverstone, Hicks e Featherstone (1985) verificaram que, na descolagem, o modo de fratura mais frequentemente encontrado nas superfícies contaminadas com saliva, por 60 segundos, foi a do tipo adesiva (na interface esmalte/resina), enquanto que, no grupo controle, foi mais freqüente a fratura do tipo coesiva (na resina). Segundo os autores, estes resultados sugerem que o efeito da contaminação da superfície atacada foi o de enfraquecer a união entre esmalte e resina. Isto pode ser explicado pela presença de uma cobertura orgânica obstruindo, parcialmente, os prismas de esmalte condicionados.

Graber e Vanarsdall JR (1996) mencionaram como falhas na colagem, aquelas que ocorrem na interface esmalte/adensivo e adensivo/bráquete. As primeiras seriam devido à técnica inadequada, com contaminação com umidade ou perturbação no processo de presa, e as outras seriam devido à utilização de um adensivo fraco. Visando a obtenção de sucesso nas colagens o autor sugeriu o desenvolvimento de uma técnica que assegurasse um bom controle da umidade, o posicionamento dos bráquetes próximo aos dentes, sem perturbar o processo de presa, e a utilização de adesivos fortes.

Knoll, Gwinnett e Wolf (1986) comentaram que o maior índice de descolagem precoce de bráquetes ortodônticos ocorre na região posterior. Vários fatores foram apontados como responsáveis por esta constatação, entre eles: maior força mastigatória nesta região, diferenças no padrão de condicionamento entre os dentes e maior dificuldade em manter um campo seco na região posterior. Do mesmo modo, O'Brien et al. (1989) encontraram em seu estudo comparativo *in vitro*, que a distribuição dos locais de fraturas quando examinadas de uma maneira geral, ocorrem significativamente em maior número na região posterior que na anterior, o que ele atribuiu provavelmente ser devido à dificuldade de isolar da umidade o segmento posterior.

Wang e Lu (1991) encontraram 43% a 49% de descolagens na interface bráquete/resina; 12% a 24 % na resina; 32% a 40% na interface dente/resina; 0% a 4% das fraturas contendo fragmentos de esmalte.

## 2.4 DENTES BOVINOS

Os incisivos mandibulares permanentes de bovinos são excelentes substitutos para os dentes humanos nas pesquisas odontológicas em suas diversas especialidades (SALEH e TAYMOUR, 2003; CAMPOS, CAMPOS e VITRAL, 2008). Devido ao aumento da demanda por dentes humanos nos centros de pesquisas, a disponibilidade destes dentes tornou-se bastante reduzida. Por este motivo, os dentes bovinos, por apresentarem semelhanças morfológicas e histológicas com os dentes humanos, passaram a ser utilizados em pesquisas *in vitro* (FONSECA et al. 2004, REIS et al. 2004, CAMPOS, CAMPOS e VITRAL, 2008).

## 2.5 FOTOPOLIMERIZADOR

Atualmente, as fontes emissoras de luz para fotopolimerização disponíveis no mercado são as lâmpadas halógenas (figura 2), os diodos emissores de luz (LEDs) azul (figura 3), o laser de Argônio (figura 4) e o arco de plasma de xenônio (figura 5), com uma grande variedade de ponteiros (BISHARA et al., 1998). Apesar de estas duas últimas tecnologias reduzirem o tempo de polimerização a apenas um quarto (TALBOT et al., 2000) e a um terço (THIND, STIRRUPS e LLOYD, 2006) do necessário com os fotopolimerizadores convencionais, respectivamente, apresentam alto custo financeiro para a aquisição destes aparelhos, o que inviabiliza a utilização dos mesmos em consultórios particulares (TALBOT et al., 2000; THIND, STIRRUPS e LLOYD, 2006; RUEGGEBERG, 2011).



Figura 2: Fotopolimerizador de fonte de luz Halógena da marca Dabi Atlante®.  
Fonte: <http://www.dabiatlante.com.br/produtos/15/ultralux> (acessado em 13/01/12)



Figura 3: Fotopolimerizador de fonte de LED da marca Dabi Atlante®.  
Fonte: <http://www.dabiatlante.com.br/produtos/14/ultraled> (acessado em 13/01/12)



Figura 4: Fotopolimerizador de fonte de laser de Argônio da marca LaserMed®.  
Fonte: <http://www.odontologiabrasileira.com.br/2132/laser-odontologico-de-argonio-accucure-3000-lasermed.html> (acessado em 13/01/12)



Figura 5: Fotopolimerizador de fonte de arco de Plasma de Xenônio da marca Litex®.  
Fonte: <http://www.1stmedicalsupplies.com/Litex-curing-lights.asp> (acessado em 13/01/12)

Os fotopolimerizadores com lâmpadas halógenas estão sendo substituídos por aqueles com LEDs (BARGHI, FISCHER e PHAM, 2007), devido ao menor número de componentes e ao baixo consumo de energia (BULLOUGH, 2003; RUEGGERBERG, 2011). São comercialmente disponibilizados pelos fabricantes e distribuidores nacionais de equipamentos odontológicos, diversos modelos e marcas de fotopolimerizadores a LED. De acordo com os fabricantes, a luz azul destes equipamentos encontra-se na faixa de 440 nm a 600 nm e as potências máximas variam de 500 mW/cm<sup>2</sup> a 1.500 mW/cm<sup>2</sup> (Dabi Atlante SA, Gnatus Equipamentos Médico-Odontológicos Ltda, Kavo do Brasil SA e M M Optics Ltda).

LED é o acrônimo em inglês para Light Emitting Diode ou Diodo Emissor de Luz, um diodo semiconductor que quando energizado emite luz visível por luminescência e não por aquecimento de um filamento. Isto resulta num menor consumo de energia e baixa produção de calor (OWENS e RODRIGUEZ, 2007). Um LED monocromático possui vida útil estimada em 100.000 horas sob circunstâncias de operações normais (HORNBERG, 2006).

## 2.6 FÍSICA ÓPTICA

Óptica é a área da Física na qual se estuda o comportamento da luz. Com a descoberta do comportamento da luz, o homem percebeu que a óptica poderia ser aplicada de diversas formas podendo ser construído diferentes instrumentos ópticos. Com a reflexão e refração foi possível a construção de ferramentas de grande utilidade: telescópios, microscópios e sistemas de lentes altamente modernos (câmeras, projetores etc.), além da utilização na área da saúde (MCKELVEY e



GROTCH, 1981).

O fenômeno luminoso foi motivo de estudo por vários curiosos. Desde os tempos antigos, os gregos já conheciam os fenômenos ópticos como reflexão e refração. Os romanos também já conheciam a óptica apesar desses povos não entenderem muito bem esses fenômenos. A refração no vidro já era usada nos tempos medievais para corrigir problemas de visão. O primeiro a pensar no comportamento da luz foi o filósofo grego Aristóteles (384-322 a.C) que determinava que a luz era uma onda (defendia a teoria ondulatória, propagação por meio de ondas) e que a velocidade da luz era infinita. Ao contrário do filósofo grego, Empéclodes acreditava que a luz era um feixe de luz contínuo e finito (RAMALHO JÚNIOR, FERRARO e SOARES, 1991).

A idéia de que a luz propaga-se por meio de linha reta também foi defendida pelo físico e matemático iraquiano Abu Ali al-Hasan Ibn Al-Haitham (965 a 1038). Ele introduziu o termo “raio de luz” por ter provado diversos fenômenos ópticos, melhorou as leis de reflexão e refração e introduziu que, os ângulos de incidência, reflexão e refração estão no mesmo plano, o “plano de incidência” (RAMALHO JÚNIOR, FERRARO e SOARES, 1991).

### **2.6.1 Reflexão**

Quando um feixe de luz propaga e colide com uma barreira (um objeto qualquer), esse feixe é desviado. A situação descreve a reflexão da luz (figura 6), que acontece no limite de dois meios, por exemplo, ar-vidro, ar-água entre outros (NUSSENZVEIG,1998).

Quando o raio de luz atinge a superfície forma um ângulo com a normal da superfície. Este ângulo nomeia-se ângulo de incidência. Porém, quando este raio de luz toca a superfície, volta para o primeiro meio formando outro ângulo com a mesma normal, que é o ângulo de reflexão, sendo  $\theta_i = \theta_r$ , ângulo de incidência igual ao ângulo de reflexão (Lei da Reflexão) (NUSSENZVEIG,1998).

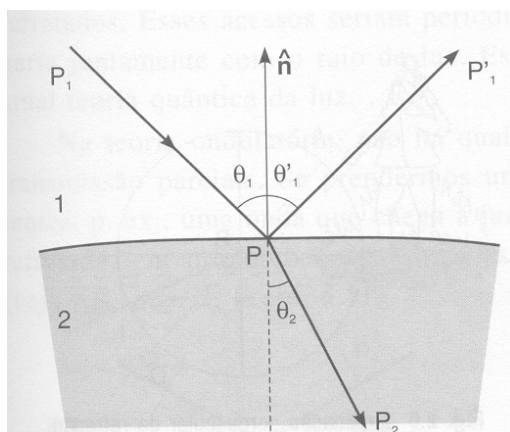


Figura 6: No meio 1, observa-se incidência do raio P1 com ângulo  $\theta_1$  em relação à normal  $\hat{n}$ , o raio P'1 refletido com o ângulo  $\theta'_1$  em relação à mesma  $\hat{n}$ , de forma que  $\theta_1$  é igual a  $\theta'_1$ . O raio P2 corresponde à refração ocorrida no meio 2 sob o ângulo  $\theta_2$  em relação à  $\hat{n}$ .

Fonte: Nussenzveig H M. **Curso de Física Básica 4**. 1ª ed., São Paulo, Editora Edgard Blücher, 1998.

### 2.6.2 Refração

Os raios de luz que atingem a superfície não se refletem totalmente, uma parte é refletida e a outra penetra no segundo meio. Esse processo é chamado de refração (figura 6). Quando isto ocorre, o raio altera sua direção e a velocidade da propagação, isto é caracterizado pelo índice de refração  $n$ . Cada material possui um índice de refração diferente, dado pela equação (RAMALHO JÚNIOR, FERRARO e SOARES, 1991):

$$n = \frac{c}{v}, \text{ onde}$$

$n$  é o índice de refração do meio;

$c$  é a velocidade da luz no vácuo;

$v$  é a velocidade da luz no meio.

Há duas leis básicas da refração, a primeira é que o ângulo incidente, o ângulo refratado e a normal estão no mesmo plano, enquanto a segunda é dada pela seguinte equação ou lei de Snell-Descartes (RAMALHO JÚNIOR, FERRARO e SOARES, 1991):

$$n_i \times \sin \theta_i = n_r \times \sin \theta_r, \text{ onde}$$

$n_i$  é o índice de refração do meio de incidência;

$\text{sen } \theta_i$  é o seno do ângulo de incidência com a normal;

$n_r$  é o índice de refração do meio de refração;

$\text{sen } \theta_r$  é o seno do ângulo de refração com a normal.

### 2.6.3 Fibra Óptica

A fibra óptica é uma das muitas aplicação da reflexão. Além de ser usada para diversos instrumentos médico-cirúrgicos, é usada na telefonia, pois funciona como guia de ondas para a luz, que permite transmití-la a grandes distâncias com perdas extremamente pequenas (RAMALHO JÚNIOR, FERRARO e SOARES, 1991).

#### 2.6.3.1 Histórico

Em 1952, o físico indiano Narinder Singh Kanpany inventa a fibra óptica baseando-se na idéia de uma capa de vidro sobre um bastão fino de vidro para evitar a “fuga” da luz pela superfície. No Brasil, o primeiro grupo a pesquisar a respeito da fibra óptica foi o Grupo de Fibras Ópticas do Instituto de Física Gleb Wataghin da Unicamp, formado em 1975 com o objetivo de desenvolver o processo de fabricação e formar recursos humanos nesta área (FREUDENRICH, 2001).

#### 2.6.3.2 Reflexão e Refração

O princípio fundamental que rege o funcionamento das fibras ópticas é a reflexão total da luz. Para isso a luz deve sair de um meio mais refringente para um meio menos refringente, e o ângulo de incidência deve ser igual ou maior do que o ângulo limite (RAMALHO JÚNIOR, FERRARO e SOARES, 1991).

#### 2.6.3.3 Estrutura da Fibra Óptica

As fibra ópticas são constituídas basicamente de materiais dielétricos (isolantes) que permitem total imunidade a interferências eletromagnéticas, que formam uma estrutura cilíndrica composta de uma região central, denominada núcleo, por onde passa a luz; e uma região periférica denominada casca que envolve o núcleo (figura 7), ambos de vidro sólido com altos índices de pureza, porém, com índices de refração diferentes (FREUDENRICH, 2001).

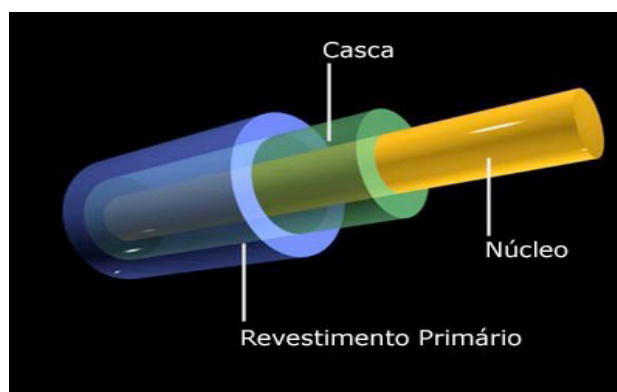


Figura 7: Estruturas esquematizadas de uma fibra óptica com o núcleo em amarelo, casca em verde e revestimento externo primário em azul.

Fonte: Scrivener, A. *Afinal o que é Fibra Óptica e como funciona?* **TecnInfor** 15 de novembro de 2011. Disponível em: <http://www.tecnoinfor.net/redes/fibra-otica> (acessado em 13/01/2012).

O índice de refração do núcleo é sempre maior que o índice de refração da casca e, quanto maior o diâmetro do núcleo mais luz ele pode conduzir. Por possuir índice de refração menor que o núcleo, a casca impede que a luz seja refratada, permitindo assim que a luz chegue ao dispositivo receptor sem perdas (FREUDENRICH, 2001).

Fibras de resistência mecânica são as responsáveis por proteger o núcleo contra impactos e tensões excessivas durante a instalação. Geralmente são feitas de um material chamado *kevlar*, o mesmo utilizado em coletes a prova de bala. Além do revestimento externo, que é uma capa que recobre o cabo de fibra óptica protegendo-os contra choques mecânicos e excesso de curvatura (FREUDENRICH, 2001).

#### 2.6.3.4 Reflexão Interna Total

Segundo Ramalho Júnior, Ferraro e Soares (1991) quase a totalidade de luz que atravessa a Fibra Óptica sofre reflexão total no interior do núcleo, chegando à outra extremidade. Quando a luz atravessa o núcleo, chegando à interface núcleo – casca, esta interface determina se o raio luminoso sofrerá refração ou reflexão. A luz propaga-se longitudinalmente até a outra extremidade graças às reflexões totais que sofre na interface entre o vidro central (núcleo) e o vidro periférico (casca) (figura 8).

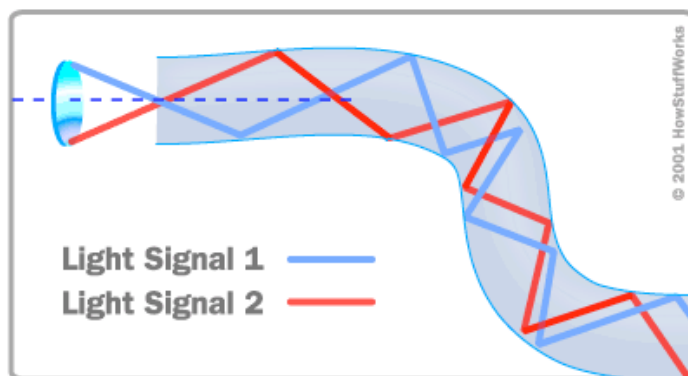


Figura 8: Diagrama da reflexão interna total em uma fibra óptica. Esquemáticamente, de dois raios luminosos (azul e vermelho).

Fonte: Freudenrich C. *How Fiber Optics Work*. **HowStuffWorks.com** 06 March 2001. <http://communication.howstuffworks.com/fiber-optic-communications/fiber-optic.htm> (acessado em 13/01/2012).

#### 2.6.4 Espelho Esférico

O espelho esférico foi estudado pelo matemático grego Euclides (325 a.C a 265 a.C) em sua obra *Catoptics*, em 285 a.C. Ele postulou a propagação em linha reta dos raios de luz, permitindo que a óptica fosse uma simples divisão da geometria (RAMALHO JÚNIOR, FERRARO e SOARES, 1991).

A reflexão especular é conseguida quando um meio é opaco e a superfície de separação é polida. Nessas condições, a superfície é denominada de espelho ou superfície refletora, podendo ser plano ou curvo (esféricos, parabólicos, etc.). Um espelho pode ser simplesmente um pedaço de vidros ou uma superfície metálica polida (RAMALHO JÚNIOR, FERRARO e SOARES, 1991).

### 2.7 – USINAGEM POR ELETROEROSÃO

A eletroerosão por penetração é um processo de usinagem amplamente utilizado na fabricação de cavidades para moldes e matrizes, em sistemas mecânicos e microeletrônicos, e em aços de ferramentas tratados (LEE, HSU e TAI, 2004; CHE-HARON e JAWAID, 2008; AMORIM, 2002) (figura 9). Sua capacidade de realizar formatos complexos e usinar materiais de alta dureza faz com que ela seja uma excelente opção para estes campos (LEE e TAI, 2003).

A eletroerosão é o processo mais utilizado e popular dentre os mecanismos especiais de usinagem (HO e NEWMAN, 2003; KIYAK e ÇAKIR, 2007), e baseia-se no fenômeno de descargas elétricas não estacionárias (faíscas), controladas para

fundir e vaporizar parcelas do material, configurando, através da remoção dessas parcelas de material, a usinagem de uma determinada superfície.

Também conhecido por EDM (do inglês *electrical discharge machining*), o processo estabeleceu-se no início da década de 40, na Universidade de Moscou, através do desenvolvimento de dois cientistas, Boris R. Lazarenko e Natalie I. Lazarenko (GUITRAU, 1997; HO e NEWMAN, 2003; LEÃO e PASHBY, 2004; KIYAK e ÇAKIR, 2007). Ele possui grande aplicação em usinagem de peças com geometria complexa e alta dureza, tais como moldes e matrizes, setores automotivo, aeroespacial, médico, ótico, joalheiro, dental, de ferramentas, de prototipagem e de componentes cirúrgicos (SIMAO et al., 2003; HO e NEWMAN, 2003; RAMASAWMY e BLUNT, 2004; FONDA et al., 2008). Segundo Ho e Newman (2003) e Tsai, Yan e Huang (2003), a ausência de contato entre peça e ferramenta evita o aparecimento de forças de usinagem na superfície e vibrações durante o processo, o que faz com que a precisão dos componentes fabricados seja maior e os dispositivos de fixação sejam menos robustos, levando à redução de custo. O desenvolvimento do processo, especialmente em termos de taxas de remoção, fez com que se estabelecesse como processo competitivo, extendendo suas aplicações (HO e NEWMAN, 2003).

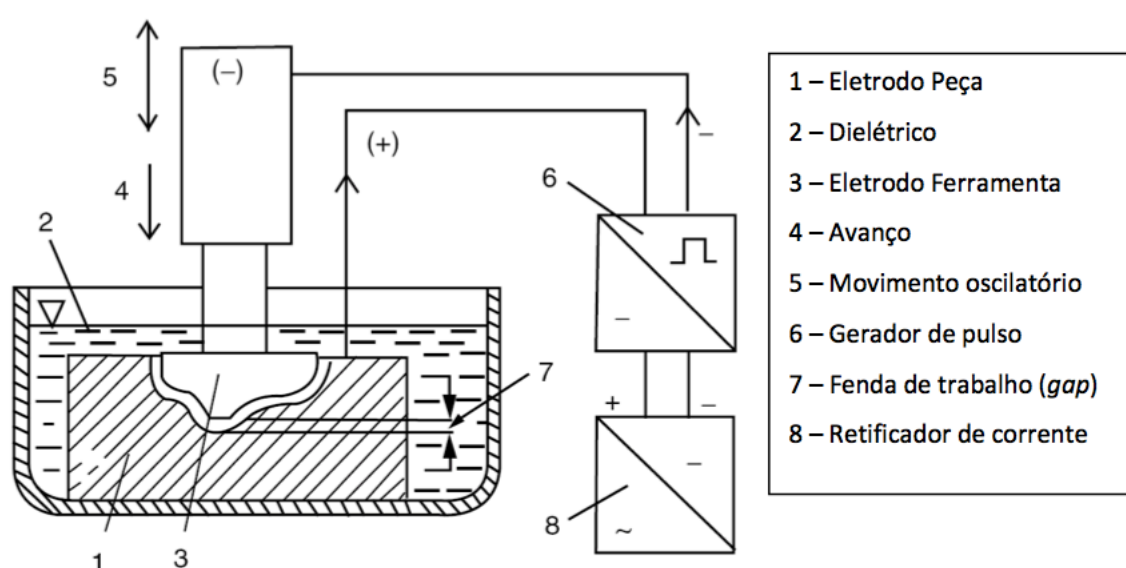


Figura 9: Esquema da usinagem de eletroerosão por penetração.

Fonte: Youssef, H A; El-Hofy, H. **Machining technology: machine tools and operations**, 1ª ed., Flórida: CRC Press; 2008, p. 633.

À partir do modelo existente do aparelho fotopolimerizador, com sua ponteira que contém um filamento de Fibra Óptica no seu interior, pode-se considerar que esta, se acoplada a um espelho esférico na extremidade, provocará mudança na direção dos raios luminosos. Segundo Ramalho Júnior, Ferraro e Soares (1991) os espelhos esféricos côncavos são calotas polidas que permitem a reflexão da luz voltada à sua face interna. Numa superfície polida o ângulo de incidência é o mesmo que o refletido em relação à Normal do espelho (segmento de reta imaginário que contém o centro geométrico da esfera que formaria o espelho côncavo e o ponto que a luz incide ao espelho). Dessa forma, esse trabalho tem, por objetivo principal, o desenvolvimento de uma ponteira espelhada, a qual seria acoplada às ponteiros convencionais dos aparelhos fotopolimerizadores, proporcionando redução do tempo de fotopolimerização graças ao fenômeno óptico da reflexão.

### **3 PROPOSIÇÃO**

3.1 – Desenvolver o protótipo de uma ponteira acoplada às já existentes para a colagem de bráquetes ortodônticos;

3.2 – Testar a efetividade em ensaio mecânico *in vitro*.



## 4 MATERIAL E MÉTODOS

O projeto foi aprovado pela Comissão de Ética na Experimentação Animal da Universidade Federal de Juiz de Fora sob o protocolo nº 025/2010 (ANEXO A).

A figura 10 mostra as vistas frontal (a) e lateral (b) da ponteira desenvolvida no presente trabalho. O depósito de pedido de patente foi dado ao INPI (Instituto Nacional da Propriedade Industrial) sob o protocolo nº 020110074054 (ANEXO B).

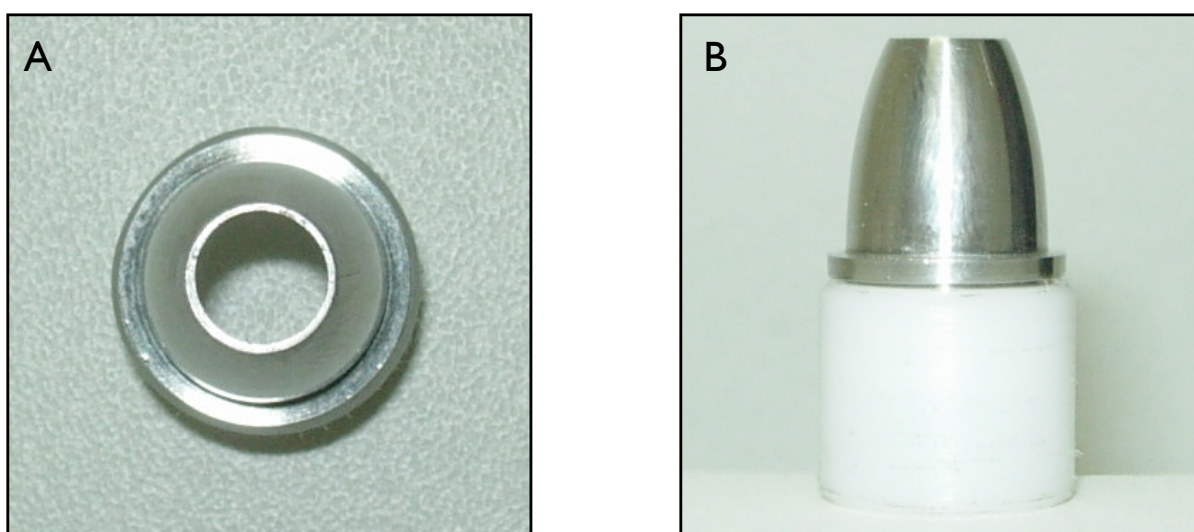


Figura 10: a) vista frontal e b) lateral da ponteira desenvolvida.

A confecção da ponteira foi feita através do processo de usinagem por Eletroerosão com a máquina da marca Charmilles Technologies modelo Robofil 330F (figura 11) na cidade de Belo Horizonte – MG.



Figura 11: Máquina de usinagem por Eletroerosão da marca Charmilles Technologies modelo Robofil 330F  
<http://www.edm.co.uk/images/Robofil%20330F%202000%20last.JPG> (acessado em 13/01/12)

Foram utilizados 120 incisivos mandibulares bovinos no Matadouro municipal de Juiz de Fora – MG. A seleção dos dentes foi feita por um único operador com a utilização de um Estereomicroscópio do tipo Stemi 2000 – C do fabricante Zeiss (figura 12), no departamento de Física Moderna do Instituto de Ciências Exatas da UFJF, para determinar os dentes íntegros utilizáveis (figura 13A) dos não utilizáveis (figura 13B). Os dentes foram extraídos no mesmo dia e permaneceram imersos por 7 dias em solução aquosa de timol a 0,1%, à temperatura ambiente, com a finalidade de assepsia. Após este período, foram removidos dos mesmos os tecidos moles remanescentes, cálculos e fragmentos ósseos. Posteriormente, os dentes foram armazenados em água destilada a 4°C, trocada semanalmente, até o momento da experimentação que foi de até 30 dias após as extrações dos dentes.



Figura 12: Estereomicroscópio do tipo Stemi 2000 – C do fabricante Zeiss.

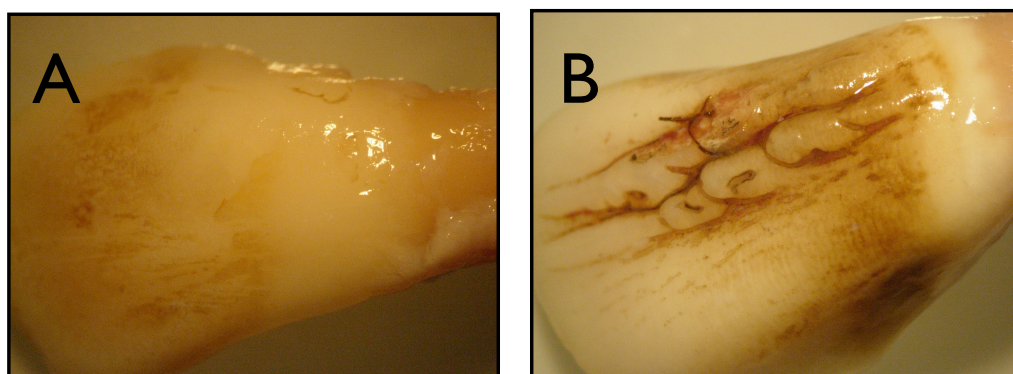


Figura 13: A) Superfície vestibular de um incisivo mandibular bovino íntegro utilizável para a composição da amostra. B) Superfície vestibular de um incisivo mandibular bovino danificado, portanto não utilizável.

Foram utilizados 120 bráquetes (Dental Morelli, slot 0,022”x0,030”, 0° de inclinação e torque, referência 10.30.201).

A amostra foi dividida em 2 grupos de 60 dentes cada, sendo o grupo 1 constituído pelos dentes nos quais a colagem dos bráquetes foi realizada com fotopolimerizador de fonte de luz halógena (Dabi Atlante® Ultralux), e o grupo 2 constituído pelos dentes aos quais a colagem dos bráquetes foi realizada com fotopolimerizador de luz LED (Dabi Atlante® Ultraled).

Cada grupo, por sua vez, foi subdividido em 2 subgrupos, com 30 dentes cada, sendo os subgrupos H1 e L1 polimerizados com a ponteira convencional (figura 14) e os subgrupos H2 e L2 polimerizados com a desenvolvida no presente estudo (figuras 15 e 16).



Figura 14: Ponteira já existente da marca Dabi Atlante® utilizada para a fotopolimerização das resinas nos subgrupos H1 e L1.



Figura 15: Fotopolimerizador Dabi Atlante® Ultralux com ponteira acoplada utilizada na fotopolimerização das resinas do subgrupo H2.



Figura 16: Fotopolimerizador Dabi Atlante® Ultraled com ponteira acoplada utilizada na fotopolimerização das resinas do subgrupo L2.

Para a colagem dos bráquetes, utilizou-se a resina fotopolimerizável 3M Transbond XR® (figura 17), seguindo as recomendações do fabricante. As superfícies vestibulares dos incisivos bovinos foram submetidas à profilaxia com uma pasta composta por pedra pomes e água, com auxílio de escova do tipo Robinson, montada em contra-ângulo, em baixa rotação por 15 segundos. Posteriormente, os dentes foram lavados em água corrente por 15 segundos e secos com jato de ar, isento de óleo ou umidade, por 15 segundos.



Figura 17: A) Resina fotopolimerizável 3M Transbond XT®. B) Adesivo fotopolimerizável 3M Transbond XT®.

A partir daí, as faces vestibulares dos dentes foram condicionadas com ácido fosfórico 37% da marca 3M® por 15 segundos (conforme instrução do fabricante). Foram então lavadas em água corrente por 15 segundos e secas por 5 segundos com jato de ar isento de óleo e umidade, ficando esbranquiçado na região em que foi aplicado o ácido. Aplicou-se a resina fluida, que foi fotopolimerizada por 10 segundos. Aplicou-se a resina fotopolimerizável na base dos bráquetes, e estes foram posicionados e submetidos a um peso de 300gf afim de padronizar a força de colagem (figura 18). No subgrupo H1, conforme orientação do fabricante, a incidência da luz do aparelho fotopolimerizador foi de 10 segundos na face mesial e 10 segundos na face distal a 5mm de distância. No subgrupo L1, conforme orientação do fabricante, a incidência foi de 5 segundos na face mesial e 5 segundos na distal (a 5mm de distância). Já no subgrupo H2 a incidência foi de 10 segundos e no subgrupo L2, de 5 segundos. A colagem para os subgrupos H1 e L1 se deu a uma distância de 5mm da fonte luminosa até a interface bráquete/dente com uma incidência paralela à superfície de colagem (figura 19). Nos subgrupos H2 e L2, a ponteira chega próxima ao dente (figura 20).

As intensidades de luz dos aparelhos fotopolimerizadores foram testadas periodicamente (a cada 15 fotopolimerizações) com radiômetro digital da marca Ecel, modelo RD-7, e se mostraram sempre na faixa recomendada pelo fabricante (figura 21).

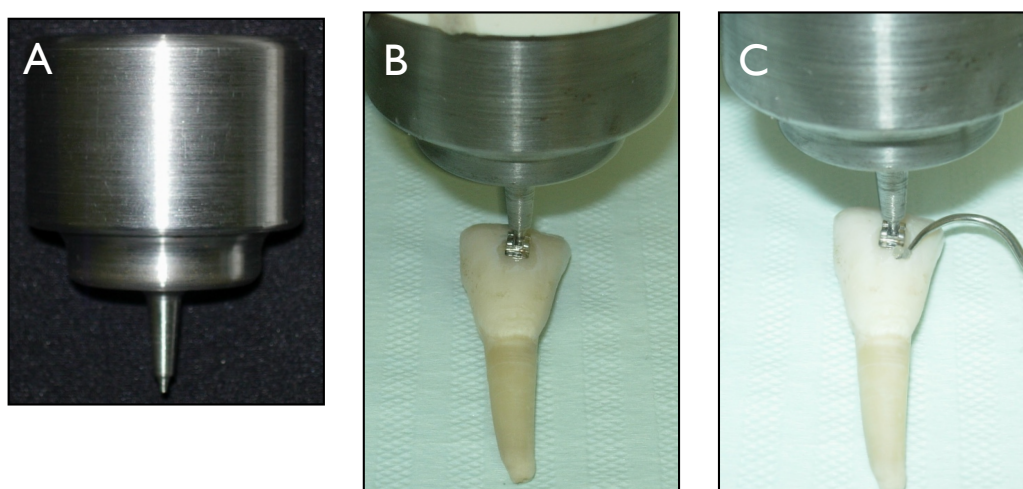


Figura 18: A) Peso utilizado para padronizar força de colagem de 300gf de massa. B) Peso em posição apoiado com suporte de encaixe de perfeito encaixe, de forma que a direção da força fosse sempre perpendicular à superfície vestibular. C) Remoção do excesso de resina com auxílio de sonda exploradora nº 5.

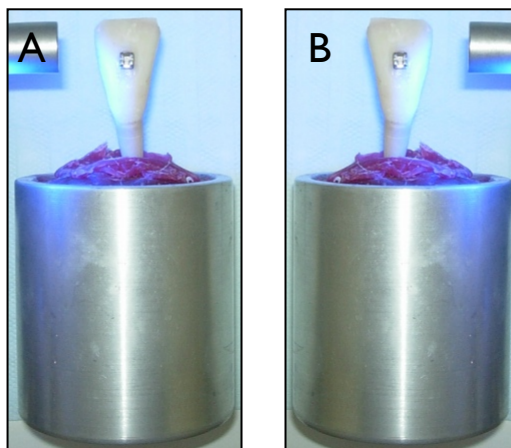


Figura 19: Forma de incidência da fonte luminosa nos subgrupos H1 e L1. A e B representam as incidências mesial e distal.



Figura 20: Forma de incidência da fonte luminosa nos subgrupos H2 e L2.

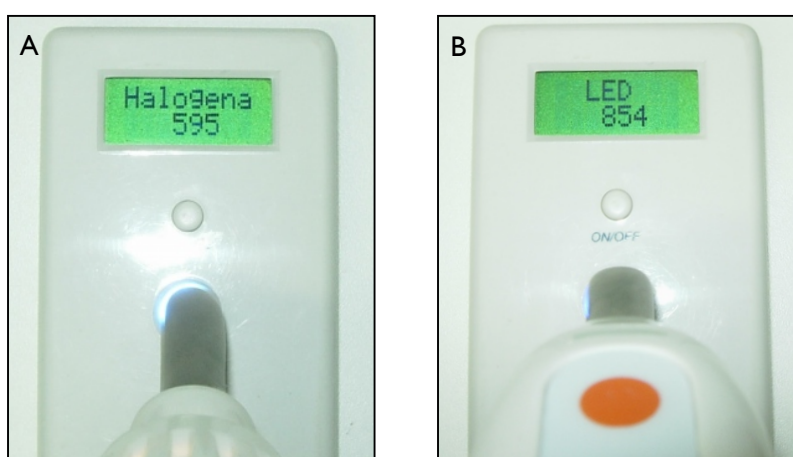


Figura 21: Radiômetro digital da marca Ecel, modelo RD-7 sendo testado. A) Fotopolimerizador de fonte de luz Halógena. B) Fotopolimerizador de fonte LED.

Após a colagem, os dentes foram montados em corpos de prova, com o auxílio de um dispositivo guia, confeccionado em aço inoxidável com um orifício de

dimensão 0,021” x 0,025”, onde o fio de aço retangular 0,021” x 0,025” foi encaixado, o qual foi devidamente inserido no *slot* dos bráquetes e preso por uma ligadura elastomérica (figura 22). Este dispositivo permitiu que os dentes fossem posicionados nos corpos de prova de maneira que a superfície de colagem ficasse paralela à lâmina de ação da máquina de ensaio. Os tubos de PVC possuíam 25mm de diâmetro e 26mm de altura, de modo que a raiz dentária ficava centralizada no interior destes tubos, que foram preenchidos com resina acrílica autopolimerizável até que toda a raiz ficasse encoberta. Os corpos de prova foram, então, mantidos em água destilada à temperatura ambiente, por 24 horas, até a realização dos ensaios de cisalhamento.

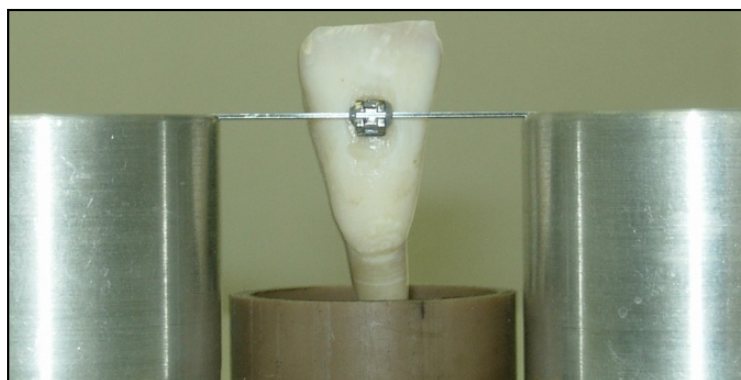


Figura 22: Dispositivo guia para realização da inclusão dos dentes nos tubos de PVC.

O teste de resistência ao cisalhamento foi realizado em máquina universal de ensaio da marca EMIC – modelo DL 10000 (figura 23), utilizando-se uma célula de carga de 50kgf Trd 21 e o programa Tesc versão 3.04 do Instituto Militar de Engenharia do Rio de Janeiro – LEM DE/4. Os corpos de prova foram colocados na base da máquina em uma posição na qual a lâmina incidisse paralela à superfície de colagem, na velocidade de 2,0mm/min, pré configurada pelo operador da máquina (figura 24). A força foi aumentada gradativamente até o completo deslocamento do bráquete (Força máxima = Força de ruptura).





Figura 23: Máquina universal de ensaio da marca EMIC – modelo DL 10000.



Figura 24: Ensaio de resistência ao cisalhamento. Força no momento da ruptura corresponde à força máxima.

Após a realização dos ensaios mecânicos foi determinado o IRA de cada corpo de prova (figura 25), com a utilização do Estereomicroscópio do tipo Stemi 2000 – C do fabricante Zeiss (figura 12), no departamento de Física Moderna do Instituto de Ciências Exatas da UFJF. Os índices do IRA foram classificados em 4 escores (ÅRTUN e BERGLAND, 1984), conforme quadro 1 (página 19).

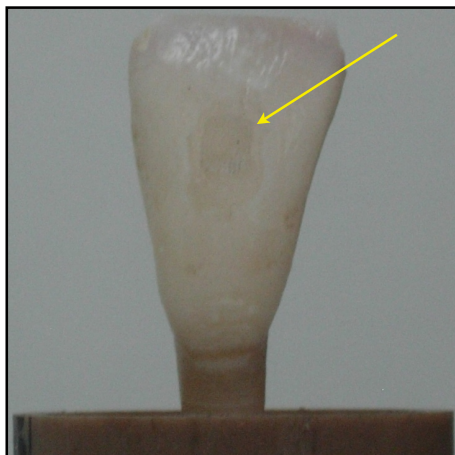


Figura 25: Corpo de prova após ensaio de resistência ao cisalhamento. Presença de adesivo remanescente no esmalte destacado pela seta amarela.

A análise estatística foi realizada com o objetivo de avaliar e comparar a eficiência da nova ponteira com a já existente. Foi determinado que a amostra apresentou distribuição normal, sendo portanto utilizado teste paramétrico.

Para a avaliação da resistência ao cisalhamento, foi realizado estatística descritiva com os valores das tensões em megapascal para cada subgrupo e então, realização do teste *t-Student* para comparação entre subgrupos (H1 e H2; L1 e L2). Foi adotado nível de significância de  $p = 0,05$ .

Também foi determinado a estatística descritiva para os índices do IRA e aplicação do teste não paramétrico *Kruskal-Wallis* entre os subgrupos (H1 e H2; L1 e L2). Foi adotado nível de significância de  $p = 0,05$ .

## 5 REFERÊNCIAS BIBLIOGRÁFICAS

AMORIM, F. L. Tecnologia de eletroerosão por penetração da liga de alumínio AMP 8000 e da liga de cobre CuBe para ferramentas de moldagem de materiais plásticos. 2002. 147f. Tese (Doutorado). Universidade Federal de Santa Catarina – UFSC, Florianópolis.

ÅRTUN, J., BERGLAND, S. Clinical trials with crystal growth conditioning as an alternative to acid-etch enamel pretreatment. **Am J Orthod**, St. Louis, v. 85, no. 4, p. 333-40, Apr. 1984.

BARATIERI, L. N. **Dentística: Procedimentos Preventivos e Restauradores**, 2ª ed., São Paulo: Editora Santos; 2002: 167-78.

BARGHI, N., FISCHER, D. E., PHAM, T. Revisiting the Intensity Output of Curing Lights in Private Dental Offices. **Compend Contin Educ Dent**, Jamesburg, v. 28, no. 7, p. 380-4, Jul. 2007.

BEECH, D. R., JALALY, T. Bonding of polymer to enamel: influence of deposits formed during etching time and period of water immersion. **J Dent Res**, Alexandria, v. 59, no. 7, p. 1156-62, Jul. 1980.

BIRDI, K. S. **Handbook of surface and colloid chemistry**, 2ª ed., Boca Raton: Ed. CRC Press; 1997. Cap. 3, p 91-118.

BISHARA, S. E., GORDAN, V. V., VONWALD, L., OLSON, M. E. Effect of an acidic primer on shear bond strength of orthodontic brackets. **Am J Orthod Dentofacial Orthop**, St. Louis, v. 114, no. 3, p. 243-7, Sep. 1998.

BISHARA, S. E., LAFFOON, J. F., VONWALD, L., WARREN, J. J. The effect of repeated bonding on the shear bond strength of different orthodontic adhesives. **Am J Orthod Dentofacial Orthoped**, St. Louis, v. 121, no. 5, p. 521-5, May 2002.

BRANDT, S., SERVOSS, J. M., WOLFSON, J. Practical methods of bonding - direct and indirect. **J Clin Orthod**, Boulder, v. 9, no. 10, p. 610-35, Oct. 1975.

BULLOUGH, J. D. LED lighting systems. **Lighting Answers**, Troy, v. 7, no. 3, p. 13, May 2003; Disponível em:  
<http://www.lrc.rpi.edu/programs/nlpip/lightingAnswers/led/abstract.asp>. (Acessado em 13/01/2012).

BUONOCORE, M. G. A. A simple method of increasing the adhesion of acrylic filling materials to enamel surfaces. **J Dent Res**, Alexandria, v. 34, no. 6, p. 849-53, Dec. 1955.

CACCIAFFESTA, V., SFONDRINI, M. F., BALUGA, L., SCRIBANTE, A., KLERSY, C. Use of a self-etching primer in combination with a resin-modified glass ionomer: Effect of water and saliva contamination on shear bond strength. **Am J Orthod Dentofacial Orthop**, St. Louis, v. 124, no. 4, p. 420-6, Oct. 2003.

CAMPOS, M. I. C., CAMPOS, C. N., VITRAL, R. W. F. O uso de dentes bovinos como substitutos em dentes humanos em pesquisas odontológicas: uma revisão de literatura. **Pesq Bras Odontoped Clin Integr**, João Pessoa, v. 8, no. 1, p. 127-32, Jan./Abr. 2008.

CARVALHO, R. M., CARRILHO, M. R. O., PEREIRA, L. C. G., GARCIA, F. C. P., MARQUEZINI JÚNIOR, L., SILVA, S. M. A., KUSSMAUL, A. P. M. Sistemas adesivos: fundamentos para a compreensão de sua aplicação e desempenho em clínica. **Biodonto**, Bauru, v. 2, no. 1, p. 1-89, Jan./Fev. 2004.

Charmilles Technologies SA. Disponível em:

<http://www.edm.co.uk/images/Robofil%20330F%202000%20last.JPG>. (Acessado em 13/01/12).

CHE-HARON, C. H., JAWAID, A. The effect of machining on surface integrity of titanium alloy Ti-6% Al-4%V. **Journal of Materials Processing Technology**, Amsterdam, v. 166, no. 2, p. 188-92, Aug. 2005.

CORRER SOBRINHO, L., CORRER, G. M., CONSANI, S., SINHORETI, M., CONSANI, R. Influência do tempo pós-fixação na resistência ao cisalhamento de brackets colados com diferentes materiais. **Pesqui Odontol Bras**, São Paulo, v. 16, no. 1, p. 43-9, Jan./Mar. 2002.

COZZA, P., MARTUCCI, L., TOFFOL, L. D., SANTIAGO, I. P. Shear Bond Strength of Metal Brackets on Enamel. **Angle Orthod**, Appleton, v. 76, no. 5, p. 851-6, Sep. 2006.

Dabi Atlante SA. Disponível em: <http://www.dabiatlante.com.br/produtos/15/ultralux>. (Acessado em 13/01/2012).

Dabi Atlante SA. Disponível em: <http://www.dabiatlante.com.br/produtos/14/ultraled>. (Acessado em 13/01/2012).

DIEDRICH, P. Enamel alterations from bracket bonding and debonding: A study with the scanning electron microscope. **Am J Orthod**, St. Louis, v. 79, no. 5, p. 500-22, May 1981.

FONDA, P., WANG, Z., YAMAZAKI, K., AKUTSU, Y. A fundamental study on Ti-6Al-4V's thermal and electrical properties and their relation to EDM productivity. **Journal of Materials Processing Technology**, Amsterdam, v. 202, no. 1-3, p. 583-9, Jun. 2008.

FONSECA, R. B., HARTE-NETO, F., FERNANDES-NETO, A. J., BARBOSA, G. A. S., SOARES, C. J. Radiodensity of enamel and dentin of human, bovine, and swine teeth. **Arch Oral Biol**, Oxford, v. 19, no. 11, p. 912-22, Nov. 2004.

FRANCO, E. B., LOPES, L. G. Conceitos atuais na polimerização de sistemas restauradores resinosos. **Biodonto**, Taubaté, v. 1, no. 2, p. 11-59, Mar./Abr. 2003.

FREUDENRICH, C. How Fiber Optics Work. **HowStuffWorks.com** 06 March 2001. Disponível em: <http://communication.howstuffworks.com/fiber-optic-communications/fiber-optic.htm>. (Acessado em 13/01/2012).

FRÓES-SALGADO, N. R., FRANCCI, C. Colagem de braquetes em Ortodontia: uma revisão. **Perspect Oral Sci**, v. 1, no.1, p. 49-55, Ago. 2009.

GALAN, D., LYNCH, E. Principles of enamel etching. **J Ir Dent Assoc**, Dublin, v. 39, no. 4, p. 104-11, Aug./Sep. 1993.

GALINDO, H. R. A., JACOBSON, A., SADOWSKY, P. L., VLACHOS, C., WALLACE, D. An *in vivo* comparison between a visible light-cured bonding system and a chemically cured bonding system. **Am J Orthod Dentofacial Orthoped**, St. Louis, v. 113, no. 3, p. 271-5, Mar. 1998.

GANGE, P. J C O Interviews: Paul Gange on the present stage of bonding. **J Clin Orthod**, Boulder, v. 29, no. 7, p. 429-36, Jul. 1995.

GARLIPP, O. A., CARVALHO, J. C. Compósitos: constituição e propriedades. Parte II – Agentes de união da matriz ao substrato. **Ars Curandi em Odontologia**, São Paulo, v. 5, no. 4, p. 10-5, Jul. 1978.

Gnatus Equipamentos Médico-Odontológicos Ltda. Disponível em: [http://gnatus.com.br/2005/por2/produtos\\_show.php?cod=442&categ=246&PHPSES SID=ef824c55652e7bc3e22f4d870a7788e5](http://gnatus.com.br/2005/por2/produtos_show.php?cod=442&categ=246&PHPSES SID=ef824c55652e7bc3e22f4d870a7788e5). (Acessado em 13/01/2012).

GORELICK, L. Bonding metal brackets with a self-polymerizing sealant - composite: a 12 month assessment. **Am J Orthod**, St. Louis, v. 171, no. 5, p. 542-53, May 1977.

GRABER, T. M., VANARSDALL JR., R. L. **Ortodontia - Princípios e Técnicas Atuais**, 2ª ed., Rio de Janeiro: Guanabara Koogan; 1996. Cap. 10, p. 498-575.

GUITRAU, E. P. **The EDM Handbook**, 1ª ed., Cincinnati: Hanser Gardner Publications; 1997.

GWINNETT, A. J. State of the art and science of bonding in orthodontic treatment. Council on Dental Materials, Instruments and Equipment. **J Am Dent Assoc**, Chicago, v. 105, no. 5, p. 844-50, Nov. 1982.

GWINNETT, A. J., GORELICK, L. Microscopic evaluation of enamel after debonding: clinical application. **Am J Orthod**, St. Louis, v. 71, no. 6, p. 651-65, Jun. 1977.

HO, K. H., NEWMAN, S. T. State of the art electrical discharge machining (EDM). **International Journal of Machine Tools and Manufacture**, London, v. 43, no. 13, p. 1287-1300, Oct. 2003.

JACOBSEN, N., AASENDEN, R., HENSTEN-PETTERSEN, A. Occupational health complaints and adverse patient reactions as perceived by personnel in public dentistry. **Community Dent Oral Epidemiol**, Copenhagen, v. 19, no. 3, p. 155-9, Jun. 1991.

JACOBSEN, N., DERAND, T., HENSTEN-PETTERSEN, A. Profile of work-related health complaints among Swedish dental laboratory technicians. **Community Dent Oral Epidemiol**, Copenhagen, v. 24, no. 2, p. 138-44, Apr. 1996.

JACOBSEN, N., HENSTEN-PETTERSEN, A. Occupational health problems among dental hygienists. **Community Dent Oral Epidemiol**, Copenhagen, v. 23, no. 3, p. 177-81, Jun. 1995.

JACOBSEN, N., HENSTEN-PETTERSEN, A. Occupational health problems and adverse patient reactions in orthodontics. **Eur J Orthod**, Oxford, v. 11, no. 3, p. 254-64, Aug. 1989.

HORNBERG, A. **Handbook of machine vision**, Weinheim: Wiley-VCH; 2006. Cap. 3, p. 73-203.

Kavo do Brasil SA. Disponível em:  
<http://www.kavo.com.br/index.php?goto=produtos&cddcat=9&cddsubcat=32>.  
(Acessado em 13/01/2012).

KIYAK, M., ÇAKIR, O. Examination of machining parameters on surface roughness in EDM of tool steel. **Journal of Materials Processing Technology**, Amsterdam, v. 191, no. 1-3, p. 141-4, Aug. 2007.

KNOLL, M., GWINNETT, A. J., WOLFF, M. S. Shear bond strength of brackets bonded to anterior and posterior teeth. **Am J Orthod Dentofacial Orthoped**, St. Louis, v. 89, no. 6, p. 476-9, Jun. 1986.

LALANI, N., FOLEY, T. F., VOTH, R., BANTING, D., MARNANDRAS, A. Polymerization with the argon laser: curing time and shear bond strength. **Angle Orthod**, Appleton, v. 70, no. 1, p. 28-33, Feb. 2000.

LaserMed. Disponível em: <http://www.odontologiabrasileira.com.br/2132/laser-odontologico-de-argonio-accucure-3000-lasermed.html>. (Acessado em 13/01/2012).

LEÃO, F. N., PASHBY, I. R. A review on the use of environmentally-friendly dielectric fluids in electrical discharge machining. **Journal of Materials Processing Technology**, Amsterdam, v. 149, no. 1-3, p. 341-6, Jun. 2004.

LEE, H. T., HSU, F. C., TAI, T. Y. Study of surface integrity using the small area EDM process with a copper-tungsten electrode. **Mater Sci Eng A**, St. Louis, v. 364, no. 1-2, p. 346-56, Jan. 2004.

LEE, H. T., TAI, T. Y. Relationship between EDM parameters and surface crack formation. **Journal of Materials Processing Technology**, Amsterdam, v. 142, no. 3, p. 676-83, Dec. 2003.

Litex. Disponível em: <http://www.1stmedicalsupplies.com/Litex-curing-lights.asp>. (Acessado em 13/01/12).

LÖNNROTH, E. C., SHAHNAVAZ, H. Hand dermatitis and symptoms from the fingers among Swedish dental personnel. **Swed Dent J**, Stockholm, v. 22, no. 1-2, p. 23-32, 1998.

MATASA, C. G. Adhesion and its ten commandments. **Am J Orthod Dentofacial Orthoped**, St. Louis, v. 95, no. 4, p. 355-6, Apr. 1989.

MATTINGLY, J. A., SAUER, G. J., YANCEY, J. M., ARNOLD, R. R. Enhancement of *Streptococcus mutans* colonization by directed bonded orthodontic appliances. **J Dent Res**, Alexandria, v. 62, no. 12, p. 1209-11, Dec. 1983.

MCCABE, J. F., WALLS, A. W. G. **Applied Dental Materials**, 8ª ed. Oxford: Blackwell Science, 1998. Cap 23, p. 189-201.

MCKELVEY, J. P., GROTCHE, H. **Física**. 1ª ed. São Paulo: Harper e Row do Brasil, 1981.

M M Optics Ltda. Disponível em [http://www.mmo.com.br/equip\\_odonto.asp](http://www.mmo.com.br/equip_odonto.asp). (Acessado em 13/01/2012).

MONDELLI, J., PEREIRA, M. A., MONDELLI, R. F. L. Etiologia e tratamento dos diastemas dentários. **Biodonto**, Bauru, v. 1, no. 3, p. 11-111, Mai./Jun. 2003.

MUNKSGAARD, E. C., HANSEN, E. K., ENGEN, T., HOLM, U. Self-reported occupational dermatological reactions among Danish dentists. **Eur J Oral Sci**, Copenhagen, v. 104, no. 4, p. 396-402, Aug. 1996.

NUSSENZVEIG, H. M. **Curso de Física Básica 4**. 1ª ed., São Paulo: Editora Edgard Blücher; 1998.

O'BRIEN, K. D., READ, M. J. F., SANDISON, R. J., ROBERTS, C. T. A visible light-activated direct-bonding material: an in vivo comparative study. **Am J Orthod Dentofacial Orthoped**, St. Louis, v. 95, no. 4, p. 348-51, Apr. 1989.

O'BRIEN, K. D., WATTS, D. C., READ, M. J. Residual debris and bond strength — is there a relationship? **Am J Orthod Dentofacial Orthop**, St. Louis, v. 94, no. 3, p. 222-30, Sep. 1988.

O'BRIEN, W. J. **Dental materials and their selection**, 3ª ed. Chicago: Quintessence; 1997. Appendix A: critical surface tension, p. 343.

ONCAG, G., TENCER, A. V., TOSUN, Y. S. Acid soft drinks effects on the shear bond strength of orthodontic brackets and a scanning electron microscopy evaluation of the enamel. **Angle Orthod**, Appleton, v. 75, no. 2, p. 247-53, Mar. 2005.

OWENS, B. M., RODRIGUEZ, K. H. Radiometric and spectrophotometric analysis of third generation light-emitting diode (LED) light-curing units. **J Contemp Dent Pract**, Cincinnati, v. 8, no. 2, p. 43-51, Feb. 2007.

PHILLIPS, H. W. Interviews: Dr. Homer W. Phillips on Bonding (part 2), **J Clin Orthod**, Boulder, v. 14, no. 7, p. 472-80, Jul. 1980.

PROFFIT, W. R., FIELDS JR., H. W. **Contemporary orthodontics**, 2<sup>a</sup> ed., St. Louis: Mosby-Year book Inc;1993. Cap. 12, p. 395.

RAMALHO JÚNIOR, F., FERRARO, N. G., SOARES, P. A. T. **Os Fundamentos da Física**, 5<sup>a</sup> ed., São Paulo: Moderna, 1991.

RAMASAWMY, H., BLUNT, L. Effect of EDM process parameters on 3D surface topography. **Journal of Materials Processing Technology**, Amsterdam, v. 148, no. 2, p. 155-64, May 2004.

REIS, A. F., GIANNINI, M., KAVAGUCHI, A., SOARES, C. J., LINE, S. R. P. Comparison of microtensile bond strength to enamel and dentin of human, bovine, and porcine teeth. **J Adhes Dent**, New Malden, v. 6, no. 2, p. 117-21, Summer 2004.

REZK, L. F., OGAARD, B. Tensile bond force of glass ionomer cements in direct bonding of orthodontic brackets: an in vitro comparative study. **Am J Orthod Dentofacial Orthoped**, St. Louis, v. 100, no. 4, p. 357-61, Oct. 1991.

ROMANO, F. L., TAVARES, S. W., NOUER, D. F., CONSANI, S., MAGNANI, M. B. B. A. Shear Bond Strength of Metallic Orthodontic Brackets Bonded to Enamel Prepared with Self-Etching Primer. **Angle Orthod**, Appleton, v. 75, no. 5, p. 849-53, Sep. 2005.

RUEGGERBERG, F. State-of-the-art: Dental photocuring – A review. **Dental Mater**, Kidlington, v. 27, no. 1, p. 39-52, Jan. 2011.

SAYINSU, K., ISIK, F., SEZEN, S., AYDEMIR, B. Effect of blood and saliva contamination on bond strength of brackets bonded with a protective liquid polish and a light-cured adhesive. **Am J Orthod Dentofacial Orthop**, St. Louis, v. 131, no. 3, p. 391-4, Mar. 2007.

SALEH, F., TAYMOUR, N. Validity of using bovine teeth as a substitute for human counterparts in adhesive tests. **East Mediterr Health J**, Alexandria, v. 9, n. 1-2, p. 201-7, Jan./Mar. 2003.

SCRIVENER, A. Afinal o que é Fibra Óptica e como funciona? **Tecnoinfor** 15 de novembro de 2011. Disponível em: <http://www.tecnoinfor.net/redes/fibra-otica>. (Acessado em 13/01/2012).

SHAMSI, A. A., CUNNINGHAM, J. L., LAMEY, P. J., LYNCH, E. Shear Bond strength and Residual Adhesive after Orthodontic Bracket Debonding. **Angle Orthod**, Appleton, v. 76, no. 4, p. 694-9, Jul. 2006.



SILVERSTONE, L. M., HICKS, M. J., FEATHERSTONE, M. J. Oral Fluid contamination of etched enamel surfaces: a SEM study. **J Am Dent Assoc**, Chicago, v. 110, no. 3, p. 329-32, Mar. 1985.

SIMAO, J., LEE, H. G., ASPINWALL, D. K., DEWES, R. C., ASPINWALL, E. M. Workpiece surface modification using electrical discharge machining. **International Journal of Machine Tools and Manufacture**, London, v. 43, no. 2, p. 121-8, Jan. 2003.

STEFEN, J. M. The effects of soft drinks on etched and sealed enamel. **Angle Orthod**, Appleton, v. 66, no. 6, p. 449-56, Dec. 1996.

TALBOT, T. Q., BLANKENAU, R. J., ZOBITZ, M. E., WEAVER, A. L., LOHSE, C. M., REBELLATTO, J. Effect of argon laser irradiation on shear bond strength of orthodontic brackets: An in vitro study. **Am J Orthod Dentofacial Orthop**, St. Louis, v. 118, no. 3, p. 274-9, Sep. 2000.

TANG, A. T., ANDLIN-SOBOCKI, A., BJÖRKMAN, L., EKSTRAND, J., LINDBÄCK, K. F. Retrospective study of orthodontic bonding without resin liquid. **Am J Orthod Dentofacial Orthoped**, St. Louis, v. 118, no. 3, p. 300-6, Sep. 2000.(a)

TANG, A. T., BJÖRKMAN, L., ADAMCZAK, E., ANDLIN-SOBOCKI, A., EKSTRAND, J. In vitro shear bond strength of orthodontic bondings without liquid resin. **Acta Odontol Scand**, Oslo, v. 58, no. 1, p. 44-8, Feb. 2000.(b)

TAVAS, M. A., WATTS, D. C. Bonding of orthodontic brackets by transillumination of a light activated composite: an in vitro study. **Br J Orthod**, Oxford, v. 6, no. 4, p. 207-8, Oct. 1979.

THANOS, C. E., MUNHOLLAND, T., CAPUTO, A. A. Adhesion of mesh-base direct-bonding brackets. **Am J Orthod**, St. Louis, v. 75, no. 4, p. 421-30, Apr. 1979.

THIND, B. S., STIRRUPS, D. R., LLOYD, C. H. A comparison of tungsten-quartz-halogen, plasma arc and light-emitting diode light sources for the polymerization of an orthodontic adhesive. **Eur J Orthod**, Oxford, v. 28, no. 1, p. 78-82, Feb. 2006.

TSAI, H. C., YAN, B. H., HUANG, F. Y. EDM performance of Cr/Cu-based composite electrodes. **International Journal of Machine Tools and Manufacture**, London, v. 43, no. 3, p. 245-52, Feb. 2003.

WANG, W. N., LU, T. C. Bond strenght with various etching times on young permanent teeth. **Am J Orthod Dentofacial Orthoped**, St. Louis, v. 100, no. 1, p. 72-9, Jul. 1991.

YOUSSEF, H. A., EL-HOFY, H. **Machining technology: machine tools and operations**, 1<sup>a</sup> ed., Flórida: CRC Press; 2008, p. 633.

ZACHRISSON, B. V. A. A posttreatment evaluation of direct bonding in orthodontics. **Am J Orthod**, St. Louis, v. 71, no. 2, p. 173-89, Feb. 1977.

## ANEXOS

## ANEXO A – PARECER DA CEEA



UNIVERSIDADE FEDERAL DE JUIZ DE FORA  
UNIVERSIDADE FEDERAL DE JUIZ DE FORA  
PRO-REITORIA DE PESQUISA

Comissão de Ética na Experimentação Animal

**CERTIFICADO –**

Certificamos que o Protocolo nº 025/2010 – CEEA sobre “Desenvolvimento de um novo modelo de ponteira para aparelho fotopolimerizador para colagem na Ortodontia”, projeto de pesquisa sob a responsabilidade de Robert Willer Farinazzo Vitral, está de acordo com os Princípios Éticos na Experimentação Animal, adotados pelo Colégio Brasileiro de Experimentação Animal (COBEA), e foi aprovado pela COMISSÃO de ÉTICA NA EXPERIMENTAÇÃO ANIMAL (CEEa) da PRÓ-REITORIA DE PESQUISA/UFJF, em reunião realizada em 08/06/2010.

**CERTIFICATE**



We certify that the protocol nº 025/2010 - CEEA about “Desenvolvimento de um novo modelo de ponteira para aparelho fotopolimerizador para colagem na Ortodontia” – Robert Willer Farinazzo Vitral - is in agreement with the Ethical Principles in Animal Research adopted by Brazilian College of Animal Experimentation (COBEA) and was approved by the PRÓ-REITORIA DE PESQUISA/UFJF – ETHICAL COMMITTEE FOR ANIMAL RESEARCH (CEEa) in 08/06/2010.

Juiz de Fora, 21 de junho de 2010

  
Presidente/CEEa

  
Secretário/CEEa

## ANEXO B – DEPÓSITO DO PEDIDO DE PATENTE

 INSTITUTO NACIONAL DE PROPRIEDADE INDUSTRIAL PROTOCOLO GERAL Matrícula: 020110074054 14/07/2011 11:38 NPRJ  0000221106130299	so exclusivo do INPI >
Espaço reservado ao protocolo	Espaço para etiqueta

### DEPÓSITO DE PEDIDO DE PATENTE OU DE CERTIFICADO DE ADIÇÃO

**Ao Instituto Nacional da Propriedade Industrial:**

O requerente solicita a concessão de um privilégio na natureza e nas condições abaixo indicadas

**1. Depositante (71):**

- 1.1 Nome: UNIVERSIDADE FEDERAL DE JUIZ DE FORA  
 1.2 Qualificação: INSTITUIÇÃO DE ENSINO SUPERIOR  
 1.3 CNPJ/CPF: 21195755000169  
 1.4 Endereço Completo: CAMPUS UNIVERSITÁRIO, S/N, MARTELOS, JUIZ DE FORA/MG  
 1.5 CEP: 36036-900      1.6 Telefone: 32 2102-3435      1.7 Fax:  
 1.8 E-mail: pc.critt@ufjf.edu.br

continua em folha anexa

**2. Natureza:**     Invenção                       Modelo de Utilidade                       Certificado de Adição

Escreva, obrigatoriamente, e por extenso, a Natureza desejada: **INVENÇÃO**

**3. Título da Invenção ou Modelo de Utilidade ou Certificado de Adição(54):**

"PONTEIRA ACOPLADA EM APARELHO FOTOPOLIMERIZADOR PARA COLAGEM DE BRÁQUETES E ACESSÓRIOS EM ORTODONTIA"

continua em folha anexa

**4. Pedido de Divisão:** do pedido Nº \_\_\_\_\_ Data de Depósito: \_\_\_\_\_

**5. Prioridade:**                       interna                       unionista

O depositante reivindica a(s) seguinte(s):

País ou organização de origem	Número de depósito	Data do depósito

**6. Inventor (72):**

Assinale aqui se o(s) mesmo(s) requer(em) a não divulgação de seu(s) nome(s)

- 6.1 Nome: ROBERT WILLER FARINAZZO VITRAL  
 6.2 Qualificação: PROFESSOR UNIVERSITÁRIO                      6.3 CPF: 33108552600  
 6.4 Endereço completo: RUA 21 DE ABRIL, 117/404, BL. I, SÃO MATEUS  
 6.5 CEP: 36025-090                      6.6 Telefone: 32 2102-3435                      6.7 Fax:  
 6.8 E-Mail: robertvitral@acessa.com

continua em folha anexa

*Handwritten signature*

**OUTROS INVENTORES**

SÉRGIO LUIZ MOTA JÚNIOR

QUALIFICAÇÃO: CIRURGIÃO DENTISTA

CPF: 073.332.726-56

END.: RUA HUMAITÁ, 10/303, PAINEIRAS

CEP: 36016-150

JUIZ DE FORA/MG

sergiomotajr\_orto@yahoo.com.br

7. Declaração na forma do item 3.2 do Ato Normativo nº 127/97:
- 7.1 Declaro que os dados fornecidos no presente formulário são idênticos ao da certidão de depósito ou documento equivalente do pedido cuja prioridade está sendo reivindicada.  em anexo
- 
8. Declaração de divulgação anterior não prejudicial: (Período de Graça):  em anexo  
(art. 12 da LPI e item 2 do AN nº 127/97)
- 
9. Procurador (74)
- 9.1 Nome: \_\_\_\_\_
- 9.2 CNPJ/CPF: \_\_\_\_\_ 9.3 API/OAB: \_\_\_\_\_
- 9.4 Endereço completo: \_\_\_\_\_
- 9.5 CEP: \_\_\_\_\_ 9.6 Telefone: \_\_\_\_\_ 9.7 Fax: \_\_\_\_\_
- 9.8 E-Mail: \_\_\_\_\_
- 
10. Listagem de seqüências Biológicas (documentos anexados) (se houver):
- Listagem de seqüências em arquivo eletrônico: n° de CDs ou DVDs (original e cópia).
- Código de controle alfanumérico no formato de código de barras: fl.
- Listagem de seqüências em formato impresso: fls.
- Declaração de acordo com o artigo da Resolução INPI nº 228/09: fls.
- 
11. Documentos anexados (assinale e indique também o número de folhas):  
(Deverá ser indicado o nº total de somente uma das vias de cada documento)
- |                                     |  |        |                                     |                           |        |
|-------------------------------------|--|--------|-------------------------------------|---------------------------|--------|
| <input checked="" type="checkbox"/> | 11.1 Guia de Recolhimento  | 1 fls. | <input checked="" type="checkbox"/> | 11.5 Relatório descritivo | 3 fls. |
| <input type="checkbox"/>            | 11.2 Procuração  | fls.   | <input checked="" type="checkbox"/> | 11.6 Reivindicações       | 1 fls. |
| <input type="checkbox"/>            | 11.3 Documentos de Prioridade  | fls.   | <input checked="" type="checkbox"/> | 11.7 Desenhos             | 3 fls. |
| <input type="checkbox"/>            | 11.4 Doc. de contrato de trabalho  | fls.   | <input checked="" type="checkbox"/> | 11.8 Resumo               | 1 fls. |
| <input checked="" type="checkbox"/> | 11.9 Outros que não aqueles definidos no campo 11 (especificar)<br>outro inventor e espelho da SIAFI |        |                                     | 2                         | fls.   |
- 
12. Total de folhas anexadas (referentes aos campos 10 e 11): 11 fls.
- 
13. Declaro, sob penas da Lei, que todas as informações acima prestadas são completas e verdadeiras.

Luiz de Souza 13 de julho de 2011  
Local e Data

*Henrique Dreyer de M. Araújo*  
Assinatura e Carimbo

## ANEXO C – E-MAIL DE APROVAÇÃO DO ARTIGO

De: [sgdpjo@dentalpressjournals.com.br](mailto:sgdpjo@dentalpressjournals.com.br)  
 Assunto: Artigo Aprovado SGP/DPJO  
 Data: 3 de outubro de 2011 17:44:43 BRT  
 Para: Sergio Mota Jr

Ocultar

Entrada - Yahoo! 3



### Dental Press Journal of Orthodontics

Av. Euclides da Cunha, 1718 - Zona 5,  
 CEP 87015-180  
 Maringá - Paraná - Brasil  
 Fone/Fax (0xx44) 3031-9818  
 E-mail: [sgdpjo@dentalpressjournals.com.br](mailto:sgdpjo@dentalpressjournals.com.br)

Maringá, segunda-feira, 3 de outubro de 2011

Ilmo(a) Sr.(a)  
 Prof(a), Dr(a) Sergio Luiz Mota Júnior

Referente ao protocolo: **1062**  
 Classificação: **Novo Artigo**

Temos o prazer de informar que a versão em português do man uscrito '**Protótipo de ponteira acoplada aos aparelhos fotopolimerizadores para colagem de bráquetes e acessórios ortodônticos**' foi aprovada para publicação . Desde de a edição de Janeiro/Fevereiro de 2010, o Dental Press Journal of Orthodontics passou a ser publicado oficialmente em língua inglesa, tendo como objetivo aumentar a visibilidade dos trabalhos nele publicados. Desse modo, solicitamos o envio da versão desse artigo em língua inglesa. Enfatizamos que a publicação do manuscrito em português está condicionada ao envio da versão em inglês com qualidade vernacular apropriada, que será atestada por revisão específica. Recomendamos que a tradução seja feita por profissioanis gabaritados e experientes e, diante disso, indicamos os seguintes tradutores: Wayne Santos - [waytosan@gmail.com](mailto:waytosan@gmail.com); Anelise Burmeister - [aneburmeister@terra.com.br](mailto:aneburmeister@terra.com.br); Ricardo Borges Costa - [ricardo@ic.com.br](mailto:ricardo@ic.com.br); Larissa de Almeida Benevides - [larissabenevides33@gmail.com](mailto:larissabenevides33@gmail.com); American Journal of Experts - <http://www.journalexerts.com>.

Ressaltamos que o Dental Press Journal of Orthodontics não mantém nenhum acordo comercial com os tradutores indicados.

Obrigado por submeter seu trabalho à Dental Press Journal of Orthodontics.

Atenciosamente,

**Jorge Faber**  
 Editor Chefe do Dental Press Journal of Orthodontics

David Normando  
 Editor Associado do Dental Press Journal of Orthodontics

««« Favor não responder esta mensagem pois ela foi gerada automaticamente pelo SGP »»»»

**ANEXO D – ARTIGO**



































