UNIVERSIDADE DE SÃO PAULO
FACULDADE DE ODONTOLOGIA DE BAURU

RICARDO VIRGOLINO CARVALHO DA SILVA

**Avaliação da definição do ângulo cavossuperficial em preparos
cavitários realizados com instrumentações rotatória e ultrassônica**

BAURU

2010

RICARDO VIRGOLINO CARVALHO DA SILVA

**Avaliação da definição do ângulo cavossuperficial em preparos cavitários
realizados com instrumentações rotatória e ultrassônica**

Dissertação apresentada à Faculdade de Odontologia de Bauru, Universidade de São Paulo, como parte dos requisitos para obtenção do título de Mestre em Odontologia.

Área de concentração: Dentística

Orientador: Prof. Dr. Eduardo Batista Franco

BAURU

2010

Carvalho da Silva, Ricardo Virgolino
Si 38a Avaliação da definição do ângulo cavossuperficial em
preparos cavitários realizados com instrumentações
rotatória e ultrassônica / Ricardo Virgolino Carvalho da
Silva. -- Bauru, 2010.
105 p.: il. ; 30 cm.

Dissertação (Mestrado) -- Faculdade de Odontologia
de Bauru. Universidade de São Paulo.

Orientador: Prof. Dr. Eduardo Batista Franco

Autorizo, exclusivamente para fins acadêmicos e científicos, a
reprodução total ou parcial desta dissertação, por processos
fotocopiadores e outros meios eletrônicos.

Assinatura:

Data:

RICARDO VIRGOLINO CARVALHO DA SILVA

21 de novembro de 1980
Belém – PA

NASCIMENTO

Filiação

Ester Virgolino Carvalho da Silva
Luiz Otávio Albuquerque Carvalho da Silva

1999 – 2004

Curso de Graduação em Odontologia na
Universidade Federal do Pará – PA

2004 – 2006

Curso de Especialização em Dentística
Restauradora pelo Hospital de Reabilitação de
Anomalias Craniofaciais – USP

2005 – 2007

Curso de Especialização em Prótese Dentária,
promovido pela FUNBEO – Fundação Bauruense de
Estudos Odontológicos, na Faculdade de
Odontologia de Bauru/USP

2007 – 2009

Curso de Pós-Graduação em Odontologia, área de
concentração Dentística, em nível de Mestrado, na
Faculdade de Odontologia de Bauru/USP

AGRADECIMENTOS

Agradecimentos

Especialmente ao meu orientador Professor Eduardo Batista Franco por trilhar junto comigo os caminhos deste trabalho, sempre firme e com muito zelo.

Aos meus pais Luiz e Ester que me concederam a oportunidade de estar em Bauru, referência em ensino na área da Odontologia.

À minha esposa Gabriela, pelo amor e incentivo de todos os dias.

Aos meus colegas de mestrado: Eugênio, Flávia, Ivonne, Juan, Karin, Leonardo, Leslie, Lourdes, Luciana Francischone, Luciana Mendonça, Paula e Poliana pelo companheirismo dedicado durante o curso e pelos momentos de descontração que fizeram a minha estada em Bauru mais feliz.

Ao meu amigo doutorando Wagner Bassegio pelo apoio fraterno e sempre disposto.

Aos meus amigos do HRAC, Daniel e Fabrício pelo carinho e amizade.

Aos colegas de pós-graduação, professores e amigos que fiz durante os anos que estive em Bauru.

Aos professores do departamento de Endodontia, Dentística e Materiais Dentários pela oportunidade concedida e pelos conhecimentos transmitidos ao longo do curso.

Aos funcionários do departamento de Endodontia, Dentística e Materiais Dentários por serem atenciosos, cooperando sempre que possível durante a realização deste trabalho.

A todos os funcionários do NAP/MEPA- ESALQ/USP e especialmente ao professor Elliot Watanabe Kitajima pelo auxílio indispensável durante a realização deste trabalho.

Ao Departamento de Anatomia da FOB/USP que cedeu o uso do programa de software Image pro-plus 4.5.

Aos colegas da Biologia Oral, Luis e Geraldo pela instrução concedida durante o uso do programa Image Pró-Plus 4.5.

RESUMO

RESUMO

O objetivo deste estudo foi avaliar a definição do ângulo cavossuperficial em preparos realizados com instrumentações rotatória e ultrassônica com o sistema CVDentUS utilizando potências variadas do aparelho de ultrassom. Quatro cavidades em forma de circunferência foram realizadas na face vestibular de 10 dentes incisivos bovinos, utilizando-se as pontas cilíndricas CVDentUS (n.82137) e diamantada convencional para alta rotação (n.1092). A amostra foi dividida em 4 grupos: G1 – Alta rotação; G2 – Ultrassom com potência de 30%; G3 – Ultrassom com potência de 60%; G4 – Ultrassom com potência de 90%. Os preparos realizados foram padronizados medindo aproximadamente 2 mm de diâmetro e 4 mm de profundidade. Os preparos foram examinados em MEV, o que possibilitou avaliar o ângulo cavossuperficial de cada preparo. Cada preparo foi registrado por meio de fotomicrografias para serem analisados no programa computadorizado Image pró-plus, que permitiu quantificar a área irregular de cada preparo. Os resultados foram analisados com ANOVA ($p < 0,00003$), verificando-se a significância estatística entre os fatores, foi aplicado o teste de Tukey que demonstrou haver diferenças na área das irregularidades dos preparos avaliados. Com base na metodologia empregada pôde-se concluir que a definição do ângulo cavossuperficial sofre influência relativa em função do tipo de instrumentação, sendo que a instrumentação rotatória demonstrou similaridade quanto a regularidade marginal dos preparos cavitários quando comparada com a instrumentação ultrassônica utilizada na faixa de 30% da potencia máxima do aparelho, no entanto quando utilizada nas outras potências avaliadas (60 e 90%) houve alterações mais significativas na definição marginal dos preparos cavitários.

Palavras chave: Preparo da cavidade dentária. Técnicas de instrumentação

ABSTRACT

ABSTRACT

Evaluation of cavosurface margin definition in dental cavity preparations made with rotary and ultrasonic instrumentation

The aim of this study was to evaluate the definition of the cavosurface margin in cavity preparations made with a high speed dental handpieces (360.000 rpm) and with ultrasonic devices. Four cavities in the form of a circle were performed in a buccal surface of 10 bovine incisor teeth, using cylindrical tips CVDentUS (n.82137) for ultrasound and conventional cylindrical diamond bur (n.1092) for rotary instrumentation. The sample was divided into 4 groups: G1 - High speed, G2 - Ultrasound with power level of 30%, G3 - Ultrasound with power level of 60%, G4 - Ultrasound with power level of 90%. The preparations were standardized measuring approximately 2 mm in diameter and 4 mm in depth. The specimens were examined by SEM to evaluate the cavosurface margin of each preparation. The images were analyzed in a computer program, Image Pro-Plus 4.5, which allowed quantifying the irregular area of each preparation. The results were analyzed by ANOVA ($p < 0,00003$) showed statistically significant differences. The Tukey test pointed differences in the irregularities areas of the preparations. According to the methodology used, rotary instrumentation showed similarity, as the marginal regularity of dental cavities, compared to ultrasonic instrumentation used in the range of 30%. It was concluded that both instruments are effective for the realization of cavity preparations, however when the powers of 60 and 90% were used, cavity margins showed less defined.

Keywords: Cavity preparation. Instrumentation techniques.

LISTA DE ILUSTRAÇÕES

LISTA DE ILUSTRAÇÕES

FIGURAS

Figura 1 -	Apresentação esquemática das secções efetuadas no dente bovino	55
Figura 2 -	Espécimes fixos nos tubos de PVC	56
Figura 3 -	Orientação dos preparos cavitários: A: Marcação referente a borda superior do espécime e preparo cavitário com alta rotação. B: Configuração dos preparos C: Divisão dos grupos em cada espécime.....	57
Figura 4 -	Imagem de um preparo obtido no MEV com aumento de 40X	58
Figura 5 -	Delimitação do perímetro real do preparo equivalente ao ângulo cavossuperficial, realizada no programa Image Pró-Plus 4.5.....	59
Figura 6 -	Traçado estabelecido como perímetro ideal.....	60
Figura 7 -	Realização do traçado referente ao perímetro ideal	61
Figura 8 -	Medidas das áreas calculadas pelo programa tanto para o espaço delimitado pelo perímetro real quanto para o espaço delimitado pelo perímetro ideal.....	61
Figura 9 -	Preparo realizado com alta velocidade de rotação	68
Figura 10 -	Preparo realizado com ultrassom (Potência de 30%)	68
Figura 11 -	Preparo realizado com ultrassom (Potência de 60%)	69
Figura 12 -	Preparo realizado com ultrassom (Potência de 90%)	69
Figura 13 -	Área em vermelho, evidenciando os defeitos marginais nos preparos realizados com ultrassom nas potências de 30, 60 e 90%, respectivamente	80
Figura 14 -	Presença de irregularidades maiores no sentido ântero-posterior do movimento da ponta ultrassônica	81

GRÁFICOS

Gráfico 1 -	Médias e desvios-padrão da porcentagem de defeitos das condições experimentais estudadas	65
--------------------	--	----

LISTA DE TABELAS

LISTA DE TABELAS

Tabela 1 -	Médias e desvios-padrão da porcentagem de defeitos das condições experimentais estudadas	65
Tabela 2 -	Análise de variância - Um critério de classificação aplicada para a comparação entre grupos	66
Tabela 3 -	Teste de Tukey	67

SUMÁRIO

SUMÁRIO

1	INTRODUÇÃO	17
2	REVISÃO DE LITERATURA	25
2.1	INSTRUMENTAÇÃO ROTATÓRIA	27
2.2	INSTRUMENTAÇÃO ULTRASSÔNICA	30
2.3	TECNOLOGIA CVD	33
2.3.1	As Pontas Odontológicas CVD	36
2.4	A AÇÃO DOS INSTRUMENTOS OPERATÓRIOS NOS PREPAROS CAVITÁRIOS.....	39
3	PROPOSIÇÃO	49
4	MATERIAL E MÉTODOS	53
5	RESULTADOS.....	63
6	DISCUSSÃO	71
6.1	DA METODOLOGIA.....	74
6.2	DOS RESULTADOS	77
7	CONCLUSÃO	87
	REFERÊNCIAS.....	91
	ANEXOS	99

1 INTRODUÇÃO

1 INTRODUÇÃO

Há mais de 100 anos, a instrumentação rotatória tem sido empregada para a realização de preparos cavitários em dentes afetados por diferentes graus de comprometimento estrutural. O desenvolvimento de equipamentos rotatórios obteve expressiva conotação evolucionária, entre 1728 e 1947, com o advento dos instrumentos rotatórios manuais e elétricos, assim como de brocas e pontas diamantadas para a utilização em baixa rotação de velocidade. As primeiras brocas, manufaturadas mecanicamente e constituídas por lâminas de aço, foram introduzidas na Odontologia por volta de 1891. Devido à baixa efetividade de corte, quando acionadas em rotações superiores a 12.000 rpm, apresentavam fraturas de suas lâminas e perda consecutiva de sua efetividade. Em 1947, surgiram as brocas *carbide* ou carboneto de tungstênio, as quais apresentam melhor desempenho do que as brocas de aço em todas as velocidades de rotação. As pontas diamantadas foram introduzidas nos EUA em 1942 (BIANCHI et al. 1999), principalmente para suprir as limitações das brocas de aço, tendo imediata aceitação pelos profissionais devido à superioridade em termos de desgaste e acabamento, quando em comparação a outros tipos de pontas abrasivas. Com a introdução dos equipamentos de alta velocidade de rotação, em 1957, houve modificações significativas em termos de manuseio, devido à necessidade de menor pressão durante o preparo cavitário, evidenciando a maior eficiência de desgaste das pontas diamantadas, especialmente quando de sua atuação em substratos mais rígidos, como o esmalte, tornando-as amplamente empregadas em diferentes procedimentos operatórios até os dias atuais (STURDEVANT, 1986).

A técnica de preparos com aparelhos de jatos abrasivos também se incorporou à Odontologia, em 1951, fundamentando-se no princípio de que o deslocamento de partículas abrasivas (óxido de alumínio), quando impulsionadas por ar comprimido em alta velocidade contra a superfície do dente, gera energia suficiente para desgastá-lo. Não obstante suas vantagens durante o preparo, tais como, ausência de vibração perceptível, pressão ou aquecimento pelo jateamento abrasivo, além de ter despertado um interesse muito grande entre os profissionais e excelente aceitação pelos pacientes, a técnica por jatos abrasivos nunca se tornou

popular na profissão odontológica porque seu emprego é limitado para áreas de excelente visão e acesso. Soma-se a isso a dificuldade de determinação de margens e ângulos precisos, possibilidade de aspiração das partículas abrasivas durante o procedimento operatório e o alto custo dos aparelhos com alta pressão (LAUREL; HESS, 1995).

Na busca constante de alternativas não rotatórias para realização de preparos cavitários surgiu, por volta dos anos 50, o método de desgaste conhecido como ultrassônico, utilizando-se aparelho magnetoestrutivo com frequência de 29.000 Hz, cujo princípio envolve a conversão de corrente elétrica em alta frequência de vibrações. Dessa forma, a estrutura de tecido dentário duro era desgastada pela ação vibratória da ponta do equipamento de ultrassom em contato com uma pasta contendo partículas abrasivas de óxido de alumínio. Entretanto a técnica apresentava algumas desvantagens, que praticamente inviabilizaram sua aceitação entre os profissionais da Odontologia, decorrentes das configurações limitadas das pontas e características anatômicas das lesões cariosas, desgaste muito lento, visibilidade dificultada pela impregnação da pasta abrasiva junto ao preparo, remoção ineficiente de tecido cariado e de materiais mais resilientes, além de problemas de manutenção do equipamento ultrassônico. Apesar dessas limitações, observava-se que a técnica de preparo com o ultrassom apresentava algumas características positivas quando comparada com os instrumentos rotatórios, principalmente levando-se em consideração a redução de barulho, vibração e eliminação da anestesia local, tornando o procedimento mais confortável para o paciente (STURDEVANT, 1986).

Como se pode observar, as pontas utilizadas com a instrumentação ultrassônica eram desprovidas de abrasivos em sua porção ativa, tendo apenas a ação de desgaste quando associada à pasta abrasiva. Embora tenha sido propugnada a idéia de utilização de pontas diamantadas convencionais, onde grãos de diamantes naturais são incorporados, por eletrodeposição, à parte ativa da ponta metálica, observou-se que a ligação entre a matriz galvânica e as partículas de diamantes não era adequada para viabilizá-la na realização de preparos cavitários com instrumentação ultrassônica, pois o funcionamento do equipamento está baseado na transferência de um movimento oscilatório à ponta diamantada, em frequência e potência pré-determinadas nos diferentes aparelhos de ultrassom, no

sentido de promover o desgaste da estrutura dentária. No entanto a energia do impacto causado pelo movimento vibratório da ponta diamantada, sobre as paredes de esmalte e dentina, era suficiente para desprender mais rapidamente o diamante da matriz galvânica. Ademais, o metal utilizado na obtenção das pontas convencionais, aço inoxidável, apresenta alta rigidez e, portanto, não se mostra adequado para transmitir efetivamente os movimentos vibratórios (TRAVA-AIROLDI, 1996).

Dentro dessa perspectiva, foram introduzidas as pontas produzidas a partir da tecnologia CVD (Chemical Vapor Deposition), as quais surgiram inicialmente como solução para o problema de durabilidade das pontas diamantadas convencionais, quando utilizadas em instrumentação rotatória. Resumidamente, no processo de fabricação dessas pontas ocorre uma série de interações físico-químicas que formam cristais de diamante artificial em uma pedra única sobre uma superfície metálica, com alta aderência da camada de diamante – CVD na parte ativa das pontas. Nesse método não há a necessidade da matriz galvânica para aderir os cristais de diamante sobre a haste metálica. A grande vantagem do diamante CVD é que este apresenta propriedades mecânicas, físicas e eletrônicas semelhantes às do diamante natural, formando-se grandes superfícies com camadas homogêneas e altamente resistentes ao desgaste (ASHFOLD; MAY; REGO, 1994; BORGES et al., 1999).

Essa nova tecnologia permitiu a associação da ponta diamantada CVD ao aparelho de ultrassom, pois agora esta ponta apresentava diamantes com aderência suficiente para resistir ao efeito vibratório do equipamento ultrassônico. Essa interação proporcionou a possibilidade de reintroduzir essa tecnologia com um novo conceito de desgaste, ressaltando as vantagens já constatadas na década de 50, quer sejam: mínimo ruído, precisão de corte, desgaste seletivo de materiais duros e proteção de tecidos moles, melhor visibilidade e acesso a lesões dentárias e menor agregação de resíduos na ponta durante a instrumentação. Dentro da versão atual, foi possível a adaptação das pontas específicas para quase todos os aparelhos ultrassônicos comumente utilizados na clínica odontológica (MESQUITA; KUNERT, 2006).

Deve-se considerar que os atuais aparelhos de ultrassom apresentam-se com diversos níveis de potência, caracterizando diferentes amplitudes do movimento

oscilatório da ponta ativa de diamante. Existe uma relação percentual, determinada pelo fabricante, entre a potência máxima do equipamento ultrassônico com a configuração ou modelo das pontas, no sentido de otimizar a ação de desgaste da estrutura dentária, além de manter a integridade e a aderência do diamante artificial à haste metálica, permitindo uso extensivo e com grande durabilidade ou vida útil. Entretanto a literatura odontológica não apresenta estudos específicos que relacione o efeito dos impactos decorrentes das diferentes amplitudes de potência, durante a realização de preparos cavitários, considerando que algumas pontas CVDentUS podem ser utilizadas com até 90% de potência vibratória nos diversos tipos de aparelhos ultrassônicos disponíveis no mercado. Do ponto de vista operacional, tem-se como raciocínio lógico que o aumento da potência acelera o procedimento de preparo e aumenta a efetividade de desgaste. No entanto é preciso considerar que a eficiência de uso das pontas CVDentUS depende de alguns aspectos que as diferenciam da instrumentação rotatória e que implica na necessidade de adaptação prévia dos profissionais que desejam utilizá-la, pois a ação do mecanismo de desgaste das pontas diamantadas em alta rotação apresenta relação direta entre tempo operatório e aumento rotacional do instrumento. Assim, na instrumentação ultrassônica, é essencial que se utilize a ponta de diamante em contato constante com a superfície a ser removida, com leve pressão e pequenos movimentos horizontais ou verticais, sem a necessidade de se aumentar a potência do aparelho de ultrassom para equiparar-se à eficiência dos instrumentos rotatórios.

Dentro desse contexto, deve-se destacar a importância da definição do ângulo cavossuperficial, que deve ser o mais liso e regular possível, para favorecer uma melhor adaptação e vedamento marginal entre material restaurador e a estrutura dentária, contribuindo para o aumento da longevidade das restaurações (LESTER, 1978; TOTIAM et al., 2007; LUND, 2009). Evidentemente esse ângulo deve receber o tratamento de acordo com o material restaurador a ser empregado, podendo ser vivo ou biselado, mas deverá ser sempre liso e uniforme. Alguns trabalhos relacionam a qualidade do acabamento das paredes cavitárias à integridade marginal das restaurações, no entanto sabe-se que o procedimento de acabamento é realizado no esmalte, que é um substrato friável e facilmente sujeito a fraturas (OILO; JORGENSEN, 1977). Assim sendo, o sucesso e a durabilidade de uma restauração, seja de amálgama, resina composta, cimento de ionômero de

vidro ou restaurações indiretas, está diretamente relacionado à forma da margem do preparo cavitário. A discrepância de margem entre dente e restauração pode ocorrer por diversos fatores tais como degradação do material restaurador, deficiência de manipulação do material e ausência de atenção aos princípios biomecânicos durante o preparo cavitário, dentre eles o inadequado acabamento do ângulo cavossuperficial, deixando prismas de esmalte sem suporte ou, ainda, irregularidades superficiais que prejudicam a adaptação do material restaurador, podendo constituir em fator importante para o aparecimento da microinfiltração marginal (MONDELLI et al., 2002).

Tendo em vista esses parâmetros, o objetivo deste estudo foi qualificar, por meio de imagens obtidas em microscopia eletrônica de varredura – MEV, a regularidade do ângulo cavossuperficial de preparos cavitários realizados em dentes bovinos, a partir da instrumentação com pontas CVDentUS acionadas por um equipamento ultrassônico piezoelétrico, com variação porcentual de suas potências, em comparação à utilização de pontas diamantadas convencionais acopladas em instrumento rotatório de alta velocidade de rotação.

2 REVISÃO DE LITERATURA

2 REVISÃO DE LITERATURA

Durante o esforço incessante para descobrir e aumentar o conhecimento humano de como a realidade funciona ao seu redor, o homem inventou a ciência. Dentro deste contexto a busca por solucionar problemas, gera o desenvolvimento de novos conceitos, sejam técnicos ou intelectuais. Na odontologia, como ciência, não poderia ser diferente, pois quando se testou a possibilidade de tratar um dente lesionado sem simplesmente extraí-lo, este episódio vem se repetindo a cada novo desafio.

2.1 INSTRUMENTAÇÃO ROTATÓRIA

Pierre Fauchard, considerado o pai da odontologia moderna, descreveu em seu livro “Le Chirurgien Dentiste” em 1728, o primeiro instrumento rotatório, uma broca manual curva, semelhante às usadas por joalheiros. Inicialmente o autor descrevera a importância de seu uso como instrumento auxiliar utilizado para esculpir marfim ou osso durante a confecção de próteses dentárias e mais tarde, na segunda edição de seu livro, em 1746, como instrumento rotatório para perfuração de dentes com lesão de cárie (FAUCHARD, 1746).

Assim como o motor a vapor impulsionou a Revolução Industrial, o desenvolvimento das brocas odontológicas e dos instrumentos rotatórios revolucionou a odontologia. Em meados do século XIX, mais precisamente em 1858, Charles Merry desenvolveu um instrumento de baixa rotação constituído de um cabo espiral que se conectava a uma broca. Já em 1871, a evolução deste aparelho, conduzida por James Beall Morrison, associou um mecanismo de pedal ao instrumento rotatório por meio de uma série de roldanas. A S.S. White adotou o conceito, aprimorando-o em 1872 por um modelo elétrico, neste modelo a peça de mão era acoplada a um motor em sua porção posterior, mas que tornava o aparelho extremamente pesado e de difícil manuseio. Foi nessa época de inovação da

Odontologia que Greene Vardiman Black (1836-1915) exerceu um papel importante, estabelecendo diretrizes que vigoram até hoje na realização dos preparos cavitários.

A máquina a pedal de Morrison estimulou desde o desenvolvimento à fabricação de brocas e outras ferramentas rotatórias cortantes dentre as quais, até antes de 1890, se destacaram as brocas de aço, no entanto essas brocas se apresentavam pouco eficientes no corte do esmalte, sendo assim, os discos de carboneto de sílica e as pedras abrasivas eram mais utilizados, já que realizavam a função de maneira mais rápida. Por outro lado, os discos de carboneto de sílica perdiam rapidamente a característica do corte, o que exigia sucessivas trocas. Com o objetivo de encontrar um material mais resistente, em 1897, Willman e Schroeder, da Universidade de Berlim, Alemanha, desenvolveram a primeira ponta de diamante, que a partir de 1899, surgiu no catálogo de Claudius Ash and Sons Ltd. juntamente com uma lista de outras pontas de diamante de diferentes formatos com a função de realizar o acabamento e polimento das margens de esmalte. No catálogo da SS White Dental Manufacturing Company, foi introduzida em 1913 uma ponta com uma roda de diamante estreita indicada para uso apenas no esmalte durante o início de um preparo cavitário qualquer. Porém, a ponta diamantada considerada moderna só foi introduzida em 1932 por W. H. Drendel, industrial alemão que desenvolveu um processo para unir grânulos de diamante a pontas de aço inox chamado de adesão galvânica. Somente a partir da Segunda Guerra Mundial foi que essas pontas passaram a ser mais utilizadas devido à diminuição da disponibilidade do aço, usado quase que exclusivamente pela indústria bélica. Ainda durante o período de guerra um dentista da Marinha dos EUA chamado John Borden desenvolveu o conceito do uso de uma turbina de ar, em substituição às polias dos motores convencionais, o equipamento de Borden chegava a 250.000 rotações por minuto (rpm). Entretanto, o maior estímulo para a utilização das novas pontas diamantadas aconteceu em 1957 com a introdução e subsequente produção em massa do contra-ângulo de alta velocidade (VINSKI, 1979; SIEGEL; VON FRAUNHOFER, 1998).

Atualmente, o método convencional de fabricação das brocas diamantadas, consiste em agregar uma ou mais camadas de fragmentos de diamante a uma haste metálica, que por sua vez, se insere na peça de mão ou turbina de alta rotação. A haste normalmente é fabricada com um metal de alta resistência como o aço, o aço inox ou outra liga. A ponta ativa é usinada com uma forma específica (cilíndrica,

cone invertido, chama, etc.) onde os fragmentos de diamante são fixados. Tais fragmentos de diamante são presos a haste metálica de várias maneiras, entretanto o método mais comum usado hoje é o de co-deposição eletrolítica de partículas de diamante naturais ou sintéticas com um metal de matriz sobre o espaço da ponta ativa. Este processo é semelhante ao processo original de Drendel (SIEGEL; VON FRAUNHOFER, 2000).

A tecnologia atual de produção das pontas diamantadas convencionais apresenta algumas limitações devido à heterogeneidade do formato das granulações durante os repetidos ciclos de esterilização que diminuem o volume de massa galvânica entre substrato e partícula de diamante proporcionando a perda dessas partículas e conseqüentemente diminuição na efetividade de desgaste (BORGES et al., 1999).

Schuchard e Watkins (1967), em um estudo comparativo, verificaram a efetividade do corte de brocas carbide e pontas diamantadas em alta rotação (200.000 - 250.000 rpm) sob pressão de 170g. As brocas lisas produziram melhores cortes e lisura superficial que as brocas picotadas, enquanto as pontas diamantadas ocasionaram maior irregularidade nas paredes cavitárias. Os autores relataram ainda um movimento excêntrico do instrumento rotatório durante a alta rotação.

No ano seguinte, Allan (1968) reportou maiores quantidades de irregularidades nos preparos cavitários realizados em alta velocidade (250.000 rpm) que em baixa rotação (2.500 rpm). O autor justificou este resultado pelo movimento excêntrico do instrumento rotatório, em alta velocidade, bem como o toque irregular das lâminas da broca na parede cavitária. Enquanto que os instrumentos rotatórios, utilizados em baixa rotação, com alto torque e em sentido horário, tenderam a proporcionar um aspecto arredondado na parede circundante. Além do mais, o uso dos instrumentos cortantes manuais proporcionou o melhor resultado quando utilizado na planificação das paredes, por sua capacidade de eliminar os prismas de esmalte sem suporte (ALLAN, 1968).

A introdução da microscopia eletrônica de varredura como método para avaliação visual dos preparos cavitários foi realizada pela primeira vez por Boyde e Knight (1969). Os autores realizaram cavidades in vivo em dentes extraídos, para a observação através da MEV. Os autores observaram que as pontas diamantadas em de alta rotação produziam sulcos profundos com mais de 20µm de profundidade,

devido ao tamanho das partículas de diamante. Similar resultado foi obtido quando as cavidades foram confeccionadas com pontas diamantadas e o acabamento realizado com cinzéis. Os sulcos encontravam-se menos profundos, demonstrando que o acabamento cavitário era importante, principalmente, na formação dos ângulos cavossuperficiais dos preparos. Os melhores resultados foram obtidos com broca carbide, apresentando irregularidades inferiores a 0,5 µm.

Nesse contexto, observou-se que desde a introdução dos primeiros instrumentos rotatórios, os pesquisadores têm uma grande preocupação em avaliar o desempenho, entre outros aspectos relacionados às brocas e às pontas diamantadas, sempre em vista do aprimoramento e desenvolvimento de instrumentos mais efetivos, entretanto muitas dessas análises foram realizadas antes do surgimento da alta rotação utilizada atualmente, cuja rotação varia entre 300.000 a 400.000 rotações por minuto (LIMA, 2003).

Christensen (2002) destacou algumas vantagens e desvantagens das turbinas de alta rotação. De acordo com o autor a remoção da estrutura de maneira rápida e eficaz, quando utilizada corretamente é a principal vantagem do aparelho. Entretanto possui desvantagens como concentricidade pobre, nível de ruído muito alto, o torque diminui progressivamente de acordo com o tempo de uso, necessidade de reparos freqüentes e manutenção diária.

2.2 INSTRUMENTAÇÃO ULTRASSÔNICA

O uso do ultrassom para realizar preparos cavitários foi introduzido na odontologia a mais de cinquenta anos. O primeiro relato do uso desse aparelho no corte da estrutura dentária foi feito por Catuna, em 1953. Ele preparou cavidades em dentes extraídos e descreveu sobre o potencial de uso desse aparelho no preparo de cavidades em dentes a serem restaurados após lesão de cárie. O equipamento por ele utilizado continha um dispositivo magnetoestrictivo chamado de transdutor que transformava impulsos elétricos de alta frequência em vibrações mecânicas. Na extremidade desse aparelho localizava-se a caneta onde era possível conectar os

insertos, que representavam as pontas de trabalho para realização dos procedimentos de alisamento, corte ou abrasão (CATUNA, 1953).

Zinner (1955) apresentou um aparelho de ultrassom com um conjunto de túbulos finos que promoviam uma irrigação com água abundante para facilitar a remoção de placa e cálculo dentário. Durante este processo o cemento necrótico também era removido. O autor conseguiu demonstrar que ocorria uma diminuição no sangramento durante os procedimentos subgengivais e também observou que os pacientes apresentaram menor sensibilidade radicular.

Em 1957, Richman ao observar o padrão de oscilação presente nos aparelhos ultra-sônicos aprimorou uma técnica para viabilizar seu uso na terapia endodôntica, auxiliando na limpeza e no preparo intra-canal. Ele adaptou limas do tipo Kerr aos insertos e teve como resultado uma maior rapidez nas ações biomecânicas dentro dos canais radiculares.

No ano seguinte Postle (1958) descreveu uma técnica de instrumentação ultrassônica na confecção de preparos de cavidades utilizando o Cavitron, aparelho magnetoelétrico cuja potência varia de 20 a 29 KHz. Os aparelhos do sistema magnetoelétrico são de origem americana e suas canetas são constituídas por finas lâminas de aço especial com as extremidades soldadas, de maneira que em uma das extremidades o cabo da caneta ficava acoplado, e na outra, o amplificador que se conectava as pontas. Essas pontas necessitavam de pastas abrasivas para facilitar o processo de corte e desgaste da estrutura dentária. O autor foi o primeiro a ressaltar a importância do manuseio correto do equipamento. A pressão deveria ser exercida o suficiente para guiar a ponta sobre a superfície a ser preparada, possibilitando um corte efetivo, lisura de ângulo cavossuperficial, controle na geração de calor e redução da sensibilidade dolorosa.

Porém alguns problemas inviabilizaram por um tempo o uso do ultrassom, os principais problemas relatados na época foram: o tempo de trabalho elevado para desgastar o dente, o grande volume de pasta produzido durante a realização dos preparos, a remoção deficiente do tecido cariado, o desgaste precoce da ponta metálica e o custo alto dos aparelhos ultra-sônicos (STREET, 1959).

Mesmo assim, Balamuth (1963) apontou características favoráveis para o uso do ultrassom na prática odontológica. Segundo ele, a instrumentação

ultrassônica associada ao pó de óxido de alumínio, usado como agente abrasivo, realizava preparos cavitários com menor aquecimento devido à eliminação da fricção de contato presente na ação dos instrumentos rotatórios. Além disto, a vibração ultrassônica reduz o tempo de contato da ponta com o dente, o que contribuiu para a diminuição da dor e do desconforto, aumentando a aceitação por parte do paciente.

Durante aproximadamente 30 anos, as pesquisas em torno do uso do ultrassom para preparos cavitários ficaram estagnadas, mas a odontologia restauradora se modificou, passou-se a preconizar a conservação dos tecidos dentários saudáveis sempre que possível, resultando em procedimentos menos invasivos. Do mesmo modo, os aparelhos de ultrassom com o passar do tempo também sofreram modificações mecânicas. O sistema magnetoelétrico foi substituído gradativamente pelo sistema piezoelétrico que era mais potente, o que alavancou a competição entre os fabricantes na busca de melhores produtos. Por isso, existe uma variedade enorme de tipos de pontas para o sistema piezoelétrico. É importante também frisar que esse sistema exigia mínima manutenção, o que tornou o custo do equipamento ultra-sônico bem menos oneroso. Foi nesse contexto que surgiu o Sonicsys (Kavo), sistema de vibração mecânica, constituído por três tamanhos de pontas ativas com uma superfície lisa do lado não ativo e uma diamantada do lado ativo para o preparo das faces mesial e distal. Essas pontas descrevem uma trajetória elíptica durante o mecanismo de trabalho e são revestidas por diamante de 40µm de granulação. A principal indicação destes instrumentos está na confecção de cavidades conservativas na região interproximal com a vantagem de causarem menos danos às estruturas dos dentes adjacentes (HUGO; STASSINAKIS, 1998).

Vieira e Vieira desenvolveram em 2002, um dos primeiros trabalhos nacionais utilizando a tecnologia de fabricação sintética de diamantes chamada CVD (Chemical Vapor Deposition). Apesar de ter sido um estudo *in vitro* que comparou a ponta CVD à ponta diamantada convencional, os autores abordaram alguns aspectos clínicos. Segundo eles, o ruído provocado pelo aparelho de ultrassom é bem mais tolerável pelo paciente se comparado ao ruído da turbina de alta rotação. Além disso, soma-se o fato de que as pontas CVD possuem a haste longa e angulada, permitindo mais visibilidade e melhor acesso nas áreas que necessitavam de remoção de estruturas saudáveis pra poder acessá-las. Outra vantagem foi

observada em relação à refrigeração pela água que se apresentava eficiente por toda a ponta, da haste à outra extremidade, sem interferências (VIEIRA; VIEIRA, 2002).

2.3 TECNOLOGIA CVD

Os diamantes encontrados na natureza começaram a se formar a alguns milhares de anos no subsolo da terra a partir do carbono que fora cristalizado por intenso calor e pressão. Devido às constantes erupções vulcânicas esses diamantes ascenderam à superfície e anos mais tarde, quando as atividades vulcânicas diminuíram e a era glacial tomou lugar, os diamantes ficaram encaixados em um magma solidificado. No entanto, as pedras de diamantes no estado bruto são difíceis de serem encontradas, e por serem consideradas raras, são extremamente caras. Por isso, foram muitas as tentativas de sintetizá-las artificialmente a partir de outro composto de carbono como o carvão ou o grafite. Muito embora os coeficientes de entalpia do diamante e do grafite se diferenciem por apenas 2.9 KJ/mol^{-1} , existem barreiras de ativação muito grandes que separam as duas fases, impedindo a conversão, dentre elas, destacam-se a temperatura e a pressão ambiente.

Mas além de ser símbolo de prestígio e riqueza, o diamante possui algumas das mais vantajosas propriedades que um material poderia ter na natureza. O diamante é o material mais duro conhecido, inerte à maioria dos reagentes químicos, tem condutividade térmica altíssima e baixo coeficiente de dilatação. Por todas essas propriedades excepcionais o diamante tem valor de destaque no âmbito da engenharia de materiais. Mas infelizmente, os engenheiros vêm tendo dificuldade de explorar essas propriedades devido ao alto custo e escassez do material na natureza.

Desse modo alguns pesquisadores utilizando o conhecimento das condições sob as quais um diamante natural é formado iniciaram uma série de tentativas para sintetizá-lo artificialmente a partir de outro composto de carbono. A primeira tentativa que obteve êxito na fabricação do diamante sinteticamente foi patenteada por Eversole (1962), que conseguiu sinterizar o diamante aquecendo o carbono sob

pressão extrema num processo físico chamado HPHT (*High Pressure High Temperature*), que significa em português, alta pressão e alta temperatura. Nesse processo o diamante permanecia estável. A General Eletric foi a primeira empresa a utilizar esse processo de produção do diamante industrial. O grafite era comprimido em uma prensa hidráulica em 10.000 ATM e aquecido acima de 2000 K (1786.85⁰ C) na presença de um catalisador metálico ideal, permanecendo dessa forma até que o diamante se cristalizasse. Os cristais de diamante produzidos por este método são bastante utilizados na indústria para realizar cortes e usinagens de componentes mecânicos. A desvantagem do processo HPTH é que os cristais de diamantes produzidos não possuíam um padrão de tamanho podendo variar de nanômetros a milímetros, portanto tinham que ser agregados a outro material por meio de adesivos, resinas ou matriz de metal, limitando o aproveitamento de todas as propriedades inerentes do diamante. Nesse mesmo período surgiram as primeiras experiências na produção de diamantes por outro método chamado CVD (*Chemical Vapor Deposition*), mas devido à falta de compreensão dos mecanismos envolvidos e à pequena taxa de crescimento do diamante, o processo HPTH permaneceu como sendo o mais eficaz até o final da década de 60.

A diferença entre os métodos de produção é que no processo CVD a produção dos cristais de diamante é realizada a partir de uma técnica de deposição química de vapor, usando gases processados, mais usualmente, os hidrocarbonetos (tipicamente gás metano) reagidos a uma grande quantidade de hidrogênio. Segundo Deryagin et al. (1968) ao utilizar a decomposição térmica de hidrocarbonetos na forma gasosa sob pressão reduzida, conseguia-se gerar cristais de diamante sobre a superfície de um diamante natural aquecido a 900 °C. Porém a taxa de crescimento nesse processo continuava baixa, porque o grafite acabava depositado em conjunto com o diamante indicando uma mistura de fases. Essa inovação continuou cercada de interesse pela comunidade científica da época, já que a reprodução de diamante por esse método foi conseguida a partir da fase gasosa sob uma pressão bem mais baixa do que no processo HPTH, o que se tornou uma grande vantagem em termos de economia de equipamentos e custo de energia

No mesmo ano, Angus et al. descobriram que a presença do hidrogênio atômico durante o processo de deposição conduzia a uma reação química de

redução do grafite, mantendo o diamante preservado. Outros trabalhos subsequentes mostraram que a deposição química por vapor poderia ser utilizada para sintetizar diamantes em substratos não diamantados (DERYAGIN et al., 1968; POFERL; GARDNER; ANGUS, 1973).

Segundo May (1995) durante o processo CVD, os gases envolvidos (metano e hidrogênio) são misturados numa câmara de vácuo do reator, refrigerada a água na sua parte externa. Essa câmara é ligada a uma bomba de vácuo, que mantém a pressão constante no seu interior. Em seguida, eles passam por uma região de ativação, geralmente representada por uma corrente térmica (filamento quente), ou ativação por plasma (corrente direta, radiofrequência ou microondas), ou uso de uma chama de combustão (oxiacetileno). Essa ativação causa fragmentação das moléculas em radicais e átomos reativos, criando íons e elétrons aquecendo os gases que continuam a chegar ao reator. Simultaneamente, os fragmentos continuam a se misturar e de maneira progressiva vão se depositando ao substrato pra formação do diamante

Quimicamente o processo ocorre quando uma superfície fica saturada de hidrogênio. Essa cobertura de hidrogênio limita o número de sítios onde o metano possa se unir. Um átomo de hidrogênio liga-se a outro átomo de hidrogênio da superfície para formar o gás hidrogênio, deixando um sítio reativo. O mais lógico seria acontecer outra ligação com íon hidrogênio livre, porém ocasionalmente um radical gasoso metil (CH_3) pode colidir e reagir com a superfície. Este processo tende a se repetir em um sítio adjacente, e outro radical hidrogênio originado de qualquer outro grupo pode se ligar próximo aos grupos carbônicos completando a estrutura do anel. De forma resumida, o crescimento do diamante ocorre num processo de deposição de átomos de carbono numa superfície onde ocorre a presença excessiva de átomos de hidrogênio (MAY, 2000).

O potencial de aplicações do Diamante CVD engloba muitas áreas do setor de produção de tecnologias (ASHFOLD; MAY; REGO, 1994):

- na Engenharia Espacial, como dispositivo de proteção de células solares e de qualquer superfície sujeita a bombardeamento de "partículas" cósmicas, como dissipadores de calor e placas eletrônicas mais resistentes;

- na área de micro-eletrônica, com a obtenção de dispositivos com melhores performances térmicas;
- na área de óptica, com a produção de componentes para lasers de alta potência, em proteção de janelas ópticas de detectores acoplados a mísseis, etc;
- na indústria mecânica com uma aplicação ainda mais atraente, devido às possibilidades de uso como ferramentas de corte, dispositivos anti-atrito em junções de motores automotivos e aeronáuticos;
- na indústria odontológica e médica, como brocas odontológicas, implantes e outros dispositivos. Na indústria de vidros e cerâmicas, como brocas, materiais abrasivos, facas de corte;
- na área de química como protetores a ambientes agressivos, como eletrodos para várias aplicações, inclusive para tratamento de água

Estas inúmeras aplicações se devem ao fato de ser possível a obtenção do Diamante CVD, com as propriedades do diamante natural, na forma de filmes finos e filmes espessos em superfícies de diversos materiais e nas mais variadas formas, em áreas que pode variar de fração de mm^2 até centenas de cm^2 . Dessa forma, o diamante CVD tornou-se objeto de estudo como matéria-prima principal em diversas áreas da ciência.

2.3.1 As Pontas Odontológicas CVD

O surgimento da tecnologia CVD relacionada à síntese de diamante revolucionou a indústria de materiais. A partir do princípio de ação das pontas diamantadas convencionais no desgaste de estruturas dentárias, em 1995, Trava-Airoldi e um grupo de pesquisadores brasileiros do INPE (Instituto Nacional de Pesquisas Espaciais), apresentaram um método alternativo ao desgaste das estruturas dentárias a partir da formação de filmes de diamante, o CVD, que ao se unirem sobre um filamento quente resultava na manufatura de pontas para serem utilizadas comercialmente na odontologia, destacando a competitividade deste tipo de pontas frente aos modelos convencionais. Em 2001, Vladimir Jesus Trava-Airoldi

possuía a patente de pontas de diamante CVD para utilização em equipamentos de ultrassom empregados na odontologia e usos relacionados a perfurações de materiais resistentes ou mesmo para uso do abrasivo de desgaste em geral (PI9500865, PI0103109, em 08/06/01, PCT/BR02/000078, em 07/06/02).

Borges et al. (1998) descobriram que às pontas diamantadas convencionais liberavam de maneira potencial íons de Ni^{+2} nos fluidos corpóreos. Com o objetivo de contribuir na solução destes problemas os autores investigaram o uso de pontas CVD comparando com brocas convencionais. Testes de corte foram avaliados através da MEV e análise com sonda de elétrons (EMA) para localizar resíduos metálicos na superfície da broca ou do substrato. A análise com a sonda EMA demonstrou que os metais Ni, Cr, Si, e Fe estavam presentes na matriz metálica das pontas convencionais foram transmitidas a superfície do substrato durante o corte. A análise à MEV demonstrou perda significativa de partículas de diamante durante o corte com pontas convencionais. Por outro lado, a perda de partículas foi discreta ou ausente no grupo que utilizou as pontas CVD. Os autores concluíram que as pontas CVD não só se mostraram mais eficientes em sua habilidade cortante e longevidade, mas também excluía o risco de contaminação de metal.

Sein, Ahmed e Rego (2002) focalizaram na deposição de filme de diamante policristalino sobre pontas odontológicas com desenho tridimensional complexo ou cilíndrico, empregando um único passo de deposição por vapor químico (CVD). A deposição de diamante realizada utilizou o filamento quente na ativação de moléculas precursoras de carbono. Os autores apresentaram uma modificação na técnica de colocação do filamento sobre a superfície que vai receber o filme de diamante, com a intenção de simplificar e diminuir o custo do processo. Além disso, os problemas associados à adesão de filmes de diamante em substratos de WC-Co (Carboreto de Tugstênio-Cobalto) são associados à presença de Co, como causador de uma adesão pobre. A quantia de Co metálico na superfície pode ser reduzida usando um tratamento prévio de dois passos que consiste na cauterização com agente de Murakami seguido por um tratamento ácido. Foram examinados os filmes de diamante em relação a sua taxa de deposição, morfologia, adesão e eficiência cortante. Observou-se que as pontas de CVD duraram 3 vezes mais que as pontas convencionais.

Gozeloto et al. (2002) demonstraram a aplicação da tecnologia CVD na confecção de pontas especiais para aplicação não odontológica. Segundo os autores, a tecnologia de crescimento de filmes de diamante CVD tem sido usada para a fabricação de ferramentas de corte especiais, aplicadas para usinagem de materiais duros, como o vidro boro-silicato. A broca anelar de diamante CVD é um exemplo desse tipo de ferramenta. Essa ferramenta é composta por um anel de molibdênio recoberto com diamante CVD, crescido através da técnica assistida por filamento quente. Experimentos mostraram que, as brocas anelares de diamante CVD possuem melhores resultados técnicos de operação se comparadas com as brocas anelares comerciais, fabricadas com o diamante HPHT, como menor ruído operacional e furos obtidos sem defeitos em suas bordas.

A granulação das pontas CVD foi abordada no trabalho de Gäbler et al. (2003). Diferentes pontas de diamante CVD foram fabricadas com diâmetros de ponta variando de 0.06 a 2.0 mm. Um reator de filamento quente CVD foi utilizado em combinação com um sistema de sustentação do substrato com uma capacidade de até 240 brocas. Os autores destacam que o tamanho do grão é a propriedade mais importante nas ferramentas abrasivas. Deve ser ajustado então cuidadosamente no processo de deposição. Prolongando o tempo de deposição para 90h, os autores obtiveram cristais de até 50µm. Os autores destacam que em escala industrial este tempo de deposição não seria um problema já que são utilizados reatores maiores com capacidade para um número considerável de instrumentos.

Ainda sobre os métodos de fabricação de brocas ou pontas CVD Gorokhovskiy (2005) apresentou a tecnologia do arco em cascata plasma-assistido CVD (CACVD) baseada na aplicação de um reator inovador que utiliza as propriedades de uma coluna de arco linear de plasma. A peculiaridade desta tecnologia é que a deposição de diamante é realizada na mesma gama de pressão, de 0.1 Torr até a pressão atmosférica. O reator de CACVD supera as desvantagens dos reatores convencionais CVD criando uma coluna de plasma concentrada homogênea em uma câmara de reação cilíndrica ou retangular com um comprimento de 1 metro ou mais. No reator CACVD, um arco de plasma é sustentado através de campos magnéticos, criando um ambiente de plasma uniforme. No trabalho a técnica foi usada para depositar diamante policristalino em

camadas sobre substratos tridimensionais como pontas odontológicas. O autor destaca ainda que o controle preciso da temperatura do substrato em processos de alta temperatura da técnica CVD são críticos para depositar camadas de diamante policristalinos.

Trava-Airoldi et al. (2006) apresentaram um estudo relativo à deposição de diamante através do processo CVD em formas diferentes de substratos metálicos, destacando a boa aderência do diamante, em brocas ultrassônicas odontológicas. A cobertura de diamante utilizou a técnica de Filamento Quente, com alta taxa de deposição, usando hidrogênio convencional e misturas de gás de metano. Hastes metálicas usinadas na forma de pontas ultrassônicas odontológicas, com uma superfície pré-preparada, foram cobertas com filme de diamante CVD espesso. As pontas CVD foram testadas em relação ao tempo de vida e precisão de corte demonstrando desempenho satisfatório, já que mostraram-se 30 vezes mais duráveis que as convencionais.

2.4 A AÇÃO DOS INSTRUMENTOS OPERATÓRIOS NOS PREPAROS CAVITÁRIOS

Grieve (1968) avaliou o efeito de vários instrumentos no acabamento de paredes cavitárias em preparos M.O.D. Inicialmente, todos os preparos foram realizados com pontas diamantadas em alta-rotação (400.000 rpm). O método de avaliação utilizado pelo autor foi a comparação entre o traçado correspondente ao contorno externo do ângulo cavossuperficial e ao contorno suposto como ideal, traçado de maneira retilínea com auxílio de uma régua milimetrada. A área restrita pelos contornos foi denominada de irregularidades e por sua vez dividida pelo perímetro de contorno ideal, obtendo assim o escore de irregularidade. O menor escore de irregularidade, igual ao melhor acabamento, foi obtido quando as brocas carbide cilíndricas de extremo liso forma utilizadas em conjunto com recortadores de margem gengival, e os piores escores, com pontas diamantadas em baixa rotação (5.000 rpm) e alta rotação. Apesar dos discos de papel terem produzido um ângulo cavossuperficial bem liso, o autor restringe sua indicação pela dificuldade de ser

aplicado em alguns preparos. Além disso, Grieve observou que os instrumentos rotatórios, em baixa velocidade, obtiveram escores de irregularidades baixos, entretanto, tenderam a escapar do preparo cavitário pelo ângulo de saída, produzindo um ângulo cavossuperficial não definido e rugoso. Neste caso o autor concluiu que cavidades planificadas e lisas são fundamentais para a boa adaptação do amálgama às paredes cavitárias, indicando o uso da broca laminada de extremo liso numa velocidade baixa, em torno de 20.000 rpm para maior controle da operação e melhor definição do preparo, associada ao uso de instrumentos de corte manual para a eliminação de prismas de esmalte sem suporte.

A qualidade do ângulo cavossuperficial foi avaliada *in vivo* por Lussi, Hugo e Hotz (1992), em função de diferentes técnicas de acabamento proximal. Oitenta e um preparos cavitários classe II para amálgama foram realizados por 4 operadores. Na avaliação das paredes cavitárias V e L foi utilizado o MEV, onde observando réplicas de resina epóxica de preparos cavitários foi estimada a qualidade dos ângulos por meio de escores. O sistema para acabamento com granulometria de 25 µm, modificado pela redução de tamanho, e alta flexibilidade, mostrou-se estatisticamente superior ao recortador de margem gengival em todas as paredes, sem ganho no tempo operatório.

Com o objetivo de avaliar qualitativamente o acabamento dos ângulos cavossuperficiais em preparos classe II, Coutinho (1995) utilizou a MEV e o programa AUTOCAD 12 para a análise quantitativa de 30 pré-molares humanos. A avaliação visou o tipo de instrumento rotatório (corte e desgaste), manuais como recortador de margem gengival e machado para esmalte, além da influência do sentido de corte de entrada e saída do instrumento rotatório junto ao ângulo cavossuperficial nas caixas proximais. Os resultados demonstraram que não houve diferenças estatisticamente significantes em relação às irregularidades causadas pelas brocas. Nos ângulos cavossuperficiais proximais, o melhor acabamento foi obtido com instrumentos manuais após a instrumentação inicial com broca carbide lisa ou ponta diamantada de granulometria regular. Finalmente foi colocado ainda que a qualidade de corte ou desgaste foi superior no sentido de entrada dos instrumentos rotatórios, quando em comparação ao sentido de saída dos mesmos, com diferenças estatisticamente significantes.

Waplington et al. (1995), comparou diferentes níveis de potência do ultrassom usando uma carga pré-determinada em pontas ultrassônicas de diferentes formatos. Os autores notaram que independente do formato da ponta, um aumento na potência resultava num aumento da amplitude de vibração e conseqüentemente, num aumento do potencial de corte do instrumento. Neste mesmo estudo também observaram que aumentando a potência além do ideal, o controle da operação era mais difícil e microscopicamente fragmentos do substrato eram removidos, deixando as margens dos preparos irregulares, necessitando alargar e aprofundar os preparos além do que era desejado.

Xu et al. (1997) analisaram os mecanismos de propagação dos danos abaixo da superfície de esmalte quando os dentes são submetidos a preparos clínicos feitos com pontas diamantadas e a dependência desses danos com relação a orientação dos prismas de esmalte, granulação das pontas e taxa de remoção de esmalte. Observaram que os danos abaixo da superfície de esmalte se configuraram na forma de trincas e micro rachaduras, distribuídas preferencialmente ao longo das margens entre os prismas de esmalte, micro rachaduras dentro dos prismas também foram observadas. As trincas apresentaram-se mais longas na direção paralela aos prismas do que na direção perpendicular aos mesmos e mesmo após o condicionamento ácido as trincas e micro rachaduras permaneceram. Os autores também observaram que pontas diamantadas de granulação média produziram trincas tão profundas quanto $84 \pm 30 \mu\text{m}$ no esmalte e que o polimento com pontas diamantadas de granulação fina foram efetivas na diminuição dessas trincas ao longo da superfície preparada para uma média de $15 \pm 11 \mu\text{m}$.

Bianchi et al. (1999) avaliaram oito diferentes tipos de diamantes abrasivos utilizados na fabricação de pontas diamantadas, a fim de se realizar uma pesquisa sobre a possibilidade de fabricação e utilização de pontas descartáveis. Nos ensaios, uma placa de vidro foi desgastada, enquanto a força tangencial de corte era monitorada em tempo real via computador. O melhor tipo de diamante, dentre os pesquisados, foi aquele que pode remover mais material até que uma determinada força de corte máxima fosse alcançada. Os aspectos econômicos e de saúde também foram considerados. Desta forma o melhor tipo de diamante foi aquele que apresentou ao mesmo tempo as melhores condições de remoção de material e o menor preço, permitindo a fabricação de pontas diamantadas descartáveis.

Jung, Wehlen e Klimek (1999), ao comparar por meio de um perfilômetro as superfícies de esmalte preparados com pontas diamantadas de diferentes granulações (120µm, 30µm, 15µm e 8µm), brocas multilaminadas de 8 e de 30 lâminas e duas pedras montadas contra-indicou o uso das pedras montadas e da ponta de diamantada de maior granulação cujas as superfícies produzidas apresentavam aumento na rugosidade. Segundo os autores, a resultante abaixo dos prismas de esmalte poderia causar o deslocamento dos mesmos quando estivessem sob estresse mecânico, enfraquecidos pela força de união dos sistemas adesivos. Ainda neste trabalho os autores observaram que o aumento da rugosidade com intenção de aumentar a superfície livre e facilitar o molhamento do substrato durante o condicionamento, não obteve maiores índices de força de união quando comparado com superfícies mais polidas. Segundo os autores isto indica que as microrugosidades resultantes do ataque ácido têm maior importância para a qualidade do processo adesão do que rugosidades adicionais criadas pelo uso de instrumentos rotatórios e que rachaduras finas e profundas poderiam levar ao aprisionamento de bolhas de ar entre o esmalte e o compósito, deste modo enfraquecendo a força de união.

Watson, Flanagan e Stone (2000) compararam a dinâmica de corte de peças de mão de alto-torque e alta velocidade (velocidade crescente), com as de baixo-torque e alta velocidade (turbina-ar) além de avaliar o efeito do torque e do tipo de broca na produção de trincas no esmalte. Também foram registradas mudanças de temperatura nos dentes durante o preparo cavitário com peças de mão de alto e baixo torque com brocas de diamante e/ou carbide acopladas. A metodologia empregada registrou as interações entre brocas e o esmalte através de tomadas de vídeo utilizando um microscópio confocal. A geração de calor foi medida com sensores térmicos colocados nas câmaras pulpare dos espécimes preparados com brocas diamantadas e carbide, de acordo com a variação do torque da peça de mão, em preparos oclusais e cervicais. Os resultados demonstraram performances semelhantes com cargas de torque leves. Porém, diferenças marcantes foram encontradas quando aumentaram as forças aplicadas, geralmente as peças de mão com um aumento em taxa cortante. A turbina de ar não pôde conter a manutenção de cargas pesadas, tendendo a parar. Nenhuma diferença foi observada entre as peças de mão e brocas avaliadas, no que diz respeito a trincas

de esmalte sub-superficiais. Bem como, nenhuma diferença foi registrada na elevação de temperatura durante o preparo cavitário.

Khambay e Walmsley (2000a) investigaram características do uso do ultrassom cirúrgico durante o corte cirúrgico de osso bovino. Os autores mediram em vitro a direção e a força aplicada por cinco operadores que foram aleatoriamente selecionados para realizar cortes no fazendo uso dos cinzéis ultrassônicos e de instrumentos rotatórios de baixa velocidade (broca cirúrgica número 4). A taxa de corte foi calculada a partir de um tempo pré-fixado com relação à profundidade de corte obtida por cada operador. A cerca dos dois métodos utilizados os autores concluíram que o instrumento rotatório apresentou-se mais eficiente que o ultrassom, pois além de apresentar maior taxa de corte mostrou-se mais preciso e com melhor definição da margem dos preparos. Ainda segundo Khambay e Walmsley (2000b), o uso do ultrassom pode oferecer uma possibilidade alternativa aos instrumentos rotatórios para remoção cirúrgica de osso. Os autores avaliaram alguns fatores que poderiam influenciar na ação de corte de um cinzel ultrassônico, como força aplicada e profundidade de corte de acordo com a angulação da ponta do cinzel sobre o substrato (0° a 20°), concluindo que o osso ao ser cortado pelo cinzel deve ser realizado de maneira lenta e com pouca pressão, dessa forma o corte seria mais preciso. Além disso, na análise da angulação o instrumento deveria ser utilizado numa angulação mais baixa para obtenção de melhor eficiência no corte.

Com o objetivo de avaliar a microinfiltração marginal em cavidades restritas ao esmalte de dentes bovinos preparados com as pontas CVDentUS® e diamantadas convencionais, Diniz et al. (2005) realizaram preparos cavitários medindo 1mm de profundidade em dois grupos de 15 dentes cada, utilizando ponta diamantada convencional associado à turbina de alta velocidade de rotação e ponta CVDentUS® associado ao ultrassom. As cavidades foram restauradas com selante para fósulas e fissuras Fluroshield® (Dentsply) de acordo com as instruções do fabricante. Após serem isolados com Araldite® e esmalte cosmético, os dentes foram submetidos à termociclagem em água a $5^{\circ}\text{C} \pm 2^{\circ}\text{C}$ e $55^{\circ}\text{C} \pm 2^{\circ}\text{C}$, totalizando 500 ciclos. Em seguida, foram corados com fucsina básica a 0,5%, seccionados e lixados até ficarem com aproximadamente 0,25mm de espessura, montados em lâminas e identificados. A análise da microinfiltração foi realizada em microscópio

óptico ligado a uma câmara digital e conectado a um computador, que permitiu a análise quantitativa da microinfiltração em milímetros por meio de uma imagem digitalizada e um software AxioVision. Os dados obtidos foram submetidos à análise estatística através do teste de Mann-Whitney. Foi observada acentuada microinfiltração marginal em ambos os grupos sem diferença estatística entre eles ($p > 0,05$).

Mandarino et al. (2006) compararam a infiltração marginal em preparos cavitários confeccionados com pontas CVDentUS em aparelho de ultrassom ou com ponta diamantada em turbina de alta rotação. Foram realizados preparos classe V nas faces vestibular e lingual de 20 molares humanos. Os dentes foram restaurados com resina composta e posteriormente polidos com discos sof-lex. Após termociclagem os dentes foram impermeabilizados com esmalte cosmético com margem livre de 1mm ao redor da restauração. O corante utilizado foi a Rodamina B (0,2%) por um período de 8h. Após seccionados, os dentes foram avaliados no microscópio óptico. O exame das secções foi realizado com auxílio de um software (Axon Vision). Os resultados demonstraram que independente do instrumento a margem cervical apresentou maior infiltração que a oclusal com menor infiltração na região oclusal apresentada pelos preparos com pontas CVDentUS.

Lima et al. (2006) realizaram um estudo com o objetivo de determinar a habilidade de corte das pontas de diamante obtidas pelo processo de deposição química a vapor (CVD) associadas ao aparelho de ultrassom no preparo cavitário minimamente invasivo. Uma cavidade padronizada foi preparada nas faces mesial e distal de 40 terceiros molares, utilizando-se pontas de diamante CVD cilíndrica e esférica. A habilidade de corte foi comparada quanto ao tipo de substrato (esmalte e dentina) e quanto à direção do movimento realizado com a ponta. As características morfológicas, a largura e profundidade das cavidades foram analisadas e medidas em microscopia eletrônica de varredura. A análise estatística pelo teste de Kruskal-Wallis ($p < 0,05$) revelou que a largura e profundidade das cavidades foram significativamente maiores em dentina. Cavidades mais largas foram obtidas quando se utilizou a ponta de diamante CVD cilíndrica, e mais profundas quando a ponta esférica foi empregada. A direção do movimento da ponta não influenciou o tamanho das cavidades, sendo os cortes produzidos pelas pontas de diamante CVD precisos e conservadores.

Predebon, Florio e Basting (2006) avaliaram o uso de pontas CVDentUS no preparo de cavidades com uso do ultrassom por diversos profissionais. Os autores realizaram mil e sessenta (1060) entrevistas utilizando-se de questionários enviados por e-mail, onde perguntavam sobre o uso do sistema no que diz respeito à indicação para o uso, necessidade de anestesia, forma final do preparo de cavitário, e uso das pontas. Durante os procedimentos, 17.8% dos entrevistados não requereram uso de anestesia local. 48.3% dos profissionais entrevistados consideraram que a forma final do preparo quando comparada com pontas diamantadas em alta rotação era mais conservadora. Com respeito ao uso, fratura do adaptador de e ou da ponta, e baixa taxa de corte, 44.4% de usuários informaram problemas. Para os autores, o sistema CVD parece apresentar limitações com respeito à eficiência de corte, manuseio, e na necessidade de anestesia na maioria de procedimentos restauradores.

Por ser uma tecnologia nova, existem poucos trabalhos clínicos relacionados ao uso das pontas CVD disponíveis na literatura. No entanto Carvalho et al. (2007) relataram dois casos clínicos em que foi optado pela utilização das pontas CVD sob ação vibratória do aparelho de ultrassom. O trabalho apresentou alguns benefícios do uso desta tecnologia. No primeiro caso, a presença de uma cavidade interproximal mínima de difícil acesso, dificulta a técnica realizada pelo preparo convencional. O preparo com a ponta CDV e ultrassom conseguiu excelente resultado com mínimo desgaste da estrutura dentária sadia. Em outro caso exemplificando um preparo classe I em primeiro molar inferior, onde a angulação da ponta permitiu melhor visualização do campo operatório. Ambos os preparos foram restaurados com resina composta. Baseado nestes dois casos, os autores afirmam que as brocas de diamante CVD promovem um preparo ultraconservador com resultados clínicos satisfatórios.

Bernardes et al. (2007), avaliaram o tempo, a ocorrência de fratura, e a qualidade do preparo apical realizados com ultrassom por três pontas diamantadas diferentes: Satelec, Trinity, e CVD. Foram utilizados 30 pré-molares humanos unirradiculares, submetidos à apicetomia, e preparados com pontas ultrassônicas. A presença de fraturas foi avaliada e a qualidade do preparo foi avaliada através da MEV por dois examinadores. O grupo preparado com as pontas CVD exibiu o tempo de preparo mais curto e não apresentou fraturas. Não havia nenhuma diferença

estatística significativa na qualidade do preparo, comparando-se as três pontas. Portanto os autores concluíram que as três marcas de pontas ultrassônicas produziram perfurações adequadas sem alterar a morfologia do forame apical.

Por ainda não haver unanimidade sobre a eficiência das brocas CVD, Cardoso et al. (2007) avaliaram comparativamente a influência das técnicas alternativas para o preparo cavitário na efetividade de união de diferentes adesivos para dentina, observando as características morfológicas da dentina preparadas com essas técnicas. Os autores utilizaram o adesivo etch&rinse (OptiBond FL, Kerr) e três sistemas de auto condicionante (Adper Prompt L-Pop, 3M ESPE; Clearfil S3 Bond, Kuraray; Clearfil S3 Bond, Kuraray) aplicados sobre a dentina preparada com broca convencional em turbina de alta rotação, com broca CVD também em turbina de alta rotação, com ponta CVD em ultrassom e com laser Er,Cr:YSGG. A força de união micro-elástica (μ TBS- micro tensile bond strength) foi determinada após o armazenamento em água para 24h à 37° C, e a avaliação morfológica foi executada por meio de microscopia eletrônica de varredura com canhão de emissão de campo (Feg-MEV). Os autores reportaram que a Feg-MEV revelou características morfológicas diferentes na dentina após o uso de todas as técnicas de preparo cavitário, mais especificamente relativo à densidade da *smear layer* e aspereza da superfície. O corte das brocas CVD, pontas CVD ultrassônicas e a dentina irradiada com laser resultaram em menores forças de união micro-elásticas que as observadas nos cortes realizadas com brocas convencionais, independente do adesivo empregado. Os autores concluíram com o achado que as técnicas com brocas CVD de alta rotação, pontas ultrassônicas CVD e a irradiação com laser, utilizadas para realização de preparos cavitários podem afetar a efetividade de união dos adesivos na dentina, independente de sua acidez ou forma de aplicação.

Schmidlin et al. (2007) realizaram um estudo laboratorial para avaliar a influência do bisel nas margens cavitárias e os efeitos na adaptação marginal após a aplicação do ultrassom durante o processo inicial de presa da resina fotopolimerizável. Foram realizados 80 preparos classe II tipo *slot* vertical com brocas diamantadas de granulação 80 μ m, preparadas nas proximais de 40 molares humanos utilizando quatro instrumentos diamantados diferentes: A -uma ponta ultrassônica diamantada de forma cilíndrica (PCS, SEM, Nyon Switzerland) sem biselamento para servir como controle; B- uma broca de chanfro (Bevelshape,

Intensiv, Viganelo, Germany); C- uma ponta diamantada seletiva com uma concavidade marginal integrada (SonicSys, KaVo, Biberach, Germany); um protótipo de ponta (Superprep, KaVo) grupo D. O tempo adicional despendido com o preparo do bisel também foi medido. As cavidades foram preenchidas com resina composta em três incrementos. O Ultrassom foi aplicado em uma cavidade por dente, antes e durante a fotopolimerização (10 segundos). Os espécimes foram colocados em termociclagem e em um dispositivo de mastigação controlada por computador. A qualidade marginal foi avaliada por meio de MEV e os resultados foram comparados estatisticamente. O tempo adicional necessário para o acabamento foi B> D> C ($p<0.05$). Em todos os grupos, a carga termomecânica resultou em uma diminuição na qualidade marginal. O biselamento resultou em valores mais altos de margens definidas comparadas com os controles sem bisel. O protótipo mostrou uma qualidade marginal melhor às paredes axiais quando o ultrassom era utilizado. O bisel foi essencial para a adaptação marginal, porém demanda um tempo maior para execução do preparo. Os autores indicam que o uso de vibrações ultrassônicas pode melhorar a qualidade marginal das restaurações sem bisel.

Josgrilberg et al. (2007), comparou o formato de uma ponta diamantada utilizada no ultrassom com a configuração da cavidade estabelecida por esta mesma ponta utilizando-se potências diferentes do aparelho de ultrassom. Os autores utilizaram uma máquina padronizadora de preparos cavitários e o ultrassom foi aplicado por 1 minuto para cada preparo. Em seguida os preparos foram seccionados ao meio, permitindo a visualização do perfil cavitário por meio de uma lupa estereoscópica acoplada a uma câmera digital que captou as imagens num aumento de 16 X. Em seguida as imagens foram analisadas num programa de computador que mediu a profundidade e largura de cada perfil. A partir destas medições estabeleceu-se que a potência mais indicada na realização de preparos foi àquela cujo perfil cavitário mais se assemelhou ao formato da ponta diamantada utilizada.

Considerando a escassez de estudos comparativos entre a tecnologia rotatória e a nova tecnologia CVDentUS para preparos cavitários, Francischone (2009) analisou em microscopia eletrônica de varredura (MEV) a qualidade das margens dos preparos cavitários realizados pelas diferentes forma de ação dos aparelhos ultrassônico e alta rotação utilizando ainda diferentes tipos de pontas

diamantadas. Os 26 dentes bovinos selecionados foram divididos em sete grupos nas seguintes condições testadas: ultrassom com ponta CVDentUS (G1); ultrassom com ponta CVDentUS + ponta CVDentUS para acabamento (G2); alta velocidade de rotação com ponta diamantada convencional (G3); alta velocidade com ponta diamantada convencional + baixa velocidade de rotação com ponta diamantada de acabamento (G4); velocidade intermediária de rotação (30.000 rpm) com ponta diamantada convencional (G5); baixa velocidade de rotação com ponta diamantada convencional (G6); ultrassom com ponta CVDentUS potência 50% + acabamento com ponta diamantada convencional em velocidade intermediária de rotação (G7). Os resultados encontrados pela autora demonstraram não haver diferenças estatisticamente significantes entre as condições testadas. Dessa forma, concluiu que todas as formas de acabamento das margens cavitárias, testadas, são confiáveis e podem ser utilizadas. A autora recomenda que o uso do aparelho de ultrassom deve ser regulado nas potências variando entre 50% a 75% para preparos cavitários.

3 PROPOSIÇÃO

3 PROPOSIÇÃO

Este estudo teve como objetivo avaliar a definição do ângulo cavossuperficial de preparos cavitários, realizados em função de:

- Pontas diamantadas (Convencionais e CVDeuntUS) acionadas por turbina de alta velocidade rotação, comparativamente a instrumentação ultrassônica com variação da potência vibracional (30, 60, 90%).

Desse modo, estabeleceu-se como hipótese de nulidade que não haverá diferença na regularidade marginal dos preparos realizados com as instrumentações, rotatória e ultrassônica, independente do emprego das diferentes potências operacionais.

4 MATERIAL E MÉTODOS

4 MATERIAL E MÉTODOS

Dez dentes bovinos hígidos foram selecionados e fixados em formalina por um período de um mês. Após limpeza e polimento da superfície vestibular, todos os dentes foram seccionados por um disco diamantado (Buehler, Lake Bluff, IL, EUA) na máquina de corte de precisão Isomet 1000. Os cortes seguiram o seguinte padrão: primeiramente os dentes tiveram as raízes separadas das porções coronais. Em seguida, mais 4 cortes reduziram o remanescente coronal a um paralelepípedo de aproximadamente 15 mm de comprimento no plano coronal, 7 mm de comprimento no plano axial e 4 mm de profundidade (Figura 1).

Figura 1 - Apresentação esquemática das secções efetuadas no dente bovino

Após o corte, os espécimes foram inseridos em tubos de PVC e fixados por silicona de adição (Aquasil Soft Putty, Dentsply, EUA) de maneira a manter a superfície vestibular dos espécimes livre de contato com a silicona (figura 2).

Figura 2 - Espécimes fixos nos tubos de PVC

Em seguida, os conjuntos foram levados à máquina politriz (Arotec APL-4, São Paulo, SP, Brasil) para desgaste da superfície livre, de modo a torná-la totalmente plana. Para isso foram utilizadas lixas do tipo SIC 600 (Carborundum Abrasivos, Recife, PE, Brasil).

Sobre a superfície vestibular planificada e polida foram realizados 4 preparos cavitários em forma de circunferência padronizada com o auxílio de um carimbo de orientação que pigmentava a superfície de maneira a demarcar o local exato para o início do preparo cavitário no dente. O primeiro preparo foi realizado aleatoriamente próximo a um dos 4 ângulos do paralelepípedo, utilizando-se ponta diamantada 1092 (KgSorensen) acoplada a uma turbina de alta rotação Kavo Extra Torque 605 (Kavo do Brasil S.A) Esta ponta possui um formato cilíndrico com diâmetro de 1,0 mm de extensão da parte ativa, a qual foi acionada perpendicularmente sobre a superfície livre, de maneira mais regular possível a uma profundidade de 4 mm e 2 mm de diâmetro durante, aproximadamente, 30 segundos, sempre sob refrigeração constante. Com o objetivo de determinar a posição geográfica de cada preparo no espécime, na sequência foi realizada uma marcação referente à borda superior do espécime (Figura 3a).

Figura 3 - Orientação dos preparos cavitários: A: Marcação referente à borda superior do espécime e preparo cavitário com alta rotação. B: Configuração dos preparos C: Divisão dos grupos em cada espécime

Os três preparos seguintes foram realizados pela ação de pontas diamantadas CVD (CloroVale Diamantes, São José dos Campos, SP, Brasil Vale) cilíndricas, número de série 8.2137, montadas no aparelho de ultrassom CVDent 1000 (CloroVale Diamantes, São José dos Campos, SP, Brasil Vale) cuja peça de mão trabalha numa frequência nominal de 30kHz. Nestes preparos foram utilizados os valores de 30%, 60% e 90% da potência máxima do aparelho de ultrassom para cada orifício preparado. A ponta CVDentUS número 8.2137 possui 1,0 mm de diâmetro, na parte ativa, e foi utilizada no ultrassom segundo a técnica preconizada pelo fabricante. No espécime, os preparos foram organizados da forma como mostra a figura 3b.

Sendo assim, os espécimes foram divididos em 4 grupos, distintos pelo tipo de instrumentação (rotatória e ultrassônica) e pela variação da potência do aparelho ultrassônico (figura 3c): Grupo 1 - preparo cavitário em forma de circunferência de 2 mm de diâmetro por 4mm de profundidade, localizado no ângulo superior-direito do espécime, realizado com ponta diamantada convencional em alta rotação; Grupo 2 - Preparo cavitário em forma de circunferência de 2 mm de diâmetro por 4mm de profundidade, localizado no ângulo superior-esquerdo do espécime, realizado com ponta diamantada CVD com ultrassom a 30% de potência máxima; Grupo 3 - Preparo cavitário em forma de circunferência de 2 mm de diâmetro por 4mm de profundidade, localizado no ângulo inferior-esquerdo do espécime, realizado com ponta diamantada CVD com ultrassom a 60% de potência máxima; Grupo 4 - Preparo cavitário em forma de circunferência de 2 mm de diâmetro por 4mm de profundidade, localizado no ângulo inferior-direito do espécime, realizado com ponta diamantada CVD com ultrassom a 90% de potência máxima. Todos os preparos

foram realizados por um mesmo operador, com treinamento prévio, seguindo os parâmetros operatórios estabelecidos clinicamente.

Todas as amostras foram examinadas pelo Microscópio Eletrônico de Varredura (ZEISS DSM 940 A – Alemanha), onde cada preparo teve sua imagem visualizada com aumento de 40X (figura 4). Após ajustes de enquadramento, luminosidade e contraste, executou-se o registro da medida aproximada do diâmetro de cada preparo com o auxílio de uma régua milimetrada transparente, sobreposta à imagem na tela do MEV. Essas medidas foram convertidas em micrômetros (μm) e salvas no formato de arquivo DOC em uma pasta de computador (Anexo E).

Figura 4 - Imagem de um preparo obtido no MEV com aumento de 40X

Todos os preparos cavitários, digitalizados no monitor, foram registrados por uma câmera digital acoplada ao microscópio, nomeados de acordo com o grupo ao qual pertenciam e salvas no formato TIF (tipo de arquivo usado para salvar imagens em sistemas computadorizados) pelo *frame store* de um computador conectado “on line” ao MEV.

Cada fotomicrografia obtida a partir dos diferentes preparos cavitários realizados foi aberta no programa Image Pro-Plus 4.5 (Media Cybernetics, Inc - USA), o qual permitiu a visualização externa do perfil do ângulo cavossuperficial em todos os preparos. Cada preparo foi previamente mensurado, no programa computadorizado da seguinte forma:

- A partir da função *File* da barra de tarefas do programa, abriu-se a fotomicrografia de um preparo. Ao clicar a função *Mensure (Calibration > Spatial)*, foi realizada a calibração do preparo ao inserir a medida do diâmetro previamente estabelecida no MEV. O programa armazena as medidas dos diâmetros de todos os preparos para, depois, utilizá-las na obtenção da área e do perímetro.
- Na função *Measurements*, utilizando a ferramenta *create polygon*, foi realizada um traçado sobre toda a margem do preparo que correspondia ao ângulo cavossuperficial (Figura 5). Esse desenho determinou o perímetro real (PR). Após a delimitação do perímetro real, o programa definia automaticamente um polígono em μm^2 referente à área plana do preparo.

Figura 5 - Delimitação do perímetro real do preparo equivalente ao ângulo cavossuperficial, realizada no programa Image Pró-Plus 4.5

O ângulo cavossuperficial considerado ideal correspondia ao traçado nítido o mais próximo possível de uma circunferência perfeita (CP) (Figura 6). Esse traçado não envolvia fendas, trincas e rachaduras na margem do preparo cavitário; portanto poderia ser facilmente estimado como uma linha definida, que estaria localizada entre PR e a CP.

Figura 6 - Traçado estabelecido como perímetro ideal

Nesse sentido, criou-se um traçado hipotético que representava um ângulo cavossuperficial ideal. Para a padronização do referido traçado, adotaram-se os seguintes procedimentos:

- Sobre a mesma fotomicrografia, na função *Measurements*, utilizando a ferramenta *Create polygon feature*, foi elaborado um polígono nítido o mais próximo possível da forma de uma circunferência perfeita que tangenciava os picos das irregularidades do preparo. Assim determinou-se o Perímetro Ideal (PI) e, conseqüentemente, uma nova área (Figura 7).

Figura 7 - Realização do traçado referente ao perímetro ideal

Todas as áreas e perímetros foram quantificados a partir da função *feature*. Nesse sentido, a área resultante da diferença entre as áreas obtidas para o PR e o PI foi caracterizada como irregularidades do ângulo cavossuperficial. (Figura 8).

Figura 8 - Medidas das áreas calculadas pelo programa, tanto para o espaço delimitado pelo perímetro real quanto para o espaço delimitado pelo perímetro ideal

Em todos os espécimes, as irregularidades marginais dos preparos, constituídas pela diferença entre as áreas delimitadas pelo traçado do perímetro ideal e o traçado real do ângulo cavossuperficial, foram mensuradas automaticamente pelo programa de computador Image Pró-Plus 4.5, levando em consideração todos os ângulos que, em maior ou menor extensão, apresentavam lascamentos ou fraturas causadas pelas diferentes formas de instrumentação. Esse procedimento foi realizado três vezes para cada fotomicrografia, e sempre pelo mesmo operador, com um intervalo de uma semana entre cada um (Anexos A, B e C).

Em função de não haver padronização numérica exata do perímetro no preparo cavitário dos grupos estudados, os valores reais das diferenças entre as áreas, obtidos em μm^2 , são estatisticamente incapazes de determinar significância, por isso foram submetidos ao cálculo da variação percentual, que converteu áreas de irregularidades em percentual de defeitos do ângulo cavossuperficial de cada cavidade. Os valores obtidos foram anotados em uma ficha individual para posterior análise estatística. Esse dados encontram-se disponíveis nos anexos (Anexo D) .

Os dados coletados em cada preparo foram submetidos à análise estatística. Foi aplicada a análise de variância (ANOVA) para a comparação entre os grupos e Tukey para comparação individual com nível de significância igual a 0,05.

5 RESULTADOS

5 RESULTADOS

O número de espécimes, as médias percentuais e os respectivos desvios-padrão das condições experimentais estudadas encontram-se na tabela 1 e gráfico 1.

Tabela 1 - Médias e desvios-padrão da percentagem de defeitos das condições experimentais estudadas

GRUPOS	G1	G2	G3	G4
Média %	2,640	3,610	7,353	8,207
(dp)	(1,806)	(0,683)	(3,752)	(4,252)
n. espécimes	10	10	10	10

Gráfico 1 - Médias e desvios-padrão da percentagem de defeitos das condições experimentais estudadas

A partir da observância de diferenças numéricas entre os grupos, foi realizada a análise estatística para se verificar a possibilidade de significância entre os valores encontrados. Para tanto foi aplicado o teste estatístico paramétrico, análise de variância (ANOVA) a um critério, tendo em vista o parâmetro vinculado ao tipo de instrumentação. Pela análise estabelecida (ANOVA), foi observada diferença estatisticamente significativa para os resultados obtidos entre os diferentes grupos.

Deste modo, no intuito de verificar entre os grupos os responsáveis pela significância estatística foi realizada a comparação múltipla quanto à percentagem de irregularidades, foi aplicado o teste de Tukey. Observando a tabela 3, constatou-se não haver diferença estatisticamente significativa ($p > 0,05$) entre os grupos G1 (alta velocidade de rotação) e G2 (vibração ultrassônica 30%), tampouco entre os grupos G3 (60%) e G4 (90%). No entanto, houve diferenças estatisticamente significantes ($p < 0,05$) quando da comparação dos grupos 1 e 2 com os grupos 3 e 4.

Tabela 2 - Análise de variância - Um critério de classificação aplicada para a comparação entre grupos

	SOMA DOS QUADRADOS	GRAU DE LIBERDADE	QUADRADOS MÉDIOS	F	Sig
Variância entre Amostras	225,114	3	75,038	8,362	0,000
Variância dentro de Amostras	323,04	36	8,973		
TOTAL	548,154	39			

Na comparação entre os grupos, quanto à porcentagem de irregularidades, observando a tabela 3, constatou-se não haver diferença estatisticamente significativa ($p > 0,05$) entre os grupos G1 e G2, tampouco entre os grupos G3 e G4. Porém nas demais comparações houve diferença estatisticamente significativa ($p < 0,05$).

Tabela 3 - Teste de Tukey*

COMPARAÇÃO	DIFERENÇA	VALOR CRÍTICO	INTERPRETAÇÃO
G1 X G2	-0,97111	1,33965	NÃO SIG
G1 X G3	-4,71423	1,33965	SIG
G1 X G4	-5,56820	1,33965	SIG
G2 X G3	-3,74313	1,33965	SIG
G2 X G4	-4,59709	1,33965	SIG
G3 X G4	0,85397	1,33965	NÃO SIG

*Nível de significância = 0,05

As cavidades preparadas com alta-rotação (G1) mostraram características de margem de preparo semelhantes àquelas preparadas com o ultrassom ajustado para operar na potência de 30% (G2). No entanto os preparos feitos com ultrassom ajustado nas outras potências (60 e 90%) utilizadas neste estudo (G3 e G4) apresentaram uma área de irregularidades maior quando comparada a potência de 30%, sendo estatisticamente significante.

As figuras 9,10,11 e 12. são representativas das imagens obtidas em MEV, podendo-se verificar visualmente a qualidade do ângulo cavossuperficial dos preparos cavitários em decorrência das diferentes formas de instrumentação em seus respectivos grupos.

Figura 9 - Preparo realizado com alta velocidade de rotação

Figura 10 - Preparo realizado com ultrassom (Potência de 30%)

Figura 11 - Preparo realizado com ultrassom (Potência de 60%)

Figura 12 - Preparo realizado com ultrassom (Potência de 90%)

6 DISCUSSÃO

6 DISCUSSÃO

Com o objetivo de aprimorar as formas de instrumentação de preparos cavitários, dentro da evolução histórica de novas tecnologias, muitas inovações foram implementadas na busca por novos equipamentos que favorecessem à realização de procedimentos clínicos com maior eficiência operacional e com mais conforto para os pacientes. Em se tratando dessa evolução, a técnica de preparos cavitários empregando a tecnologia rotatória apresentou desenvolvimento marcante, principalmente devido à boa efetividade e rapidez no corte das estruturas dentárias. Ainda nesse contexto, a instrumentação ultrassônica, concebida há mais de meio século (POSTLE, 1958), embora tenha trazido mais conforto para os pacientes, apresentava limitação quanto ao potencial de desgaste, não se popularizando em termos de preparos cavitários devido ao tempo necessário para efetivação do desgaste do substrato dentário e pela dificuldade da técnica operatória (STREET, 1959). Com o aprimoramento da tecnologia CVD que possibilitou o desenvolvimento das pontas CVDentUS, o ultrassom voltou a ser utilizado como instrumento operatório para a realização de preparos cavitários (VIEIRA; VIEIRA, 2002; PREDEBON; FLORIO; BASTING, 2006; JOSGRILBERG et al., 2007). Sendo assim, nos últimos anos, tem havido um enorme esforço logístico das indústrias, não só para que essa tecnologia seja melhorada e mais aceita pelos profissionais da Odontologia, como também para otimização e facilidade de acesso aos aparelhos e pontas diamantadas compatíveis. Tudo isso alicerçado pelo desenvolvimento de investigações laboratoriais e clínicas, cujos objetivos estejam voltados para que os resultados, desde que favoráveis, deem suporte e confiança para o uso dessa tecnologia.

Partindo da premissa de que uma das características essenciais a qualquer tipo de instrumento operatório é proporcionar margens cavitárias bem definidas, para favorecer a integridade marginal das restaurações, o preparo inadequado das paredes cavitárias, principalmente junto ao ângulo cavossuperficial, pode acarretar a presença de irregularidades e dificuldade de adaptação efetiva dos diferentes materiais restauradores (STURDEVANT, 1986). Essa discrepância predispõe à infiltração marginal de bactérias, assim como nutrientes favoráveis à proliferação

desses micro-organismos, constituindo nichos para o acúmulo inerente do biofilme os quais, associados aos fatores predisponentes, induzem à recidiva da lesão cariosa, determinando um tempo menor de vida útil às restaurações diretas ou mesmo às indiretas (OILO; JORGENSEN, 1977).

6.1 DA METODOLOGIA

O detalhamento do acabamento marginal ou definição do ângulo cavossuperficial tem sido motivo de apreciações pela literatura científica, uma vez que do ponto de vista clínico constitui em fator de relevância para o sucesso das restaurações. De acordo com Chan, Edie e Svare (1977) antes dos anos 50, o ângulo cavossuperficial e as paredes de um preparo eram metodologicamente qualificados seguindo o critério de visualização direta por meio de fotografias ampliadas no microscópio óptico. Os resultados eram interpretados de acordo com a metodologia empregada que geralmente avaliava grau de irregularidades, profundidade das fendas, lisura de superfície, variando entre resultados bons ou ruins, aceitáveis ou inaceitáveis. No final dos anos 50, alguns aparelhos como o perfilômetro e o rugosímetro começaram a ser utilizados com o objetivo de auxiliar na avaliação do perfil cavitário. Considerando que a utilização desses equipamentos, de contato direto com a área a ser avaliada, não constitui em metodologia mais favorável para mensuração de irregularidades marginais, em face da dificuldade de posicionamento da agulha apalpadora sobre a superfície angular do perfil cavitário, optou-se, no presente trabalho, pela avaliação de imagens com o auxílio de microscopia eletrônica de varredura (LEIDAL; TRONSTAD, 1975).

No final da década de 60, a introdução do microscópio eletrônico de varredura (MEV) causou uma revolução no estudo do mundo micrométrico, pois permitiu o exame detalhado de superfícies devido às imagens obtidas, geometricamente, em três dimensões. Esse microscópio possibilitou a visualização ampliada de detalhes das paredes dos ângulos cavossuperficiais por meio de fotomicrografias digitalizadas. Considerando as evidências apontadas para a mensuração de possíveis irregularidades marginais de preparos cavitários, em

decorrência da ação de pontas diamantadas acionadas por instrumentos rotatórios e ultrassônicos, o presente trabalho consignou a obtenção de imagens por MEV de forma semelhante a outros estudos relatados na literatura (BOYDE; KNIGHT, 1969).

As fotomicrografias obtidas por MEV permitiam revelar irregularidades marginais dos preparos cavitários de forma qualitativa, mas necessitavam de uma forma de mensuração dessas discrepâncias junto ao ângulo cavossuperficial. Sendo assim, Grieve (1968) elaborou um método científico para determinar o grau de irregularidade de preparos cavitários, realizados para restaurações de amálgama, quando submetidos aos procedimentos de acabamento. O grau de irregularidade de cada preparo foi o traçado correspondente à área irregular observada no ângulo cavossuperficial, determinado por cada instrumento rotatório ou manual. O contorno estimado como ideal foi traçado como uma linha que passava sobre o cume das irregularidades descartando a linha correspondente ao perfil real dos preparos, chamado de perímetro ideal. A área delimitada pelo traçado e preenchida com tinta foi determinada de área irregular (μm^2), e, por sua vez, dividida pelo perímetro estimado (μm), pois fotografias e cavidade não possuíam igual tamanho. Portanto para analisar cada amostra, foi feita essa divisão determinando a área das irregularidades em $\mu\text{m}^2/\mu\text{m}$ (GRIEVE, 1968).

Seguindo essa metodologia, Coutinho (1995) avaliou a definição do ângulo cavossuperficial das paredes vestibular, lingual e gengival, em preparos de classe II, tipo caixa, utilizando a MEV e o programa AUTOCAD 12 para a análise quantitativa de 30 pré-molares humanos. A avaliação teve como objetivo analisar os efeitos da ação de instrumentos: rotatórios (pontas diamantadas e broca carbide) e manuais (recortador de margem gengival e machado para esmalte), além da influência do sentido de corte (entrada e saída) do instrumento rotatório junto ao ângulo cavossuperficial proximal. Dessa forma, foi possível mensurar as irregularidades proporcionadas pelas diferentes condições experimentais, destacando-se que o melhor acabamento foi consignado com instrumentos manuais após a instrumentação inicial com broca carbide lisa ou ponta diamantada de granulometria regular. Entretanto a determinação do grau de irregularidade de cada preparo consistia na análise de imagens fotográficas; sobre cada fotografia era colocada uma folha transparente de projeção para que, então, a área do preparo cavitário fosse delimitada pelo traçado e preenchidas com tinta apenas àquelas consideradas

irregularidades (μm^2), por sua vez divididas pelo perímetro estimado (μm), sendo essas mensurações estabelecidas pelo programa computacional referido.

Com a modernização dos sistemas de *software* e a inclusão de fotografias digitais, métodos adotados anteriormente, como os utilizados por Grieve (1968) e Coutinho (1995) sofreram modificações, facilitando a obtenção de resultados, de maneira mais rápida e dinâmica. Programas de captura de imagens como: Image Tools ou mesmo o Image Pró-Plus 4.5, que foram concebidos inicialmente para qualificar e quantificar células, organelas e moléculas puderam ser reaproveitados para a medição de áreas a partir de formatos de imagens digitalizadas.

Com base nas vantagens inerentes dessa metodologia, foi utilizado, na presente pesquisa, o programa Image Pró-Plus 4.5 para a determinação do grau de irregularidade de cada preparo cavitário. O primeiro traçado teve por base a área de irregularidades junto ao ângulo cavossuperficial de cada cavidade obtida, para todos os grupos, com os diferentes instrumentos. Já o segundo traçado foi referente ao perímetro total da cavidade, entendido como contorno ideal, de acordo com trabalho anterior de Francischone (2009). A vantagem desse programa, com relação ao Image Tools, ou AUTOCAD, está correlacionada à presença de uma ferramenta específica no *menu* de tarefas, que permite a quantificação imediata da área irregular a partir da diferença de área entre a média do perímetro ideal e o perímetro real durante a avaliação de cada cavidade.

Neste trabalho, a realização de preparos circulares com 2 mm de diâmetro foi necessária para que houvesse a possibilidade de preparar 4 cavidades em uma única amostra, proporcionando maior facilidade na visualização dos grupos para a análise comparativa entre eles. Além disso, a escolha do formato circular permitiu a padronização dos preparos cavitários para todos os tipos de pontas e aparelhos utilizados. Segundo os estudos recentes de Josgrilberg et al. (2007) e Lima et al. (2006), a forma do perfil cavitário obtido para os preparos com as pontas CVD é compatível com a forma da ponta utilizada desde que o ultrassom seja regulado com a potência indicada pelo fabricante. Nesse sentido, a ponta CVD para ultrassom número 82137 foi selecionada para este trabalho devido ao seu formato cilíndrico semelhante à ponta diamantada convencional número 1092 utilizada, para os preparos em alta velocidade de rotação. Além do formato semelhante, ambas

apresentam 1,0 mm de diâmetro na ponta ativa, facilitando a padronização dos preparos entre os diferentes instrumentos utilizados.

6.2 DOS RESULTADOS

O esmalte dental é considerado o substrato mais duro do organismo humano, porém de comportamento extremamente frágil e, portanto, muito susceptível ao lascamento marginal durante a realização do preparo cavitário. Em alguns estudos utilizando instrumentação rotatória evidenciam, microscopicamente, diversas formas de irregularidades, como trincas e fissuras na superfície do esmalte após a realização de preparos cavitários. Muitos desses procedimentos podem produzir danos abaixo da superfície preparada. Dessa forma, quando uma ponta diamantada é utilizada para cortar um material sólido, porém quebradiço, dois tipos de trincas podem ser produzidos: trincas laterais, que são paralelas à superfície, e trincas mediais, que são perpendiculares à superfície (LAWN, 1993). Trincas similares são encontradas nos mais diversos tipos de materiais com características físicas semelhantes como materiais cerâmicos, cerâmica dental, etc.

Os mecanismos de propagação dos danos à superfície do esmalte, quando os dentes são submetidos a preparos cavitários com pontas diamantadas acionadas em alta velocidade de rotação, assim como a dependência desses danos com relação à orientação dos prismas de esmalte, granulação das pontas e taxa de remoção de esmalte, foram analisados por Xu et al. (1997), os quais observaram que os danos abaixo da superfície de esmalte se configuraram na forma de trincas, distribuídas preferencialmente ao longo das margens, e de microtrincas dentro dos prismas. As trincas apresentaram-se mais longas paralelamente aos prismas do que perpendicularmente aos mesmos, sendo que, mesmo após o condicionamento ácido tanto as trincas como as microtrincas permaneceram. Destacaram, ainda, que pontas diamantadas de granulação média produziram trincas profundas no esmalte, em torno de $84 \pm 30 \mu\text{m}$, que o acabamento com pontas diamantadas de granulação fina foi efetivo na diminuição desse tipo de irregularidade ao longo da superfície preparada numa média de $15 \pm 11 \mu\text{m}$. Não obstante essas observações, Nishimura

et al.(2005), em estudo próprio, observaram um grande número de pequenos fragmentos de esmalte e de microtrincas nas margens de preparos realizados com pontas diamantadas de granulação regular (100 µm). De acordo com os autores, a presença desses fragmentos e microtrincas estão intimamente relacionadas à formação de *gaps* entre o material restaurador e substrato (NISHIMURA et al., 2005). A utilização de instrumentos rotatórios de granulação elevada produz superfícies de esmalte muito rugosas, onde o plano de clivagem abaixo dos prismas poderia causar o deslocamento dos mesmos quando submetido ao estresse mecânico, uma vez que a força de união dos sistemas adesivos não seria suficiente para dar a devida sustentação. Além do mais, o estresse gerado pela carga oclusal durante os ciclos de mastigação pode aumentar a propagação em largura e profundidade das trincas formando fendas, semelhantes àquelas formadas pela contração de polimerização, que servem de entrada para bactérias, formação de lesões de cáries secundárias e sensibilidade pulpar (TOTIAM et al., 2007). Esse aspecto desfavorável pode ser minimizado com acabamento subsequente, como utilização de brocas e pontas diamantadas em baixa velocidade de rotação e de instrumentos manuais (COUTINHO, 1995). Em todo o caso, o preparo cavitário com mínimo dano mecânico a margem do ângulo cavossuperficial é um fator importante na prevenção de trincas do esmalte (JUNG; WEHLEN; KLIMEK, 1999).

Com o surgimento da instrumentação ultrassônica, visualizou-se a possibilidade de se eliminar essas deficiências durante a realização do preparo cavitário realizados com instrumentos rotatórios. Assim, a introdução das pontas CVDentUS, com diferentes configurações, trouxe uma série de vantagens para a abordagem operatória durante o preparo cavitário e a expectativa de se minimizar os efeitos deletérios da instrumentação rotatória, haja vista a indicação dos fabricantes quanto à precisão de corte e excelente qualidade de acabamento. Dentro dessa concepção foi realizada a avaliação de irregularidades ou defeitos marginais em preparos cavitários estabelecidos em dentes bovinos, utilizando um aparelho de ultrassom (CVDent 1000) com três níveis de potência ou amplitude oscilatória (30, 60 e 90%) , comparativamente à instrumentação rotatória com pontas diamantadas em alta velocidade de rotação.

Nesse contexto, foi possível observar diferenças estatísticas significantes, quanto ao grau de definição do ângulo cavossuperficial dos preparos cavitários

realizados com pontas diamantadas acionadas por instrumentações ultrassônica e rotatória. Assim, os preparos cavitários realizados com ponta diamantada convencional, em alta rotação, apresentaram a menor média percentual de irregularidades marginais, quando comparados às cavidades efetuadas com instrumentação ultrassônica.

A análise dos defeitos marginais observados nas imagens mostrou diferenças visuais quanto à profundidade e extensão das irregularidades marginais, no entanto a quantificação estabelecida pelo programa Image Pro-Plus 4.5 permitiu a avaliação, em termos de extensão superficial e não em profundidade, haja vista que a metodologia empregada para a obtenção da imagem no programa computadorizado não permite a mensuração da profundidade das irregularidades presente nas amostras. Clinicamente, um defeito extenso na margem do preparo dificulta o acabamento da cavidade para uma melhor adaptação do material restaurador. Isso pode trazer conseqüências, ao longo do tempo, em relação à infiltração marginal e ao desenvolvimento de lesões cariosas. Esses aspectos são destacados em trabalhos de Coutinho (1995), Corona et al. (2001) e Diniz et al. (2005), indicando a necessidade de procedimentos complementares que realizem a melhor definição do término da cavidade.

Pode-se notar ainda, que nos grupos em que se empregou a instrumentação ultrassônica, diferenças na delimitação cavitária nos preparos realizados com potência de 30% do aparelho de ultrassom, quando em comparação com as potências de 60 e 90% do mesmo equipamento. A análise do perfil cavitário feita no Image Pró-Plus 4.5 demonstra visualmente (figura 13) um aumento progressivo na área de irregularidades proporcional ao aumento da potência utilizada no aparelho de ultrassom. Os dados obtidos pela média da área irregular em μm^2 , quando submetidos à análise estatística, mostram diferenças significativas na quantidade de irregularidades do grupo II, comparativamente aos outros grupos onde se utilizou o ultrassom como instrumento operatório. Evidencia-se, portanto, o efeito direto da cinética vibratória da ponta diamantada acionada por um aparelho ultrassônico, onde diferentes potências se relacionam diretamente com a amplitude de movimento da extremidade ativa da ponta diamantada, considerando o sentido ântero-posterior de oscilação da ponta CVDentUS sobre o esmalte, sendo que quanto maior for essa potência, maior será o impacto junto às paredes e ângulos marginais. Dessa forma,

a análise das cavidades circulares realizadas com instrumentação ultrassônica permite observar a proporcionalidade da potência com o grau de irregularidades marginais em esmalte, em segmentos opostos (Figura 14). Por outro lado, a configuração marginal mais regular e definida, observada em outros segmentos do ângulo cavossuperficial, denota a ação de lixamento lateral da ponta diamantada acionada ao ultrassom, onde o impacto lateral não induz a um efeito tão significativo quando comparado ao movimento ântero-posterior.

Figura 13 - Área em vermelho, evidenciando os defeitos marginais nos preparos realizados com ultrassom nas potências de 30, 60 e 90%, respectivamente

Dentro deste contexto, Waplington et al. (1995), também observaram que o aumento dos níveis de potência disponibilizados nos aparelhos de ultrassom, independentemente do formato da ponta, resulta no aumento da amplitude de vibração e conseqüentemente, em maior potencial de corte/desgaste.

Figura 14 - Presença de irregularidades maiores no sentido ântero-posterior do movimento da ponta ultrassônica

Porém, nesse mesmo estudo observaram que aumentando a potência além do ideal, o controle da operação era mais difícil e, microscopicamente, fragmentos do substrato eram removidos, deixando as margens dos preparos irregulares. Portanto denota-se que, havendo a necessidade inicial de maior remoção de estrutura dentária durante a instrumentação ultrassônica, poder-se-ia utilizar a potência máxima indicada para cada configuração de ponta diamantada, de acordo com as recomendações do fabricante, tendo em vista que a intensidade porcentual da potência está em função do tipo de ponta de diamante, ciente de que a utilização de uma potência muito superior pode trazer danos ou mesmo deslocamento do diamante da ponta ativa (JOSGRILBERG et al., 2007).

Assim pode-se evidenciar, pelas médias porcentuais das áreas de irregularidades dos grupos com instrumentação ultrassônica, uma relação direta entre potência transferida à ponta diamantada e o grau de irregularidades marginais no preparo cavitário, onde o grupo com menor potência demonstrou melhor regularidade marginal nos preparos cavitários, quando comparado aos grupos III e IV, respectivamente 60 e 90% de potência. De acordo com o teste estatístico e

respectiva análise comparativa de significância, a menor área de irregularidade foi obtida nos preparos feitos com ultrassom a 30 % da potência total, sendo que pelas fotomicrografias pode-se visualizar um ângulo cavossuperficial com menores defeitos. Provavelmente, essa ocorrência deve-se à menor intensidade do impacto da ponta CVDentUS durante o preparo da cavidade, sendo que, à medida que se aumenta a amplitude do movimento vibratório (potência de 60 e 90%), estabelece-se um maior impacto durante a movimentação ântero-posterior da referida ponta e, consequentemente, maior indução de lascamento marginal do esmalte dentário

De acordo com Lima et al. (2006), os preparos cavitários realizados com as pontas CVD para ultrassom são bem indicados em preparos ultraconservativos, deixando no substrato características morfológicas de paredes bem definidas e margens com bom acabamento. Dessa forma, diante da escassez de trabalhos que respaldem as informações fornecidas acerca da tecnologia ultrassônica somada às novas pontas CVD, Francischone (2009) observou, por meio de fotomicrografias obtidas em microscopia eletrônica de varredura (MEV), as margens cavitárias, com e sem procedimento de acabamento, realizadas com pontas diamantadas (convencional, e para acabamento) acionadas em alta velocidade de rotação e pontas CVDentUS (corte e acabamento) acopladas ao aparelho ultrassônico (NAC-Plus), que apresenta frequência oscilatória de 38 kHz, utilizando as potências de 25, 50, 75 e 100%, dentro do modo ou função “scalling” do equipamento. De modo geral, os resultados encontrados demonstraram não haver diferenças estatisticamente significantes entre as condições testadas, diferindo, em parte, dos resultados obtidos no presente trabalho com o aparelho ultrassônico CVDent 1000, onde se observaram maiores discrepâncias nas potências de 60 e 90% do aparelho, apresentado diferenças estatísticas significantes em relação aos demais grupos. Uma hipótese para tal diferença de resultados, entre os dois estudos, pode estar relacionada às configurações técnicas dos aparelhos ultrassônicos utilizados, uma vez que o aparelho NAC-Plus possui maior frequência oscilatória e quatro faixas ou funções de utilização clínica, sendo que na faixa “scalling” pode apresentar amplitude de movimento, diferente das potências do aparelho CVDent 1000, igualando as médias observadas entre os grupos com instrumentação ultrassônica.

Mesmo não sendo o intuito da pesquisa avaliar o tempo de trabalho para a realização dos preparos cavitários, constatou-se que, quando da utilização da

instrumentação ultrassônica, esse tempo foi proporcionalmente superior quando comparado ao grupo com instrumentação rotatória. Esse fato vai ao encontro das observações Khambay e Walmsley (2000), que mostraram maior efetividade de corte somado ao menor tempo operatório dos instrumentos convencionais de rotação, com relação ao ultrassom. Assim, o tempo despendido para a realização das cavidades, considerando somente a técnica ultrassônica, foi relativamente maior para o grupo II quando comparado aos outros grupos. Dessa maneira, ao observar a extensão das cavidades preparadas nesta pesquisa, verifica-se que o perímetro marginal do grupo II foi maior do que nos outros grupos, em sete dos dez espécimes. Provavelmente, o maior contato da ponta ativa com as paredes do preparo cavitário pode ter favorecido essa ocorrência, assim como o efeito mais prolongado de desgaste com maior período de lixamento lateral da ponta diamantada, durante o preparo, também pode ter contribuído para uma melhor regularidade do ângulo cavossuperficial.

Tendo em vista os resultados encontrados de equivalência parcial na qualidade das margens dos preparos cavitários realizados nesta pesquisa, torna-se oportuno ressaltar algumas situações que contribuem para efetivar os procedimentos clínicos com o uso da tecnologia ultrassônica, tais como: redução do uso da anestesia e menor sensação de pressão, vibração e calor, a qual realmente contribui para aumentar a aceitação por parte dos pacientes. Além disso, o fenômeno da cavitação ultrassônica promove maior remoção de debris durante o preparo cavitário e menor formação da *smear layer*. Ademais, a diversidade de configurações e angulações das pontas de diamante CVDentUS permite facilidade de acesso às diferentes faces dentárias, além de possibilitar a ampliação da visão do campo operatório durante a etapa de instrumentação, muitas vezes inviável com instrumentos rotatórios. Outra vantagem relaciona-se à necessidade de envolvimento subgingival de preparos cavitários para restaurações diretas ou indiretas, sendo que, devido ao mecanismo de ação vibracional da ponta diamantada, diferentemente da tecnologia rotatória, não induz injúria ao tecido gengival, haja vista a mais alta efetividade no desgaste de tecidos rígidos ou duros, como dentina e esmalte (VIEIRA; VIEIRA, 2002).

Apesar de não ser o objetivo deste trabalho avaliar a força de união entre o substrato das cavidades preparadas com os sistemas de união disponíveis, é

importante ressaltar o efeito que a presença das irregularidades pode acarretar na união dos compósitos ao esmalte. O uso de diferentes instrumentos de corte ou desgaste, antes da aplicação dos sistemas de união, configura diferentes graus de irregularidades nas paredes dos preparos cavitários, podendo apresentar dois efeitos: um aumento da rugosidade de superfície que resultaria numa maior área disponível para a união do sistema material adesivo. Por outro lado, as irregularidades na forma de fendas finas e profundas poderiam levar à inclusão de bolhas de ar entre esmalte e compósito, enfraquecendo a força de união (Al-OMARI; MITCHELL; CUNNINGHAM, 2001). No entanto Jung, Wehlen e Klimek (1999) não encontraram correlação entre a rugosidade da superfície causada pela ação dos instrumentos operatórios com a força de adesão depois da aplicação do ataque ácido. Desse modo, os autores indicaram que as microporosidades criadas pelo ataque ácido têm mais importância na qualidade da adesão, durante o processo de união, do que as irregularidades formadas na superfície do esmalte pelo uso dos instrumentos de corte e desgaste. Isso porque tanto as superfícies polidas quanto as superfícies rugosas, mesmo após o ataque ácido, não apresentaram diferenças de força de união aos sistemas adesivos testados.

Segundo Lund (2009), a popularização da instrumentação rotatória na odontologia levou a uma diminuição progressiva do uso de instrumentos cortantes manuais. O autor questiona se preparos com margens rugosas e cheias de rachaduras no ângulo cavossuperficial são compatíveis com os sistemas adesivos atuais. Ele conclui que a falta de cuidados com a margem dos preparos é a causa de recidivas das lesões cariosas, infiltração marginal e descoloração das margens da restauração, motivo de insucesso na clínica odontológica atual. Por essa razão, o conhecimento de tais intercorrências durante o preparo cavitário pode delimitar alterações significativas no ângulo cavossuperficial, quando da instrumentação cavitária, sendo que o acabamento do preparo e a remoção de prismas de esmalte sem suporte são de grande importância para a longevidade das restaurações de resinas compostas.

Não obstante o avanço tecnológico atribuído aos métodos recentes para a execução de preparos cavitários, em relação ao modo de ação dos instrumentos ultrassônicos, evidenciou-se que a precisão de corte ou desgaste destacada pelo fabricante das pontas CVDentUS não se configura como de definição marginal, mas

sim do controle operacional para efetivar o preparo cavitário dentro de limites precisos à sua atuação. Portanto sua utilização indica a necessidade de algumas manobras operatórias para viabilizar o emprego clínico, tais como: conhecimento prévio do operador com relação a algumas limitações funcionais e operacionais relacionadas à força que deve ser exercida durante o corte: movimento característico da ponta de diamante sobre a superfície a ser desgastada; menor velocidade de desgaste se comparado com a instrumentação rotatória, o que limita sua efetividade em situações de preparos extensos. Além desses cuidados, ao observar os resultados obtidos neste trabalho, pode-se inferir que os preparos efetuados com instrumentação ultrassônica, mesmo com potência de 30%, apresentaram diferentes graus de irregularidades marginais, devendo merecer uma complementação operatória para minimizar os danos inerentes ao efeito vibracional, visando a obter preparos cavitários com definição marginal compatíveis com os diferentes materiais restauradores. Dessa forma, novos estudos podem ser implementados para suplementar os resultados encontrados por Francischone (2009), que não observou melhoria na qualidade marginal de preparos com instrumentação ultrassônica, mesmo quando do acabamento com ponta CVDentUS específica, ou ainda com ponta diamantada fina acionada em rotação intermediária.

Sem dúvida, a introdução da tecnologia ultrassônica associada ao desenvolvimento das pontas diamantadas CVD trazem novos subsídios à odontologia restauradora, assim como a necessidade de estudos e ou pesquisas que permitam a compatibilização com o corte/desgaste do substrato dental e a adequação com os procedimentos restauradores. Nesse sentido, é imperativo destacar que a instrumentação ultrassônica deve ser concebida como um meio alternativo ou auxiliar na consignação de preparos cavitários, sem a conotação excludente de tecnologia substituta dos equipamentos tradicionais.

7 CONCLUSÃO

7 CONCLUSÃO

Com base na metodologia e resultados obtidos nesta pesquisa, pode-se concluir que:

- A definição do ângulo cavossuperficial de preparos cavitários sofre influência relativa em função do tipo de instrumentação (rotatória e ultrassônica);
- A instrumentação rotatória demonstrou similaridade, quanto a regularidade marginal dos preparos cavitários quando comparada à instrumentação ultrassônica utilizada na faixa de 30% da potência máxima do aparelho, sendo que nas potências de 60 e 90% houve alterações mais significativas na qualidade marginal dos preparos cavitários.

Desta forma, pode-se aceitar parcialmente a hipótese de nulidade, considerando que a semelhança estatística somente foi observada quando da comparação entre a instrumentação rotatória com a ultrassônica na potência de 30%.

REFERÊNCIAS

REFERÊNCIAS

- AI-OMARI, W. M.; MITCHELL, C. A.; CUNNINGHAM, J. L. Surface roughness and wettability of enamel and dentine surfaces prepared with different dental burs. **J Oral Rehabil**, Oxford v. 28, n. 7, p. 645-50, July 2001.
- ALLAN, D. N. Cavity Finishing. **Br Dent J**, London, v. 125, n. 12, p. 540-5, Dec. 1968.
- ANGUS, J. C., WILL, H. A.; STANKO, W. S. Growth of diamond seed crystals by vapor deposition. **J Appl Phys**, New York, v. 39, n. 6, p. 2915-22, May 1968.
- ASHFOLD, M. N. R.; MAY, P. W.; REGO, C. A. Thin film diamond by chemical vapour deposition methods. **Chem Soc Rev**, London, v. 23, p. 21-30, 1994.
- BALAMUTH, L. Ultrasonics and dentistry. **Sound**, Chicago, v. 2, n. 11, p. 15-19, Nov. 1963.
- BERNARDES, R. A. et al. Evaluation of apical cavity preparation with a new type of ultrasonic diamond tip. **J Endod**, Chicago, v. 33, n. 4, p. 484-7, 2007.
- BIANCHI, A. R., et al. Possibilidades do emprego das pontas diamantadas na odontologia moderna. **Rev Bras Eng Bioméd**, Rio de Janeiro, v. 15, n. 1-2, p. 39-48, jan.-ago. 1999.
- BORGES, C. F. et al. Adhesion improvement of diamond films on molybdenum rod substrates using metallic powder. **Diamond Relat Mater**, Amsterdam, v. 7, n. 9, p. 1351-6, Sept. 1998.
- BORGES, C. F. et al. Dental diamond burs made with a new technology. **J Prosthet Dent**, St. Louis, v. 82, n. 1, p. 73-9 July 1999.
- BOYDE, A.; KNIGHT, P. J. The Use Of Scanning Electron Microscopy In Clinical Dental Research. **Br Dent J**, London, v. 127, n. 7, p. 313-22 Oct. 1969.
- CARDOSO, M. V. et al. Influence of dentin cavity surface finishing on micro-tensile bond strength of adhesives. **Dent Mater**, Copenhagen, v. 24, n. 4, p. 492-501 Apr. 2008.
- CARVALHO, C. A. et al. The use of CVD diamond burs for ultraconservative cavity preparations: a report of two cases. **J Esthet Restor Dent**, Hamilton, v. 19, n. 1, p. 19-28, Discussion 29. 2007.
- CATUNA, M. C. Sonic Energy: a possible dental application. Preliminary report of ultrasonic cutting method. **Ann Dent**, New York, v. 12, p. 256-60, 1953.
- CHAN, K. C.; EDIE, J. W.; SVARE, C. W. Scanning electron microscope study of marginal adaptation of amalgam in restoration finishing techniques. **J Prosthet Dent**, St. Louis, v. 38, n. 2, p. 165-8, Aug. 1977.

CHRISTENSEN, G. J. Are electric handpieces an improvement? **J Am Dent Assoc**, Chicago, v. 133, n. 10, p. 1433-4, Oct. 2002.

CORONA, S. A., et al. Microleakage of class V resin composite restorations after bur, air-abrasion o Er:YAG laser preparation. **Oper Dent**, Seattle, v. 26, n. 5, p. 491-7, Sept.-Oct. 2001.

COUTINHO, M. **Avaliação do acabamento marginal de preparos cavitários em função de diferentes formas de instrumentação**. 1995. 134p. Dissertação (Mestrado em Odontologia) - Faculdade de Odontologia de Bauru, Universidade de São Paulo, Bauru, 1995.

DERYAGIN, B. V. et al. Filamentary diamond crystals. **J Cryst Growth**, Amsterdam, v. 2, p. 380. 1968.

DINIZ, M. B. et al. Microinfiltração marginal em cavidades preparadas com pontas CVDentUS e diamantadas convencionais. **Cienc Odontol Bras**, Rio de Janeiro, v. 8, n. 1, p. 75-81, jan./mar. 2005.

EVERSOLE, W. G. Synthesis of diamond. US Patent 3,030,188 (1962) filed 23 July 1958.

FAUCHARD, P. **Le chirurgien-dentiste traité des dents**, 2. ed. Paris : Pierre-Jean Marriette, 1746. v. 1, 494 p.

FRANCISCHONE, A. C. **Avaliação da qualidade de margem de preparos cavitários realizados com diferentes técnicas e instrumentos**. 2009. 154p. Tese (Doutorado em Odontologia) - Faculdade de Odontologia de Bauru, Universidade de São Paulo, Bauru, 2009.

GÄBLER, J., L. et al. Micro abrasive pencils with cvd diamond coating. **Diam Relat Mater**, Amsterdam, v. 12, n. 3-7, p. 707-10. 2003.

GOROKHOVSKY, V. Characterization of cascade arc assisted CVD diamond coating technology, Part I&II. **Surf Coat Technol**, Chicago, v. 194, May 2005.

GOZELOTO, M.et al. Brocas anelares de diamante cvd para perfurar vidro silicato. analise dos resultados. **Rev Bras Aplic Vácuo**, Bauru, v. 21, n. 1/2, p. 4-7. 2002.

GRIEVE, A. R. Finishing cavity margins. **Br Dent J**, London, v. 125, n. 1, p. 12-7, July 1968.

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. 353-9, Quiz 360, Apr. 1998.

JOSGRILBERG, E. B. et al. Influence of the power level of an ultra-sonic system on dental cavity preparation. **Braz Oral Res**, São Paulo, v. 21, n. 4, p. 362-7, oct.-dec. 2007.

JUNG, M.; WEHLEN, L.O.; KLIMEK, J. Surface roughness and bond strength of enamel to composite. **Dent Mater**, Copenhagen, v. 15, n. 4, p. 250-6, July 1999.

- KHAMBAY, B. S.; WALMSLEY, A. D. Investigations into the use of an ultrasonic chisel to cut bone. Part 1: forces applied by clinicians. **J Dent**, Bristol, v. 28, n. 1, p. 31-7, Jan. 2000a.
- KHAMBAY, B. S.; WALMSLEY, A. D. Investigations into the use of an ultrasonic chisel to cut bone. Part 2: cutting ability. **J Dent**, Bristol, v. 28, n. 1, p. 39-44, Jan. 2000b.
- LAURELL, K. A.; HESS, J. A. Scanning electron micrographic effects of air-abrasion cavity preparation on human enamel and dentin. **Quintessence Int**, Berlin, v. 26, n. 2, p. 139-44, Feb. 1995.
- LAWN, B. R. Fracture of brittle solids. In: C. U. Press (Ed.). Fracture of brittle solids. Cambridge: Press Syndicate of the University of Cambridge, 1993. Fracture of brittle solids., p. 194-334.
- LEIDAL, T. I.; TRONSTAD, L. Scanning electron microscopy of cavity margins finished with ultra-speed instruments. **J Dent Res**, Chicago, v. 54, n. 1, p. 152-9, Jan.-Feb. 1975.
- LESTER, K. S. Burs, teeth and hand instruments. **Aust Dent J**, Sydney, v. 23, n. 3, p. 231-6, June 1978.
- LIMA, L. M. **Efetividade de corte das pontas do sistema CVDentUS®: estudo in vitro**. 2003. 71f. Dissertação (Mestrado em Odontologia) - Faculdade de Odontologia de Araraquara, Universidade Estadual Paulista "Júlio de Mesquita Filho", Araraquara, 2003.
- LIMA, L. M. et al. Cutting characteristics of dental diamond burs made with cvd technology. **Braz Oral Res**, São Paulo, v. 20, n. 2, p. 155-61, Apr./June 2006.
- LUND, M. R. Secondary caries, a problem of primary concern. **Oper Dent**, Seattle, v. 34, n. 3, p. 249-50, May-June 2009.
- LUSSI, A.; HUGO, B.; HOTZ, P. The effect of 2 finishing methods on the micromorphology of the proximal box margin. an in-vivo study. **Schweiz Monatsschr Zahnmed**, Bern, v. 102, n. 10, p. 1175-80, 1992.
- MANDARINO, F. et al. Avaliação da infiltração marginal em preparo cavitário com instrumento CVD x alta-rotação. **JBD - Rev Ibero-Amer Odontol Estét Dentist**, Curitiba, v. 20, p. 455-60, 2006.
- MAY, P. W. CVD Diamond: a new technology for the future? **Endeavour**, London, v. 19, n. 3, p. 101-6, 1995.
- MAY, P. W. Diamond thin films: a 21st-century material. **Phil Trans R Soc Lond**, Londres, v. 358, p. 473-95. 2000.
- MESQUITA, E.; KUNERT, I. R. **O ultra-som na prática odontológica**. Porto Alegre: Artes Médicas, 2006. 264p.

MONDELLI, J. et al. **Dentística**: procedimentos pré-clínicos. São Paulo: Ed. Santos. 2002.

NISHIMURA, K. et al. Effect of various grit burs on marginal integrity of resin composite restorations. **J Med Dent Sci**, Tokyo, v. 52, n. 1, p. 9-15, Mar. 2005.

OILO, G.; JORGENSEN, K. D. Effect of bevelling on the occurrence of fractures in the enamel surrounding composite resin fillings. **J Oral Rehabil**, Oxford, v. 4, n. 4, p. 305-9, Oct. 1977.

POFERL, D. J.; GARDNER, N. C.; ANGUS, J. C. Growth of boron-doped diamond seed crystals by vapor deposition. **J Appl Phys**, New York, v. 44, p. 1428-34, 1973.

POSTLE, H. H. Ultrasonic cavity preparation. **J Prosthet Dent**, St. Louis, v. 8, n. 1, p. 153-60. 1958.

PREDEBON, J. C.; FLORIO, F. M.; BASTING, R. T. Use of CVDentUS diamond tips for ultrasound in cavity preparation. **J Contemp Dent Pract**, Cincinnati, v. 7, n. 3, p. 50-8, July 2006.

RICHMAN, M. J. Use of ultrasonic in root canal therapy and root resection. **J Dent Med**, New York, v. 12, n. 1, p. 12-8, 1957.

SCHMIDLIN, P. R. et al. Influence of beveling and ultrasound application on marginal adaptation of box-only class II (slot) resin composite restorations. **Oper Dent**, Seattle, v. 32, n. 3, p. 291-7, May-June 2007.

SCHUCHARD, A.; WATKINS, E. 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.

SEIN, H.; AHMED, W.; REGO, C. Application of diamond coatings onto small dental tools. **Diamond Relat Mater**, Amsterdam, v. 11, n. 3-6, p. 731-5, 2002.

SIEGEL, S. C.; VON FRAUNHOFER, J. A. Dental cutting: the historical development of diamond burs. **J Am Dent Assoc**, Chicago, v. 129, n. 6, p. 740-5, June 1998.

SIEGEL, S. C.; VON FRAUNHOFER, J. A. Cutting efficiency of three diamond bur grit sizes. **J Am Dent Assoc**, Chicago, v. 131, n. 12, p. 1706-10, Dec. 2000.

STREET, E. V. A critical evaluation of ultrasonic in dentistry. **J Prosthet Dent**, St. Louis, v. 9, n. 1, p. 132-14, 1959.

STURDEVANT, C. M. **Arte Ciência De La Operatória Dental**. Buenos Aires: Panamericana. 1986.

TOTIAM, P. et al. A new in vitro model to study the relationship of gap size and secondary caries. **Caries Res**, Basel, v. 41, n. 6, p. 467-73, Sept. 2007.

TRAVA-AIROLDI, V. J.; CORATI, E. J.; MORO, J. R. Studies of CVD diamond applications as ultrasound abrading devices in odontology and related uses. **Rev Bras Aplic Vac**, Rio de Janeiro, v. 25, n. 2, p. 71-4, abr.-jun. 2006.

- TRAVA-AIROLDI, V. J. et al. CVD diamond burs - development and applications. **Diam Relat Mater**, Amsterdam, v. 5, n. 6, p. 857-60, May 1996.
- VIEIRA, D.; VIEIRA, D. Pontas de diamante CVD: início ou o fim da alta rotação?. **J Am Dent Assoc** (Edição em Português), v. 5, p. 307-13, 2002.
- VINSKI, I. Two hundred and fifty years of rotary instruments in dentistry. **Br Dent J**, London, v. 146, n. 7, p. 217-23, Apr. 1979.
- XU, H. H., et al. Enamel subsurface damage due to tooth preparation with diamonds. **J Dent Res**, Chicago, v. 76, n. 10, p. 1698-706 Oct. 1997.
- WAPLINGTON, M. et al. Dental hard tissue cutting characteristics of an ultrasonic drill. **Int J Mach Tools Manufact**, Chicago, v. 35, n. 2, p. 339-43, Feb. 1995.
- WATSON, T. F.; FLANAGAN, D.; STONE, D. G. High and low torque handpieces: cutting dynamics, enamel cracking and tooth temperature. **Br Dent J**, London, v. 188, n. 12, p. 680-6, June 2000.
- ZINNER, D. D. Recent ultrasonic dental studies including periodontia without the use of an abrasive. **J Dent Res**, Chicago, v. 34, n. 5, p. 748-9, 1955.

ANEXO A – Anotações das medidas do perímetro e da área ideal dos preparos no
1º dia de exame

ESPÉCIME	ÁREA (μm^2)	PERÍMETRO (μm)
G1AR	2.373.647	5.952,17
G1P30	2.336.367	5.804,07
G1P60	1.612.564	4.751,19
G1P90	1.972.659	5.280,60
G2AR	1.871.248	5.160,60
G2P30	2.087.536	5.446,63
G2P60	1.884.432	5.172,82
G2P90	2.433.265	5.927,64
G3AR	1.629.116	4.792,29
G3P30	2.441.684	5.907,11
G3P60	2.323.326	5.751,23
G3P90	2.298.057	5.752,92
G4AR	1.718.110	4.933,59
G4P30	2.163.575	5.514,11
G4P60	1.820.478	5.021,92
G4P90	1.726.951	4.917,99
G5AR	1.614.426	4.800,73
G5P30	1.618.288	4.770,42
G5P60	1.939.897	5.232,28
G5P90	1.812.096	5.047,31
G6AR	1.726.086	4.969,90
G6P30	2.081.095	5.434,89
G6P60	1.741.296	4.958,42
G6P90	1.707.718	4.942,19
G7AR	1.950.824	5.311,25
G7P30	2.087.610	5.573,68
G7P60	1.838.452	5.171,85
G7P90	2.654.352	6.211,04
G8AR	2.439.210	5.921,74
G8P30	2.574.193	6.144,85
G8P60	2.100.738	5.327,74
G8P90	2.155.674	5.553,09
G9AR	2.285.712	5.613,47
G9P30	2.383.748	5.819,34
G9P60	2.143.232	5.615,52
G9P90	1.578.705	4.724,32
G10AR	1.881.723	5.134,20
G10P30	2.674.641	6.208,21
G10P60	1.810.554	5.067,28
G10P90	2.184.298	5.699,24

ANEXO B – Anotações das medidas do perímetro e da área ideal dos preparos no
2º dia de exame

ESPÉCIME	ÁREA (μm^2)	PERÍMETRO (μm)
G1AR	2.353.794	5.917,04
G1P30	2.361.513	5.812,76
G1P60	1.587.818	4.723,30
G1P90	2.011.486	5.342,84
G2AR	1.860.326	4.765,51
G2P30	2.088.585	5.447,43
G2P60	1.858.746	5.110,69
G2P90	2.439.597	5.943,94
G3AR	1.627.809	4.774,52
G3P30	2.439.974	5.907,01
G3P60	2.242.072	5.655,29
G3P90	2.305.211	5.725,23
G4AR	1.715.884	4.899,72
G4P30	2.164.882	5.526,86
G4P60	1.807.982	5.013,28
G4P90	1.724.959	4.931,85
G5AR	1.599.119	4.769,76
G5P30	1.609.809	4.742,29
G5P60	1.943.251	5.219,54
G5P90	1.787.507	5.001,95
G6AR	1.716.337	4.939,11
G6P30	2.061.188	5.407,23
G6P60	1.728.743	4.953,48
G6P90	1.666.400	4.867,16
G7AR	1.952.975	5.323,51
G7P30	2.084.484	5.578,48
G7P60	1.842.608	5.182,06
G7P90	2.660.966	6.224,88
G8AR	2.424.136	5.938,17
G8P30	2.573.872	6.173,89
G8P60	2.109.528	5.443,41
G8P90	2.327.819	5.738,22
G9AR	2.279.846	5.581,52
G9P30	2.378.184	5.777,44
G9P60	2.142.021	5.601,62
G9P90	1.570.316	4.717,20
G10AR	1.865.245	5.066,24
G10P30	2.698.555	6.180,35
G10P60	1.816.166	5.095,51
G10P90	2.192.734	5.734,83

**ANEXO C – Anotações das medidas do perímetro e da área ideal dos preparos no
3º dia de exame**

ESPÉCIME	ÁREA (μm²)	PERÍMETRO (μm)
G1AR	2.350.680	5.910,90
G1P30	2.360.554	5.835,81
G1P60	1.602.313	4.769,04
G1P90	2.000.039	5.304,73
G2AR	1.844.532	5.121,31
G2P30	2.084.060	5.445,82
G2P60	1.838.773	5.014,72
G2P90	2.431.006	5.910,77
G3AR	1.628.826	4.778,33
G3P30	2.426.726	5.911,68
G3P60	2.299.857	5.707,64
G3P90	2.358.661	5.813,92
G4AR	1.710.523	4.895,66
G4P30	2.162.881	5.538,90
G4P60	1.771.944	4.974,08
G4P90	1.731.290	4.935,34
G5AR	1.597.130	4.766,95
G5P30	1.618.102	4.761,82
G5P60	1.917.321	5.186,26
G5P90	1.808.632	5.026,27
G6AR	1.712.309	4.960,99
G6P30	2.073.140	5.412,92
G6P60	1.735.630	4.946,70
G6P90	1.686.583	4.893,60
G7AR	1.956.609	5.311,25
G7P30	2.068.152	5.498,28
G7P60	1.852.620	5.212,08
G7P90	2.673.303	6.197,07
G8AR	2.444.042	5.955,96
G8P30	2.561.264	6.161,50
G8P60	2.121.166	5.466,36
G8P90	2.174.379	5.602,35
G9AR	2.277.629	5.624,28
G9P30	2.350.320	5.754,09
G9P60	2.168.268	5.633,98
G9P90	1.574.197	4.720,80
G10AR	1.889.969	5.148,25
G10P30	2.671.597	6.122,49
G10P60	1.822.676	5.097,04
G10P90	2.183.940	5.721,97

ANEXO D – Anotações das áreas de irregularidades de cada espécime

ESPECÍME	ÁREA REAL (μm^2)	ÁREA IDEAL (μm^2)	ÁREA IRREGULAR (μm^2)
G1AR	2.393.326	2.359.374	33.952
G1P30	2.438.068	2.352.811	85.257
G1P60	1.690.667	1.600.898	89.769
G1P90	2.180.382	1.994.728	185.654
G2AR	1.889.954	1.858.702	31.252
G2P30	2.154.562	2.086.727	67.835
G2P60	1.945.883	1.860.650	85.233
G2P90	2.538.490	2.434.623	103.867
G3AR	1.657.679	1.628.584	29.095
G3P30	2.525.893	2.436.128	89.765
G3P60	2.472.789	2.288.418	184.371
G3P90	2.634.113	2.320.643	313.470
G4AR	1.741.976	1.714.839	27.137
G4P30	2.259.941	2.163.779	96.162
G4P60	1.970.280	1.800.135	170.145
G4P90	1.803.108	1.727.733	75.375
G5AR	1.717.878	1.603.558	114.320
G5P30	1.689.155	1.615.400	73.755
G5P60	2.094.595	1.933.490	161.105
G5P90	2.007.570	1.802.745	204.825
G6AR	1.773.892	1.718.244	55.648
G6P30	2.162.211	2.071.808	90.403
G6P60	1.843.479	1.735.223	108.256
G6P90	1.836.074	1.686.900	149.174
G7AR	1.977.209	1.953.469	23.740
G7P30	2.138.668	2.080.082	58.586
G7P60	1.924.373	1.844.560	79.813
G7P90	2.743.024	2.662.874	80.150
G8AR	2.480.706	2.435.796	44.910
G8P30	2.655.809	2.569.776	86.033
G8P60	2.465.003	2.110.477	354.526
G8P90	2.562.730	2.219.291	343.439
G9AR	2.336.875	2.281.062	55.813
G9P30	2.453.472	2.370.751	82.721
G9P60	2.254.941	2.151.174	103.767
G9P90	1.649.314	1.574.406	74.908
G10AR	1.954.738	1.878.979	75.759
G10P30	2.749.212	2.681.598	67.614
G10P60	1.913.127	1.816.465	96.662
G10P90	2.344.173	2.186.991	157.182

ANEXO E – Medidas dos diâmetros de cada preparo expressa em milímetros

ESPÉCIME	DIÂMETRO (mm)
G1AR	1,67
G1P30	1,81
G1P60	1,48
G1P90	1,65
G2AR	1,55
G2P30	1,62
G2P60	1,59
G2P90	1,75
G3AR	1,42
G3P30	1,87
G3P60	1,89
G3P90	1,87
G4AR	1,53
G4P30	1,75
G4P60	1,55
G4P90	1,55
G5AR	1,36
G5P30	1,60
G5P60	1,66
G5P90	1,56
G6AR	1,60
G6P30	1,63
G6P60	1,60
G6P90	1,60
G7AR	1,68
G7P30	1,80
G7P60	1,60
G7P90	2,00
G8AR	1,70
G8P30	1,80
G8P60	1,67
G8P90	1,87
G9AR	1,63
G9P30	1,90
G9P60	1,87
G9P90	1,50
G10AR	1,60
G10P30	1,79
G10P60	1,61
G10P90	1,70