

Luciana Monti Lima

**Efetividade de corte das pontas do sistema CVDentUS<sup>®</sup>. Estudo *in vitro***

Dissertação apresentada à Faculdade de Odontologia de Araraquara, da Universidade Estadual Paulista “Júlio de Mesquita Filho”, como requisito para a obtenção do título de Mestre em Odontopediatria.

Orientadora: Prof<sup>a</sup>. Dr<sup>a</sup>. Lourdes dos Santos-Pinto

Araraquara  
2003

Luciana Monti Lima

**Efetividade de corte das pontas do sistema CVDentUS<sup>®</sup>. Estudo *in vitro***

COMISSÃO JULGADORA

TESE PARA OBTENÇÃO DO TÍTULO DE MESTRE EM ODONTOPEDIATRIA.

Presidente: Prof<sup>ª</sup>. Dr<sup>ª</sup>. Lourdes dos Santos-Pinto

1º Examinador: Prof. Dr. Evaldo José Corat

2º Examinador: Prof. Dr. Celso Luiz de Angelis Porto

Araraquara, 19 de dezembro de 2003.

*Dados Curriculares*

---

Luciana Monti Lima

<b>Nascimento</b>	19.02.1977 – Araraquara – S.P.
<b>Filiação</b>	Pedro de Oliveira Lima Maria Celeste Monti Lima
<b>1996-1999</b>	Curso de Graduação – Faculdade de Odontologia de Piracicaba – UNICAMP.
<b>2000-2001</b>	Curso de Especialização em Odontopediatria – Faculdade de Odontologia de Araraquara – UNESP.
<b>2002-2003</b>	Curso de Pós-Graduação em Odontologia, nível de mestrado, área de Odontopediatria – Faculdade de Odontologia de Araraquara – UNESP.

“O dia mais belo? Hoje.  
A coisa mais fácil? Errar.  
O maior obstáculo? O medo.  
O maior erro? Abandono.  
A raiz de todos os males? O egoísmo.  
A distração mais bela? O trabalho.  
A pior derrota? O desânimo.  
Melhores professores? As crianças.  
A primeira necessidade? Comunicar-se.  
O que mais lhe faz feliz? Ser útil aos demais.  
O maior mistério? A morte.  
O pior defeito? O mau humor.  
A pessoa mais perigosa? A mentirosa.  
O sentimento mais ruim? O rancor.  
O presente mais belo? O perdão.  
O mais imprescindível? O lar.  
A rota mais rápida? O caminho certo.  
A sensação mais agradável? A paz interior.  
A proteção efetiva? O sorriso.  
O melhor remédio? O otimismo.  
A maior satisfação? O dever cumprido.  
A força mais potente do mundo? A fé.  
As pessoas mais necessárias? Os pais.  
A mais bela de todas as coisas? O amor.”

**Madre Tereza de Calcutá**

## *Agradecimentos Especiais*

---

Agradeço,

À Deus, pela vida, saúde e família que me deu e por todas as dádivas que tem nos oferecido.

Aos meus pais, Pedro e Celeste, irmãos, Ricardo, Ana Paula e Patrícia, cunhada e cunhados, pelo apoio, incentivo e alicerce de educação e amor.

Aos meus sobrinhos lindos, Isabelle Caroline e Vinícius, por me mostrarem o que realmente é importante na vida.

Ao Alejandro, pelo carinho, companheirismo e paciência nos momentos difíceis.

Muito obrigada.

“A vida não é um corredor reto e tranqüilo que nós percorremos livres e sem empecilhos, mas um labirinto de passagens, pelas quais nós devemos procurar nosso caminho, perdidos e confusos, de vez em quando presos em um beco sem saída. Porém, se tivermos fé, uma porta sempre será aberta para nós, não talvez aquela sobre a qual nós mesmos nunca pensamos, mas aquela que definitivamente se revelará boa para nós.”

**A. J. Cronin**

## *Agradecimentos*

---

À Faculdade de Odontologia de Araraquara – UNESP, na pessoa de seu Diretor Prof. Dr. Ricardo Samih Georges Abi Rached pela oportunidade de ampliar meus conhecimentos.

À minha orientadora Lourdes dos Santos-Pinto, pela segurança e conhecimentos transmitidos, pelo exemplo de vida e de pessoa, e pela parceria em todas as fases deste trabalho.

Aos docentes da Disciplina de Odontopediatria da Faculdade de Odontologia de Araraquara – UNESP, Prof<sup>ª</sup>. Dr<sup>ª</sup>. Ângela Cristina Cilense Zuanon, Prof. Dr. Cyneu Aguiar Pansani, Prof<sup>ª</sup>. Dr<sup>ª</sup>. Elisa Maria Aparecida Giro, Prof. Dr. Fábio César de Abreu-e-Lima, Prof<sup>ª</sup>. Dr<sup>ª</sup>. Josimeri Hebling Costa, Prof<sup>ª</sup>. Dr<sup>ª</sup>. Lourdes dos Santos-Pinto e Prof<sup>ª</sup>. Dr<sup>ª</sup>. Rita de Cássia Loiola Cordeiro, pelos conhecimentos compartilhados.

Às amigas de turma do curso de Pós-graduação em Odontopediatria, nível Mestrado, da Faculdade de Odontologia de Araraquara – UNESP, Andreza Maria Fábio Aranha, Cristiane Duque, Cristiane Motisuki, Juliana Alves Bonini Campos e Renata Cristiane da Silva, pela amizade e por fazerem parte da minha história.

Aos funcionários do Departamento de Clínica Infantil da Faculdade de Odontologia de Araraquara – UNESP, Célia, Cris, Dulce, D. Odete, Edinho, Regina, Silvia, Soninha, Tânia e Totó, pelo convívio e pela contribuição neste trabalho.

Aos funcionários da Biblioteca da Faculdade de Odontologia de Araraquara – UNESP, em especial às bibliotecárias Ceres, Maria Helena e Maria José, por prontamente nos ajudarem na finalização deste trabalho.

Às funcionárias da secretaria de Pós-graduação da Faculdade de Odontologia de Araraquara – UNESP, Mara, Rosângela, Silvia e Vera, pela organização da documentação necessária.

Aos Professores, Francisco Hildebrando e José Roberto Zaroni, e alunos do Curso de Ferramentaria/2003 da Escola SENAI – Araraquara, pela idealização e confecção do dispositivo padronizador de cortes e preparos cavitários utilizado neste trabalho.

Ao Prof. Dr. José Silvio Govone do Departamento de Estatística, Matemática Aplicada e Computação – campus de Rio Claro – UNESP, pela atenção dispensada e colaboração na análise estatística.

Ao Prof. Dr. Evaldo Jose Corat pelos conhecimentos compartilhados durante visita ao Instituto Nacional de Pesquisas Espaciais (INPE) e pelo fornecimento das pontas CVDentUS<sup>®</sup> utilizadas neste estudo.

À Faculdade de Odontologia de Piracicaba – UNICAMP, na pessoa do Prof. Dr. Pedro Duarte Novaes do Departamento de Morfologia, Área de Histologia e Embriologia e dos técnicos responsáveis, Adriano e Eliene, por permitirem e orientarem a utilização do microscópio eletrônico de varredura.

Ao Núcleo de Apoio à Pesquisa/Microscopia Eletrônica Aplicada à Pesquisa Agropecuária – NAP/MEPA – da Escola Superior de Agricultura “Luiz de Queiroz” – ESALQ/USP, na pessoa do Prof. Dr. Elliot Watanabe Kitajima, pelos ensinamentos sobre microscopia eletrônica de varredura e por permitir a utilização da metalizadora para este trabalho.

À todos aqueles que no decorrer desta etapa, deixaram sua contribuição,

Muito obrigada!



## *Sumário*

---

<i>INTRODUÇÃO</i>	<i>10</i>
<i>REVISÃO DA LITERATURA</i>	<i>13</i>
<i>PROPOSIÇÃO</i>	<i>30</i>
<i>MATERIAL E MÉTODO</i>	<i>32</i>
<i>RESULTADO</i>	<i>43</i>
<i>DISCUSSÃO</i>	<i>50</i>
<i>CONCLUSÃO</i>	<i>57</i>
<i>REFERÊNCIAS</i>	<i>59</i>
<i>RESUMO</i>	<i>66</i>
<i>ABSTRACT</i>	<i>68</i>

# INTRODUÇÃO

O primeiro instrumento rotatório cortante a se fixar no mercado odontológico foi a broca diamantada, formada por haste de metal altamente resistente, tal como o aço ou aço-inox, onde pequenas lacunas ou depressões alojam lascas de diamante. O método mais utilizado para ligar as partículas de diamante à matriz metálica das lacunas é o de codeposição eletrolítica do diamante natural ou sintético, podendo ser utilizado também métodos alternativos como a soldagem, a aglomeração e a utilização de adesivos (SIEGEL; VON FRAUNHOFER<sup>27</sup>, 1998).

Estas tecnologias de confecção das brocas diamantadas convencionais apresentam limitações, devido à heterogeneidade no formato das granulações do diamante, a dificuldade de automação em sua fabricação e sua baixa durabilidade (BORGES et al.<sup>4</sup>, 1999).

A possibilidade de solucionar estes problemas surgiu com as novas brocas odontológicas de diamante CVD (*Chemical Vapor Deposition*), desenvolvidas e fabricadas pelo Instituto Nacional de Pesquisas Espaciais (INPE), que são obtidas pela deposição química a vapor do diamante em uma haste de molibdênio, utilizando gases como o metano na presença de excesso de hidrogênio. Neste processo, após algumas interações físico-químicas, o diamante é formado como uma peça única sobre a haste metálica sem a necessidade de métodos para promover adesão.

A grande vantagem do diamante CVD é que este apresenta propriedades mecânicas, tribológicas (desgaste, atrito e lubrificação) e até eletrônicas comparáveis às do diamante natural e forma superfícies com camadas contínuas e homogêneas altamente resistentes ao desgaste (TRAVA-AIROLDI et al.<sup>29</sup>, 2002), com excelentes resultados de corte quando comparado aos instrumentos diamantados convencionais (BORGES et al.<sup>4</sup>, 1999; GOZELOTO et al.<sup>8</sup>, 2002).

A tecnologia CVD, que permite ao diamante ter suficiente aderência à haste metálica da broca suportando o efeito do ultra-som, motivou os pesquisadores a desenvolver uma técnica alternativa para corte de tecido dentário, originando as pontas CVDentUS<sup>®</sup>, ou seja, pontas em diamante CVD adaptáveis aos aparelhos de ultra-som já utilizados nos consultórios odontológico (VIEIRA; VIEIRA<sup>31</sup>, 2002).

A associação da ponta de diamante CVD ao aparelho de ultra-som permite o aproveitamento de duas tecnologias bastante inovadoras, tornando possível a confecção de preparos cavitários minimamente invasivos, devido a precisão de corte da ponta com a vibração do ultra-som. Além disso, as angulações da ponta de diamante CVD aumentam a visibilidade do campo operatório, a irrigação percorre toda a ponta e a tolerância por parte dos pacientes é maior pela redução do barulho, vibração e calor.

Desde a introdução dos instrumentos rotatórios cortantes na Odontologia, observa-se uma grande preocupação dos pesquisadores em avaliar a eficiência de corte (GRAJOWER et al.<sup>9</sup>, 1979), resistência ao desgaste (HARTLEY et al.<sup>11</sup>, 1957), efeitos sobre a estrutura dentária (KASLOFF et al.<sup>13</sup>, 1962), contaminação do dente por constituintes das brocas (BORGES et al.<sup>4</sup>, 1999), além da percepção do paciente frente ao tratamento realizado com brocas (VAN DE WAA; FALLS<sup>30</sup>, 1956), visando desenvolver instrumentos de corte ideais para utilização na clínica odontológica. A busca por evidências científicas que suportem a utilização do para o sistema CVDentUS<sup>®</sup>, motivou o estudo da sua efetividade de corte sobre o tecido dentário.



# REVISÃO DA LITERATURA

---

Em toda ciência, a busca por solucionar problemas leva ao desenvolvimento de novos conceitos, sejam estes técnicos ou intelectuais. Na Odontologia não poderia ser diferente; desde quando se verificou a possibilidade de tratar um dente cariado sem simplesmente extraí-lo, esta história vem se repetindo a cada novo desafio.

### **Brocas Diamantadas**

Pierre Fauchard, considerado o pai da Odontologia Moderna, em 1728, descreveu em seu livro “Le Chirugien Dentiste” o primeiro instrumento rotatório, uma broca manual curva, semelhante às usadas por joalheiros e relojoeiros. Inicialmente esta broca era utilizada para auxílio na confecção de próteses e somente na segunda edição de seu livro, em 1746, o autor indicou a sua utilização para perfuração de dentes cariados (VINSKI<sup>32</sup>, 1979). A partir daí, iniciou-se o processo de evolução dos instrumentos rotatórios, sempre acompanhado pelo aprimoramento das peças de mão utilizadas até hoje na Odontologia.

Um fato marcante nesta história foi o desenvolvimento da máquina de pedal de Morrison em 1871, que estimulou a fabricação e o consumo, inicialmente na América e logo depois na Europa, de brocas e outras ferramentas rotatórias cortantes (VINSKI<sup>32</sup>, 1979). No início, as brocas eram confeccionadas de aço e em seguida de carboneto de tungstênio, no entanto, as primeiras a se fixarem no mercado odontológico foram as diamantadas (SIEGEL; VON FRAUNHOFER<sup>27</sup>, 1998).

Introduzidas no final do século XVIII, as brocas diamantadas foram criadas para substituir as ferramentas de carborundum que, utilizadas para corte em esmalte, perdiam rapidamente sua forma. Naquela época, as brocas diamantadas eram feitas de cobre com pequenas lacunas ou depressões em sua superfície nas quais as partículas

de diamante eram fixadas através de marteladas. Em 1932, W. H. Drendel, um industrial alemão, introduziu o processo de adesão galvânica das partículas de diamante às lacunas, criando um instrumento mais moderno para corte do tecido dentário (VINSKI<sup>32</sup>, 1979). Somente em 1957 com a introdução do contra-ângulo de alta rotação foi que houve a aceitação universal das brocas diamantadas pelos profissionais (SIEGEL; VON FRAUNHOFER<sup>27</sup>, 1998).

As hastes das brocas diamantadas convencionais atualmente são fabricadas de um metal altamente resistente, tal como o aço ou aço-inox, sendo que as dimensões e formas das lacunas determinam o tamanho e a forma das brocas. As lascas de diamante podem ser ligadas às lacunas de metal por diversas formas, sendo que o método mais utilizado é o de codeposição eletrolítica do diamante natural ou sintético com a matriz metálica das lacunas, processo similar ao desenvolvido por Drendel (VINSKI<sup>32</sup>, 1979). Existem ainda métodos alternativos a estes na fabricação das brocas diamantadas, como a soldagem, a aglomeração e a utilização de adesivos para a ligação das partículas de diamantes às lacunas (SIEGEL; VON FRAUNHOFER<sup>27</sup>, 1998).

Segundo Siegel e Fraunhofer<sup>27</sup> (1998), o ideal é que durante a eletrodeposição, a matriz metálica cubra 50 a 60% da dimensão máxima da lasca de diamante, pois o excesso de deposição de níquel e conseqüente cobertura das lascas de diamante podem reduzir o número de facetas de diamante expostas, diminuindo a eficiência de corte, enquanto que uma insuficiente deposição de níquel pode causar a perda das lascas de diamante como resultado de uma inadequada ligação com a matriz metálica.

A tecnologia de confecção das brocas diamantadas convencionais apresenta algumas limitações tanto durante o processo de fabricação quanto em eficiência, devido a heterogenicidade no formato das granulações, a dificuldade de automação

em sua fabricação e pela pequena durabilidade. Além disso, as repetidas esterilizações dos instrumentos diamantados podem levar a perda da matriz que liga as partículas de diamante às lacunas, e conseqüentemente causar uma menor eficiência no corte devido à perda de partículas (BORGES et al.<sup>4</sup>, 1999).

Desde a introdução dos primeiros instrumentos rotatórios cortantes, observa-se uma grande preocupação dos pesquisadores em avaliar o desempenho, entre outros aspectos relacionados às brocas diamantadas, sempre em busca do aprimoramento e desenvolvimento de instrumentos mais efetivos. No entanto, as primeiras análises das brocas odontológicas foram realizadas antes do advento do aparelho de alta rotação (300.000 a 400.000 rpm) utilizado atualmente, e os estudos mais recentes sobre efetividade de corte são bastante escassos.

Em um trabalho de revisão da literatura sobre os instrumentos rotatórios de alta rotação, Van de Waa e Falls<sup>30</sup> (1956) já apontavam os principais problemas identificados na época por pesquisadores e profissionais como a geração de calor, os fatores de interferência na eficiência de remoção de estrutura dentária, a vibração, a percepção desagradável pelo paciente e as dificuldades clínicas durante sua utilização.

Em 1957, Hartley et al.<sup>11</sup> compararam o desgaste de instrumentos diamantados cilíndricos de diversas marcas, variando a velocidade de rotação, no corte de esmalte dentário e vidro. Os autores observaram que havia perda de parte do abrasivo em determinadas áreas dos instrumentos rotatórios diamantados em forma de rodas, pois este formato gerava pontos de maior tensão durante o corte do dente. Além disso, constataram que quanto maior a velocidade rotacional, maior quantidade pôde ser removida tanto de esmalte quanto de vidro.

Na busca por evidências conclusivas sobre a natureza da presença de trincas na estrutura dentária e sua relação com o estresse induzido pelo contato com



instrumentos cortantes usados em diferentes velocidades, Kasloff et al.<sup>13</sup> (1962), utilizaram um corante fluorescente ativado por luz ultravioleta para avaliar os padrões de trincas em esmalte antes e depois da realização de preparos cavitários com diversos instrumentos cortantes utilizados em diferentes aparelhos. Os autores observaram não haver correlação direta entre a velocidade de rotação e a frequência de observação de trincas, no entanto, os resultados indicaram que alterações no tecido dentário podem ser induzidas pelos instrumentos cortantes comumente usados em procedimentos operatórios.

Schuchard e Watkins<sup>25</sup> (1967) avaliaram a efetividade de corte das brocas de carboneto de tungstênio de diferentes fabricantes, comparando-as com as pontas diamantadas utilizadas em alta rotação (200.000 a 250.000 rpm). Neste estudo *in vitro* realizado em dentina, a broca foi significativamente mais efetiva do que a ponta diamantada como instrumento de corte, apresentando menor média de tempo para confecção do preparo. Desta forma, os autores sugeriram que fosse revisto a indicação das pontas diamantadas para uso em alta rotação, já que estas, além de apresentarem ineficiência na ação de corte em contraste com a broca de carboneto de tungstênio, proporcionaram maior desenvolvimento de calor pela fricção e maior produção de rugosidades nas paredes da cavidade.

Grajower et al.<sup>9</sup> (1979) avaliando a eficiência de desgaste das brocas diamantadas em esmalte dentário humano, utilizaram quatro brocas experimentais, duas confeccionadas com partículas de diamante natural e duas com partículas de diamante sintético, observando-as quanto à densidade de partículas (número de partículas por área de superfície) e protrusão (face exposta) das partículas denominando-a de regular ou baixa. A análise das brocas em microscopia eletrônica de varredura, antes e depois do experimento, demonstrou que a deteriorização das

brocas esféricas diamantadas após 8 minutos de utilização foi mais pronunciada naquelas com baixa densidade de partículas, independente de ser natural ou sintética. Além disso, os autores apontaram a importância da irrigação da broca durante o corte, impedindo que os debrís dentários obstruam parcialmente os espaços necessários para que a partícula abrasiva entre em contato com o substrato, o qual poderia interferir em sua efetividade de corte.

Uma análise do controle de qualidade na fabricação de pontas diamantadas foi realizada por Pines et al.<sup>21</sup> (1981). Neste estudo, foram avaliadas, em microscopia eletrônica de varredura, cinco pontas diamantadas de oito diferentes marcas, encontrando diferença estatisticamente significativa entre pontas da mesma marca e entre fabricantes diferentes, revelando casos típicos de sobre-galvanização e sub-galvanização.

Harkness e Davies<sup>10</sup> (1983), diante do fato de que as brocas diamantadas eram frequentemente negligenciadas durante a limpeza dos instrumentos odontológicos, sendo somente escovadas ou imersas em meio desinfetante antes da reutilização, propuseram avaliar o efeito de alguns agentes de limpeza utilizados em ultra-som na remoção de debrís orgânicos, observando o efeito desses agentes na eficiência de corte das brocas odontológicas. Os autores puderam concluir que a eficiência das brocas diamantadas pôde ser mantida em altos níveis após uma limpeza regular, sendo que o dispositivo ultrassônico mostrou-se rápido, efetivo e conveniente para a manutenção desses instrumentos limpos. Quanto aos agentes de limpeza, o cloreto de benzalcônio foi o solvente de escolha devido a seu pH relativamente baixo combinado com suas propriedades bactericidas, já que o uso de soluções com pH maior que 11 poderiam corroer a matriz de níquel, deixando a broca mais susceptível a danos futuros.

Diante das recomendações feitas pelo Centro de Controle e Prevenção de Doenças e pela *American Dental Association* (ADA) quanto a minimizar os riscos de infecção cruzada na Odontologia e frente à dificuldade de higienização das pontas diamantadas, foi idealizada a broca diamantada descartável. Siegel e Von Fraunhofer<sup>26</sup> (1996) compararam a eficiência de corte de fresas diamantadas convencionais e descartáveis, observando ausência de diferença estatisticamente significativa entre as brocas convencionais e descartáveis de granulação média, indicando uma eficiência de corte compatível.

Em busca por um melhor tipo de grão de diamante para a fabricação de pontas diamantadas descartáveis para aplicação odontológica, Bianchi et al.<sup>2</sup> (1999), utilizaram 8 diferentes grãos de diamante, aplicando o processo de eletrodeposição de níquel para sua fixação na parte ativa da haste metálica. Os resultados evidenciaram que o diamante PDA-433 apresentou maior capacidade de remoção de material, em relação aos outros tipos de diamantes devido a sua maior friabilidade, associada à menor resistência ao impacto resultante de sua baixa dureza e pureza. O menor custo em relação aos demais diamantes testados, fez deste diamante o mais adequado para a fabricação de pontas odontológicas descartáveis, devido a melhor relação custo/benefício.

### **O Diamante e a Tecnologia CVD**

O diamante é o mineral mais duro que existe na natureza devido a forte ligação química entre os átomos de carbono que formam sua estrutura rígida e regular. Além

disso, possui o mais baixo coeficiente de expansão térmica, é quimicamente inerte e resistente ao desgaste, tem alta condutibilidade térmica, possui compatibilidade biológica, é um isolante elétrico e opticamente transparente aos raios ultravioleta e infravermelho (MAY<sup>16</sup>, 1995).

A exploração do diamante só não é maior devido ao alto custo e escassez de espécimes naturais, além do fato de estar disponível na natureza somente na forma de pedras ou grãos, impossibilitando determinadas utilizações. São encontrados em pedras magmáticas que, depois de esfriarem, se solidificam, e em cascalhos, em regiões distantes como África do Sul, Rússia, Austrália, Zaire, Angola e Sibéria (FAVA<sup>7</sup>, 2000).

Sabendo-se que o diamante é composto exclusivamente por carbono, iniciou-se a busca para obtenção do diamante artificial ou sintetizado. O conhecimento das condições nas quais o diamante natural é formado sugeriram que ele poderia ser obtido pelo aquecimento do carbono sob forte pressão, surgindo por volta de 1954, o processo conhecido como *high-pressure, high-temperature* – HPHT (alta pressão, alta-temperatura). Este processo permitiu a obtenção de diamantes artificiais na forma de pequenos cristais de tamanhos variando de nanômetros a milímetros, no entanto, estes tinham que ser agregados a outro material através de adesivos, resina ou matriz metálica, limitando o aproveitamento de todas as propriedades inerentes ao diamante (MAY<sup>17</sup>, 2000).

Ainda na década de 50, publicou-se o primeiro indício de obtenção do diamante a partir da forma gasosa de alguns compostos orgânicos, isto é, via CVD (*Chemical Vapor Deposition*), mas devido à completa falta de compreensão dos mecanismos envolvidos e à pequena taxa de crescimento do diamante CVD, o processo de HPHT prosperou com muito mais eficácia, e foi, até o início desta

década, responsável pela maioria dos diamantes industriais utilizados no mundo (MAY<sup>17</sup>, 2000).

O sucesso com as técnicas CVD vieram somente no final da década de 70, devido a intensa atividade da escola russa, que descobriu que o átomo de hidrogênio podia funcionar como um elemento ativador da deposição química e, a partir da década de 80, vários grupos de pesquisa se proliferaram em todo o mundo, particularmente no Japão (MAY<sup>17</sup>, 2000).

Sendo assim, o interesse mundial no diamante, inclusive para a Odontologia, cresceu diante da descoberta de que é possível produzir películas ou capas de diamante policristalino, através da técnica de deposição química a vapor (*Chemical Vapor Deposition* - CVD) utilizando gases como o metano na presença de excesso de hidrogênio. Este diamante CVD apresenta propriedades mecânicas, tribológicas e até eletrônicas comparáveis às do diamante natural, além de formar superfícies com camadas contínuas, possibilitando novas aplicação para os diamantes. Esta nova tecnologia tornou-se uma alternativa viável e econômica frente ao método tradicional para um amplo campo de aplicações, tais como a preparação de superfícies resistentes à abrasão, dispositivos térmicos, ópticos e ainda, a aplicação para a fabricação de ferramentas de corte (TRAVA-AIROLDI et al.<sup>29</sup>, 2000).

Segundo May<sup>16</sup> (1995), o processo CVD envolve uma reação química de fase gasosa ocorrendo sobre uma superfície sólida, causando deposição sobre esta superfície. Os gases envolvidos neste processo (normalmente metano e hidrogênio) são misturados antes de serem difundidos em direção à superfície do substrato. Em seguida, eles passam por uma região de ativação que gera energia para os componentes gasosos. Esta ativação que pode ser por plasma gerado por microondas (MWCVD), por filamento quente (HFCVD), por chama de acetileno e oxigênio

(ATCVD) e por jato de plasma (AJCVD), causa fragmentação das moléculas em radicais e átomos reativos, criando íons e elétrons e aquecendo os gases. Simultaneamente a esta ativação, os fragmentos continuam a se misturar passando por reações químicas complexas até atingirem a superfície do substrato. Neste momento, as moléculas podem tanto adsorver e reagir com a superfície, quanto voltar a fase gasosa ou difundir-se em volta da superfície até que uma reação apropriada ocorra. Ocorrendo a reação, diante de condições favoráveis, é formado o diamante.

Atualmente é sabido que o átomo de hidrogênio é o componente mais crítico durante a fase da mistura gasosa, já que ele guia todo o processo químico. Durante o crescimento, a superfície de diamante fica saturada com hidrogênio. Esta cobertura limita o número de sítios onde as espécies de hidrocarbonetos ( $\text{CH}_3$ ) possam ser absorvidas, além de bloquearem os sítios onde possam ser aderidos. Um átomo de H liga-se a um outro H da superfície para formar  $\text{H}_2$ , deixando um sítio reativo na superfície. O mais fácil seria ocorrer outra ligação com íon H livre, mas ocasionalmente um radical gasoso  $\text{CH}_3$  pode colidir e reagir com a superfície. Este processo pode se repetir em um sítio adjacente e um outro radical H originado de qualquer outro grupo pode ligar-se próximo aos grupos carbônicos completando a estrutura do anel. Resumindo, o crescimento do diamante pode ser considerado um processo de deposição de átomos de carbono numa superfície de diamante devido à presença excessiva de átomos de H. Apesar dessa visão simplificada, o mecanismo exato dependerá da fase química gasosa, do tipo de reator utilizado e até da superfície ou substrato utilizado (MAY<sup>17</sup>, 2000).

O substrato de escolha para a confecção das pontas por meio da tecnologia CVD deve ter um ponto de fusão maior do que a temperatura requerida para o crescimento do diamante (normalmente maior que  $800^\circ\text{C}$ ), além disso, deve ter

coeficiente de expansão térmica comparável ao do diamante. Visando formar filmes aderentes em substratos não diamantados, deve-se optar por um material capaz de formar uma camada inicial de carboneto que irá representar a “cola” para promover o crescimento do diamante, aliviando o estresse na interface (MAY<sup>16</sup>, 1995).

Gozeloto et al.<sup>8</sup> (2002) compararam brocas anelares de diamante CVD, obtidas pelo emprego da técnica de crescimento HFCVD (*hot filament chemical deposition*) com as brocas anelares diamantadas convencionais, fabricadas com o diamante HPHT (*high pressure, high temperature*) na perfuração de vidro boro-silicato. Comparativamente, observou-se que as brocas anelares CVD não produziram o chamado “efeito borboleta” sobre a borda dos furos, dispensando etapas operacionais para acabamento desta alteração. Além disso, os níveis de ruído com as brocas de diamante CVD foram significativamente menores e o tempo requerido para a perfuração foi similar para ambas as brocas, no entanto, a vida útil das brocas anelares de diamante CVD, quantificada pela quantidade de furos realizados, mostrou-se com valores muito abaixo (valor médio de 40 furos) dos valores obtidos pelas brocas anelares fabricadas com o diamante HPHT (valor médio de 410 furos).

No Brasil, as brocas odontológicas de diamante CVD foram desenvolvidas no Instituto Nacional de Pesquisas Espaciais (INPE) e são fabricadas pela Clorovale Diamantes, primeira empresa da América Latina a produzir diamantes sintéticos puros, sem a adição de metais. A tecnologia CVD permite utilizar o gás hidrogênio, um subproduto da fabricação do hipoclorito de sódio – matéria-prima do processo de produção da água sanitária, produzida pela empresa desde a sua fundação em 1991. Com este novo projeto, o hidrogênio deixa de ser, simplesmente jogado no ar para tornar-se um componente essencial à produção de diamante artificial, transformando-

o num produto disponível para o mercado a custos mais baixos (Revista Pesquisa Fapesp<sup>23</sup>, 2000).

As pontas odontológicas de diamante CVD têm hastes confeccionadas em molibdênio, pois este suporta temperaturas maiores que 800°C, forma carbonetos e tem coeficiente de dilatação térmica semelhante ao diamante, que como já dito, são propriedades necessárias ao substrato para a formação da pedra única de diamante (VIEIRA; VIEIRA<sup>31</sup>, 2002).

Borges et al.<sup>4</sup> (1999) examinaram 20 brocas experimentais de diamante CVD e 7 brocas diamantadas em microscopia eletrônica de varredura (MEV) e análises com microsonda eletrônica (EMAs) realizada antes e depois da utilização das brocas por 5 minutos a 60.000 rpm (com 115 psi de pressão) em amostras de vidro e dente humano. Os autores observaram que não houve perda de diamante das brocas CVD após os cortes, no entanto, as brocas diamantadas convencionais apresentaram além de uma perda significativa de partículas de diamante, defeitos na estrutura metálica causados pelo desprendimento das partículas. Através da EMA, feita somente nas amostras de vidro, observou-se que a broca CVD não gerou qualquer contaminação por seus elementos constituintes, diferentemente da alta contaminação por níquel encontrado no vidro cortado pela broca diamantada convencional. Como a dureza do esmalte dentário (408 VMH) é semelhante a dureza do vidro (449 VMH), os autores sugeriram que o mesma contaminação pode ocorrer no corte do dente, influenciando os procedimentos restauradores.

Conrado et al.<sup>6</sup> (2002) observaram em microscopia eletrônica de varredura, superfície de dentina e esmalte tratada por broca cilíndrica convencional, broca de acabamento convencional, broca de diamante CVD em alta rotação e broca de diamante CVD em ultra-som. Neste estudo os autores utilizaram quatro dentes



seccionados longitudinalmente, num total de 8 amostras experimentais, e observaram que a broca de diamante CVD, quando utilizada pelo aparelho de alta rotação, apresentou a mesma performance de velocidade de corte que a broca diamantada convencional. No entanto, quando esta foi utilizada no aparelho de ultra-som, sua velocidade de corte foi aproximadamente metade da convencional. Além disso, a broca de diamante CVD proporcionou maior qualidade de acabamento da superfície tratada quando operado tanto pelo aparelho de alta rotação quanto pelo ultra-som e melhor visibilidade do campo operatório quando associada ao aparelho de ultra-som.

Vieira e Vieira<sup>31</sup> (2002) compararam, em dentes humanos, o aspecto final das paredes cavitárias preparadas com pontas diamantadas convencionais e pontas de diamante CVD para ultra-som, quanto a quantidade de estrias e *smear layer*. As observações de 28 cavidades em lupa estereoscópica e microscopia eletrônica de varredura evidenciaram que 85% daquelas realizadas com alta rotação apresentavam estrias circulares em suas paredes axiais e 95% apresentavam espessa camada de *smear layer* e nenhum túbulo dentinário desobstruído. Quanto às cavidades preparadas com o ultra-som, apenas 20% apresentavam riscos em suas paredes axiais e túbulos dentinários obstruídos com fina camada de *smear layer*. Os autores sugeriram que o fato de as cavidades preparadas com as pontas CVD em ultra-som apresentarem menor número de riscos e/ou estrias e também menor quantidade de *smear layer*, pode facilitar a limpeza e condicionamento dentinário, no entanto, não foi possível determinar se essa limpeza deve-se a ação direta do diamante CVD ou devido à ação ultrassônica da água no interior da cavidade.

## Ultra-som na Odontologia

O advento dos instrumentos rotatórios não aprimorou somente a velocidade de remoção de tecido cariado, mas também a quantidade de tecido dentário sadio removido durante os preparos cavitários. Em vista disso, por volta de 1950 as pesquisas voltaram-se para o desenvolvimento de técnicas menos invasivas, tais como a abrasão a ar e o ultra-som.

A técnica de abrasão a ar, idealizada por Black<sup>3</sup> (1945), consiste da associação de partículas de óxido de alumínio a um jato propulsor, promovendo o corte quando em contato com a superfície dentária. Esta técnica caiu por muito tempo em desuso pela impossibilidade de preparar cavidades com os requisitos necessários para a adaptação dos materiais restauradores utilizados na época, que exigiam formas, contornos e ângulos bem definidos. Além disso, os aparelhos apresentavam algumas deficiências quanto ao controle de pressão e fluxo de partículas. Mais recentemente, com desenvolvimento de aparelhos mais sofisticados e diante da evolução dos materiais adesivos, o sistema de preparo por abrasão a ar ressurgiu no mercado odontológico e vem ganhando espaço pelos resultados satisfatórios observados em grande parte das pesquisas realizadas.

Uma das primeiras aparições do ultra-som na Odontologia foi na forma de uma ponta ultrassônica utilizada para preparos cavitários em dente humano (CATUNA<sup>5</sup>, 1953). Este aparelho, o Cavitron, era formado por uma peça de mão com dois cabos, um para a corrente elétrica, o outro para a água e a pasta abrasiva (óxido de alumínio e água) e existiam diversas pontas com formatos e tamanhos diferentes para serem utilizadas (STREET<sup>28</sup>, 1959). Estas pontas operavam a uma frequência de

29 kHz e necessitavam da pasta abrasiva para permitir o processo de corte ou desgaste do esmalte e dentina (POSTLE<sup>22</sup>, 1958).

Os principais problemas, identificados na época, associados ao ultra-som foram a lentidão de corte, a necessidade de um sugador de alta potência para remover o volume de pasta utilizado durante o processo de corte, a remoção ineficiente de tecido cariado e materiais restauradores resilientes como o ouro, e a constante manutenção da ponta, já que a ação abrasiva da pasta também era transmitida à ponta metálica. Além disso, o custo e o tamanho do aparelho, e o fato de ser um equipamento alternativo, ou seja, não realizar todos os procedimentos, foram fatores que interferiram em sua aceitação pelos profissionais (STREET<sup>28</sup>, 1959).

No entanto, alguns estudos apontaram características favoráveis do ultra-som frente à possibilidade de eliminar a necessidade de anestesia local, a boa aceitação dos pacientes pela eliminação do barulho, vibração e calor e, particularmente, em relação a baixa carga exercida durante o corte e a ausência de efeitos traumáticos à polpa dentária (POSTLE<sup>22</sup>, 1958). Apesar disso tudo, o preparo cavitário ultrassônico nunca se tornou popular, sendo superado pelo aparelho de alta rotação que se demonstrava muito mais eficiente (STREET<sup>28</sup>, 1959).

A utilização do ultra-som na Odontologia foi reconhecida por Zinner<sup>36</sup> (1955), que sugeriu o uso modificado do instrumento de ultra-som em conjunto com a irrigação por água para remoção de placa e cálculo dentário. O padrão de oscilação da ponta também sugeriu sua utilização na terapia endodôntica, para limpeza e preparo dos canais radiculares antes da obturação (MARTIN<sup>14</sup>, 1976), dando origem à técnica endossônica. O ultra-som também é recomendado no tratamento de distúrbios crânio-mandibulares e na detecção precoce de lesões de cárie (NG et al.<sup>19</sup>, 1988) e para

remoção de debris de instrumentos através de banho ultrassônico (WALMSLEY et al.<sup>33</sup>, 1989).

Mais recentemente, uma peça de mão sonic air-scaler modificada trabalhando com uma ponta diamantada foi testada para preparos cavitários. A micro unidade Sonicsys, desenhada por Hugo e Stassinakis<sup>12</sup> (1998) foi baseada na peça de mão Sonicflex 2000L e 2000N que oscila a menos de 6,5 kHz. As pontas descrevem um movimento elíptico e são revestidas por diamante somente de um lado, usando grânulos de 40µm de diamantes (BANERJEE et al.<sup>1</sup>, 2000). Além disso, as pontas de preparo do aparelho Sonicsys (KaVo) facilitam o preparo com ângulos ideais e margens precisas (YAZICI et al.<sup>35</sup>, 2002). Os autores recomendam esta técnica para preparos minimamente invasivos de lesões proximais tanto em dentes posteriores quanto anteriores, pois causam menos danos ao dente adjacente (OPDAM et al.<sup>20</sup>, 2002; WICHT et al.<sup>34</sup>, 2002).

Yazici et al.<sup>35</sup> (2002) avaliaram, em microscopia eletrônica de varredura, a superfície dentinária de 36 molares, após a remoção de cárie utilizando escavação manual, broca, abrasão a ar, abrasão sônica, ablação com laser e método quimiomecânico. A análise das fotomicrografias mostrou que enquanto a escavação manual, escavação com broca e abrasão a ar deixaram superfícies dentinárias cobertas por *smear layer*, a abrasão sônica a removeu completamente deixando túbulos dentinários evidentemente abertos. Poucos túbulos dentinários desobstruídos foram observados na dentina tratada por ablação a laser e pelo método químico-mecânico na remoção de cárie. Os autores questionam a vantagem da presença de túbulos dentinários abertos e a necessidade de se reconsiderar o condicionamento ácido nestas condições. Além disso, sugerem que a perda da camada de *smear layer* poderia

aumentar a área de superfície viável para a difusão de moléculas e penetração de microrganismos na polpa, de acordo com Michelich et al.<sup>18</sup> (1980).

Um dos primeiros trabalhos brasileiros utilizando a ponta de diamante CVD associada ao aparelho de ultra-som, foi desenvolvido por Vieira e Vieira<sup>31</sup> (2002). Apesar de ser um estudo *in vitro* comparando a ponta CVD à ponta diamantada convencional, os autores abordam aspectos clínicos de sua utilização. Segundo eles, o ruído é bem mais tolerável e o paciente não a teme como a turbina de alta rotação, além disso, as pontas CVD possuem a haste longa e angulada, permitindo maior visibilidade e melhor acesso a regiões que antes necessitariam da remoção de estruturas sadias. Esta condição só é possível pelo fato da ponta não girar, e sim vibrar. Outra vantagem é em relação a refrigeração pela água, que ocorre por toda a ponta (da haste à extremidade, sem obstáculos), mesmo em cavidades de pequena abertura ou de grande profundidade.



# PROPOSIÇÃO

---

A proposta deste estudo foi avaliar a profundidade e largura dos cortes realizados com as pontas CVDentUS<sup>®</sup> cilíndrica e esférica, em esmalte e dentina de dentes permanentes, variando-se o sentido dos movimentos (frontal e lateral).



# MATERIAL E MÉTODO

---



Este estudo foi aprovado pelo Comitê de Ética em Pesquisa da Faculdade de Odontologia de Araraquara – UNESP em junho de 2002 (Processo nº 20/02 – em anexo).

Para avaliar a eficiência de corte das pontas CVDentUS<sup>®</sup>, preparos cavitários foram realizados com 2 formatos de pontas, cilíndrica (UCP1215) e esférica (UEE1010) (Figura 1), adaptadas por meio de um conector específico (Figura 2) ao aparelho de ultra-som Prof I AS Ceramic (Dabi Atlante<sup>®</sup>) que foi ajustado no modo operacional “power II” (50% da amplitude total de vibração da ponta) e “pump I” (irrigação mínima). Para a padronização dos preparos, utilizou-se um dispositivo eletro-mecânico desenvolvido junto a um grupo de alunos e professores do SENAI – Araraquara, numa parceria com alunos e professores da Pós-graduação em Odontopediatria da Faculdade de Odontologia de Araraquara – UNESP.

Este dispositivo para confecção de cortes e preparos cavitários (Figura 3) permitiu a padronização do avanço das pontas CVDentUS<sup>®</sup> e do movimento dos corpos de prova. No estudo piloto para avaliação do funcionamento das pontas CVDentUS<sup>®</sup> e do dispositivo padronizador, determinou-se que os cortes seriam realizados com 30 movimentos consecutivos da ponta sobre a superfície dentária (15 ciclos completos) a uma velocidade de aproximadamente 5,3mm/s, correspondendo a 27 segundos de utilização do sistema CVDentUS<sup>®</sup>. Durante este período de funcionamento constatou-se um total de 9 avanços automáticos da ponta CVDentUS<sup>®</sup> em direção ao corpo de prova, sendo a força média de cada avanço de 0,012Kgf.

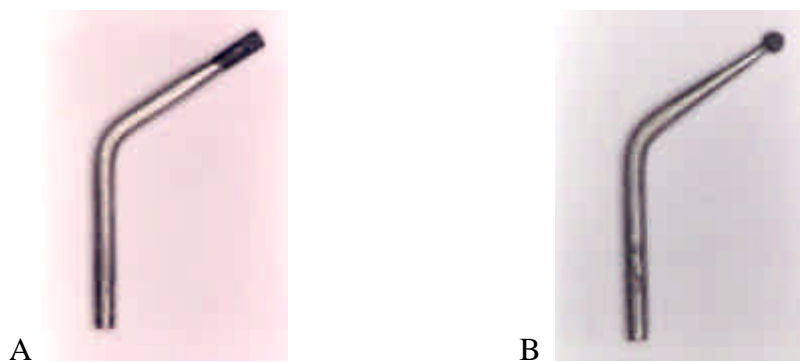


FIGURA 1: Ponta CVDentUS<sup>®</sup> cilíndrica (A) e esférica (B).



FIGURA 2: Conector específico para adaptação das pontas CVDentUS<sup>®</sup> no aparelho de ultra-som Prof I AS Ceramic (Dabi Atlante<sup>®</sup>).

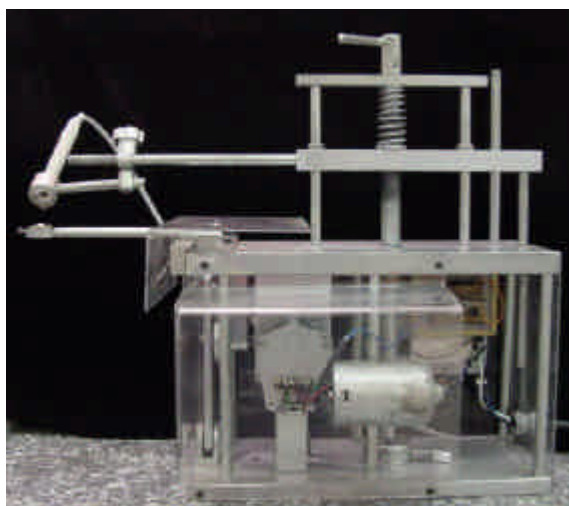


FIGURA 3: Dispositivo elétrico-mecânico para confecção de cortes e preparos cavitários desenvolvido numa parceria entre o SENAI – Araraquara e a Pós-graduação em Odontopediatria da Faculdade de Odontologia de Araraquara – UNESP.

Quarenta terceiros molares extraídos, limpos por meio de raspagem e profilaxia dentária ficaram armazenados até o início do experimento em soro fisiológico acrescido de cristal de timol com a finalidade de inibir eventual atividade bacteriana (RICKETTS et al.<sup>24</sup>, 1995). Os critérios de inclusão dos dentes no experimento foram a ausência de faces proximais com trincas, manchas brancas, anomalias ou cavidades de cárie observadas por inspeção visual.

Os dentes foram divididos aleatoriamente em dois grupos para avaliação da efetividade de corte em esmalte e dentina. Os dentes, fixados com godiva de baixa fusão a uma base de madeira, tiveram suas raízes removidas e as coroas seccionadas no sentido vestibulo-lingual utilizando-se a máquina de corte ISOMET<sup>TM</sup> 1000 (BUEHLER<sup>®</sup>). Desta forma, dois fragmentos foram obtidos de cada unidade experimental (Figura 4), sendo uma destinada ao preparo de cavidade com o movimento no sentido “frontal” e outro para o “lateral” (Figura 5). Foi denominado movimento “frontal” para o preparo confeccionado com a ponta movimentando-se no mesmo sentido da vibração gerada pelo ultra-som, ou seja, para frente e para trás (direção ântero-posterior), e movimento “lateral” para o preparo confeccionado com a ponta movimentado-se perpendicularmente à este movimento de vibração.

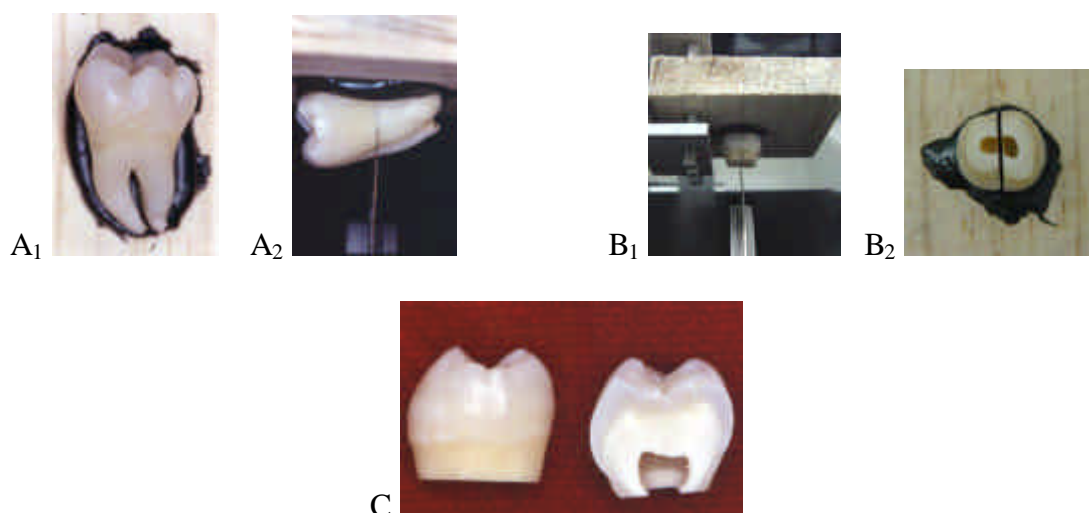


FIGURA 4: Preparo dos dentes: dente fixado em godiva (A<sub>1</sub>) e posicionado para seccionamento da raiz (A<sub>2</sub>); coroa fixada em godiva (B<sub>1</sub>) e seccionada no sentido vestibulo-lingual (B<sub>2</sub>); obtenção de dois espécimes por dente (C).

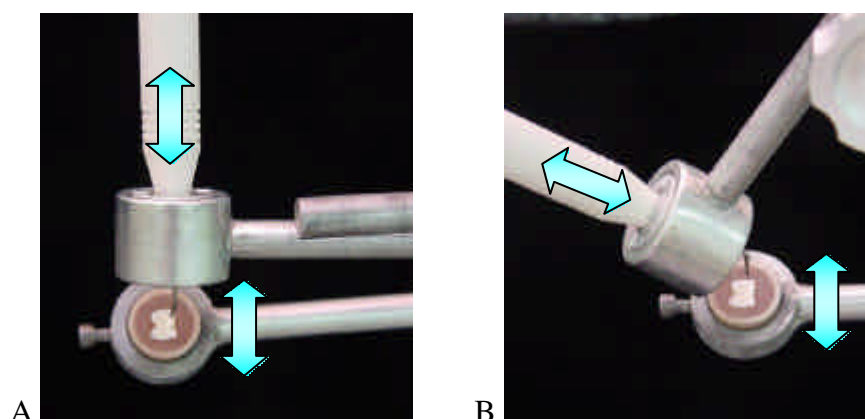


FIGURA 5: Movimento “frontal” (A) e “lateral” (B).

Cada fragmento foi incluído em aro plástico (2cm de diâmetro) com resina acrílica auto-polimerizável (OrtoClass<sup>®</sup> - Clássico Ltda) a partir da confecção de um guia de lâmina de vidro que delimitava a posição inicial e final do corte a ser realizado e a distância do espécime em relação ao aro do anel plástico (Figura 6), afim de evitar a movimentação da ponta CVDentUS<sup>®</sup> na substituição dos espécimes.

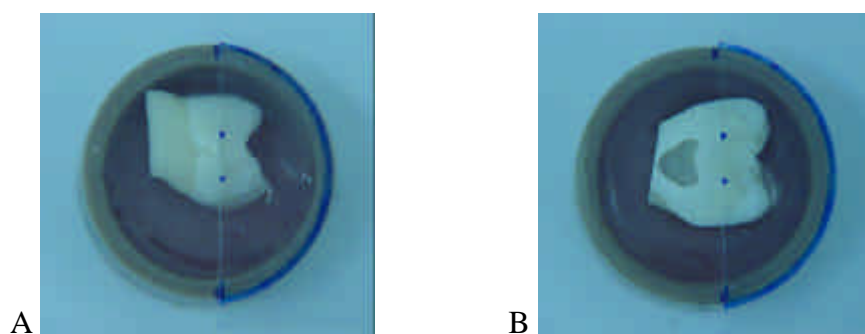


FIGURA 6: Posicionamento dos fragmentos em esmalte (A) e dentina (B) para inclusão em resina acrílica utilizando a lâmina de vidro como guia.

As variáveis independentes estudadas incluíram, o tipo de tecido dentário (esmalte ou dentina), o formato da ponta CVDentUS<sup>®</sup> (cilíndrica ou esférica) e o sentido de movimento da ponta (frontal ou lateral), como se pode observar pelo Quadro 1.

QUADRO 1 – Resumo da formação dos grupos experimentais.

Número de movimentos consecutivos	Tipo de tecido dentário	Formato da ponta CVDentUS <sup>®</sup>	Sentido de movimento da ponta	Grupos
30	Esmalte	Cilíndrica	Frontal (N=10)	<b>1</b>
			Lateral (N=10)	<b>2</b>
		Esférica	Frontal (N=10)	<b>3</b>
			Lateral (N=10)	<b>4</b>
	Dentina	Cilíndrica	Frontal (N=10)	<b>5</b>
			Lateral (N=10)	<b>6</b>
		Esférica	Frontal (N=10)	<b>7</b>
			Lateral (N=10)	<b>8</b>

As cavidades preparadas foram seccionadas, obtendo-se dois lados de cada cavidade (A e B), sendo a face a ser analisada marcada com esmalte de unha Colorama<sup>®</sup> (Figura 7).



FIGURA 7: Obtenção das amostras A e B de cada espécime, marcadas com esmalte de unha Colorama<sup>®</sup> no lado a ser metalizado.

Os espécimes ficaram por 24 horas em um dissecador contendo sílica gel azul 1/4mm P.A. (Synth<sup>®</sup>) para desidratação e controle da umidade. Em seguida, as duas faces de cada espécime foram fixadas em *stubs* por meio de uma fita dupla-face adesiva carbonada e passaram pelo processo de metalização com ouro por 180 segundos (MED 010 – Balzers<sup>®</sup>) (Figura 8). Após a metalização, as amostras foram observadas no microscópio eletrônico de varredura JEOL – JSM – 5600LV (Figura 9) sob um aumento de 50x.

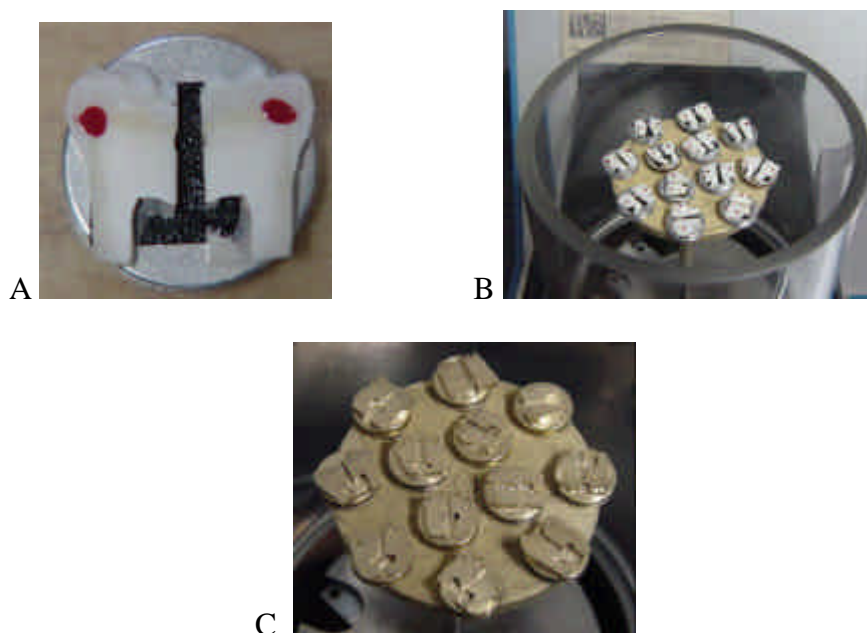


FIGURA 8: Espécimes fixados com fita dupla-face adesiva carbonada ao *stub* (A); *Stubs* posicionados para a metalização (B); Espécimes após metalização (C).

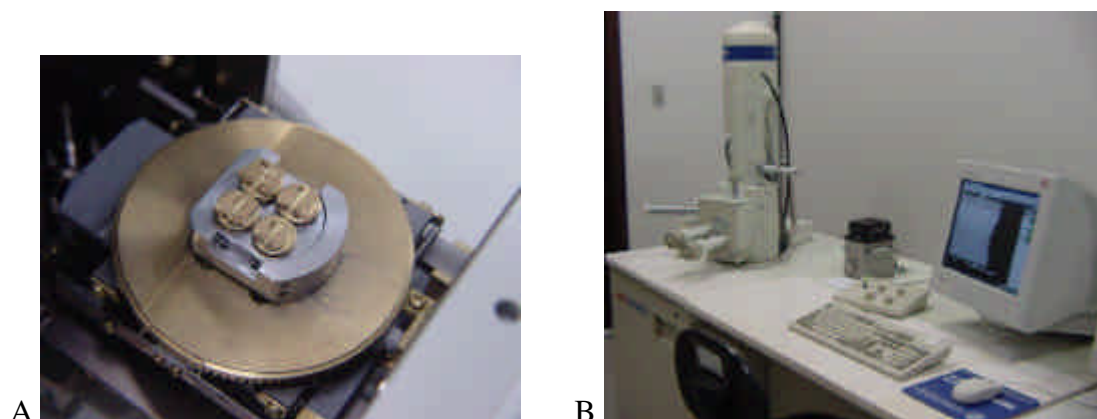


FIGURA 9: Porta-amostra do microscópio eletrônico de varredura (A); Microscópio eletrônico de varredura JEOL – JSM – 5600LV (B).

As medidas de largura e profundidade das cavidades foram obtidas utilizando uma análise cefalométrica modificada no programa Radiocef 4.0 (Radiocef Memory Ltda). As imagens das cavidades registradas em CD foram importadas no programa Radiocef e após a calibração da imagem através da barra de 500 $\mu$ m fornecida pela fotomicrografia, foram identificados sobre o perfil da cavidade os ângulos cavo-superficiais (ACSO e ACSC), os pontos de intersecção entre a parede axial e as paredes oclusal e cervical (ABO e ABC) e o ponto mais profundo da cavidade (BC). Registrados os pontos, o programa indicava os valores de largura e profundidade bem como registrava o traçado da cavidade para a conferência dos pontos identificados (Figuras 10 e 11).

Os dados obtidos foram transferidos para o programa BioEstat 2.0 e após análise descritiva foram submetidos ao teste não paramétrico de Kruskal-Wallis para avaliar o efeito dos fatores analisados sobre a largura e profundidade das cavidades ao nível de significância de 5%. A medida do coeficiente de correlação de Pearson foi realizada em cada grupo para avaliar a correlação entre a largura e a profundidade dos cortes obtidos.

As hipóteses testadas foram:

**- Para os diferentes tipos de tecido dentário:**

- Ho = Os tipos de tecido dentário, esmalte e dentina, não apresentam profundidade e largura diferentes nos cortes realizados com as pontas cilíndrica e esférica variando o sentido de movimento (frontal e lateral).
- Ha = Os tipos de tecido dentário, esmalte e dentina, apresentam profundidade e largura diferentes nos cortes realizados com as pontas cilíndrica e esférica variando o sentido de movimento (frontal e lateral).

**- Para os diferentes formatos da ponta de diamante CVD:**

- Ho = As pontas cilíndrica e esférica, não exercem efeitos diferentes sobre a profundidade e largura nos cortes realizados em esmalte e dentina de dentes permanentes.
- Ha = As pontas cilíndrica e esférica, exercem efeitos diferentes sobre a profundidade e largura nos cortes realizados em esmalte e dentina de dentes permanentes.

**- Para os sentidos de movimento da ponta CVDentUS®:**

- Ho = Os movimentos, no sentido “frontal” e “lateral”, não exercem efeitos diferentes sobre a profundidade e largura nos cortes realizados em esmalte e dentina de dentes permanentes.
- Ha = Os movimentos, no sentido “frontal” e “lateral”, exercem efeitos diferentes sobre a profundidade e largura nos cortes realizados em esmalte e dentina de dentes permanentes.



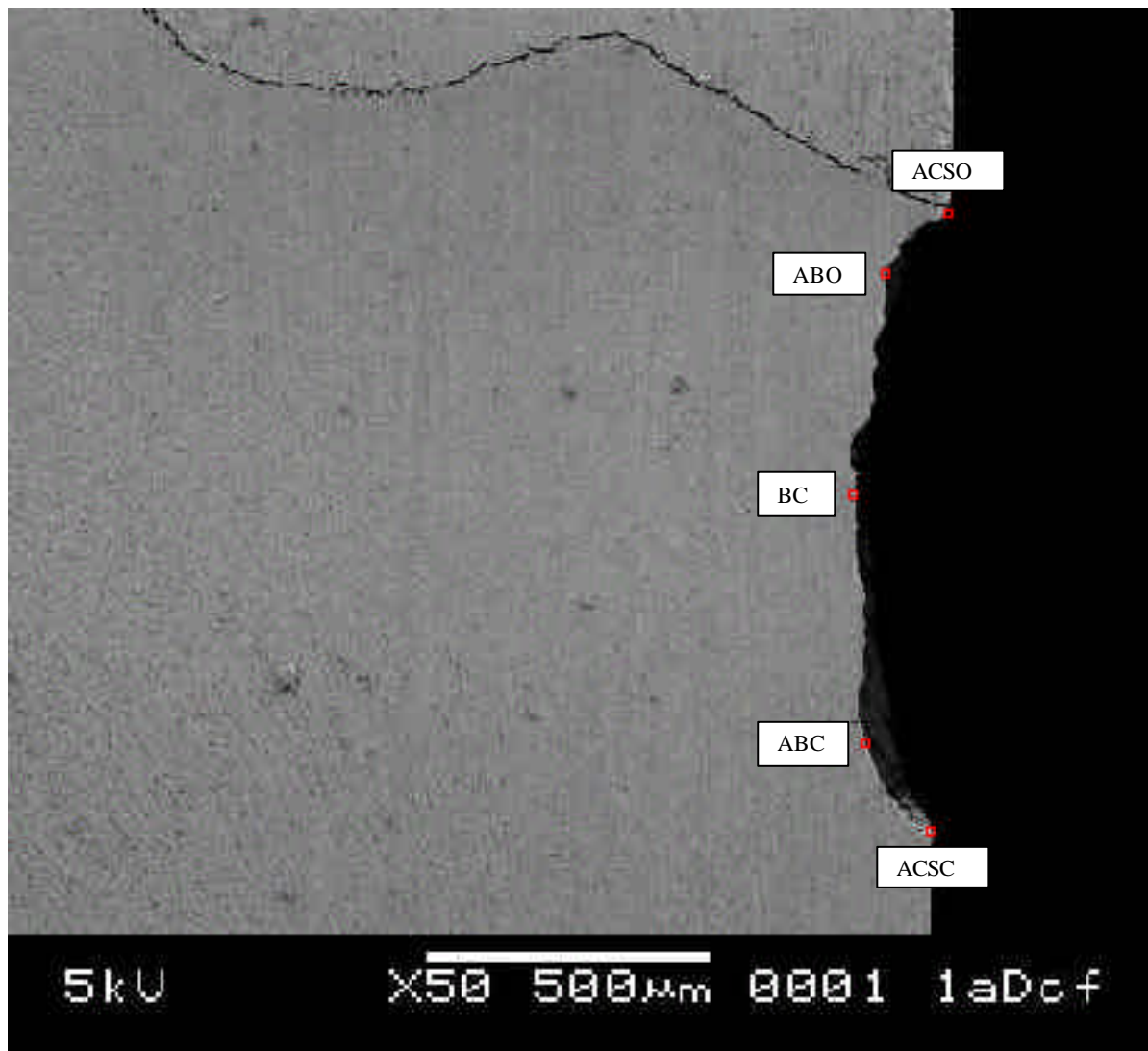


FIGURA 10: Identificação dos pontos no programa Radiocef 4.0:

- ACSO e ACSC: ângulos cavo-superficiais
- ABO e ABC: intersecção entre a parede axial e as paredes oclusal e cervical
- BC: ponto mais profundo da cavidade

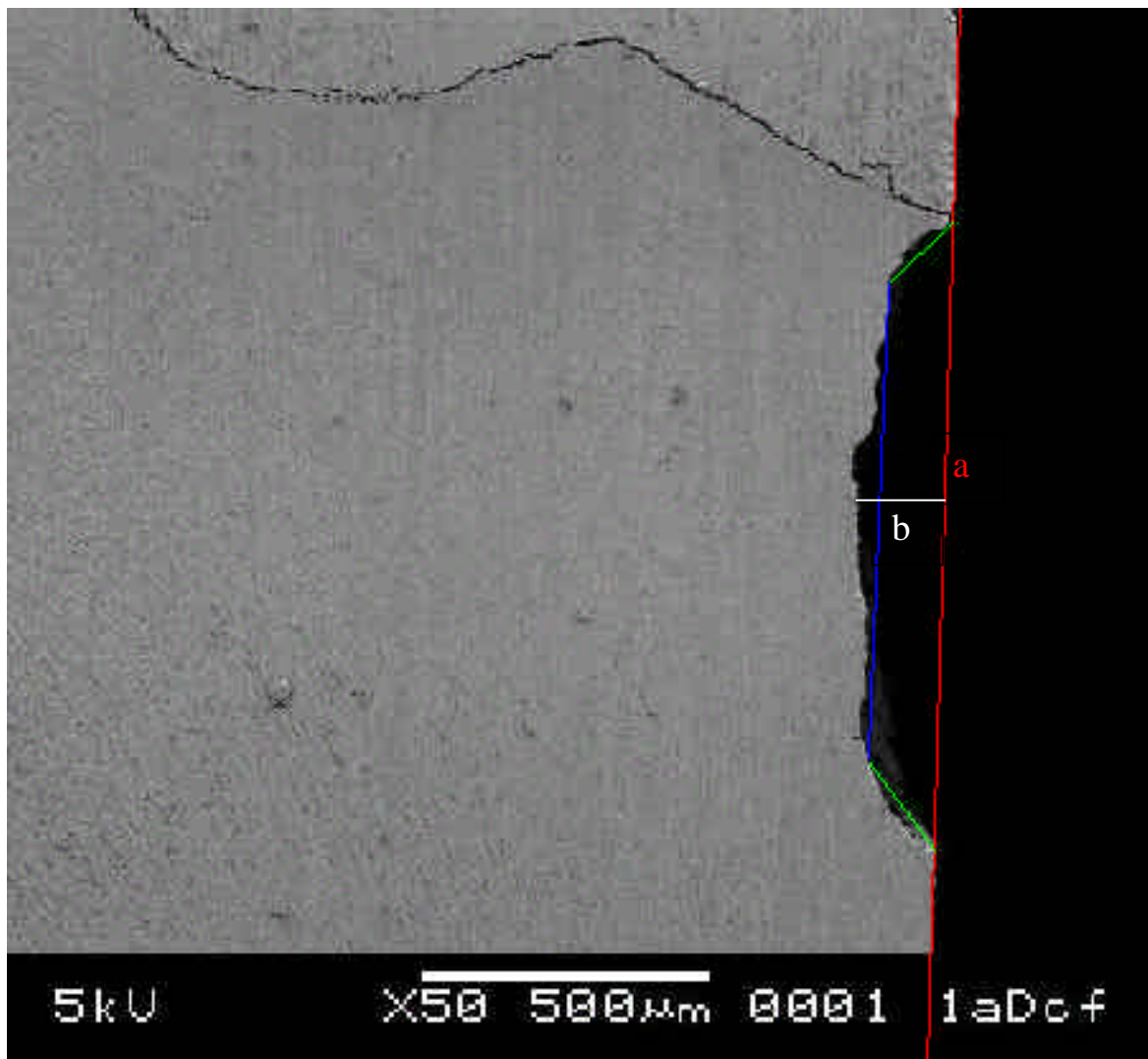


FIGURA 11: Traçado da cavidade para conferência dos pontos identificados.

- a = largura
- b = profundidade



# RESULTADO

---

As médias e os desvios padrão dos dados obtidos das variáveis *largura* e *profundidade* em cada grupo experimental estão apresentados na Tabela 1.

Tabela 1: Média e desvio padrão dos valores obtidos para a largura e profundidade ( $\mu\text{m}$ ) dos preparos cavitários realizados em esmalte e dentina com as pontas CVDentUS<sup>®</sup> cilíndrica e esférica movimentando-se nos sentidos frontal e lateral.

Tipo de Tecido	Formato da ponta CVDentUS <sup>®</sup>	Sentido de movimento	Largura		Profundidade		Grupo
			Média	Desvio padrão	Média	Desvio padrão	
Esmalte	Cilíndrica	Frontal	856,94	121,50	74,75	31,46	<b>1</b>
		Lateral	1037,34	129,23	99,37	26,50	<b>2</b>
	Esférica	Frontal	768,41	87,01	131,36	29,11	<b>3</b>
		Lateral	762,35	74,07	135,54	28,97	<b>4</b>
Dentina	Cilíndrica	Frontal	1161,26	22,76	150,58	25,67	<b>5</b>
		Lateral	1199,90	41,97	181,60	36,03	<b>6</b>
	Esférica	Frontal	882,83	100,69	211,55	44,98	<b>7</b>
		Lateral	879,93	50,42	235,60	32,36	<b>8</b>

A aplicação do teste não paramétrico de Kruskal-Wallis aos dados da variável *largura* do preparo cavitário resultou na Tabela 2.

Tabela 2: Soma dos postos, posto médio e resultados estatísticos das comparações entre os dados da variável *largura* para todos os grupos experimentais.

Tipo de Tecido	Formato da ponta CVDentUS <sup>®</sup>	Sentido de movimento	Grupo	Soma dos Postos	Posto médio
Esmalte	Cilíndrica	Frontal	<b>1</b>	1172	58,6
		Lateral	<b>2</b>	2122	106,1
	Esférica	Frontal	<b>3</b>	688	34,4
		Lateral	<b>4</b>	606,5	30,325
Dentina	Cilíndrica	Frontal	<b>5</b>	2609,5	130,475
		Lateral	<b>6</b>	2881	144,05
	Esférica	Frontal	<b>7</b>	1326,5	66,325
		Lateral	<b>8</b>	1474,5	73,725

As comparações, dois a dois entre os postos médios dos grupos experimentais, quanto a variável *largura*, considerando-se as variáveis independentes estudadas (tipo de tecido dentário, formato da ponta CVDentUS<sup>®</sup> e o sentido de movimento da ponta) estão demonstradas nas Tabelas 3, 4 e 5.

Tabela 3: Comparação, dois a dois, entre os postos médios dos dados da variável *largura*, quanto ao tipo de tecido dentário.

<b>Formato da ponta CVDentUS<sup>®</sup> e sentido de movimento</b>	<b>Comparação entre tipo de tecido dentário</b>	<b>Grupos</b>	<b>p</b>
Cilíndrica / Frontal	<b>Esmalte X Dentina</b>	1 X 5	0*
Cilíndrica / Lateral	<b>Esmalte X Dentina</b>	2 X 6	0,0096*
Esférica / Frontal	<b>Esmalte X Dentina</b>	3 X 7	0,0293*
Esférica / Lateral	<b>Esmalte X Dentina</b>	4 X 8	0,0031*

\*  $p < 0,05$  (diferença estatisticamente significativa)

Tabela 4: Comparação, dois a dois, entre os postos médios dos dados da variável *largura*, quanto ao formato da ponta CVDentUS<sup>®</sup>.

<b>Tipo de tecido dentário e sentido de movimento</b>	<b>Comparação entre os formatos da ponta CVDentUS<sup>®</sup></b>	<b>Grupos</b>	<b>p</b>
Esmalte / Frontal	<b>Cilíndrica X Esférica</b>	1 X 3	0,0986
Esmalte / Lateral	<b>Cilíndrica X Esférica</b>	2 X 4	0*
Dentina / Frontal	<b>Cilíndrica X Esférica</b>	5 X 7	0*
Dentina / Lateral	<b>Cilíndrica X Esférica</b>	6 X 8	0*

\*  $p < 0,05$  (diferença estatisticamente significativa)

Tabela 5: Comparação, dois a dois, entre os postos médios dos dados da variável *largura*, quanto ao sentido de movimento.

<b>Tipo de tecido dentário e formato da ponta CVDentUS<sup>®</sup></b>	<b>Comparação entre os sentidos de movimento</b>	<b>Grupos</b>	<b>p</b>
Esmalte / Cilíndrica	<b>Frontal X Lateral</b>	1 X 2	0,0012*
Esmalte / Esférica	<b>Frontal X Lateral</b>	3 X 4	0,7809
Dentina / Cilíndrica	<b>Frontal X Lateral</b>	5 X 6	0,3542
Dentina / Esférica	<b>Frontal X Lateral</b>	7 X 8	0,6135

\*  $p < 0,05$  (diferença estatisticamente significativa)

A aplicação do teste não paramétrico de Kruskal-Wallis aos dados da variável *profundidade* de preparo cavitário resultou na Tabela 6.

Tabela 6: Soma dos postos, posto médio e resultados estatísticos das comparações entre os dados da variável *profundidade* para todos os grupos experimentais.

<b>Tipo de Tecido</b>	<b>Formato da ponta CVDentUS<sup>®</sup></b>	<b>Sentido de movimento</b>	<b>Grupo</b>	<b>Soma dos Postos</b>	<b>Posto médio</b>
Esmalte	Cilíndrica	Frontal	<b>1</b>	414	20,7
		Lateral	<b>2</b>	695,5	34,775
	Esférica	Frontal	<b>3</b>	1265	63,25
		Lateral	<b>4</b>	1332	66,6
Dentina	Cilíndrica	Frontal	<b>5</b>	1621,5	81,075
		Lateral	<b>6</b>	2160	108
	Esférica	Frontal	<b>7</b>	2550,5	127,525
		Lateral	<b>8</b>	2841,5	142,075

As comparações, dois a dois entre os postos médios dos grupos experimentais, quanto a variável *profundidade*, considerando-se as variáveis independentes estudadas (tipo de tecido dentário, formato da ponta CVDentUS<sup>®</sup> e sentido de movimento da ponta) estão demonstradas nas Tabelas 7, 8 e 9.

Tabela 7: Comparação, dois a dois, entre os postos médios dos dados da variável *profundidade*, quanto ao tipo de tecido dentário.

<b>Formato da ponta CVDentUS<sup>®</sup> e sentido de movimento</b>	<b>Comparação entre tipo de tecido dentário</b>	<b>Grupos</b>	<b>p</b>
Cilíndrica / Frontal	<b>Esmalte X Dentina</b>	1 X 5	0*
Cilíndrica / Lateral	<b>Esmalte X Dentina</b>	2 X 6	0*
Esférica / Frontal	<b>Esmalte X Dentina</b>	3 X 7	0*
Esférica / Lateral	<b>Esmalte X Dentina</b>	4 X 8	0*

\*  $p < 0,05$  (diferença estatisticamente significante)

Tabela 8: Comparação, dois a dois, entre os postos médios dos dados da variável *profundidade*, quanto ao formato da ponta CVDentUS<sup>®</sup>.

<b>Tipo de tecido dentário e sentido de movimento</b>	<b>Comparação entre os formatos da ponta CVDentUS<sup>®</sup></b>	<b>Grupos</b>	<b>p</b>
Esmalte / Frontal	<b>Cilíndrica X Esférica</b>	1 X 3	0,0037*
Esmalte / Lateral	<b>Cilíndrica X Esférica</b>	2 X 4	0,0298*
Dentina / Frontal	<b>Cilíndrica X Esférica</b>	5 X 7	0,0015*
Dentina / Lateral	<b>Cilíndrica X Esférica</b>	6 X 8	0,02*

\*  $p < 0,05$  (diferença estatisticamente significativa)

Tabela 9: Comparação, dois a dois, entre os postos médios dos dados da variável *profundidade*, quanto ao sentido de movimento.

<b>Tipo de tecido dentário e formato da ponta CVDentUS<sup>®</sup></b>	<b>Comparação entre os sentidos de movimento</b>	<b>Grupos</b>	<b>p</b>
Esmalte / Cilíndrica	<b>Frontal X Lateral</b>	1 X 2	0,3367
Esmalte / Esférica	<b>Frontal X Lateral</b>	3 X 4	0,8191
Dentina / Cilíndrica	<b>Frontal X Lateral</b>	5 X 6	0,0661
Dentina / Esférica	<b>Frontal X Lateral</b>	7 X 8	0,3207

As fotomicrografias dos perfis dos preparos cavitários realizados podem ser observadas nas figuras 1, 2, 3 e 4.

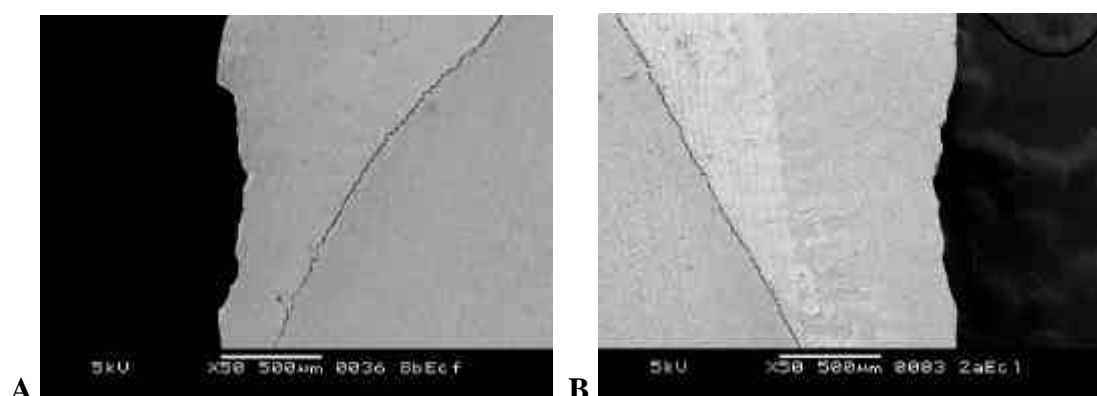


FIGURA 1: Preparo cavitário realizado em esmalte utilizando a ponta CVDentUS<sup>®</sup> de formato cilíndrico no sentido de movimento frontal (A) e lateral (B).

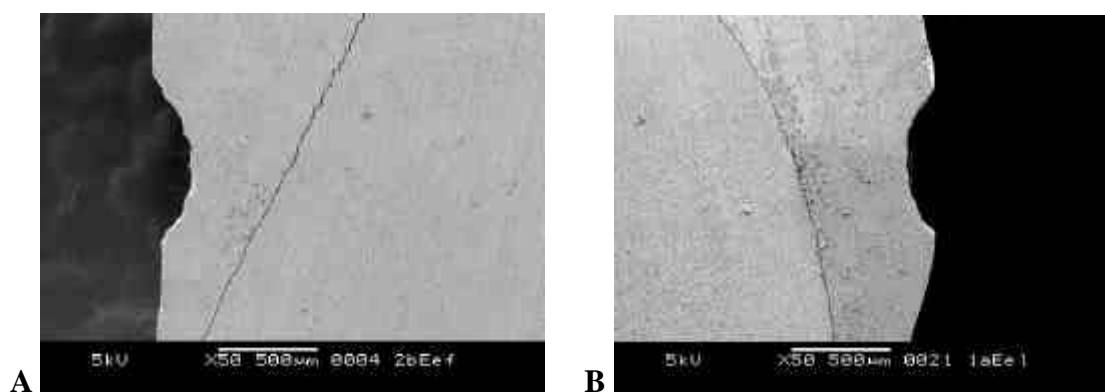


FIGURA 2: Preparo cavitário realizado em esmalte utilizando a ponta CVDentUS<sup>®</sup> de formato esférico no sentido de movimento frontal (A) e lateral (B).

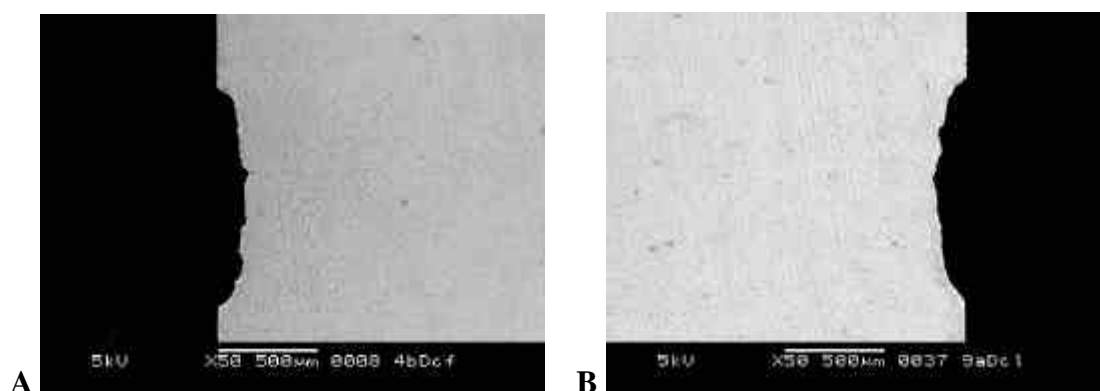


FIGURA 3: Preparo cavitário realizado em dentina utilizando a ponta CVDentUS<sup>®</sup> de formato cilíndrico no sentido de movimento frontal (A) e lateral (B).

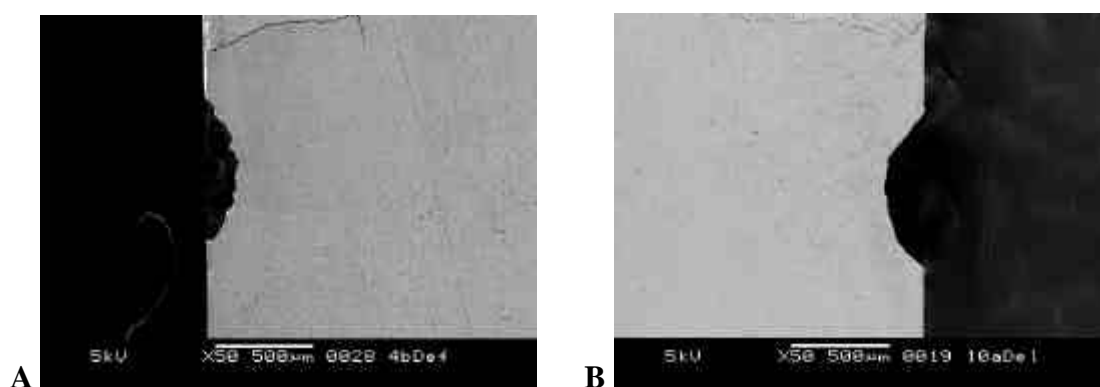


FIGURA 4: Preparo cavitário realizado em dentina utilizando a ponta CVDentUS<sup>®</sup> de formato esférico no sentido de movimento frontal (A) e lateral (B).



As características em microscopia eletrônica de varredura das paredes das cavidades e das pontas CVDentUS<sup>®</sup> estão apresentadas nas figuras 5, 6 e 7.

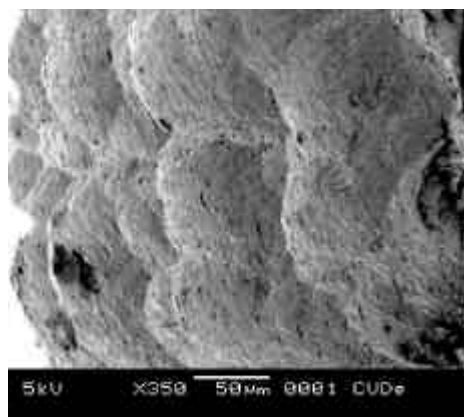


FIGURA 5: Parede lateral do preparo cavitário realizado em dentina com a ponta CVDentUS<sup>®</sup> esférica (UEE1010) – aumento de 350x.

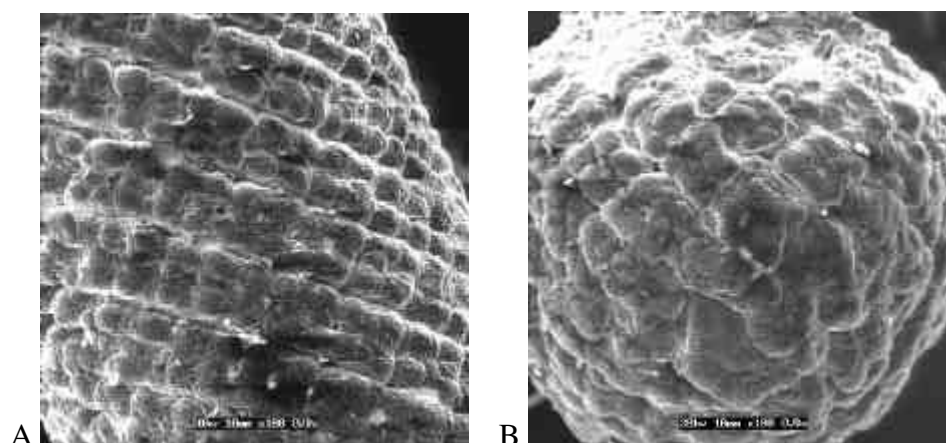


FIGURA 6: Ponta CVDentUS<sup>®</sup> cilíndrica (A) e esférica (B). Aumento de 100x.

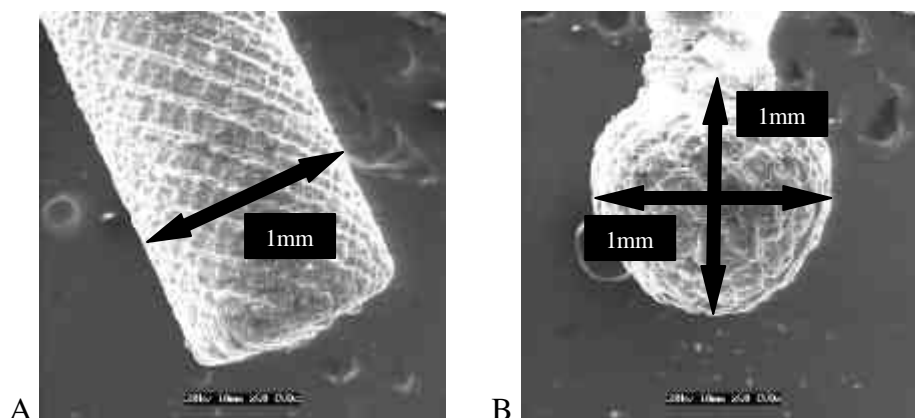


FIGURA 7: Diâmetro da parte ativa da ponta CVDentUS<sup>®</sup> cilíndrica (A); diâmetro e comprimento da parte ativa da ponta CVDentUS<sup>®</sup> esférica (B). Aumento de 50x.

# DISCUSSÃO

---

Novos equipamentos, materiais e técnicas têm sido freqüentemente introduzidos na clínica odontológica, especialmente nas últimas décadas. Historicamente os cirurgiões-dentistas procuram por opções de tratamento que tornem os procedimentos operatórios mais aceitáveis pelos pacientes. Assim, a busca por um instrumento que não apresentasse o inconveniente do ruído, da vibração e do aquecimento promovido pelos instrumentos rotatórios durante o preparo cavitário foram os fatores que motivaram Black<sup>3</sup> em 1945 a desenvolver os sistemas de abrasão a ar.

Na mesma época, foram introduzidos os instrumentos ultrassônicos, tendo sido apresentados à sociedade odontológica como métodos de preparo cavitário que proporcionavam menos desconforto ao paciente.

Apesar da grande motivação inicial destes métodos promissores de preparos cavitários, com a chegada da alta rotação que apresentava capacidade de cortar a estrutura dentária de forma rápida e eficiente, proporcionando formas e contornos bem definidos às cavidades preparadas, tanto os aparelhos de abrasão a ar quanto os de ultra-som caíram no esquecimento.

Atualmente, com o advento de técnicas de preparo cavitário conservadores, a evolução dos materiais restauradores e a busca por instrumentos capazes de minimizar a dor, a vibração e o ruído característico da alta rotação, responsáveis pelo medo e fobia ao tratamento odontológico, tem motivado os pesquisadores a desenvolver e resgatar alguns instrumentos utilizados para o preparo cavitário, dentre eles, o ultra-som

Introduzido na década de 50, o aparelho de ultra-som utilizado para corte de tecido dentário, estava associado a uma pasta abrasiva formada por óxido de alumínio

e água. Devido a lentidão de corte, a necessidade de um sugador de alta potência para remoção da pasta abrasiva, a remoção ineficiente de tecido cariado e de alguns materiais restauradores, a constante manutenção da ponta metálica, o custo e tamanho dos aparelhos (STREET, 1959), esta técnica caiu em desuso e a utilização do aparelho de ultra-som ficou limitada aos tratamentos periodontais (ZINNER, 1955), endodônticos (MARTIN, 1976), no tratamento de desordens crâniomandibulares, na detecção precoce de lesões de cárie (NG et al., 1988) e para remoção de debris de instrumentos através de banho ultrassônico (WALMSLEY et al., 1989).

Apesar destas limitações, inerentes principalmente à pasta abrasiva, observou-se que o ultra-som apresentava viabilidade comprovada, principalmente quando os requisitos eram eliminação da anestesia local, redução do barulho, vibração e calor e aceitação pelos pacientes (POSTLE, 1958).

Recentemente, com a utilização da tecnologia CVD na confecção de pontas odontológicas, tornou-se possível obter ferramentas de corte resistentes às oscilações vibratórias dos aparelhos de ultra-som, possibilitando usufruir todos os benefícios da associação dessas duas tecnologias. As pontas CVDentUS<sup>®</sup> possuem uma camada única de diamante formada em sua parte ativa por um processo de deposição química a partir da fase de vapor, e são mais resistentes à vibração quando comparadas às pontas diamantadas convencionais que possuem grânulos de diamante “colados” à haste metálica (CONRADO et al., 2002).

Como esta é uma tecnologia bastante recente é essencial avaliar seu funcionamento, a fim de esclarecer e dar segurança tanto para o profissional quanto para o paciente que se interessam pela sua utilização. É importante lembrar que os estudos para avaliação desta nova tecnologia de preparo cavitário estão se iniciando e

não se encontram na literatura experimentos com metodologia semelhante, nem com valores de medidas que pudessem ser comparados aos obtidos no presente estudo.

Para o controle dos possíveis fatores de interferência no preparo das cavidades, foi desenvolvido um dispositivo para padronização dos cortes, eliminando desta forma a variação de pressão, tempo e da velocidade dos movimentos durante a realização do experimento. Este dispositivo para testes com turbinas de alta e baixa rotação, abrasão a ar e ultra-som, foi previamente testado em uma amostra com 10 cavidades preparadas em dentes bovinos com ponta diamantada convencional para alta rotação, observando-se um coeficiente de variação de 0,6% para as medidas de comprimento e de 0,4% para as medidas de largura, o que demonstrou a pequena variabilidade nas dimensões das cavidades preparadas.

Para identificar possíveis diferenças no potencial de corte das pontas CVDentUS<sup>®</sup> em esmalte e dentina, optou-se por utilizar dentes humanos como substrato. Como o corte realizado com este sistema depende da associação do movimento vibratório do ultra-som e da forma da ponta CVDentUS<sup>®</sup>, foram selecionadas as pontas cilíndrica e esférica por apresentarem formato compatível com o das pontas diamantadas convencionais utilizadas pelos profissionais no preparo de cavidades.

Apesar da recomendação dos fabricantes sobre o melhor aproveitamento das propriedades de corte das pontas CVDentUS<sup>®</sup> ao movimentá-las no mesmo sentido da sua vibração (movimento frontal), verificamos que clinicamente a maioria dos movimentos executados pelo operador são no sentido perpendicular ao movimento da ponta (movimento lateral), o que motivou a realização deste estudo.

As análises em microscopia eletrônica de varredura evidenciaram que as características morfológicas dos preparos cavitários realizados com as pontas

CVDentUS<sup>®</sup> estão diretamente relacionadas ao formato das pontas. A ponta cilíndrica produziu cavidades em forma de “colchete” com ângulos cavo-superficiais bem definidos, paredes internas irregulares e pequenas indentações no fundo da cavidade (Figuras 1 e 3).

As cavidades realizadas com a ponta esférica apresentaram forma de “U” com ângulos cavo-superficiais bem definidos, paredes internas arredondadas sem limites distintos entre as paredes laterais e o fundo da cavidade, e também com a presença de pequenas indentações em toda extensão do preparo (Figuras 2 e 4).

Observada em maior aumento, as paredes internas das cavidades preparadas apresentaram uma superfície semelhante a uma “framboesa” (Figura 5) reproduzindo com perfeição as características da superfície do diamante formado nas pontas CVDentUS<sup>®</sup> (Figura 6). Nenhuma trinca ou fissura foi observada nas paredes cavitárias, fato freqüentemente relatado na literatura diante de preparos realizados com instrumentos rotatórios (KASLOFF et al., 1962; FEINMAN, 1995; XU et al., 1997).

Na análise da largura dos preparos cavitários, observamos que houve diferença estatisticamente significativa entre os cortes realizados em esmalte e dentina para as pontas esférica e cilíndrica utilizadas em ambos os sentidos de movimento (Tabela 3). Baseando-se nas médias dos dados de largura obtidos para cada grupo, observamos que cavidades maiores foram obtidas em dentina, diferente do que ocorre com as pontas diamantadas convencionais que são mais efetivas para o corte de esmalte (HUDSON et al., 1955) sendo indicadas principalmente para preparos extra-coronários, como redução de cúspides e biselamento de margens (SOCKWELL, 1971).

Além disso, observamos que durante o corte de dentina em movimento frontal e lateral, a média de largura obtida com a ponta cilíndrica foi aproximadamente 34% maior que a média obtida pela ponta esférica. Este fato pode ser explicado em função da quantidade de penetração da ponta nos 30 movimentos estabelecidos quando a ponta esférica não atingiu o seu maior diâmetro (1mm) que seria equivalente ao da ponta cilíndrica (Figura 7).

A única diferença estatisticamente significativa observada entre os sentidos de movimento da ponta diamantada, ocorreu nos cortes em esmalte realizados com a ponta cilíndrica, que apresentaram maiores médias para o movimento lateral. Acreditamos que o próprio formato da ponta, a quantidade de penetração, associado à superfície de esmalte ligeiramente convexa da face proximal dos espécimes possam ser responsáveis por este resultado.

A comprovação de que o sentido em que a ponta é utilizada durante o preparo da cavidade não influencia na sua largura é de extrema importância para o clínico, uma vez que nos sulcos vestibulares, linguais e palatinos o movimento mais utilizado é o lateral.

Observamos ainda que os valores de largura dos preparos cavitários utilizando as pontas CVDentUS<sup>®</sup> cilíndrica e esférica foram semelhantes aos diâmetros das pontas utilizadas (1mm), independente do movimento realizado, no sentido da vibração da ponta ou perpendicular a esta, evidenciando sua característica conservadora na remoção do tecido dentário. A largura das cavidades preparadas com a ponta esférica foi em média inferior a 1mm, pois esta não penetrou até a região central da ponta, local de seu maior diâmetro (Figura 7).

A análise estatística aplicada aos dados obtidos da variável profundidade demonstrou diferença estatisticamente significativa entre os preparos cavitários

realizados em esmalte e dentina para as pontas esférica e cilíndrica utilizadas em ambos os sentidos de movimento (Tabela 7). A maior dureza do esmalte (300 a 340 KNH) (HARTLEY et al., 1957) comparado à dureza da dentina hígida (50 a 60 KNH) (OGAWA et al., 1983) pode ter sido responsável pela maior resistência de corte, em profundidade no esmalte.

A média de profundidade em dentina obtida com a ponta esférica foi superior que a cilíndrica nos dois movimentos, sendo 40,30% maior no movimento frontal e 29,73% no lateral (Tabelas 1 e 8). Pelo fato da ponta esférica apresentar menor diâmetro na extremidade cortante quando comparada à ponta cilíndrica, a superfície de atrito durante o corte foi menor, resultando em maior profundidade nos preparos cavitários.

A comparação entre os sentidos de movimento não mostrou diferença estatisticamente significativa para as médias de profundidade obtidas independente do formato da ponta e do tipo de tecido dentário (Tabela 9).

Como esta nova fase da chamada Odontologia Minimamente Invasiva compreende preparos conservadores, exigindo do instrumento uma capacidade de corte precisa e gradual, não há grandes vantagens em obter um instrumento rápido e invasivo durante o corte, uma vez que este, poderia sobre-tratar uma lesão de cárie. Diante de nossos resultados, sugerimos que as pontas CVDentUS<sup>®</sup>, por apresentarem menor efetividade de corte em esmalte, podem ser uma alternativa viável para tratamento de lesões iniciais em esmalte ou em casos de diagnóstico questionável, especialmente no atendimento de crianças, proporcionando qualidade e conservação durante um procedimento curativo.





# CONCLUSÃO

---

Com base na metodologia empregada pudemos concluir:

1. A largura e a profundidade dos preparos cavitários realizados em dentina foram maiores que em esmalte, independente do formato da ponta CVDentUS<sup>®</sup> utilizada e do movimento realizado.
2. A ponta CVDentUS<sup>®</sup> esférica produziu preparos cavitários mais profundos, enquanto que a ponta cilíndrica produziu preparos mais largos.
3. Os sentidos de movimento, frontal e lateral, produziram preparos cavitários semelhantes em largura e profundidade, exceto para os preparos realizados com a ponta cilíndrica no corte de esmalte.



# REFERÊNCIAS

---

1. BANERJEE, A.; WATSON, T.F.; KIDD, E.A.M. Dentine caries excavation: a review of current clinical techniques. **Br. Dent. J.**, London, v.188, n.9, p.476-482, May 2000.
2. BIANCHI, A.R.R.; FREITAS, C.A.; BIANCHI, E.C.; SILVA, E.J.; CEZAR, F.A.G. Possibilidades do emprego das pontas diamantadas na odontologia moderna. **Rev. Bras. Eng. Biomédica**, v.15, n.1/2, p.39-48, jan./ago. 1999.
3. BLACK, R.B. Technic for non-mechanical preparation of cavities and prophylaxis. **J. Am. Dent. Assoc.**, Chicago, v.32, n.15, p.955-965, Aug. 1945.
4. BORGES, C.F.M.; MAGNE, P.; PFENDER, E.; HEBERLEIN, J. Dental diamond burs made with a new technology. **J. Prosthet. Dent.**, St. Louis, v.82, n.1, p.73-79, July 1999.
5. CATUNA, M.C. Sonic energy. A possible dental application. Preliminary report of an ultrasonic cutting method. **Ann. Dent.**, v.12, p.256-260, 1953.
6. CONRADO, L.A.L.; TRAVA-AIROLDI, V.J.; CORAT, E.; MUNIN, E.; ROLIM, T.S. The use of a CVD-coated diamond bur coupled to an ultrasound handpiece in dental preparation. In: CONGRESSO BRASILEIRO DE ENGENHARIA BIOMÉDICA, 8, 2002, São Paulo. **Anais...** São Paulo, 2002. v.1/5, p.246-248.
7. FAVA, A.R. Um diamante para Marte. **Jornal da Unicamp**, Campinas, Fevereiro 2000. p.9.  
<<http://www.unicamp.br/unicamp/unicamphoje/ju/fev2000/pagina9Ju149.html>>  
Acesso em: 11 nov. 2003.

8. FEINMAN, R.A. High velocity air microabrasion for conservative tooth preparation: The principle and the clinical procedure. **Pract. Periodontics Aesthet. Dent.**, New York, v.7, n.8, p.37-42, Oct. 1995.
9. GOZELOTO, M.; TRAVA-AIROLDI, V.J.; CORAT, E.J.; MORO, J.R. Brocas anelares de diamante CVD – Aplicação para perfuração de vidro boro-silicato – Análise dos resultados. **Rev. Bras. Apl. Vácuo**, Rio de Janeiro, v.21, n.1/2, p.4-7, 2002.
10. GRAJOWER, R.; ZEITCHICK, A.; RAJSTEIN, J. The grinding efficiency of diamond burs. **J. Prosthet. Dent.**, St. Louis, v.42, n.4, p.422-428, Oct. 1979.
11. HARKNESS, N.; DAVIES, E.H. The cleaning of dental diamond burs. **Br. Dent. J.**, London, v.154, n.2, p.42-45, Jan. 1983.
12. HARTLEY, J.L.; HUDSON, D.C.; SWEENEY, W.T.; DICKSON, G. Methods for evaluation of rotating diamond-abrasive dental instruments. **J. Am. Dent. Assoc.**, Chicago, v.54, n.5, p.637-644, May 1957.
13. HUDSON, D.C.; HARTLEY, J.L.; MOORE, R.; SWEENEY, W.T. Factors influencing the cutting characteristics of rotating dental instruments. **J. Am. Dent. Assoc.**, Chicago, v.50, n.4, p.377-382, Apr. 1955.
14. HUGO, B.; STASSINAKIS, A. Preparation and restoration of small interproximal carious lesions with sonic instruments. **Pract. Periodontics Aesthet. Dent.**, New York, v.10, n.3, p.353-359, Apr. 1998.
15. KASLOFF, Z.; SWARTZ, M.L.; PHILLIPS, R.W. An in vitro method for demonstrating the effects of various cutting instruments on tooth structure. **J. Prosthet. Dent.**, St. Louis, v.12, n.6, p.1166-1175, Nov./Dec. 1962.
16. MARTIN, H. Ultrasonic disinfection of the root canal. **Oral Surg. Oral Med. Oral Pathol. Oral Radiol. Endod.**, St. Louis, v.42, n.1, p.92-99, July 1976.

17. MAY, P.W. CVD diamond – a new technology for the future?. **Endeavour Magazine**, v.19, n.3, p.101-106, 1995.  
<<http://www.ddk.com/PDFs/CVD%20New%20Technology.pdf>> Acesso em: 11 nov. 2003.
18. MAY, P.W. Diamond thin films: a 21st-century material. **Phil. Trans. R. Soc. Lond. A.**, v.358, p.473-495, 2000.  
<<http://www.chm.bris.ac.uk/pt/diamond/pdf/rscreview.pdf>> Acesso em: 11 nov. 2003.
19. MICHELICH, V.; SCHUSTER, G.S.; PASHLEY, D.H. Bacterial penetration of human dentin in vitro. **J. Dent. Res.**, Washington, v.59, n.8, p.1398-1403, Aug. 1980.
20. NG, S.Y.; FERGUNSON, M.W.; PAYNE, P.A.; SLATER, P. Ultrasonic studies of unblemished and artificially demineralised enamel in extracted human teeth: a new method for detecting early caries. **J. Dent.**, Guildford, v.16, n.5, p.201-209, Oct. 1988.
21. OGAWA, K.; YAMASHITA, Y.; ICHIJO, T.; FUSAYAMA, T. The ultrastructure and hardness of the transparent layer of human carious dentin. **J. Dent. Res.**, Washington, v.62, n.1, p.7-10, Jan. 1983.
22. OPDAM, N.J.M.; ROETERS, J.J.M.; BERGHEM, E.V.; EIJSVOGELS, E.; BRONKHORST, E. Microleakage and damage to adjacent teeth when finishing Class II adhesive preparations using either a sonic device or bur. **Am. J. Dent.**, San Antonio, v.15, n.5, p.317-320, Oct. 2002.
23. PINES, M.; SCHULMAN, A.; VAIDYANATHAN, T.K. SEM evaluation of commercial diamond stones. **J. Dent. Res.**, Washington, v.60, sp.iss.A, p.437, Mar. 1981. Abstract 509.

24. POSTLE, H.H. Ultrasonic cavity preparation. **J. Prosthet. Dent.**, St. Louis, v.8, n.1, p.153-160, Jan. 1958.
25. PRODUTO resistente e brilhante – Empresa de São José dos Campos é a primeira a fabricar diamante. **Revista Pesquisa Fapesp**, São Paulo, V.52, Abril 2000.<[http://revistapesquisa.fapesp.br:2222/transform.php?xml=9/1/20010919/20000452/pt/SEC7\\_2.xml&xsl=xsl/pt/article.xsl&transf=normal&id=SEC7\\_2&lang=pt&issue=20000452](http://revistapesquisa.fapesp.br:2222/transform.php?xml=9/1/20010919/20000452/pt/SEC7_2.xml&xsl=xsl/pt/article.xsl&transf=normal&id=SEC7_2&lang=pt&issue=20000452)> Acesso em: 11 nov. 2003.
26. RICKETTS, D.N.; KIDD, E.A.; SMITH, B.G.; WILSON, R.F. Clinical and radiographic diagnosis of occlusal caries: a study in vitro. **J. Oral Rehabil.**, Oxford, v.22, n.1, p.15-20, Jan. 1995.
27. SCHUCHARD, A.; WATKINS, C. Cutting effectiveness of tungsten carbide burs and diamond points at ultra-high rotational speeds. **J. Prosthet. Dent.**, St. Louis, v.18, n.1, p.58-65, July 1967.
28. SIEGEL, S.C.; VON FRAUNHOFER, A. Assessing the cutting efficiency of dental diamond burs. **J. Am. Dent. Assoc.**, Chicago, v.127, n.6, p.763-772, June 1996.
29. SIEGEL, S.C.; VON FRAUNHOFER, A. Dental cutting: The historical development of diamond burs. **J. Am. Dent. Assoc.**, Chicago, v.129, n.6, p.740-745, June 1998.
30. STREET, E.V. A critical evaluation of ultrasonics in dentistry. **J. Prosthet. Dent.**, St. Louis, v.9, n.1, p.132-141, Jan./Feb. 1959.
31. SOCKWELL, C.L. Dental handpieces and rotary cutting instruments. **Dent. Clin. North Am.**, Philadelphia, v.15, n.1, p.219-244, Jan. 1971.

32. TRAVA-AIROLDI, V.J.; CORAT, E.V.; SANTOS, L.V.; DINIZ, A.V.; MORO, J.R.; LEITE, N.F. Very adherent CVD diamond film on modified molybdenum surface. **Diamond and Related Materials**, Amsterdam, v.11, n.3/6, p.532-535, Mar./June 2002.
33. VAN DE WAA, C.D.; FALLS, S. High speed rotary instruments in operative dentistry: review of the literature. **J. Am. Dent. Assoc.**, Chicago, v.53, p. 228-304, Sept. 1956.
34. VIEIRA, D.; VIEIRA, D. Pontas de diamante CVD: início do fim da alta rotação?. **JADA – Brasil**, v.5, p.307-313, set./out. 2002.
35. VINSKI, I. Two hundred and fifty years of rotary instruments in dentistry. **Br. Dent. J.**, London, v.146, n.7, p.217-223, Apr. 1979.
36. XU, H.H.K.; KELLY, J.R.; JAHANMIR, S.; THOMPSON, V.P.; REKOW, E.D. Enamel subsurface damage due to tooth preparation with diamonds. **J. Dent. Res.**, Washington, v.76, n.10, p.1698-1706, Oct. 1997.
37. WALMSLEY, A.D.; JONES, P.A.; HULLAH, W.; HARRINGTON, E. Ultrasonic debonding of composite retained restorations. **Br. Dent. J.**, London, v.166, n.8, p.290-294, Apr. 1989.
38. WICHT, M.J.; HAAK, R.; FRITZ, U.B.; NOACK, M.J. Primary preparation of Class II cavities with oscillating systems. **Am. J. Dent.**, San Antonio, v.15, n.1, p.21-25, Feb. 2002.
39. YAZICI, A.R.; ÖZGÜNALTAY, G.; DAYANGAÇ, B. A scanning electron microscopic study of different caries removal techniques on human dentin. **Oper. Dent.**, Seattle, v.27, n.4, p.360-366, July/Aug. 2002.



- 
40. ZINNER, D.D. Recent ultrasonic dental studies including periodontia without the use of an abrasive. **J. Dent. Res.**, Washington, v.34, n.5, p.748-749, Oct. 1955. Abstract M-37.



# RESUMO

---

LIMA, L.M. Efetividade de corte das pontas do sistema CVDentUS<sup>®</sup>. Estudo *in vitro*. Araraquara, 2003, 70p. Dissertação (Mestrado) – Universidade Estadual Paulista, Faculdade de Odontologia.

A tecnologia CVD (*Chemical Vapor Deposition*) aplicada à confecção de pontas odontológicas diamantadas possibilitou aderência do diamante à haste metálica suficiente para suportar o efeito do ultra-som, surgindo então uma técnica alternativa para corte de tecido dentário. O objetivo deste estudo *in vitro* foi avaliar a efetividade dos corte realizados com as pontas CVD cilíndrica e esférica para ultra-som (pontas CVDentUS<sup>®</sup>), em esmalte e dentina de dentes permanentes, variando-se o sentido de movimento (frontal e lateral). Foram utilizados 40 terceiros molares, num total de 80 preparos cavitários confeccionados por meio de um dispositivo padronizador. Os cortes foram realizados com 30 movimentos consecutivos da ponta sobre a superfície dentária, correspondendo a 27 segundos de utilização das pontas CVDentUS<sup>®</sup>. A profundidade e largura dos preparos cavitários foram analisadas em microscopia eletrônica de varredura e medidas por meio de uma análise cefalométrica modificada no programa Radiocef 4.0 (Radiocef Memory Ltda). A análise estatística pelo teste não paramétrico de Kruskal-Wallis ao nível de significância de 5% mostrou que as maiores médias de largura e profundidade foram observadas nos preparos de dentina, sendo a ponta esférica responsável por cavidades mais profundas e a cilíndrica por cavidades mais largas, não havendo influência dos sentidos de movimento da ponta.

Palavras chaves: preparo da cavidade dentária, ultra-som, CVD (Chemical Vapor Deposition).



# ABSTRACT

---

LIMA, L.M. Cutting effectiveness of CVDentUS<sup>®</sup> system. In vitro study. Araraquara, 2003, 70p. Dissertação (Mestrado) – Universidade Estadual Paulista, Faculdade de Odontologia.

The CVD (Chemical Vapor Deposition) technology applied in dental diamond burs manufacture allowed to the diamond to have enough adherence to the metallic stem supporting the ultrasound effect. This technique is bringing back an alternative method to cut dental tissue. The aim of this in vitro study was to evaluate the cutting effectiveness of cylindrical and round CVD-coated diamond burs for ultrasound (CVDentUS<sup>®</sup> system), in enamel and dentine of permanent teeth, changing the movement sense (frontal and lateral). Forty third molars were used, in a total of 80 cavity preparations made using a standard device. The cuts were made with 30 consecutive movements of the bur on the dental surface, corresponding to 27 seconds of CVDentUS<sup>®</sup> tips use. The depth and width of the cavity preparations were analyzed by scanning electronic microscopy and the measures were made using a modified cefalometric analysis in a Radiocef 4.0 program (Radiocef Memory Ltda). The statistical analysis applying Kruskal-Wallis non-parametric test, at 5% significance level, showed that the largest width and depth averages were observed in dentine cavities, being the round bur responsible for deeper cavities and the cylindrical for wider cavities. The movement senses had no influence on cavity size.

Key words: dental cavity preparation, ultrasound, CVD (Chemical Vapor Deposition).



**ANEXO**

UNIVERSIDADE ESTADUAL PAULISTA "JÚLIO DE MESQUITA FILHO"



FACULDADE DE ODONTOLOGIA DE ARARAQUARA




Comitê de Ética em Pesquisa

## Certificado

**Certificamos** que o projeto de pesquisa intitulado "**EFETIVIDADE DE CORTE DO SISTEMA CV*Dentius*. ESTUDO IN VITRO**", sob o protocolo nº **20/02**, de responsabilidade do Pesquisador (a) **LUCIANA MONTE LIMA**, está de acordo com a Resolução 196/96 do Conselho Nacional de Saúde/MS, de 10/10/96, tendo sido aprovado pelo Comitê de Ética em Pesquisa-FOAr, com validade de 01 (um) ano, quando será avaliado o relatório final da pesquisa.

**Certify** that the research project titled "**CUTTING EFFECTIVENESS OF CV*Dentius* SYSTEM. IN VITRO STUDY**", protocol number **20/02**, under Dr **LUCIANA MONTE LIMA** responsibility, is under the terms of Conselho Nacional de Saúde/MS resolution # 196/96, published on May 10, 1996. This research has been approved by Research Ethic Committee, FOAr-UNESP. Approval is granted for 01 (one) year when the final review of this study will occur.

Araraquara, 17 de junho de 2003.

  
Profª Drª **Mirian Aparecida Onofre**  
Coordenadora