

MÔNICA CAMPOS SERRA

ESTUDO *In Vitro* DO DESENVOLVIMENTO DE CÁRIE EM  
ESMALTE ADJACENTE A RESTAURAÇÕES DE CIMENTO  
DE IONÔMERO DE VIDRO OU RESINA COMPOSTA

Tese apresentada a Faculdade de  
Odontologia de Piracicaba da  
Universidade Estadual de Campi-  
nas para obtenção do título de  
Mestre em Ciências - Área: Ma-  
teriais Dentários.

PIRACICABA - SP

1980

Se68e

11485/BC

MÔNICA CAMPOS SERRA

ESTUDO *In Vitro* DO DESENVOLVIMENTO DE CÁRIE EM  
ESMALTE ADJACENTE A RESTAURAÇÕES DE CIMENTO  
DE IONÔMERO DE VIDRO OU RESINA COMPOSTA

*Este exemplar foi  
levidamente corrigido  
conforme resolução  
CC PG/036/83  
Piracicaba, 7 de novembro 1989  
Luiz Antonio Ruhnke*

Orientador: Prof. Dr. LUIZ ANTONIO RUHNKE

Tese apresentada a Faculdade de  
Odontologia de Piracicaba da  
Universidade Estadual de Campi-  
nas para obtenção do título de  
Mestre em Ciências - Área: Ma-  
teriais Dentários.

PIRACICABA - SP  
1989

UNICAMP  
BIBLIOTECA CENTRAL

AO TIM , POR TUDO.

Ao Prof Dr. JAIME APARECIDO CURY,  
pela inestimável colaboração durante  
o desenvolvimento deste trabalho e,  
principalmente, pelo apoio e incenti-  
vo à minha formação científica, meu  
reconhecimento e gratidão.

## AGRADECIMENTOS

Aos Docentes do Curso de Pós-Graduação em Materiais Dentários, pela participação marcante em minha formação.

Ao Prof. Dr. HUMBERTO DE CAMPOS, do Departamento de Matemática e Estatística da Escola Superior de Agricultura 'Luiz de Queiroz' - ESALQ/USP, pela valiosa contribuição no delineamento do experimento e na elaboração da análise estatística, mas sobretudo pelo carinho, apoio e estímulo.

Aos Profs. Dra. IRIS LINARES DE TORRIANI e Dr. EDUARDO ARAÚJO FARAH, do Departamento de Física do Estado Sólido e Ciência dos Materiais, do Instituto de Física "Gleb Wataghin" - UNICAMP, pela atenção e auxílio no embutimento e polimento dos corpos de prova.

Ao Prof. Dr. NIVALDO LEMOS CUPINI e ao Engenheiro JOSÉ DURVAL DE CAMARGO BARROS, do Laboratório de Cristalografia do Centro de Tecnologia da UNICAMP, pelas facilidades proporcionadas durante os ensaios de microdureza.

Aos Professores da Disciplina de Dentística Restauradora, pelas demonstrações cotidianas de compreensão e apoio.

A Profa. WADED ANTÔNIO, pela correção do texto.

A Sra. MARGERY GALBRAITH, pelo esclarecimento das dúvidas relacionadas à língua inglesa.

Ao Sr. IVES ANTONIO CORAZZA, do Centro de Processamento de Dados, pelos excelentes serviços de digitação.

A Srta. DENIZE LUMENA DE PINHO, do Departamento de Dentística Restauradora, pela paciência e disponibilidade com que sempre me atendeu.

A Sra. SUELI DUARTE DE OLIVEIRA SOLIANI, bibliotecária desta Faculdade, pela revisão das referências bibliográficas.

Aos funcionários da Disciplina de Bioquímica, Sr. WALDOMIRO VIEIRA FILHO e Sra. MARIZA DE JESUS CARLOS SOARES, pelo auxílio laboratorial.

Aos funcionários da Disciplina de Materiais Dentários, Sr. ADÁRIO CANGIANI, Srta. MARIA GENI FORTI e Sr. PEDRO SÉRGIO JUSTINO, pela agradável convivência no transcorrer do curso.

A todos aqueles que, de alguma forma, contribuíram para a concretização deste trabalho

# CONTEÚDO

	PAGINA
1 - INTRODUÇÃO .....	1
2 - REVISÃO BIBLIOGRÁFICA .....	4
2.1 - Microdureza, desmineralização e remineralização .....	4
2.2 - Cárie secundária, liberação e incorporação de flúor .....	12
3 - PROPOSIÇÃO .....	20
4 - MATERIAIS E MÉTODOS .....	21
4.1 - Preparo e restauração dos dentes .....	21
4.2 - Ciclagens de desmineralização e remineralização .....	23
4.3 - Obtenção dos corpos de prova .....	25
4.4 - Testes de microdureza .....	27
5 - RESULTADOS .....	30
6 - DISCUSSÃO .....	42
7 - CONCLUSÕES .....	48
8 - SINOPSE .....	49
9 - SUMMARY .....	50
10 - REFERÊNCIAS BIBLIOGRÁFICAS .....	51
11 - APÊNDICE .....	59

## 1 - INTRODUÇÃO

Existem vários motivos para a substituição de restaurações. Para amálgama, os principais incluem cáries secundárias, adaptação marginal insatisfatória, forma anatômica inadequada e fraturas das restaurações ou dos dentes. As razões principais para a substituição de restaurações de resina composta são alterações de cor e cáries secundárias (ELDERTON<sup>6</sup>, 1976; MJÖR<sup>35</sup>, 1985).

A longevidade das restaurações, por sua vez, depende de uma série de fatores que incluem a habilidade do profissional, os cuidados do paciente e as características inerentes ao material restaurador. Uma propriedade importante, que pode aumentar a longevidade da restauração, por diminuir as cáries recorrentes, é a liberação de flúor do material restaurador. (SWIFT<sup>57</sup>, 1989).

O cimento de silicato, usado por muitos anos como material restaurador para dentes anteriores, é um exemplo clássico de material que libera flúor, de conhecidas propriedades anticariogênicas. O mecanismo de ação cariostática deste material pode ser explicado pela lenta liberação de flúor durante a vida da restauração (WILSON & BATCHELOR<sup>64</sup>, 1967), que age como aplicações tópicas (PHILLIPS & SWARTZ<sup>46</sup>, 1957), diminuindo a frequência e o grau de cáries secundárias (NORMAN et alii<sup>39</sup>, 1960; HALS<sup>10</sup>, 1975).

A partir dos estudos realizados com cimentos de silicato, tentou-se obter propriedades anticariogênicas com outros materiais restauradores (NORMAN et alii<sup>40</sup>, 1961; JERMAN<sup>26</sup>, 1970; FORSTEN & PAUNIO<sup>15</sup>, 1972; FORSTEN<sup>19</sup>, 1976), através da adição discreta de compostos fluoretados. Entretanto, após um curto período, o flúor não é mais liberado em quantidade



mensurável. Além disto, a adição de compostos de fluoreto, em concentrações suficientes para atuar como agente anticariogênico efetivo, pode interferir nas propriedades físicas do material (PHILLIPS<sup>43</sup>, 1984).

No início da década de 70, após pesquisas de WILSON & KENT<sup>60</sup>, surgiu o cimento de ionômero de vidro. Esse cimento, também denominado ionomérico, é geralmente apresentado na forma de um pó e um líquido. O pó é um vidro de silicato aluminico, formado pela fusão de quartzo, alumina, fluorita, trifluoreto de alumínio e fosfato de alumínio. O líquido é um ácido polialcenóico, sendo atualmente utilizado o ácido poliacrílico, em associação ao ácido tartárico e itacônico, ou o ácido polimaleico em substituição ao ácido poliacrílico. Se o ácido polialcenóico for desidratado a vácuo e incorporado ao pó, o líquido será apenas água destilada ou uma solução aquosa de ácido tartárico (WALLS<sup>61</sup>, 1986). Devido à presença de fluoretos em sua composição, o cimento de ionômero de vidro assemelha-se ao cimento de silicato no que se refere à liberação de flúor (SWARTZ et alii<sup>54</sup>, 1984) e propriedades anticariogênicas (PHILLIPS<sup>44</sup>, 1987), com as vantagens de ser biocompatível (PAMEIJER et alii<sup>41</sup>, 1981), menos solúvel (FORSTEN<sup>44</sup>, 1977), e aderir às estruturas dentais (HOTZ et alii<sup>25</sup>, 1977; MALDONADO et alii<sup>33</sup>, 1978; WILSON et alii<sup>67</sup>, 1983).

A adesão a esmalte e dentina indiscutivelmente contribui para a redução da microinfiltração, por promover um selamento marginal eficiente, mas a redução de cáries secundárias deve ser atribuída principalmente à liberação constante de flúor na área adjacente às restaurações (HICKS et alii<sup>21</sup>, 1986).

Experimentalmente, as diferenças de instalação e progressão de lesões de cárie podem ser avaliadas através de microscopia de luz polarizada (SILVERSTONE<sup>50</sup>, 1966; HALS<sup>10</sup>, 1975; HICKS<sup>20</sup>, 1986; HICKS et alii<sup>21</sup>, 1986), microscopia eletrônica de varredura (HICKS et alii<sup>21</sup>, 1986; SILVERSTONE et alii<sup>53</sup>, 1988), microrradiografia (SILVERSTONE<sup>51</sup>, 1968; HALS &

NORDEVAL<sup>10</sup>, 1973) ou ainda testes de microdureza (DAVIDSON et alii<sup>4</sup>, 1974; PURDELL-LEWIS et alii<sup>47</sup>, 1976; GERRARD & WINTER<sup>10</sup>, 1986), sendo que foi relatada uma relação linear entre a porcentagem de mineral, determinada por microrradiografia, e a raiz quadrada do valor de dureza Knoop, encontrado através de testes de microdureza (FEATHERSTONE et alii<sup>12</sup>, 1983).

Uma vez que os valores de dureza Knoop podem ser usados como medida direta de perda ou ganho de mineral, decidimos avaliar por esta técnica as diferenças no desenvolvimento de cárie ao redor de cimento de ionômero de vidro ou resina composta, quando o esmalte dental adjacente às restaurações é submetido a um modelo dinâmico de desenvolvimento de cárie in vitro, através de ciclagens de desmineralização e remineralização.

## 2 - REVISÃO BIBLIOGRÁFICA

### 2.1 - MICRODUREZA, DESMINERALIZAÇÃO E REMINERALIZAÇÃO

HODGE & McKAY<sup>23</sup>, em 1933, mediram a dureza do tecido dental utilizando um microcaracter, com carga constante de 3 gramas. Obtiveram precisão de medidas iguais aos limites dos microscópios da época e denominaram microdureza a proporção entre área de impressão e força aplicada. Apesar de considerarem as medidas obtidas satisfatórias, no que se refere ao grau de precisão, afirmaram que os dados obtidos eram comparativos e não absolutos.

Em 1936, HODGE<sup>22</sup> avaliou a dureza de tecidos dentais, através de resistência à penetração, com diferentes aparelhos de dureza: Microcaracter, Brinell, Rockwell, monotron, escleroscópico e Herbert pendulum. Em muitos casos, os instrumentos causaram distorção destrutiva do material testado.

SWEENEY<sup>56</sup>, em 1942, fez o primeiro relato da utilização de penetrômetro Knoop em Odontologia, para medidas precisas de dureza de materiais como ligas de ouro, cimentos, resinas e estrutura dental.

PHILLIPS & SWARTZ<sup>45</sup>, em 1948, utilizaram dureza Knoop para estudar o efeito de aplicações tópicas de flúor em superfície de esmalte desgastado. Observaram que após 5 minutos de imersão em fluoreto de sódio acidulado houve 5,1% de aumento na dureza do esmalte e 7,1% quando utilizaram fluoreto estanhoso. Os autores notaram ainda que o penetrômetro Knoop foi efetivo em estudos com estruturas dentais, por permitir a utilização de pequenas cargas em pequenas

superfícies e em áreas friáveis, por produzir impressões nítidas e bem definidas e por minimizar a variável humana, uma vez que a aplicação e remoção da carga é controlada eletronicamente.

HORD & ELLIS<sup>24</sup>, em 1949, verificaram o efeito de aplicações tópicas de fluoreto de sódio na microdureza do esmalte de cães. Após 8 semanas de aplicações de solução aquosa de fluoreto de sódio a 2%, por 10 minutos, os animais foram sacrificados e foram observados aumentos na dureza do esmalte de, no mínimo 13%, chegando a 42%, quando comparados com os dentes controle.

Em 1957, CALDWELL et alii<sup>2</sup> utilizaram penetrômetro Knoop e carga de 500 gramas para medir a dureza de esmalte íntegro e sem desgaste. Encontraram grandes variações nos números de dureza Knoop (KHN), de 250 a 500 KHN, sendo que variações quase deste extremo foram encontradas em uma única superfície, parecendo ser variações locais, sem um padrão definido.

NEWBRUN et alii<sup>38</sup>, em 1959, fizeram medidas de dureza Knoop em superfície de esmalte íntegro e desgastado, com carga de 500 gramas, após 10 horas de exposição em tampão lactato 0,001M, pH 5,0. Observaram que superfícies íntegras de esmalte apresentavam maior dureza que superfícies desgastadas e que aplicações tópicas de fluoreto de sódio a 2% por 2 horas não aumentaram a dureza dos dentes não expostos ao tampão lactato. Em superfícies de esmalte íntegro expostas ao tampão, o pré-tratamento com fluoreto de sódio não foi capaz de alterar a porcentagem de diminuição de dureza, enquanto nas superfícies de esmalte desgastado a diminuição de dureza foi significativamente menor que no grupo não tratado.

NEWBRUN<sup>36</sup>, em 1960, avaliando a microdureza de dentes com fluorose, observou que altas concentrações de flúor sistêmico durante o período de desenvolvimento dental afeta a dureza superficial do esmalte e que o grau de fluorose dental parece ser inversamente proporcional à dureza Knoop.

Em 1960, NEWBRUN & PIGMAN<sup>37</sup> compararam métodos para

determinação de dureza superficial em esmalte e dentina. Neste trabalho, os autores afirmam que o penetrador tipo Knoop têm muitas vantagens em relação ao de Brinell, pois as impressões têm dimensões definidas, e que as medidas de dureza parecem ser um método sensível e confiável para avaliar a progressão de cáries naturais ou artificiais.

KOULOURIDES & REED JR<sup>91</sup>, em 1964, verificaram o efeito de ions cálcio, fosfato e flúor, testados isoladamente ou combinados, na desmineralização superficial e na dissolução do esmalte dental, através de alterações de dureza em superfícies planas de esmalte expostas à placa bacteriana sintética ou a tampão acetato pH 5,0, e através da perda de cálcio de pó de esmalte exposto ao tampão acetato. Com placa bacteriana sintética, somente as combinações de ions contendo flúor protegeram as superfícies de esmalte da desmineralização. Para as superfícies de esmalte expostas ao tampão, as combinações de cálcio e fosfato, cálcio e flúor, e cálcio, fosfato e flúor protegeram o esmalte da desmineralização. Com esmalte em pó, todas as combinações tiveram efeito similar. Houve um paralelismo entre perda de cálcio e diminuição de dureza, durante a desmineralização superficial do esmalte.

Em 1965, KOULOURIDES et alii<sup>90</sup> avaliaram a capacidade remineralizante de saliva humana e sintética, utilizando dentes humanos que foram expostos a tampão acetato 0,001M, pH 5,5 por 4 e 6 horas, com conseqüente diminuição da dureza na superfície do esmalte, em 60 a 150 KHN. A saliva natural mostrou capacidade de remineralização, sendo que esta capacidade foi aumentada marcadamente com a adição de 1mM de flúor. Em solução sintética contendo cálcio, a adição de 0,05mM de flúor foi capaz de melhorar o potencial remineralizante.

FEAGIN et alii<sup>9</sup>, em 1969, investigaram a desmineralização e remineralização de esmalte, em relação a alterações na microdureza superficial. As superfícies de esmalte foram expostas a tampão acetato de potássio 0,001M, pH 5,5 a 37°C, até conseguirem uma diminuição da dureza entre 100 e

120 KHN. A solução remineralizante continha 1 a 3mM de cálcio; proporção cálcio/fosfato de 1,67 ; 0,05mM de flúor e 0,15M de cloreto de sódio, em pH 7,3. Os resultados mostraram que a diminuição da dureza Knoop foi linearmente proporcional à perda de cálcio e fosfato, quando da desmineralização. Após exposição do esmalte à solução remineralizante, houve um aumento de dureza linearmente correspondente à aquisição de cálcio, até cerca de 80% da completa remineralização, sugerindo uma maior remineralização da camada mais externa do esmalte, limitando a difusão para o interior da estrutura desmineralizada.

Em 1971, FEAGIN et alii<sup>46</sup> avaliaram o efeito das concentrações de íons cálcio, fosfato, hidrogênio e flúor na remineralização de esmalte dental. Superfícies planas de esmalte foram submetidas à desmineralização em tampão acetato 0,001M , pH 5,5 , até que houvesse diminuição na dureza de aproximadamente 100 KHN. A solução remineralizante continha 1,5mM Ca; proporção cálcio/fosfato 1,67 ; 0,15M de cloreto de sódio e pH 7,3 , acrescida ou não de 0,05mM de flúor. Não houve diferença entre esmalte naturalmente mineralizado e esmalte remineralizado na ausência de flúor. No entanto, as superfícies remineralizadas em presença de 0,05mM de flúor mostraram-se mais resistentes a uma segunda desmineralização, além de apresentarem maior remineralização.

DAVIDSON et alii<sup>47</sup>, em 1974, realizaram medidas de dureza Knoop, com cargas de 50 a 100 gramas, em cortes longitudinais de dentes submetidos a solução tampão ácido pH 4,0 , por 2 e 4 dias. Nos testes de microdureza realizados com as impressões perpendiculares ao longo eixo dos prismas, observaram que a superfície da lesão apresentava uma maior dureza que seu interior e que as variações de dureza, em função da superfície do esmalte, correlacionavam-se com a concentração de cálcio do local, embora a correlação não fosse linear.

PURDELL-LEWIS et alii<sup>47</sup>, em 1976, avaliaram a preci-

são e a reprodutibilidade de medidas de dureza, utilizando esmalte íntegro e desmineralizado como principais materiais de teste. Produziram manchas brancas artificiais em pré-molares humanos, desmineralizando-os com ácido láctico 0,1M, em solução de hidroxietil celulose 1,6% e pH 4,0, por 96 horas. As medidas foram efetuadas em cortes longitudinais, com penetrômetro Knoop e carga de 15 gramas. O erro do operador encontrado foi menor que 5%, tanto para medidas em bloco de aço quanto em esmalte, embora as impressões em esmalte fossem mais difíceis de serem lidas que aquelas em bloco de metal. Observaram muitas variações em microdureza, não somente entre dentes diferentes, mas em áreas diferentes de um mesmo dente. Encontraram variação de até 47 KHN entre dois dentes, mas houve diferença de 43 KHN em áreas de um mesmo dente. Com estes resultados, afirmam que, para que o grau de variação das medidas de dureza se mantenha em limites aceitáveis, tanto as manchas brancas experimentais quanto as controles devem ser de um mesmo dente.

TURTOLA<sup>50</sup>, em 1977, avaliou a dureza Vickers e a incorporação de flúor em esmalte bovino sob placa artificial fermentável e não fermentável, incubando *Streptococcus Sanguis* sobre o esmalte em soluções tampões, com pH inicial 6,0, por 36 horas, a 37°C. Observou que, sob a placa fermentável, houve diminuição da microdureza da superfície do esmalte, mas a presença de flúor preveniu esta diminuição da microdureza, além de propiciar um menor decréscimo de pH.

Em 1977, ten CATE & ARENDS<sup>58</sup> investigaram o mecanismo de remineralização de lesões de cárie artificial em esmalte bovino, exposto a soluções contendo 2,0mM de cálcio; 1,2mM de fosfato e 0 ou 1 ppm de flúor, em pH 7,0. Estes autores concluíram que a adição de 1 ppm de flúor à solução remineralizante aumenta o grau de remineralização do esmalte e que ocorre um reendurecimento do corpo da lesão da cárie.

KOULOURIDES & CAMERON<sup>20</sup>, em 1980, investigaram, através de microrradiografias e alterações de microdureza, a resistência local de dentes, adquirida em resposta a ataques

carriogénicos e períodos de remineralização. Superfícies amareladas e marrons de dentes humanos extraídos, indicativas de consolidação de lesões de cárie, foram expostas a tampões ácidos. Desenvolveram-se lesões subsuperficiais em áreas de esmalte íntegro adjacentes, mas não em áreas de lesões consolidadas. Neste mesmo trabalho, os autores demonstraram experimentalmente o desenvolvimento de uma maior resistência a ácidos de esmalte bovino pré-amolecido em ácido, tratado com flúor, exposto ao meio bucal e finalmente exposto a tampão ácido para desenvolvimento de lesões subsuperficiais. Os resultados foram interpretados como uma extensão da teoria de adaptação tecidual a desafios injuriosos, nos quais a superfície dental seria preparada pelo desafio para uma possível remineralização e para o desenvolvimento de uma maior resistência.

FEATHERSTONE et alii<sup>10</sup>, em 1982, estudaram a capacidade remineralizante de soluções e pastas dentais sobre lesões de cárie artificiais subsuperficiais. Para isto, as lesões artificiais foram submetidas a diferentes condições e os perfis de dureza Knoop foram determinados a partir de cortes transversais das lesões de esmalte tratadas e não tratadas, utilizando cargas de 15 e 50 gramas. Os resultados encontrados mostraram um significativo reendurecimento no corpo da lesão nos grupos tratados com solução e um reendurecimento em menor profundidade, porém com dureza superficial aumentada, nos grupos tratados com pasta ou apenas saliva. A conclusão destes resultados foi que as soluções remineralizantes contendo fluoreto de sódio, além de traços de vários minerais, apresentaram um valor potencial na prevenção ou reversão de cáries incipientes.

SILVERSTONE<sup>52</sup>, em 1982, avaliou qualitativa e quantitativamente o efeito do flúor na remineralização de cáries de esmalte naturais e artificiais, estas obtidas em gelatina acidificada. Os cortes longitudinais das lesões de cáries foram examinados por microscópio polarizador e os estudos quantitativos conduzidos em lesões selecionadas, utilizando



um compensador Ehringhaus acoplado ao microscópio. Os resultados obtidos levaram o autor a afirmar que a remineralização ocorre naturalmente durante a formação de lesões de cárie em esmalte dental humano e que a exposição de lesões a soluções calcificantes *in vitro* resulta num aumento significativo da remineralização. O grau de remineralização, por sua vez, depende da presença de íons flúor na solução e de seu grau de supersaturação da solução, em termos de cálcio e fosfato.

Em 1983, FEATHERSTONE et alii<sup>12</sup> fizeram uma comparação direta entre microrradiografia quantitativa e perfis de microdureza, utilizando cáries artificiais em esmalte humano. Coroas dentais com lesões artificiais foram cortadas longitudinalmente, no centro das lesões, e cada metade utilizada para uma das técnicas. Encontraram uma relação linear entre o percentual de mineral, determinado por microrradiografia, e a raiz quadrada do número de dureza Knoop (KHN), obtido por testes de microdureza, no intervalo de 40-90 por cento de mineral em volume. Concluem que qualquer uma das técnicas pode ser usada para medir o perfil mineral em lesões de cárie resultantes de desmineralização e, provavelmente, remineralização.

GERRARD & WINTER<sup>16</sup>, em 1986, avaliaram a capacidade remineralizante de dentifrícios contendo flúor. Para isto, realizaram medidas de dureza Knoop em superfícies planas de esmalte com carga de 200 gramas, antes e após 8 ciclos de desmineralização e remineralização. Concluíram que se pode obter remineralização como resultante de tratamentos com dentifrícios fluoretados, mesmo quando estes forem restritos a períodos de 1 minuto, e que o esmalte mineralizado por dentifrício/saliva é de resistência à desmineralização semelhante ao esmalte íntegro.

FEATHERSTONE et alii<sup>14</sup>, em 1986, utilizaram resultados de experimentos *in vivo* para desenvolver um modelo de ciclagens de desmineralização e remineralização *in vitro* e utilizaram este modelo para avaliar o efeito do flúor no aumento da remineralização. Para estudar o efeito de

dentifricio fluoretado associado a bochechos de fluoreto de sódio a 0,05% ou aplicações tópicas de flúor fosfato acidulado, pacientes com extrações indicadas por razões ortodónticas submeteram-se a um mês de tratamento, e após esse período, a desmineralização foi avaliada, por medidas de microdureza, nos dentes extraídos. O dentifricio fluoretado permitiu perda mineral de apenas 5 a 15% em volume. Este dentifricio, associado a bochechos com fluoreto de sódio, promoveu completa proteção contra desmineralização. Estes resultados foram reproduzidos em um modelo de ciclagem de desmineralização e remineralização *in vitro*, incluindo tratamentos diários com produtos contendo flúor. A adição de flúor (0,03 - 0,5mg/l) à saliva artificial aumentou significativamente a remineralização, sendo este efeito dependente da concentração de flúor. Estes estudos confirmam o conceito da importância de aplicações frequentes de produtos de concentração de flúor relativamente baixas para diminuição de cáries, mesmo em situações de altos desafios cariogênicos.

SILVERSTONE et alii<sup>59</sup>, em 1988, avaliaram o efeito de aplicações frequentes de flúor, em concentrações relativamente baixas, na iniciação e progressão de cáries artificiais, induzidas por exposições intermitentes a gel acidificado. Os resultados obtidos indicaram que os tratamentos com flúor resultam na remineralização de esmalte hipomineralizado antes da iniciação da cárie, bem como da subsequente remineralização das lesões entre os períodos de exposição aos desafios cariogênicos, limitando a formação de lesões detectáveis clinicamente.

CURY<sup>3</sup>, em 1989, discutindo a dinâmica do desenvolvimento da lesão de cárie e os mecanismos de ação do flúor, afirmou que a cárie dental é uma consequência do desequilíbrio entre os fatores de desmineralização e remineralização e que a presença de flúor nos fluidos da placa e esmalte pode controlar o desenvolvimento do processo de cárie, por inibir o processo de desmineralização e ativar a remineralização.

## 2.2 - CARIE SECUNDARIA, LIBERAÇÃO E INCORPORAÇÃO DE FLUOR

PHILLIPS & SWARTZ<sup>46</sup>, em 1957, investigaram o efeito de alguns materiais dentários na solubilidade do esmalte. Utilizaram superfícies integras e pó de esmalte e determinaram a solubilidade através de cálcio e fósforo liberados, após tratamento com ácido acético. Concluíram que os cimentos de silicato promoveram considerável redução na solubilidade do esmalte, enquanto resinas experimentais e cimento fosfato de zinco contendo flúor reduziram a solubilidade do esmalte em graus variados. A menor incidência de cárie recorrente ao redor de restaurações de cimento de silicato foi atribuída ao aumento da resistência a ataques ácidos da estrutura dental adjacente às restaurações, devido à presença de flúor.

Em 1960, NORMAN et alii<sup>39</sup> avaliaram a liberação de flúor de diferentes materiais e a subsequente alteração na concentração de flúor e na solubilidade do esmalte dental exposto aos materiais. Os resultados obtidos indicaram que os materiais que liberam mais flúor produzem uma maior incorporação de flúor no esmalte.

NORMAN et alii<sup>40</sup>, em 1961, utilizaram dentes humanos para estudar o efeito de vários materiais odontológicos na incorporação de flúor, em superfícies de esmalte íntegro. Concluíram que, entre os materiais testados, a maioria dos que continham flúor em sua composição produziu uma alteração mensurável na quantidade de flúor incorporado ao esmalte, havendo uma relação definida entre a alteração da quantidade de flúor e a solubilidade em ácido de esmalte dental íntegro.

FEAGIN et alii<sup>7</sup>, em 1963, estudaram o efeito do cimento de silicato em esmalte dental humano, exposto a tampão acetato de potássio pH 5,5, a 37°C por 4 horas, após a remoção do silicato. Observaram que o contato do esmalte com o cimento de silicato, por 10 minutos, ofereceu completa

proteção ao esmalte. Dentre os prováveis mecanismos que explicariam esta proteção oferecida pelo silicato, estaria a formação de cristais de fluorapatita que fortificariam o esmalte dental.

LIND et alii<sup>92</sup>, em 1964, realizaram um estudo para avaliar o efeito cariostático de materiais restauradores, observando o desenvolvimento de cáries de contato. Na maxila, 66% das superfícies em contato com restaurações de amálgama apresentaram cárie após 3 anos, enquanto as superfícies dentais em contato com cimento de silicato apresentaram cáries em apenas 28,4% dos casos. Na mandíbula, observaram 50% de cáries para superfícies em contato com amálgama e somente 5,6% para superfícies em contato com cimento de silicato.

Em 1972, WILSON & KENT<sup>66</sup> desenvolveram um novo cimento, baseado na reação que ocorre entre vidros de ions lixiviáveis e uma solução aquosa de ácido poliacrílico. Este cimento, denominado ionômero de vidro, teria certas vantagens se comparado ao cimento de silicato, por ter maior resistência à tração e menor solubilidade em ácidos fracos.

Em 1973, HALS & NORDEVAL<sup>10</sup> produziram cárie secundária ao redor de restaurações de silicato, em dentes permanentes com extração indicada, através da cimentação de bandas ortodônticas para assegurar o acúmulo de placa dental, durante um período experimental médio de 131 dias. Após as extrações, os dentes foram observados através de microscopia de luz polarizada e microrradiografias. Dos 32 casos de risco de cárie secundária, 14 não apresentaram lesões, e em outros 14 casos a desmineralização foi tão suave que não pôde ser detectada por microrradiografia. Houve ainda a hipermineralização das paredes de esmalte e dentina em cerca de 20% dos casos. A baixa suscetibilidade à cárie, associada a restaurações de silicato; foi explicada pela ação do flúor liberado do material.

FORSTEN<sup>14</sup>, em 1977, comparou a liberação de flúor de cimento ionomérico e cimento de silicato, colocando corpos de

prova em solução contendo hidroxiapatita, por 7 semanas, trocando as soluções semanalmente, e medindo a quantidade de flúor incorporado pela hidroxiapatita. O cimento de ionômero de vidro, apesar de ser menos solúvel que o cimento de silicato, liberou uma quantidade de flúor significativamente maior durante a terceira, a quarta e a quinta semana.

GRØN<sup>17</sup>, em uma revisão feita em 1977, discutiu as reações que ocorrem quando soluções fluoretadas são aplicadas aos dentes, em termos de incorporação e retenção de flúor e das reações entre o flúor e a parte mineral do esmalte. A eficácia dos tratamentos tópicos tem sido avaliada pela deposição de flúor e pela redução no grau de solubilidade do esmalte. Entretanto, não há uma relação simples entre flúor do esmalte e inibição de cáries. A redução do grau de solubilidade do esmalte, embora pareça ser uma característica desejável, não pode ser relacionada à inibição de cárie, uma vez que alguns agentes inibidores da solubilidade altamente efetivos não foram capazes de inibir cárie dental.

Em 1978, MALDONADO et alii<sup>18</sup> testaram a liberação do flúor, o efeito da solubilidade do esmalte, a adesão e a capacidade seladora de um cimento de ionômero de vidro, comparado ao cimento de silicato. A quantidade de flúor liberada, após 21 dias de imersão em água destilada, foi significativamente maior para o ionômero de vidro, tanto para a liberação diária quanto para a liberação total. A redução na solubilidade do esmalte, determinada pela dissolução de cálcio, foi de 39% para o cimento de silicato e de 52% para o ionômero de vidro, sendo esta diferença estatisticamente significativa. Os dados obtidos indicaram que o cimento ionomérico deve ser tão efetivo quanto o cimento de silicato na inibição de cárie secundária, além de apresentar adesão a esmalte e dentina. No que se refere a selamento marginal, o ionômero de vidro mostrou-se efetivo em cavidades de classe III, mesmo após ciclagens térmicas. Em cavidades de classe V obtiveram um bom selamento, mesmo quando as margens da restauração estavam total ou parcialmente em cimento ou

dentina.

Neste mesmo ano, KIDD<sup>28</sup> investigou a capacidade seladora de restaurações de resina composta ou cimento de ionômero de vidro, usando gelatina acidificada de pH 4,0, por 10 semanas, para promover a formação de cáries artificiais e microscopia de luz polarizada para analisá-las. Os resultados mostraram uma boa capacidade seladora da resina composta e do ionômero de vidro. Embora tenha havido evidências de uma desmineralização suave ao longo das paredes cavitárias de algumas amostras restauradas com cimento de ionômero de vidro, as lesões externas ao redor das restaurações foram menos severas, o que levou esta autora a considerar o cimento de ionômero de vidro um material cariostático.

Em 1980, WESENBERG & HALS<sup>62</sup> estudaram a estrutura de cáries secundárias artificiais em raízes, ao redor de restaurações com cimento de ionômero de vidro, expondo os dentes restaurados a gelatina acidificada, com pH ajustado para 4,0 através da adição de ácido láctico, por um período de 26 a 54 dias. Observaram que houve uma zona de radiopacidade aumentada nas paredes cavitárias dos dentes restaurados com ionômero de vidro, quando observadas por microscopia de luz polarizada e microrradiografia, possivelmente devido à precipitação de cálcio e fosfato, promovida pela liberação de flúor.

Estes mesmos autores, ainda em 1980, avaliaram o efeito de restaurações com cimento de ionômero de vidro em paredes de esmalte e dentina, através de microrradiografia e microsonda. Nas paredes de dentina, houve um aumento de radiopacidade, explicado pelo aumento de cerca de 5-10% de cálcio e fósforo. As concentrações de flúor em esmalte e dentina foram, respectivamente, 0,3% e 1,5%, diminuindo até menos que 0,1% a uma distância de 16 a 80  $\mu$ m da superfície.

SWARTZ et alii,<sup>55</sup> em 1980, determinaram a quantidade de flúor em esmalte, através de biópsias, antes e após restaurações com cimento de silicato, silico-fosfato e ionômero de vidro. As biópsias realizadas após as restaurações,

mostraram quantidade de flúor significativamente maior que nas biópsias pré-restaurações, quando os dentes foram restaurados com cimento de silicato contendo flúor. As alterações nas porcentagens de flúor dos dentes restaurados com cimento de silico-fosfato e ionômero de vidro foram similares às do cimento de silicato nos tempos 1 e 6 meses, porém aos 12 meses a quantidade de flúor nas amostras foi bem menor que nos outros intervalos de tempo.

PEARCE et alii<sup>42</sup>, em 1980, avaliaram o incremento de cáries e as alterações na concentração de flúor em esmalte normal de crianças de 11 anos, após 21 meses de bochechos com NaF 0,2%. Ao final do experimento, o grupo controle apresentou um incremento de cárie significativamente maior que o grupo de bochechos com flúor, embora não houvesse diferença significativa na concentração de flúor da superfície do esmalte. Estes fatores os levaram a concluir que a concentração de flúor no esmalte não teve relação com a redução no incremento de cáries, devido ao programa de bochechos com flúor.

Em 1984, RETIEF et alii<sup>43</sup>, avaliaram a incorporação de flúor em áreas de esmalte e cimento, localizadas a 1,5; 3,5; 5,5 e 7,5 mm das margens das restaurações de cimento ionomérico, após 1, 3 ou 6 meses de suspensão em saliva artificial. O flúor incorporado ao esmalte após 1 mês foi retido nos períodos de 3 e 6 meses, não havendo diferença significativa de incorporação de flúor nos diferentes locais de biópsia para cada intervalo de tempo. No cimento, a incorporação de flúor foi significativamente reduzida após 3 meses, quando comparada a um mês, não sendo significativamente diferente de 6 meses.

DERAND & JOHANSSON<sup>5</sup>, em 1984, utilizaram microscopia de luz polarizada e microrradiografia para averiguar a diferença no desenvolvimento de cáries artificiais, induzidas por gel acidificado de pH 4,0, em raízes dentais restauradas com amálgama, contendo ou não flúor; cimento de silicato; ionômero de vidro ou óxido de zinco e eugenol. Obser-

varam que, ao redor de cavidades restauradas com materiais que liberam flúor, as lesões foram significativamente menores, sendo que obtiveram proteção mais evidente com cimento de silicato e ionômero de vidro.

Ainda em 1984, SWARTZ et alii<sup>54</sup> verificaram a liberação de flúor em 6 marcas comerciais de cimento ionomérico, durante um período de 12 meses, comparada a cimentos de silicato, silico-fosfato e poliacarboxilato contendo flúor. A liberação de flúor do cimento ionomérico foi similar, tanto em padrão quanto em quantidade, ao cimento de silicato, indicando prováveis propriedades anticariogênicas.

BRANDAU et alii<sup>1</sup>, em 1984, avaliando as características clínicas de um cimento de ionômero de vidro para restaurar contornos anatômicos deficientes, sem preparos cavitários ou retenções, não notaram evidência de cárie nas margens de nenhuma das restaurações, após um período de 54 meses.

MJÖR<sup>95</sup>, em 1985, estudando a frequência de cáries secundárias em diferentes localizações anatômicas, observou que das 1570 restaurações executadas, durante um período de duas semanas, 872 eram substituições, sendo que a razão destas substituições, em 72% dos casos de restaurações de amálgama e 43% de resina composta, foi cárie secundária.

WILSON et alii<sup>65</sup>, em 1985, investigaram a liberação de flúor, sódio e sílica de um cimento de ionômero de vidro, durante um período de 598 dias. Observaram que até o final do experimento estes ions ainda estavam sendo liberados em quantidades mensuráveis, embora o grau de liberação tivesse diminuído.

Em 1986, HICKS<sup>20</sup>, utilizando microscopia de luz polarizada e microscopia eletrônica de varredura, estudou a formação de lesões de cárie artificial em raízes, induzidas por gelatina acidificada de pH 4,2, ao redor de restaurações de cimento de ionômero de vidro. A presença do cimento ionomérico impediu a formação de lesões de parede, além de afetar o grau e a extensão das lesões superficiais externas,



que foram substancialmente reduzidas em profundidade, quando comparadas com as lesões controle.

HICKS et alii<sup>21</sup>, em 1986, pesquisaram a formação de cáries artificiais, obtidas por 10 semanas de exposição em gelatina acidificada de pH 4,2, ao redor de cavidades restauradas com cimento de ionômero de vidro. Através de observações da interface esmalte/restauração, utilizando microscopia eletrônica de varredura e luz polarizada, concluíram que o cimento ionomérico promoveu proteção contra a formação de cárie secundária, uma vez que a extensão das lesões adjacentes ao ionômero foram significativamente reduzidas quando comparadas às lesões controle, não tendo havido formação de lesões de parede.

VALK & DAVIDSON<sup>60</sup>, em 1987, realizaram um estudo *in vitro* investigando o efeito inibidor de adesivos que liberam flúor, na desmineralização de esmalte adjacente a brackets ortodônticos. Os brackets metálicos utilizados foram cimentados em esmalte bovino com cimento de ionômero de vidro ou adesivo à base de Bis GMA e as amostras expostas à solução desmineralizante que continha 2,2mM de cálcio; 2,2mM de fosfato e 50 mM de ácido acético em pH 4,6, por 3 semanas. Os resultados obtidos mostraram que o cimento de ionômero de vidro foi capaz de proteger uma área substancial de esmalte adjacente ao bracket da desmineralização, sendo que o efeito oposto foi observado com o adesivo Bis GMA.

KAMBHU et alii<sup>27</sup>, em 1988, verificaram a resistência à cárie de dentes que tiveram o orifício do canal obturado com diversos materiais restauradores e que foram submetidos a 1500 ciclos térmicos. As lesões artificiais foram promovidas por gelatina acidificada de pH 4,3, durante 4 semanas, e analisadas por microscopia de luz polarizada e microrradiografia. As profundidades médias das lesões observadas foram significativamente menores em regiões adjacentes aos cimentos de ionômero de vidro.

PURTON & RODDA<sup>48</sup>, em 1988, utilizaram ácido láctico 0,1mol/l, pH 4,5, contendo 0,25mol/l de tri-polifosfato de

sódio, por 15 dias, para produzir cáries artificiais adjacentes a restaurações de resina composta e de cimento ionomérico, em raízes de dentes extraídos. Através de observações em microscopia de luz polarizada e microrradiografia, estes autores concluíram que a utilização de ionômero de vidro, apesar da solubilidade em meio ácido, promoveu a precipitação de minerais na lesão.

McLEAN<sup>34</sup>, em 1988, publicou um trabalho descrevendo recentes desenvolvimentos nas propriedades e nas aplicações clínicas dos cimentos de ionômero de vidro. A capacidade de liberar flúor e a adesão às estruturas dentais foram consideradas as principais vantagens deste material. Suas propriedades anticariogênicas, combinadas à adesão à estrutura dental, fazem do cimento de ionômero de vidro o material de escolha para pacientes com alta incidência de cárie.

### 3 - PROPOSIÇÃO

Pela revisão da literatura, pode-se constatar que as propriedades cariostáticas do cimento de ionômero de vidro foram avaliadas somente qualitativamente e por modelos estáticos, considerando apenas incorporação de flúor ou desmineralização. Tendo em vista que a cárie dental é um processo dinâmico de alternâncias de fenômenos de desmineralização e remineralização, propusemo-nos a:

Avaliar, através de testes de dureza, a instalação e progressão de cáries artificiais adjacentes a cimento de ionômero de vidro ou resina composta, quando o esmalte dental ao redor das restaurações é submetido a ciclagens de desmineralização e remineralização, simulando altos desafios cariogênicos.

## 4 - MATERIAIS E MÉTODOS

### 4.1 - PREPARO E RESTAURAÇÕES DOS DENTES

Para a realização deste trabalho, foram utilizados 21 pré-molares humanos, mantidos em solução salina desde as extrações, que apresentavam as faces vestibular e lingual íntegras, selecionados com o auxílio de uma lupa e tendo como padrão a ausência de trincas, cáries ou manchas.

Os dentes foram polidos com taça de borracha, em baixa rotação, utilizando-se pedra pomes e água. No terço médio da face vestibular de cada dente, foram preparadas duas cavidades, com aproximadamente 2mm de diâmetro e 2 mm de profundidade, utilizando-se uma ponta diamantada cilíndrica nº 1094, marca KG Sorensen, refrigerada a ar/água, em alta rotação. Em seguida, cada dente foi seccionado transversalmente, eliminando-se a porção radicular, e longitudinalmente entre os dois preparos, com disco diamantado de dupla face, marca Murico Superdialflex, montado em uma poltriz Nevoni (FIG. 1). Cada metade dental foi então casualmente restaurada com resina composta ou cimento de ionômero de vidro.

A resina composta empregada, Herculite-Sybron Kerr cor U, era precedida do agente de união Bondlite do mesmo fabricante e polimerizada por 60 segundos com um aparelho Primelite-Dentisplay. As restaurações com ionômero de vidro foram realizadas com cimento Ceram-fil DFL cor 5, na proporção de 0,012 ml de água destilada para 0,08g de pó, manipulados por 30 segundos. As restaurações eram mantidas em

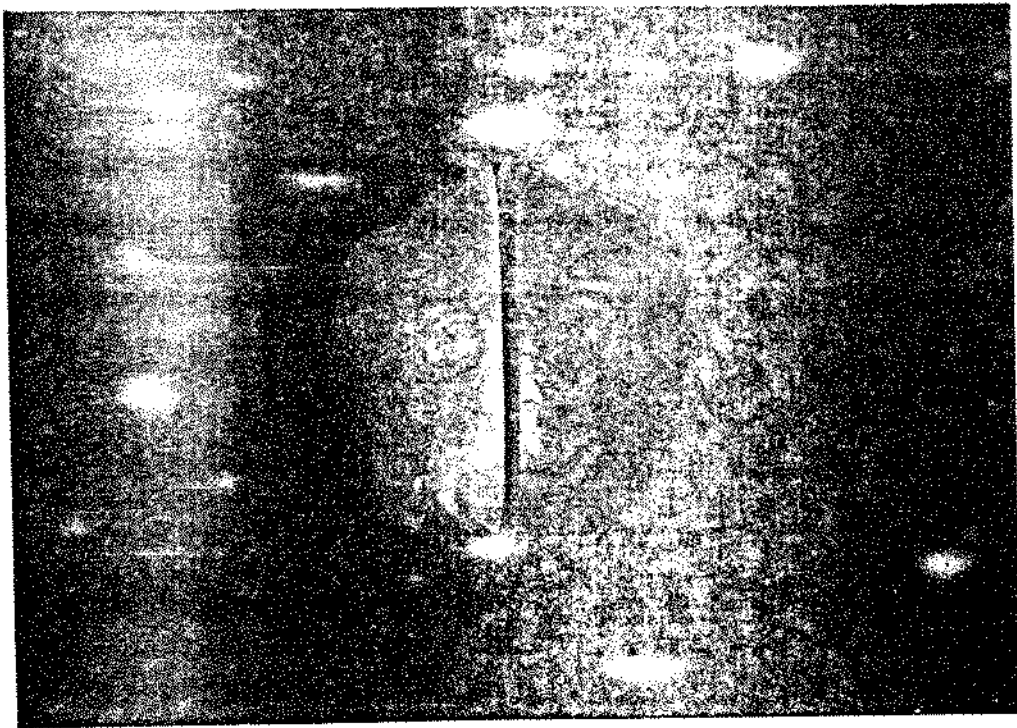


FIGURA 1 - Dente preparado para receber as restaurações.

posição com tira matriz de poliéster por 10 minutos e cobertas com vaselina imediatamente após a remoção da tira matriz, para impedir sinérese do material. Para que houvesse padronização, as restaurações de resina composta foram também cobertas com vaselina após a remoção da tira de poliéster.

Após a confecção das restaurações, as 42 metades dentais restauradas foram colocadas em estufa a 37°C, com 100% de umidade relativa e mantidas por 24 horas para que se pudesse realizar o polimento, que foi efetuado com discos de lixa de granulação decrescente, Soflex 3M.

## 4.2 - CICLAGENS DE DESMINERALIZAÇÃO E REMINERALIZAÇÃO

Sobre cada restauração, foi colocado um disco de fita adesiva com 3mm de diâmetro e, em seguida, cada metade dental foi completamente coberta com cera rosa nº 7, marca Duracent. Após o resfriamento da cera, a fita adesiva foi removida, expondo a restauração e uma área de esmalte circundando-a, totalizando aproximadamente  $7,0 \text{ mm}^2$  de área total exposta (FIG.2).

As lesões artificiais de cárie incipiente foram obtidas por um modelo dinâmico de ciclagens de desmineralização e remineralização, semelhante ao utilizado por FEATHERSTONE et alii<sup>14</sup>(1986), para simular condições *in vivo* de alto risco de cárie. Assim, cada metade dental foi colocada separadamente em 40ml de solução desmineralizante por 6 horas a  $37^\circ\text{C}$  e, depois de lavada em água destilada e desmineralizada, colocada em 40ml de solução remineralizante por 18 horas a  $37^\circ\text{C}$ , resultando em ciclagens de desmineralização e remineralização que foram conduzidas durante 5 dias. A Figura 2 ilustra o aspecto clínico do esmalte adjacente às restaurações, após as ciclagens de desmineralização e remineralização.

A solução desmineralizante utilizada continha  $2,0 \text{ mmol/l}$  de cálcio;  $2,0 \text{ mmol/l}$  de fosfato e  $0,075 \text{ mol/l}$  de acetato em pH 4,3.

A saliva artificial, contendo somente componentes minerais, utilizada como solução remineralizante consistia de  $1,5 \text{ mmol/l}$  de cálcio;  $0,9 \text{ mmol/l}$  de fosfato,  $150 \text{ mmol/l}$  de cloreto de sódio e  $20 \text{ mmol/l}$  de tampão Tris em pH 7,0.

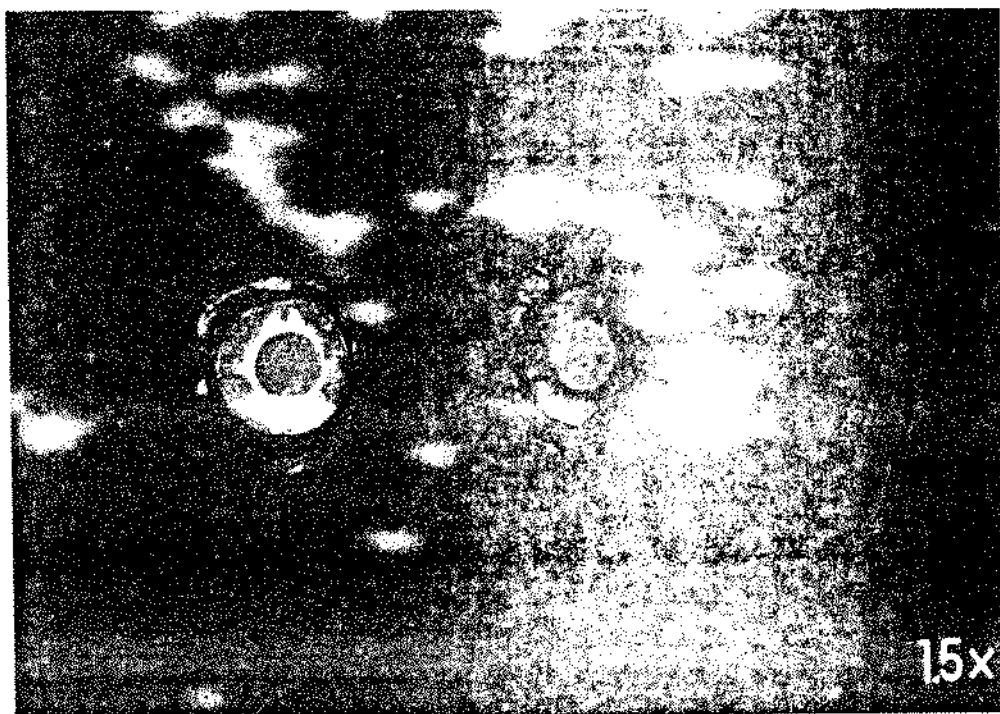


FIGURA 2 - Aspecto clínico do esmalte dental submetido às ciclagens de desmineralização e remineralização. As manchas brancas caracterizam as diferenças no desenvolvimento das lesões de cárie artificial ao redor das restaurações de resina composta (à esquerda) e cimento de ionômero de vidro (à direita).

### 4.3 - OBTENÇÃO DOS CORPOS DE PROVA

Após as ciclagens de desmineralização e remineralização, cada metade dental foi montada em um disco de acrílico de 1,5cm de diâmetro, com cera pegajosa e seccionada com um corte longitudinal, passando pelo centro da restauração (Fig.3). Para a obtenção dos cortes, utilizou-se equipamento Isomet 11.180 Low Speed Saw-Buehler (USA) e refrigeração a álcool.

De cada metade dental foram obtidas 2 amostras: uma da porção central do dente e outra da porção mesial ou distal. As amostras obtidas da porção central foram embutidas a quente, com resina acrílica transparente Bayer Dental, em uma prensa metalográfica com sistema de refrigeração a água, marca Struers (Denmark), padronizando-se 10 minutos de embutimento, com uma tonelada de pressão, e 20 minutos de resfriamento.

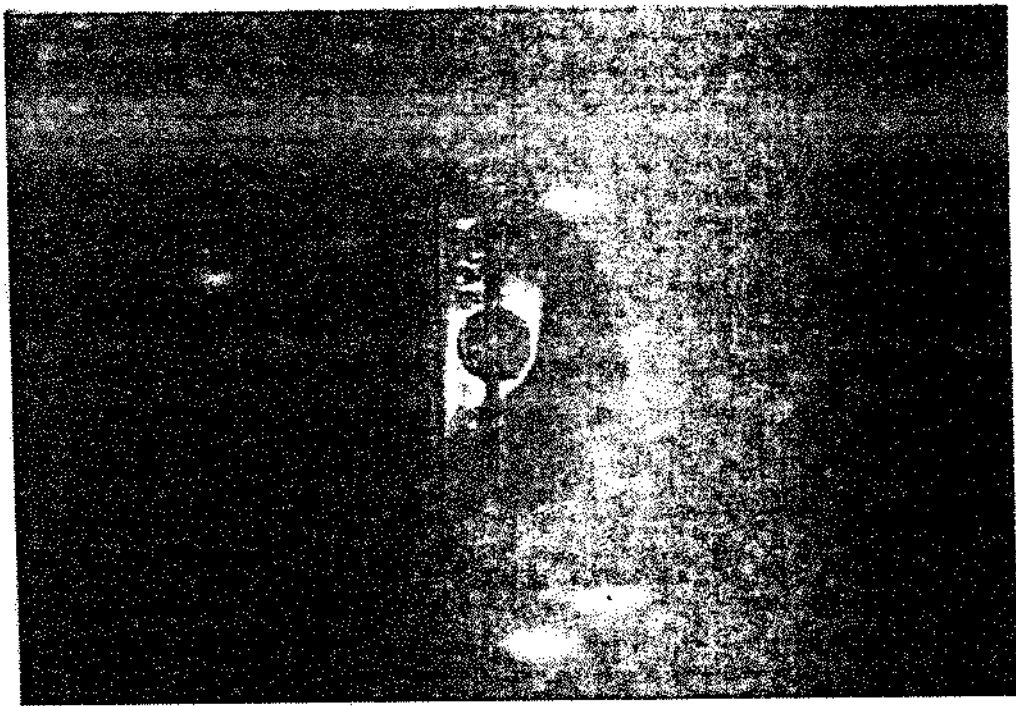


FIGURA 3 - Metade dental seccionada com corte longitudinal, passando pelo centro da restauração.



Para acabamento, foi utilizada uma lixadeira elétrica rotativa, Knuth Rotor Marca Struers (Denmark), com lixas abrasivas de granulação 600, marca 3M e refrigeração a água.

Os corpos de prova foram então polidos seqüencialmente em uma Poltriz Struers DP-U2, utilizando-se pasta para polimento, marca Diamangeo, de  $6\mu\text{m}$ ;  $3\mu\text{m}$ ;  $1\mu\text{m}$  e  $0,5\mu\text{m}$  respectivamente, em tecido BP-Struers e refrigerado a álcool. O polimento foi considerado satisfatório, quando se notou a ausência de riscos deixados pelos abrasivos sobre as superfícies dos corpos de prova, verificada com o auxílio de lupa estereoscópica, Carls Zeiss. Na figura 4, pode-se observar um corpo de prova após polimento.

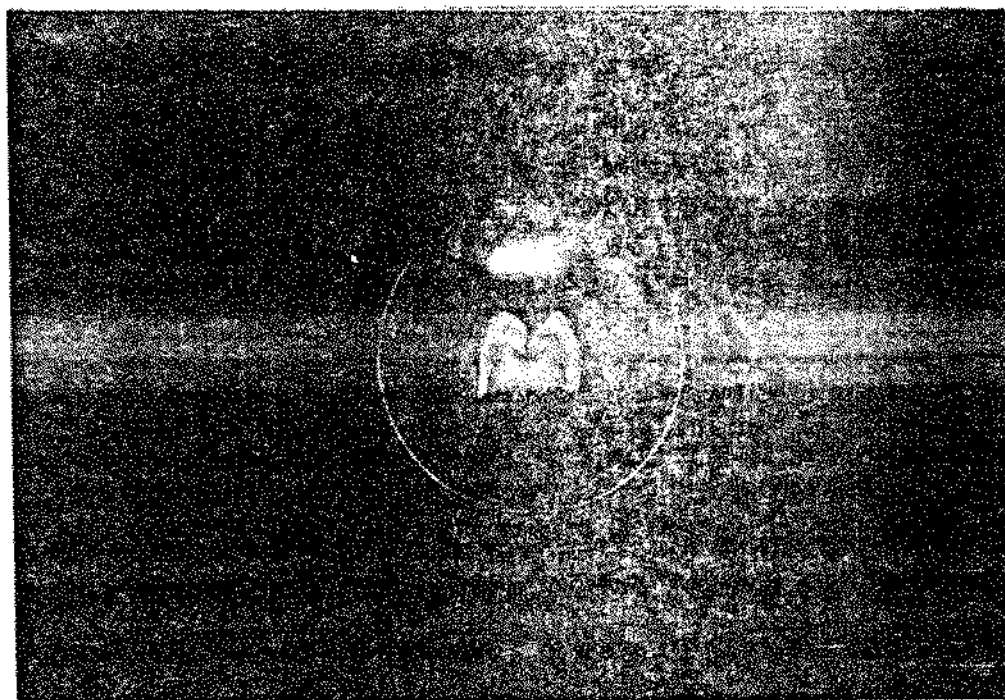


FIGURA 4 - Corpo de prova, após acabamento e polimento.

#### 4.4 - TESTES DE MICRODUREZA

As análises de microdureza foram efetuadas em microdurómetro E. Leitz Wetzlar, com penetrador tipo Knoop e carga estática de 20 gramas, aplicada por 30 segundos.

Foram realizadas 12 impressões, na porção oclusal da face vestibular de cada corpo de prova, estando o longo eixo do diamante paralelo à superfície do esmalte. A primeira impressão, denominada  $A_1$ , localizou-se a 100  $\mu\text{m}$  da parede oclusal da cavidade e a 30  $\mu\text{m}$  da superfície do esmalte. As impressões  $B_1$  e  $C_1$  localizaram-se também a 100  $\mu\text{m}$  da parede oclusal, porém a 130  $\mu\text{m}$  e 230  $\mu\text{m}$  da superfície do esmalte, respectivamente. A partir destas impressões iniciais, foram realizadas mais 9 impressões, 3 paralelas a  $A_1$ , 3 paralelas a  $B_1$  e 3 paralelas a  $C_1$ . Estas impressões receberam índice 2, 3 ou 4, dependendo da localização a 200  $\mu\text{m}$ , 300  $\mu\text{m}$  ou 400  $\mu\text{m}$  da parede oclusal (FIGS. 5 e 6).

No terço médio da face lingual ou palatina, foram feitas 3 impressões denominadas A, B e C localizadas respectivamente a 30  $\mu\text{m}$ , 130  $\mu\text{m}$  e 230  $\mu\text{m}$  da superfície do esmalte (FIG. 5). Estas impressões controle foram executadas em 21 corpos de prova, casualmente escolhidos entre os grupos experimentais.

Os valores de dureza Knoop foram obtidos a partir de medidas em micrômetros, aplicados a seguinte fórmula:

$$KHN = \frac{14230 \cdot P}{\ell^2} \quad \text{onde:}$$

KHN = dureza Knoop

P = força aplicada em gramas

$\ell$  = comprimento observado em micrômetros.

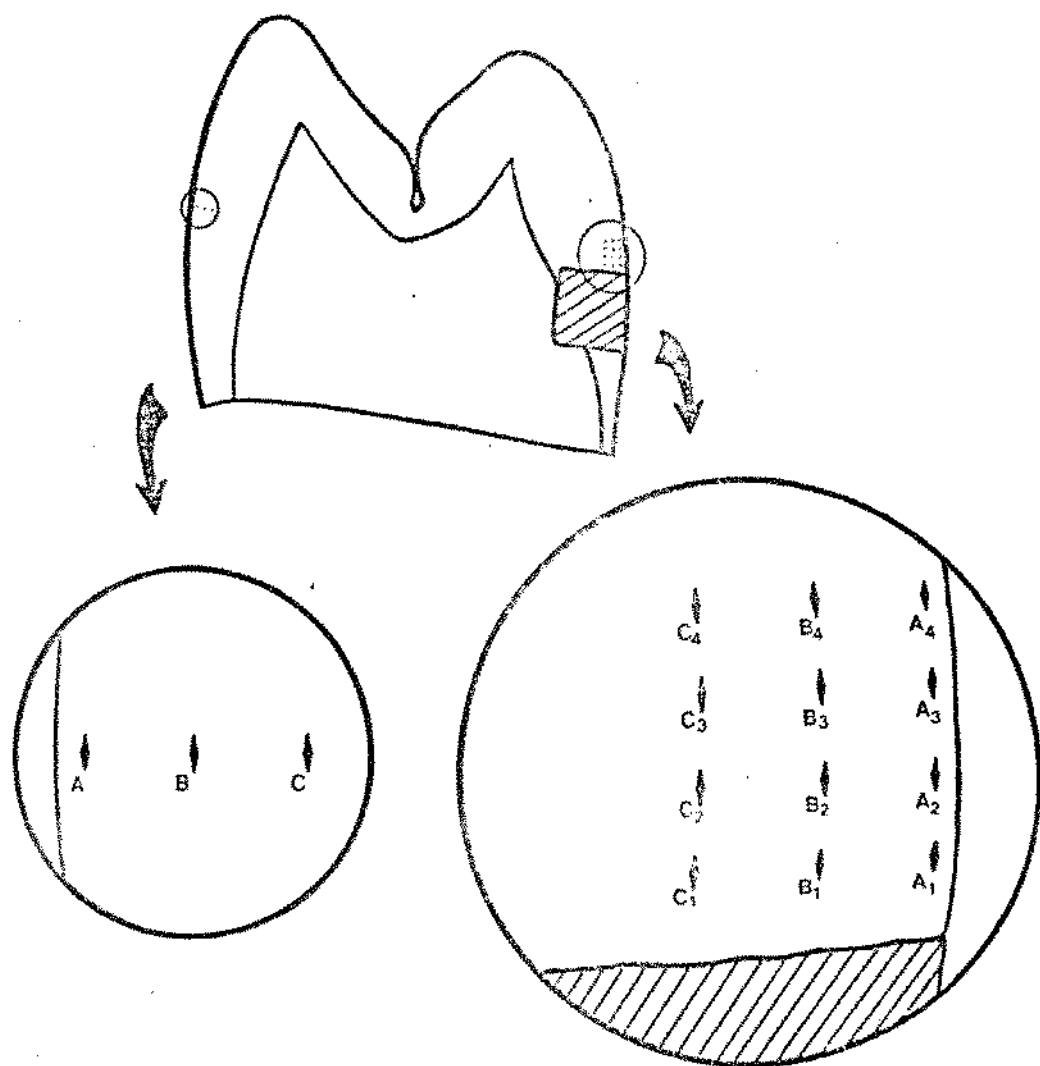


FIGURA 5 - Representação esquemática das impressões realizadas.

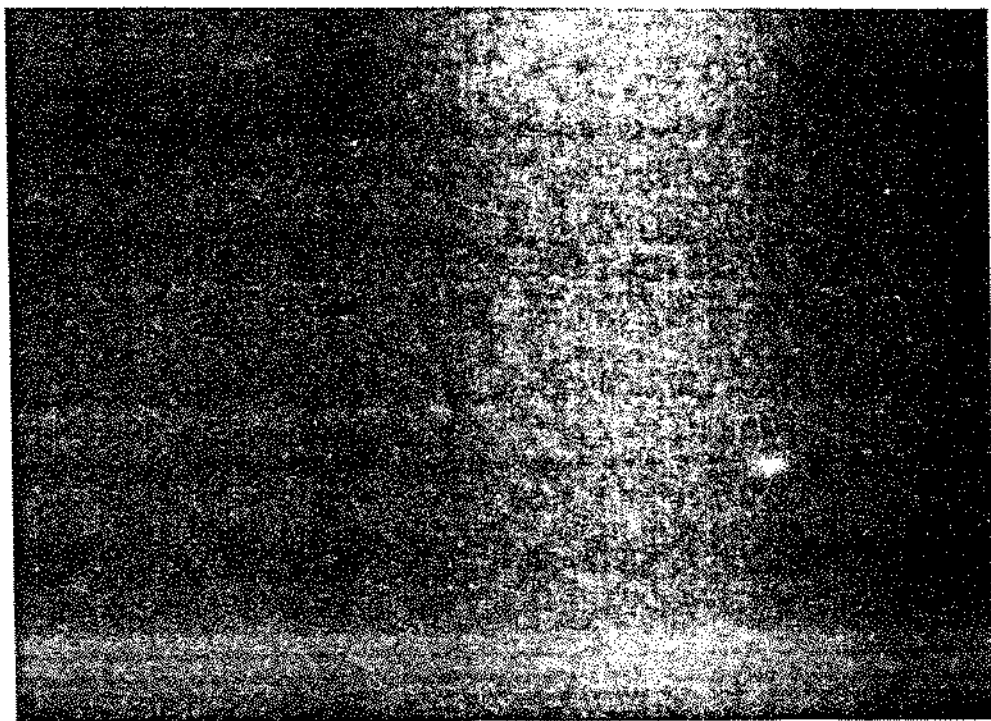


FIGURA 6 - Impressões realizadas com penetrador tipo Knoop e carga estática de 20 gramas, em esmalte dental adjacente a uma cavidade restaurada com cimento de ionômero de vidro.

## 5 - RESULTADOS

Para efeito de análise estatística foram considerados os seguintes fatores:

Tratamentos: Tipo de material restaurador empregado.

Posições (A, B e C) : Distâncias da superfície do esmalte, respectivamente 30, 130 e 230  $\mu\text{m}$ .

Distâncias (1, 2, 3 e 4): Distâncias da parede oclusal do preparo dentro de cada posição, respectivamente 100, 200, 300 e 400  $\mu\text{m}$ .

Em uma primeira análise, consideraram-se os 21 dentes, cada um tomado como um bloco, procedendo-se às análises estatísticas, segundo o modelo de parcelas subdivididas. Foram analisados diretamente os dados de dureza Knoop apresentados no Apêndice. Os resultados desta análise estão na tabela I.

Observando a tabela I, pode-se constatar:

- a) Efeito altamente significativo para tratamentos, evidenciando uma melhor resposta do cimento de ionômero de vidro.
- b) Significativa diferença de comportamento entre as posições A, B e C, localizadas respectivamente a 30, 130 e 230  $\mu\text{m}$  da superfície do esmalte.

- c) Diferença de comportamento das distâncias da parede oclusal apenas na posição A.
- d) A interação tratamentos x posições foi altamente significativa, traduzindo uma desigualdade de comportamento dos tratamentos de uma posição para outra e vice-versa.
- e) Identidade de comportamento dos tratamentos em relação às distâncias da parede oclusal dentro de cada posição e vice-versa.

TABELA I - Análise de variância referente aos 2 tratamentos, às 3 posições e às 4 distâncias estudadas.

CAUSAS DE VARIAÇÃO	GL	QM	VALOR F	PROB. F
Blocos	20			
Tratamentos	1	322681,27	52,8426	0,00001
Resíduo (a)	20	6106,46		
Parcelas	(41)			
Posições(A,B e C)	2	433269,88	230,4860	0,00001
Distâncias d. A	3	8040,08	4,2771	0,00575
Distâncias d. B	3	775,05	0,4123	0,74802
Distâncias d. C	3	1452,93	0,7729	0,51254
Distâncias (pos.)	(9)	3422,68	1,8208	0,14102
Trat. x posições	2	205596,63	109,3710	0,00001
Trat. x dist. d. A	3	3208,12	1,7066	0,16332
Trat. x dist. d. B	3	252,77	0,1345	0,93873
Trat. x dist. d. C	3	797,44	0,4242	0,73964
Trat. x dist. (pos.)	(9)	1419,44	0,7551	0,52284
Resíduo (b)	440	1879,81		
TOTAL	503			

Média geral: 324,29

Coefficiente de variação (A): 6,96%

Coefficiente de variação (B): 13,37%

Para melhor elucidar estes resultados, foi aplicado o teste de Tukey aos diferentes grupos de média, conforme os dados apresentados nas tabelas II e III. Uma vez que a interação tratamento x posições foi significativa, consideraram-se os tratamentos dentro de cada posição.

TABELA II - Confronto entre as médias dos dados de dureza Knoop, referente aos tratamentos dentro de cada posição.

MATERIAL RESTAURADOR	POSIÇÕES		
	A	B	C
Resina Composta	200,4	349,7	346,8
Cimento ionomérico	331,4	367,1	350,3
TUKEY	1%	DMS = 47,4	5% DMS = 35,6

Pela análise da tabela II, verifica-se que os tratamentos dentro da posição A diferiram ao nível de 1% de probabilidade. Nas posições B e C os tratamentos não diferiram entre si.

Em decorrência da significância estatística da interação tratamentos x posições, em relação à superfície do esmalte, estudou-se o comportamento das posições dentro de cada tratamento, obtendo-se os resultados apresentados na tabela III.

TABELA III - Confronto entre as médias dos dados de dureza Knoop, referente às posições dentro de cada tratamento.

POSIÇÕES	TRATAMENTOS	
	RESINA COMPOSTA	CIMENTO IONOMERICO
A	200,4	331,4
B	349,7	367,1
C	346,8	350,3
TUKEY	1% DMS = 18,6	5% DMS = 15,1

Observando a tabela III, pode-se notar que para resina composta as posições B e C diferiram da posição A, ao nível de 1% de probabilidade, não diferindo entre si. Para o cimento de ionômero de vidro as 3 posições diferiram entre si, à taxa de 5%.

Considerando-se que as distâncias da parede oclusal apresentaram diferença de comportamento apenas dentro da posição A, foi feito para este caso, isoladamente para cada tratamento, um estudo de regressão polinomial, obtendo-se os resultados constantes da tabela IV e VII. Para o tratamento resina composta, a regressão linear foi altamente significativa. A equação da regressão é a que se segue:

$$Y = 156,91 + 17,41 X$$

onde:

Y = dureza Knoop

X = distâncias em níveis codificados 1, 2, 3 e 4, ou seja  $x_1$ ,  $x_2$ ,  $x_3$  e  $x_4$ , correspondendo respectivamente a 100, 200, 300 e 400  $\mu\text{m}$  da parede oclusal.

O gráfico desta equação é o constante da Figura 7.



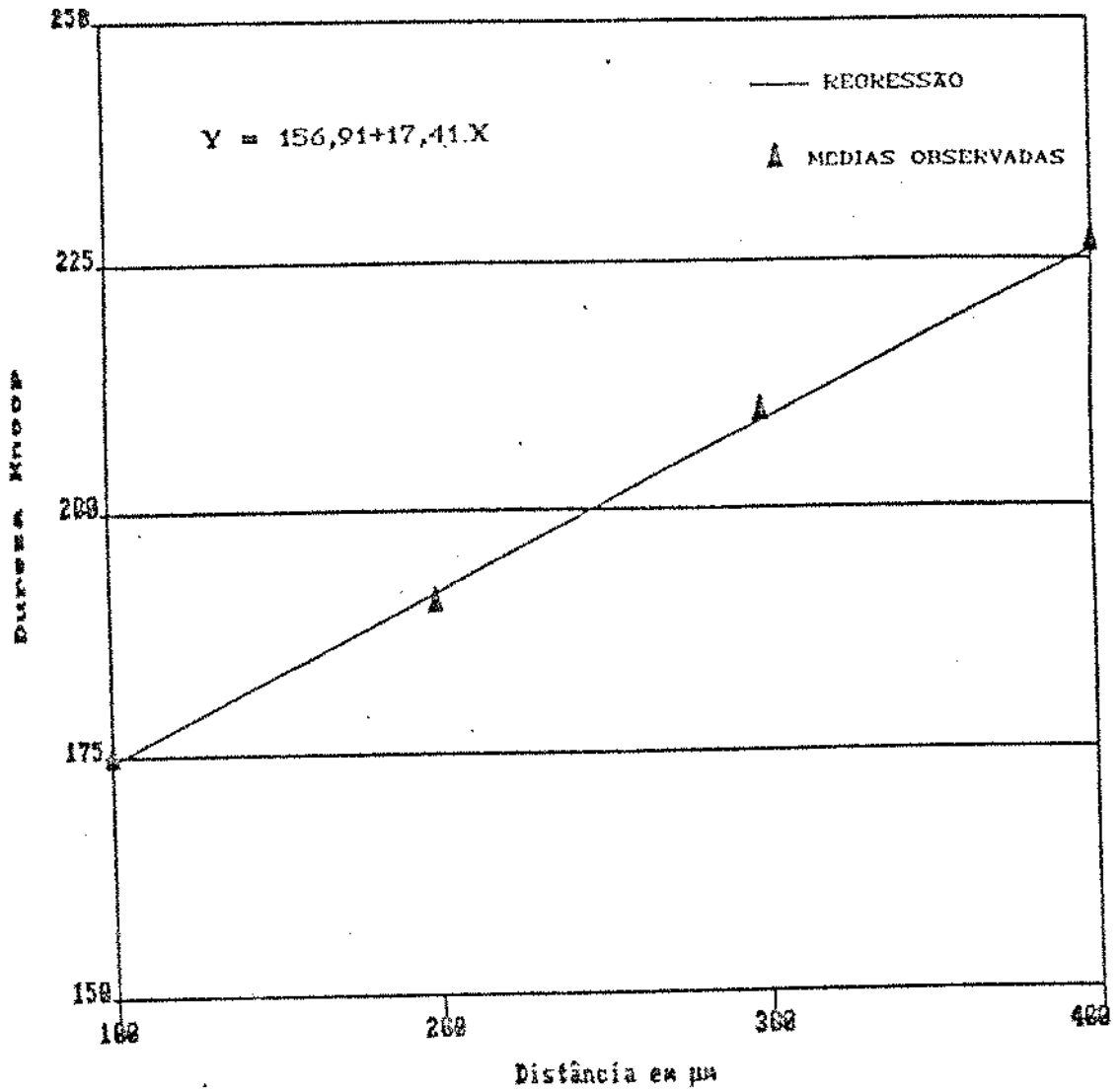


FIGURA 7 - Regressão Linear para as distâncias dentro da posição A, no tratamento resina composta.

TABELA IV - Análise de regressão dos dados de dureza Knoop, relativos às distâncias dentro da posição A, no tratamento resina composta.

CAUSAS DE VARIAÇÃO	GL	QM	VALOR DE F	PROB F
Regressão Linear	1	31819,38	16,92692	0,00017
Regressão Quadrática	1	6,91	0,00368	
Regressão Cúbica	1	21,53	0,01146	
Resíduo	440			

As médias das diferentes distâncias da posição A em relação à parede oclusal para o tratamento resina composta são apresentadas na tabela V.

TABELA V - Médias de dureza Knoop observadas nas distâncias da posição A e ajustadas pela equação de regressão para o tratamento resina composta.

NIVEIS	DISTÂNCIA EM $\mu\text{m}$ DA PAREDE OCLUSAL	MÉDIAS OBSERVADAS	MÉDIAS AJUSTADAS
1	100	174,83	174,32
2	200	190,76	191,73
3	300	209,53	209,14
4	400	226,60	226,54
COEFICIENTE DE DETERMINAÇÃO			0,9991

Na tabela VI, apenas a título de ilustração, estão as médias de dureza Knoop observadas nas diversas distâncias das posições B e C para o tratamento Resina Composta.

TABELA VI - Médias de dureza Knoop observadas nas diferentes distâncias das posições B e C para o tratamento resina composta

NIVEIS	DISTANCIA EM $\mu\text{m}$ DA PAREDE OCLUSAL	POSIÇÕES	
		B	C
1	100	347,87	340,40
2	200	355,26	348,88
3	300	347,48	347,02
4	400	348,36	350,86

O tratamento com cimento de ionômero de vidro não apresentou diferença significativa nas médias de dureza Knoop, observadas nas diferentes distâncias da posição A, como demonstrado na tabela VII.

TABELA VII - Análise de regressão dos dados de dureza Knoop, relativos às distâncias dentro da posição A, no tratamento cimento de ionômero de vidro.

CAUSAS DE VARIAÇÃO	GL	QM	VALOR DE F	PROB F
Regressão Linear	1	1664,04	0,88522	0,65049
Regressão Quadrática	1	95,57	0,05084	0,81655
Regressão Cúbica	1	137,14	0,07296	0,78362
Resíduo	440	1879,81		

As médias de dureza knoop observadas nas diferentes distâncias das posições A, B e C, para o tratamento cimento de ionômero de vidro estão apresentadas, também a título de ilustração, na tabela VIII.

TABELA VIII - Médias de dureza Knoop observadas nas diferentes distâncias das posições A, B e C para o tratamento cimento de ionômero de vidro

NIVEIS	DISTANCIA EM $\mu\text{m}$ DA PAREDE OCLUSAL	POSIÇÕES		
		A	B	C
1	100	325,95	369,12	349,60
2	200	330,09	371,53	345,92
3	300	330,63	358,33	342,08
4	400	339,04	369,40	363,43

Considerando-se as médias das observações dentro de cada posição em relação à superfície do esmalte (médias das 4 distâncias da parede oclusal) e o tratamento controle nos 21 blocos, realizou-se uma segunda análise, cujos resultados estão apresentados na tabela IX.

Observam-se efeitos significativos para a interação tratamentos x posições, assim como para os componentes isolados tratamentos e posições.

Em decorrência da interação significativa, foram considerados os desdobramentos de interesse, estudados através das médias, conforme apresentado na tabela X e ilustrado na figura 8.

TABELA IX - Análise de variância dos dados referentes aos 3 tratamentos e às 3 posições estudadas.

CAUSAS DE VARIAÇÃO	GL	QM	VALOR F	PROB.F
Blocos	20			
Tratamentos	2	59203,92	56,9753	0,00001
Resíduo (a)	40	1039,12		
Parcelas	(62)			
Posições	2	69103,43	74,1985	0,00001
Trat. x posições	4	45357,94	48,7022	0,00001
Resíduo (b)	120	931,33		
TOTAL	188			

Média geral: 334,28

Coefficiente de variação (A): 5,57%

Coefficiente de variação (B): 9,13%

TABELA X - Confronto entre as médias dos dados de dureza Knoop, referente aos diferentes tratamentos dentro de cada posição

TRATAMENTOS	POSIÇÕES		
	A	B	C
Controle	356,8	352,8	353,1
Resina Composta	200,4	349,7	346,8
Cimento ionomérico	331,4	367,1	350,3
TUKEY	1%	DMS = 23,3	5% DMS = 18,7

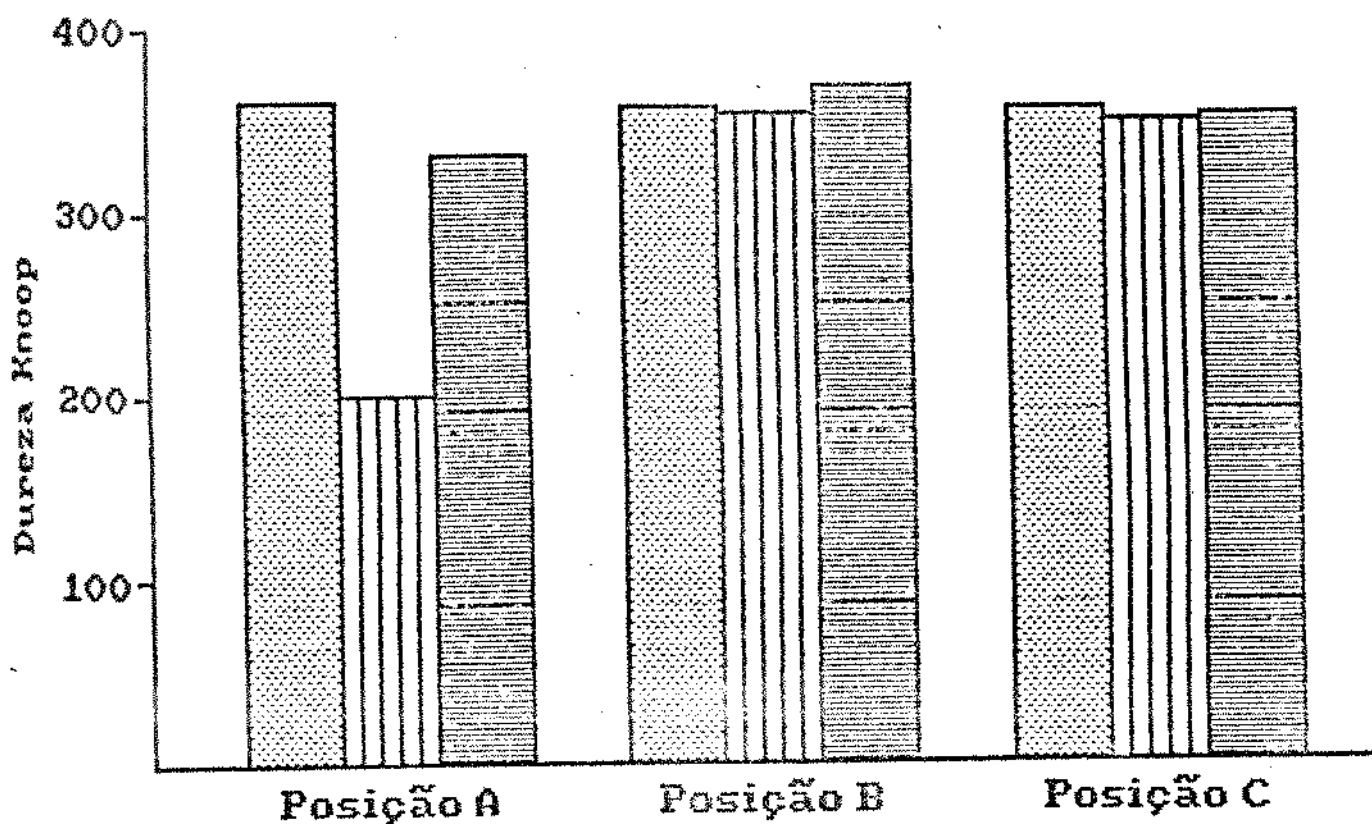





FIGURA 8 - Representação gráfica das médias de dureza Knoop referente aos tratamentos dentro de cada posição (  = CONTROLE ;  = RESINA COMPOSTA ;  = CIMENTO IONOMERICO ).

Analisando os dados da tabela X, observa-se que na posição A as médias diferiram entre si, ao nível de 1% de probabilidade. Nas posições B e C as médias dos tratamentos não diferiram entre si.

Em cada tratamento, estudou-se também o comportamento das médias das diferentes posições em relação à superfície do esmalte. Os resultados foram os apresentados na tabela XI e ilustrados na figura 9.

TABELA XI - Confronto entre as médias dos dados de dureza Knoop, referente às posições dentro de cada tratamento.

POSICÕES	TRATAMENTOS		
	CONTROLE	RESINA COMPOSTA	CIMENTO IONOMERICO
A	356,8	200,4	331,4
B	352,8	349,7	367,1
C	353,1	346,8	350,3
TUKEY	1%	DMS = 27,7	5% DMS = 22,2

Pela análise da tabela XI, pode-se verificar que para o tratamento controle as médias não diferiram entre si. Com relação à resina composta, confirmando o resultado da primeira análise, as posições B e C não diferiram entre si, diferindo ambas de A, ao nível de 1% de probabilidade. Para o tratamento ionômero de vidro, as posições A e B diferiram entre si à taxa de 1% e a posição C ficou numa faixa intermediária, não diferindo estatisticamente das duas anteriores. Este último resultado, embora ligeiramente discrepante do obtido na primeira análise, procede e não se configura drasticamente conflitante com ela, considerando-se que o universo dos dados foi ampliado com a inclusão do tratamento controle.

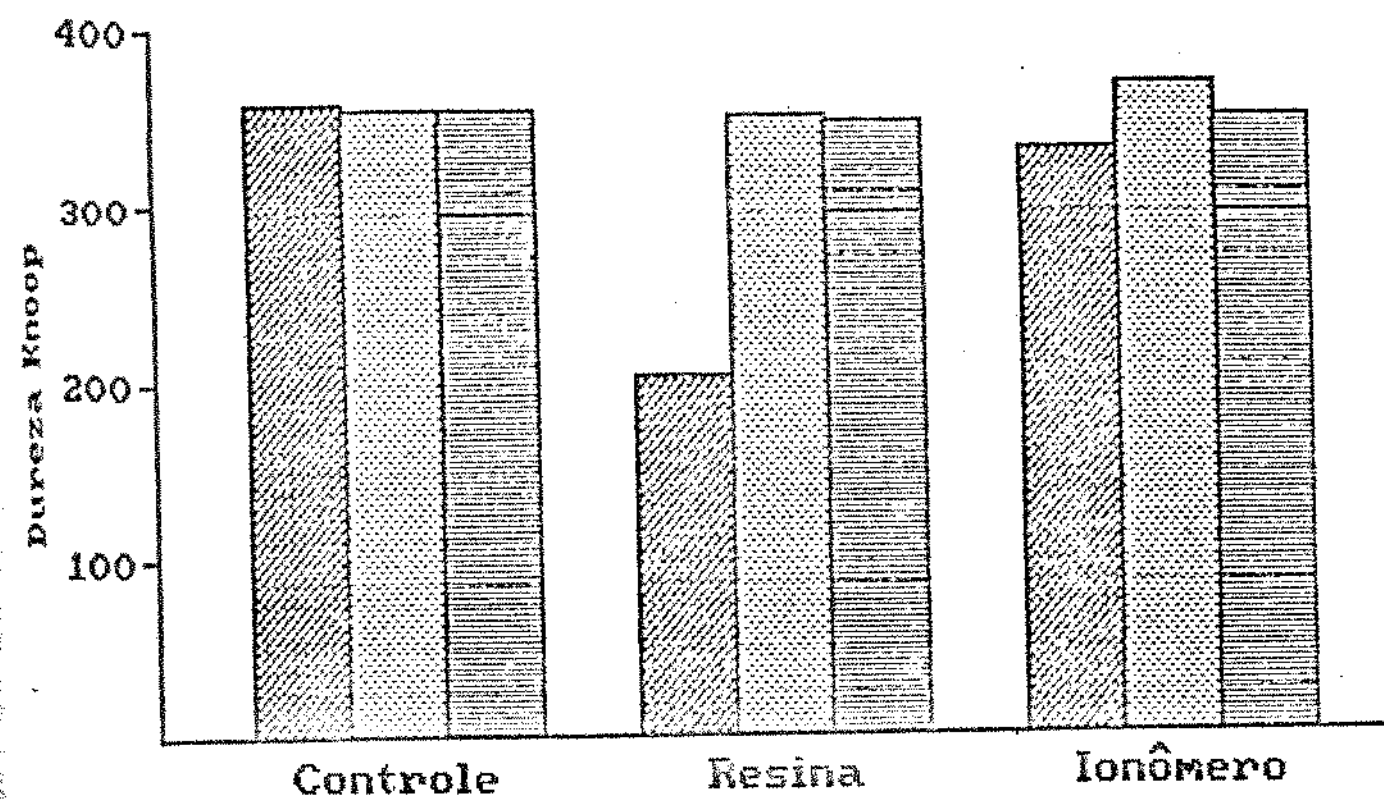


FIGURA 9 - Representação gráfica das médias de dureza Knoop, referente às posições dentro de cada tratamento ( ▨ = A ; ▩ = B ; ▪ = C ).



## 6 - DISCUSSÃO

A eficácia do flúor, como agente de prevenção da cárie dental, é hoje uma evidência incontestável, quer seu mecanismo de ação seja explicado pela diminuição do grau de dissolução do esmalte (KOULOURIDES & REED<sup>51</sup>, 1964), quer por sua ação nas bactérias orais (TURTOLA<sup>50</sup>, 1977) quer pela remineralização de lesões incipientes (FEAGIN et alii<sup>5</sup>, 1971; ten CATE & ARENDS<sup>58</sup>, 1977; FEATHERSTONE et alii<sup>10</sup>, 1982).

Partindo-se deste princípio, a utilização clínica de materiais restauradores que liberem flúor deve ser determinante para controlar o desenvolvimento de cáries secundárias, principalmente em indivíduos de alto risco de cárie.

Pelos resultados apresentados na tabela II, verificamos que o cimento de ionômero de vidro foi capaz de interferir na progressão de cárie artificialmente provocada no esmalte adjacente às restaurações, apesar de não impedir totalmente o desenvolvimento da lesão, como demonstrado na tabela X.

Estes resultados confirmam os de WESENBERG & HALS<sup>62</sup> (1980), DERAND & JOHANSON<sup>5</sup> (1984) e HICKS et alii<sup>21</sup> (1986) que, utilizando microscopia de luz polarizada para avaliar a formação de cárie *in vitro* ao redor de restaurações, observaram, qualitativamente, que as lesões adjacentes ao cimento ionomérico foram significativamente reduzidas.

As propriedades cariostáticas do cimento de ionômero de vidro podem ser explicadas pela ação do flúor liberado do material, à semelhança do cimento de silicato, sendo que a quantidade de flúor liberado pelas restaurações é dependente da concentração de flúor no material e da possível

dissolução da restauração (FORSTEN<sup>14</sup>, 1977).

O cimento de ionómero de vidro, apesar de ser menos solúvel que o cimento de silicato, apresenta uma maior liberação de flúor (MALDONADO et alii<sup>53</sup>, 1978; SWARTZ et alii<sup>54</sup>, 1984), devido à maior quantidade de flúor presente no pó do cimento de ionómero de vidro (FORSTEN<sup>14</sup>, 1977).

Embora o controle das cáries dentais esteja relacionado à liberação de flúor, não deve ser considerado diretamente dependente da quantidade de flúor incorporado ao esmalte (GRØN<sup>17</sup>, 1977; PEARCE et alii<sup>42</sup>, 1980), pois o principal mecanismo de ação do flúor parece ser dinâmico, interferindo nos processos de desmineralização, contribuindo para o aumento da remineralização (FEATHERSTONE et alii<sup>11</sup>, 1986) e diminuindo a probabilidade de uma lesão incipiente progredir até um estágio de cavitação (KOULOURIDES & CAMERON<sup>29</sup>, 1980; SILVERSTONE<sup>53</sup> et alii, 1988).

É devido ao mecanismo de ação dinâmica do flúor, que se têm utilizado cada vez mais modelos de desenvolvimento de cárie *in vitro* para avaliar a efetividade deste elemento, substituindo os estudos que avaliavam apenas a incorporação do flúor.

Entre os vários métodos de simulação de lesões de cárie, os mais simples envolvem tampão acetato ou lactato contendo ou não cálcio e fosfato (NEWBRUN et alii<sup>38</sup>, 1959; KOULOURIDES & REED JR<sup>31</sup>, 1964; KOULOURIDES et alii<sup>30</sup>, 1965; FEAGIN et alii<sup>8</sup>, 1969; DAVIDSON et alii<sup>4</sup>, 1974; PURDELL-LEWIS et alii<sup>47</sup>, 1976), mas estes tampões tendem a produzir erosão da superfície ou lesões muito superficiais. Outros autores preferem induzir lesões subsuperficiais utilizando gel acidulado (SILVERSTONE<sup>52</sup>, 1982; DERAND & JOHANSSON<sup>5</sup>, 1984; HICKS<sup>20</sup>, 1986; HICKS et alii<sup>21</sup>, 1986; KAMBIHU et alii<sup>27</sup>, 1988). No entanto, estes métodos de promover lesões artificiais utilizam modelos estáticos, que não simulam situações que ocorreriam *in vivo*, além de não possibilitarem uma avaliação da estabilidade química da região remineralizada (GERRARD & WINTER<sup>16</sup>, 1986).

Em nosso estudo, as ciclagens de desmineralização e remineralização foram utilizadas com o intuito de se reproduzir uma situação dinâmica, considerando que a cárie dental é um processo de alternâncias de fenômenos de desmineralização e remineralização, sendo função direta das condições que mantenham um pH crítico na cavidade bucal (CURY<sup>3</sup>, 1989). O modelo usado apresenta correlação com o desenvolvimento de cárie in vivo, em situações de alto desafio cariogênico (FEATHERSTONE et alii<sup>11</sup>, 1986). As 6 horas em solução desmineralizante simulam um desafio ácido severo, que ocorreria em indivíduos de alto risco de cárie. As 18 horas em solução remineralizante baseiam-se no período de recuperação que ocorreria pela presença de saliva.

Para examinar a profundidade das lesões de cárie artificial e a extensão das zonas desmineralizadas, os métodos mais utilizados são microscopia de luz polarizada; microrradiografia e microscopia de luz (DERAND & JOHANSSON<sup>5</sup>, 1984). A microscopia de luz polarizada, embora extensamente utilizada, não reflete quantitativamente a perda de mineral como nas microrradiografias, onde as análises quantitativas podem ser feitas através de densitometria.

Nos ensaios de microdureza, o volume de mineral perdido pode ser quantificado, convertendo-se os valores de dureza Knoop obtidos em cortes longitudinais de lesões artificiais subsuperficiais, através da fórmula proposta por FEATHERSTONE et alii<sup>12</sup> (1983), onde:

$$\text{volume \% mineral} = 4,3 \sqrt{\text{KHN}} + 11,3 ; \quad r = 0,916$$

Observando a tabela X e transformando os valores de dureza Knoop para porcentagem de mineral em volume, notamos que a utilização do cimento de ionômero de vidro como material restaurador permitiu perda mineral na posição A, de

aproximadamente 3%. Quando o material restaurador foi resina composta, a perda mineral, na mesma posição, chegou a 20%. Os resultados obtidos em nosso estudo confirmam os dados de FEATHERSTONE et alii<sup>14</sup> (1986), onde a utilização de dentifrí-  
cio contendo NaF permitiu perda mineral de 5 a 15%, enquanto a eliminação de tratamentos com flúor causou desmineralização severa, de aproximadamente 20%.

A perda mineral de apenas 3% na posição A, quando da utilização do cimento ionomérico, só pode ser explicada pela presença de ions flúor na solução e/ou porosidades do esmalte. Para deposição estequiométrica da hidroxiapatita durante a remineralização, o componente em menor concentra-  
ção deve controlar a velocidade da reação. Se na solução remineralizante o reagente em menor concentração for o ion fosfato trivalente, o pH da solução provavelmente controla o grau de remineralização, uma vez que a concentração de ions fosfato depende diretamente da concentração de ions hidro-  
gênio. O pH de equilíbrio é, portanto, mais baixo na presença de ions flúor, diminuindo a concentração de reagentes neces-  
sários para o equilíbrio desmineralização-remineralização (FEAGIN et alii<sup>9</sup>, 1971).

Pelos dados das tabelas II e X, podemos notar que a diferença das médias de dureza knoop para os tratamentos com resina composta e cimento de ionômero de vidro na posição A foi altamente significativa, mas além desta diferença de médias houve uma diferença de comportamento entre os tra-  
tamentos nas diferentes distâncias da posição A, como pode ser observado comparando-se as tabelas V e VIII.

Para o grupo tratado com resina composta, houve uma relação linear no aumento da dureza Knoop na posição A proporcional à distância da parede oclusal do preparo, sendo esta relação altamente significativa, como demonstrado na tabela IV e no gráfico da figura 7.

A maior desmineralização na posição A<sub>1</sub>, quando do tratamento resina composta, pode ser explicada pela presença de lesões adjacentes às paredes cavitárias, que seriam cau-

sadas pela presença de micro-espacos na interface dente/restauração (HALS<sup>18</sup>, 1975). Estes micro-espacos aumentariam a área exposta e conseqüentemente a frente de difusão de ions hidrogênio e a desmineralização. No grupo tratado com cimento de ionômero de vidro, não houve diferença nas médias de dureza knoop nas diferentes distâncias da posição A. Provavelmente, não houve formação de lesões de parede, devido não só à liberação de flúor, mas também à adesividade do material que promoveria uma excelente adaptação marginal, com um mínimo espaco na interface esmalte/restauração (CHICKS et alii<sup>24</sup>, 1986).

Nas posições B e C não houve diferença estatística entre as médias de dureza knoop, nas diferentes distâncias estudadas (tabela I), para ambos os materiais (tabela II). O comportamento semelhante dos materiais nestas posições pode ser explicado pela profundidade das cáries artificiais subsuperficiais, que provavelmente não se estenderam até as posições B e C, localizadas, respectivamente, a 130 e 230  $\mu$ m da superfície do esmalte. Entretanto, observando a tabela XI e o gráfico da figura 9, pode-se verificar que, embora as diferenças entre as médias de dureza knoop nas posições B e C não sejam significativas, a utilização de cimento ionomérico como material restaurador, sugere um endurecimento maior do esmalte na posição B, quando comparado à resina composta ou mesmo ao próprio controle. Considerando que, muito provavelmente, o esmalte nesta posição não tenha sido desmineralizado e que o flúor pode aumentar a microdureza de esmalte íntegro (PHILLIPS & SWARTZ<sup>45</sup>, 1948; HORD & ELLIS<sup>24</sup>, 1949), o provável endurecimento do esmalte na posição B, quando da utilização do cimento de ionômero de vidro, deve ter ocorrido pela ação do flúor vindo da posição A, uma vez que a presença de lesões de cárie artificial possibilita maior adsorção de flúor (ten CATE & ARENDS<sup>50</sup>, 1977).

Por estes fatos, a importância dos valores de dureza Knoop na posição A devem ainda ser discutidos. O aumento da dureza nesta posição, que representa o corpo da lesão

de cárie artificial, é um parâmetro importante por refletir resistência mecânica. Se a resistência aumenta com restaurações de cimento de ionômero de vidro, diminui a probabilidade de cavitação desta lesão subsuperficial.

Se o flúor liberado do cimento ionomérico foi capaz de inibir o desenvolvimento de cáries secundárias artificiais, induzidas por um modelo de alto desafio cariogênico, este tipo de restauração deve ser especialmente indicado em pacientes de alto risco de cárie, por impedir a progressão de lesões incipientes e possivelmente remineralizá-las.

## 7 - CONCLUSÕES

- 1 - A presença de restaurações de cimento de ionômero de vidro foi capaz de diminuir a instalação e/ou progressão de lesões artificiais de cárie em esmalte, mesmo em situações que simulam um alto desafio cariogênico.
- 2 - A utilização de resina composta permitiu o desenvolvimento de cáries artificiais em esmalte adjacente às restaurações, sugerindo a necessidade de medidas preventivas adicionais, quando da utilização de materiais restauradores não cariostáticos.
- 3 - A indicação de cimento ionomérico como material restaurador deve ser particularmente importante na prevenção de cáries secundárias, principalmente em indivíduos de alto risco de cárie.

## 8 - RESUMO

O objetivo deste trabalho foi avaliar a instalação e progressão de cáries secundárias induzidas *in vitro* por ciclagens de desmineralização e remineralização.

Vinte e um pré-molares humanos foram seccionados longitudinalmente e cada metade dental casualmente restaurada com cimento ionomérico ou resina composta. O efeito dos materiais restauradores no desenvolvimento das lesões artificiais foi analisado através de microdureza.

Os resultados obtidos indicam que a utilização de cimento de ionômero de vidro, como material restaurador, deve ser importante na prevenção ou remineralização de cáries secundárias, mesmo em situações de alto desafio cariogênico.



## 9 - SUMMARY

The purpose of this *in vitro* study was to evaluate differences in initiation and progression of caries-like lesions around restorations in enamel.

A demineralization/remineralization cycling model was used to induce experimental secondary caries around cavities filled with glass ionomer cement or composite resin, and the effects of these materials were compared by micro-hardness profiles.

The results indicated that glass ionomer cement shows potential value as a restorative material for the prevention or reversal of secondary caries lesions, even in situation of high caries challenge.

## 10 - REFERÊNCIAS BIBLIOGRÁFICAS\*

- 1 - BRANDAU, H.E.; ZIEMIECKI, T.L.; CHARBENEAU, G.T. Restoration of cervical contours on nonprepared teeth using glass ionomer cement : 4 1/2-year report. J.dent.Ass., 104(5): 782-3, 1984.
- 2 - CALDWELL, R.C.; MUNTZ, M.L.; GILMORE, R.S.; PIGMAN, R.W. Microhardness studies of intact surface enamel. J. dent.Res., 36(5): 732-8, 1957.
- 3 - CURY, J.A. Uso do flúor. In: BARATIERI, L.N. et alii. Dentística: procedimentos preventivos e restauradores. São Paulo, Quintecensse [no prelo].
- 4 - DAVIDSON, G.L.; HOEKSTRA, I.S.; ARENDS, J. Microhardness of sound, decalcified and etched tooth enamel related to the calcium content. Caries res., 8(2): 135-44, 1974.
- 5 - DERAND, T. & JOHANSSON, B. Experimental secondary caries around restorations in roots. Caries res., 18(6): 548-54, 1984.
- 6 - ELDERTON, R.J. The causes of failure of restorations : a literature review. J.Dent., 4(6): 257-62, 1976.
- 7 - FEAGIN, F.; JOHNSON, H.; KOULOURIDES, T. Fortification of tooth enamel from silicate cements. Alabama Dent. Rev., 10(1): 9-11, 1963.

---

\* De acordo com NB/66 da Associação Brasileira de Normas Técnicas, 1978. Abreviaturas de Periódicos: "World Medical Periodicals".

- 8 - FEAGIN, F.; KOULOURIDES, T.; PIGMAN, W. The characterization of enamel surface demineralization, remineralization, and associated hardness changes in human and bovine material. Arch.oral Biol., 14(12): 1407-17, 1969.
- 9 - \_\_\_\_\_; PATEL, P.R.; KOULOURIDES, T.; PIGMAN, W. Study of the effect of calcium, phosphate, fluoride and hydrogen ion concentrations on the remineralization of partially demineralized human and bovine enamel surfaces. Arch.oral Biol., 16(5): 535-48, 1971.
- 10 - FEATHERSTONE, J.D.B.; CUTRESS, T.W.; RODGERS, B.E.; DENNISON, P.J. Remineralization of artificial caries-like lesions in vivo by a self-administered mouthrinse or paste. Caries res., 16(3): 253-42, 1982.
- 11 - \_\_\_\_\_; O'REILLY, M.M.; SHARIATI, M.; BRUGLER, S. Enhancement of remineralization in vitro and in vivo. In: LEACH, S.A. Factors relating to demineralization and remineralization of the teeth. Oxford, IRL, 1986, p. 29-34.
- 12 - \_\_\_\_\_; ten CATE, J.M.; SHARIATI, M. Comparison of artificial caries-like lesions by quantitative microradiography and microhardness profiles. Caries res., 17(5): 385-91, 1983.
- 13 - FORSTEN, L. Fluoride release from a fluoride-containing amalgam and two luting cements. Scand.J.dent.Res., 84(5): 48-50, 1976.
- 14 - \_\_\_\_\_ Fluoride release from a glass ionomer cement. Scand.J.dent.Res., 85(6): 503-4, 1977.
- 15 - \_\_\_\_\_ & PAUNIO, I.K. Fluoride release by silicate cements and composite resins. Scand.J.Dent.Res., 80(6): 515-9, 1972.

- 16 - GERRARD, W.A. & WINTER, P.J. Evaluation of tooth pastes by their ability to assist rehardening of enamel in vitro. Caries res., 20(3): 209-16, 1986.
- 17 - GRON, P. Chemistry of topical fluorides. Caries res., 11 (SUPPL.1): 172-204, 1977.
- 18 - HALS, E. Histology of natural secondary caries associated with silicate cement restoration in human teeth. Arch.oral Biol., 20(4): 291-6, 1975.
- 19 - \_\_\_\_\_ & NORDERVAL, I.T. Histopathology of experimental in vivo caries around silicate fillings. Acta Odont.Scand., 31(6): 357-67, 1973.
- 20 - HICKS, M.J. Artificial lesion formation around glass ionomer restorations in root surfaces: A histologic study. Gerodontics, 2(3): 108-14, 1986.
- 21 - \_\_\_\_\_ ; FLAITZ, C.M.; SILVERSTONE, L.M. Secondary caries formation in vitro around glass ionomer restoration. Quintessence Int., 17(9): 527-32, 1986.
- 22 - HODGE, H.C. Hardness tests on teeth. J.dent.Res., 15 (5): 271-79, 1936.
- 23 - \_\_\_\_\_ & MCKAY, H. The microhardness of teeth. J.Am. dent.Ass., 10(2): 227-33, 1933.
- 24 - HORD, A.B. & ELLIS, R.G. The effect of the topical application of sodium fluoride on the enamel surface. Microhardness of vital teeth. J.dent.Res., 28(6): 661, 1949.
- 25 - HORTZ, P.; McLEAN, J.W.; SCED, I.; WILSON, A.D. The bonding of glass ionomer cements to metal and tooth substrates. Br.dent.J., 142(2): 41-7, 1977.
- 26 - JERMAN, A.C. Silver amalgam restorative material with stannous fluoride. J.Am.dent.Ass., 80(4): 787-91, 1970.

- 27-KAMBIHU, P.P.; ETTINGER, R.L.; WEFEL, J.S. An in vitro evaluation of artificial caries-like lesions on restored overdenture abutments. J.dent.Res., 67(3): 582-4, 1988.
- 28 - KIDD, E.A.M. Cavity sealing ability of composite and glass ionomer cement restorations. Brit.dent.J., 144(5): 139-42, 1978.
- 29 - KOULOURIDES, T. & CAMERON, B. Enamel remineralization as a factor in the pathogenesis of dental caries. J.oral Path., 9(5): 255-69, 1980.
- 30 - \_\_\_\_\_; FEAGIN, F.; PIGMAN, W. Remineralization of dental enamel by saliva in vitro. Ann.N.Y.Acad.Sci., 131(2): 751-7, 1965.
- 31 - \_\_\_\_\_ & REED JR, J.L. Effects of calcium, phosphate and fluorides ions on the rate of softening and dissolution of tooth enamel. Arch.oral.Biol., 9(5): 585-94, 1964.
- 32 - LIND, V.; WENNERHOLM, G.; NYSTRÖM, S. Contact caries in connection with silver amalgam, copper amalgam and silicate fillings. Acta Odont.Scand., 22(3): 333-41, 1964.
- 33 - MALDONADO, A.; SWARTZ, M.L.; PHILLIPS, R.W. An in vitro study of certain properties of a glass ionomer cement. J.Am.dent.Ass., 96(5): 785-91, 1978.
- 34 - McLEAN, J.W. Glass ionomer cements. Br.dent.J., 164(9): 293-300, 1988.
- 35 - MJÖR, I.A. Frequency of secondary caries at various anatomical locations. Operative Dent., 10(3): 88-92, 1985.
- 36 - NEWBRUN, E. Studies on the physical properties of fluorosed enamel-II microhardness. Arch.oral Biol., 2(1): 21-7, 1960.

- 37 - NEWBRUM, E. & PIGMAN, W. The hardness of enamel and dentine. Aust.Dent.J., 5(4): 210-7, 1960.
- 38 - \_\_\_\_\_ ; TIMBERLAKE, P.; PIGMAN, W. Changes in micro-hardness of enamel following treatment with lactate buffer. J.dent.Res., 36(2): 293-300, 1959.
- 39 - NORMAN, R.D.; PHILLIPS, R.W.; SWARTZ, M.L. Fluoride uptake by enamel from certain dental materials. J.dent.Res., 39(1): 11-6, 1960.
- 40 - \_\_\_\_\_ ; PLATT, J.R.; PHILLIPS, R.W.; SWARTZ, M.L. Additional studies on fluoride uptake by enamel from certain dental materials. J.dent.Res., 40(3): 529-37 1961.
- 41 - PAMEIJER, C.H.; SEGAL, E.; RICHARDSON, J. Pulpal response to a glass ionomer cement in primates. J.Prosthet.Dent., 46(1): 36-40, 1981
- 42 - PEARCE, E.I.F.; CRAIG, E.W.; SUCKLING, G.W. Stability of fluoride levels in surface layer of normal enamel during a 21-month fluoride mouthrinsing program. Community Dent.Oral Epidemiol., 8(8): 396-400, 1980.
- 43 - PHILLIPS, R.W. Cimentos para Restaurações. In: SKINNER, E.W. Materiais dentários de Skinner. 8. ed., Rio de Janeiro, Interamericana, 1984. Cap.30, p.351-66.
- 44 - \_\_\_\_\_ Era of new biomaterials in esthetic dentistry. J.Am.dent.Assoc. (special issue): 7E-12E, 1987.
- 45 - \_\_\_\_\_ & SWARTZ, M.L. Effect of fluorides on hardness of tooth enamel. J.Am.dent.Assoc., 37(1): 1-13, 1948.
- 46 - \_\_\_\_\_ & \_\_\_\_\_ Effect of certain restorative materials on solubility of enamel. J.Am.dent.Ass., 54(5): 623-36, 1957.

- 47 - PURDELL-LEWIS, D.J.; GROENEVELD, A.; ARENDS, J. Hardness tests on sound enamel and artificially demineralized white spot lesion. Caries res., 10(3): 201-15, 1976.
- 48 - PURTON, D.G. & RODDA, J.C. Artificial caries around restorations in roots. J.dent.Res., 67(5): 817-21, 1988.
- 49 - RETIEF, D.H.; BRADLEY, E.L.; DENTON, J.C.; SWITZER, P. Enamel and cementum fluoride uptake from a glass ionomer cement. Caries res., 18(3): 250-7, 1984.
- 50 - SILVERSTONE, L.M. The primary translucent zone of enamel caries and of artificial caries-like lesions. Br.dent.J., 120(10): 461-71, 1966.
- 51 - \_\_\_\_\_ The surface zone in caries and in caries-like lesions produced in vitro. Br.dent.J., 125(3): 145-57, 1968.
- 52 - \_\_\_\_\_ The effect of fluoride in the remineralization of enamel caries-like lesions in vitro. J.publ.Hlth. Dent., 42(1): 42-53, 1982
- 53 - \_\_\_\_\_ ; HICKS, M.J. ; FEATHERSTONE, M.J. Dynamic factors affecting lesions initiation and progression in human dental enamel. II. Surface morphology of sound enamel and caries-like lesions of enamel. Quintessence Int., 19(11): 773-85, 1988.
- 54 - SWARTZ, M.L.; PHILLIPS, R.W.; CLARCK, H.E. Long-term F release from glass ionomer cements. J.dent.Res., 63(2): 158-60, 1984.
- 55 - \_\_\_\_\_ ; \_\_\_\_\_ ; \_\_\_\_\_ ; NORMAN, R.D.; POTTER, R. Fluoride distribution in teeth using a silicate model. J.dent.Res., 59(10): 1596-603, 1980.
- 56 - SWEENEY, W.T. The knoop indentation hardness instrument as a tool in dental research. J.dent.Res., 21(3): 303, 1942.

- 57 - SWIFT JR, E. J. Effects of glass ionomer on recurrent caries. Operative Dent., 14(1): 40-3, 1989.
- 58 - (en CATE, J.M. & ARENDS, J. Remineralization of artificial enamel lesions in vitro. Caries res., 11(5): 277-86, 1977.
- 59 - TURTOLA, L.O. Enamel microhardness and fluoride uptake underneath fermenting and non-fermenting artificial plaque. Scand.J.dent.Res., 85(6): 373-9, 1977.
- 60 - VALK, J.W.P. & DAVIDSON, C.L. The relevance of controlled fluoride release with bonded orthodontic appliances. J.Dent., 15(6): 257-60, 1987.
- 61 - WALLS, A.W.G. Glass Polyalkenoate (glass ionomer) cements: a review. J.Dent., 14(6): 231-46, 1986.
- 62 - WESENBERG, G. & HALS, E. The in vitro effect of a glass ionomer cement on dentine and enamel walls. J.oral Rehab. 7(1): 35-42, 1980.
- 63 - \_\_\_\_\_ & \_\_\_\_\_ The structure of experimental in vitro lesions around glass ionomer cement restorations in human teeth. J.oral Rehab., 7(2): 175-84, 1980.
- 64 - WILSON, A.D. & BATCHELOR, R.F. Dental silicate cements. I. The chemistry of erosion. J.dent.Res., 46(5): 1075-85, 1967.
- 65 - \_\_\_\_\_ ; GROFMAN, D.M. ; KUBN, A.T. The release of fluoride and other chemical species from a glass ionomer cement. Biomaterials, 6(6): 431-3, 1985.
- 66 - \_\_\_\_\_ & KENT, B.E. A new translucent cement for dentistry. The glass ionomer cement. Br.dent.J., 132(4): 133-5, 1972.



67 - WILSON, A.D.; PROSSER, H.J.; POWIS, D.M. Mechanism of  
adhesion of polyelectrolyte cements to hydroxyapatite.  
J.dent.Res., 62(5): 590-2, 1983.

## APÊNDICE

MICRODUREZA OBTIDA COM PENETRADOR TIPO KNOOP EM MICRODURÔMETRO LEITZ WETZLAR, COM CARGA AXIAL DE 20 gramas, POR 30 SEGUNDOS, A PARTIR DAS MEDIDAS EM MICRÔMETROS.

## CORPO DE PROVA 1

## CONTROLE

REGIÃO	MEDIDA EM $\mu\text{m}$	DUREZA KNOOP
A	30,0	316,2
B	28,6	247,9
C	29,4	329,3

## RESINA COMPOSTA

REGIÃO	MEDIDA EM $\mu\text{m}$	DUREZA KNOOP
A <sub>1</sub>	41,7	163,7
A <sub>2</sub>	39,9	178,8
A <sub>3</sub>	42,4	158,3
A <sub>4</sub>	40,8	171,0
B <sub>1</sub>	30,7	302,0
B <sub>2</sub>	28,5	350,4
B <sub>3</sub>	27,0	390,4
B <sub>4</sub>	27,1	387,5
C <sub>1</sub>	31,3	290,5
C <sub>2</sub>	28,4	352,9
C <sub>3</sub>	29,3	331,5
C <sub>4</sub>	29,5	327,0

## CIMENTO IONOMÉRICO

REGIÃO	MEDIDA EM $\mu\text{m}$	DUREZA KNOOP
A <sub>1</sub>	31,9	279,7
A <sub>2</sub>	30,5	305,9
A <sub>3</sub>	32,1	276,2
A <sub>4</sub>	29,5	327,0
B <sub>1</sub>	29,3	331,5
B <sub>2</sub>	28,4	352,9
B <sub>3</sub>	26,6	402,2
B <sub>4</sub>	28,7	345,5
C <sub>1</sub>	29,2	333,8
C <sub>2</sub>	29,0	338,4
C <sub>3</sub>	29,3	331,5
C <sub>4</sub>	28,7	345,5

## CORPO DE PROVA 2

## CONTROLE

REGIÃO	MEDIDA EM $\mu\text{m}$	DUREZA KNOOP
A	28,2	357,6
B	28,9	340,8
C	29,0	338,4

## RESINA COMPOSTA

REGIÃO	MEDIDA EM $\mu\text{m}$	DUREZA KNOOP
A <sub>1</sub>	43,8	148,3
A <sub>2</sub>	40,8	171,0
A <sub>3</sub>	42,2	159,8
A <sub>4</sub>	42,1	160,6
B <sub>1</sub>	28,4	352,9
B <sub>2</sub>	31,2	292,4
B <sub>3</sub>	28,5	350,4
B <sub>4</sub>	30,8	300,0
C <sub>1</sub>	29,2	333,8
C <sub>2</sub>	29,4	329,3
C <sub>3</sub>	30,6	303,9
C <sub>4</sub>	29,8	320,5

## CIMENTO IONOMERICO

REGIÃO	MEDIDA EM $\mu\text{m}$	DUREZA KNOOP
A <sub>1</sub>	28,8	343,1
A <sub>2</sub>	27,8	368,3
A <sub>3</sub>	28,3	355,4
A <sub>4</sub>	26,6	402,2
B <sub>1</sub>	28,5	350,4
B <sub>2</sub>	26,7	399,2
B <sub>3</sub>	28,2	357,9
B <sub>4</sub>	27,0	390,4
C <sub>1</sub>	28,4	352,9
C <sub>2</sub>	28,8	343,1
C <sub>3</sub>	29,0	338,4
C <sub>4</sub>	28,2	357,9

## CORPO DE PROVA 3

## CONTROLE

REGIÃO	MEDIDA EM $\mu\text{m}$	DUREZA KNOOP
A	29,1	336,1
B	29,3	331,5
C	28,2	357,9

## RESINA COMPOSTA

REGIÃO	MEDIDA EM $\mu\text{m}$	DUREZA KNOOP
A <sub>1</sub>	37,4	203,5
A <sub>2</sub>	35,9	320,8
A <sub>3</sub>	34,4	240,5
A <sub>4</sub>	31,4	288,7
B <sub>1</sub>	31,0	296,1
B <sub>2</sub>	31,2	292,4
B <sub>3</sub>	29,3	331,5
B <sub>4</sub>	29,7	322,6
C <sub>1</sub>	29,5	327,0
C <sub>2</sub>	30,5	305,9
C <sub>3</sub>	31,2	292,4
C <sub>4</sub>	29,9	318,3

## CIMENTO IONOMÉRICO

REGIÃO	MEDIDA EM $\mu\text{m}$	DUREZA KNOOP
A <sub>1</sub>	27,4	379,1
A <sub>2</sub>	32,0	277,9
A <sub>3</sub>	33,1	259,8
A <sub>4</sub>	33,5	253,6
B <sub>1</sub>	27,6	373,6
B <sub>2</sub>	28,7	345,5
B <sub>3</sub>	28,0	363,0
B <sub>4</sub>	27,0	390,4
C <sub>1</sub>	32,4	271,1
C <sub>2</sub>	29,8	320,5
C <sub>3</sub>	28,6	347,9
C <sub>4</sub>	29,2	333,8

## CORPO DE PROVA 4

## CONTROLE

REGIÃO	MEDIDA EM $\mu\text{m}$	DUREZA KNOOP
A	27,2	384,7
B	28,6	347,9
C	27,8	368,3

## RESINA COMPOSTA

REGIÃO	MEDIDA EM $\mu\text{m}$	DUREZA KNOOP
A <sub>1</sub>	32,7	266,2
A <sub>2</sub>	30,0	316,2
A <sub>3</sub>	31,5	286,8
A <sub>4</sub>	29,8	320,5
B <sub>1</sub>	28,2	357,9
B <sub>2</sub>	28,6	347,9
B <sub>3</sub>	28,9	340,8
B <sub>4</sub>	29,1	336,1
C <sub>1</sub>	28,6	347,9
C <sub>2</sub>	28,9	340,8
C <sub>3</sub>	28,7	345,5
C <sub>4</sub>	29,0	338,4

## CIMENTO IONOMERICO

REGIÃO	MEDIDA EM $\mu\text{m}$	DUREZA KNOOP
A <sub>1</sub>	31,5	286,8
A <sub>2</sub>	30,3	310,0
A <sub>3</sub>	28,0	363,0
A <sub>4</sub>	28,4	352,9
B <sub>1</sub>	31,8	281,4
B <sub>2</sub>	27,2	384,7
B <sub>3</sub>	27,1	387,5
B <sub>4</sub>	28,0	363,0
C <sub>1</sub>	28,1	360,4
C <sub>2</sub>	26,8	396,2
C <sub>3</sub>	29,3	331,5
C <sub>4</sub>	26,5	405,3

## CORPO DE PROVA 5

## CONTROLE

REGIÃO	MEDIDA EM $\mu\text{m}$	DUREZA KNOOP
A	26,0	421,0
B	26,8	396,2
C	27,6	373,6

## RESINA COMPOSTA

REGIÃO	MEDIDA EM $\mu\text{m}$	DUREZA KNOOP
A <sub>1</sub>	37,4	203,5
A <sub>2</sub>	35,0	232,3
A <sub>3</sub>	31,8	281,4
A <sub>4</sub>	36,4	214,8
B <sub>1</sub>	28,1	360,4
B <sub>2</sub>	27,8	368,3
B <sub>3</sub>	27,8	368,3
B <sub>4</sub>	27,1	387,5
C <sub>1</sub>	30,5	305,9
C <sub>2</sub>	25,1	451,7
C <sub>3</sub>	28,1	360,4
C <sub>4</sub>	27,1	387,5

## CIMENTO IONOMERICO

REGIÃO	MEDIDA EM $\mu\text{m}$	DUREZA KNOOP
A <sub>1</sub>	26,5	405,3
A <sub>2</sub>	24,8	462,7
A <sub>3</sub>	26,8	396,2
A <sub>4</sub>	27,3	381,9
B <sub>1</sub>	25,5	437,7
B <sub>2</sub>	25,2	448,2
B <sub>3</sub>	28,6	347,9
B <sub>4</sub>	27,6	373,6
C <sub>1</sub>	27,7	370,9
C <sub>2</sub>	27,4	379,1
C <sub>3</sub>	28,4	352,9
C <sub>4</sub>	27,6	373,6

## CORPO DE PROVA 6

## CONTROLE

REGIÃO	MEDIDA EM $\mu\text{m}$	DUREZA KNOOP
A	27,0	390,4
B	29,4	329,3
C	27,8	368,3

## RESINA COMPOSTA

REGIÃO	MEDIDA EM $\mu\text{m}$	DUREZA KNOOP
A <sub>1</sub>	42,6	156,8
A <sub>2</sub>	44,2	145,7
A <sub>3</sub>	42,1	160,6
A <sub>4</sub>	40,2	176,1
B <sub>1</sub>	26,8	396,2
B <sub>2</sub>	27,7	370,9
B <sub>3</sub>	27,7	370,9
B <sub>4</sub>	29,8	320,5
C <sub>1</sub>	29,6	324,8
C <sub>2</sub>	27,8	368,3
C <sub>3</sub>	29,3	331,5
C <sub>4</sub>	28,8	343,1

## CIMENTO IONOMERICO

REGIÃO	MEDIDA EM $\mu\text{m}$	DUREZA KNOOP
A <sub>1</sub>	33,4	255,1
A <sub>2</sub>	35,3	226,4
A <sub>3</sub>	30,2	312,0
A <sub>4</sub>	33,5	253,6
B <sub>1</sub>	27,7	370,9
B <sub>2</sub>	27,2	384,7
B <sub>3</sub>	25,4	441,1
B <sub>4</sub>	27,8	368,3
C <sub>1</sub>	30,4	303,0
C <sub>2</sub>	29,3	331,5
C <sub>3</sub>	30,3	310,0
C <sub>4</sub>	25,4	441,1



## CORPO DE PROVA 7

## CONTROLE

REGIÃO	MEDIDA EM $\mu\text{m}$	DUREZA KNOOP
A	28,3	355,4
B	29,2	333,8
C	28,3	355,4

## RESINA COMPOSTA

REGIÃO	MEDIDA EM $\mu\text{m}$	DUREZA KNOOP
A <sub>1</sub>	32,6	267,8
A <sub>2</sub>	31,3	290,5
A <sub>3</sub>	27,8	368,3
A <sub>4</sub>	-	-
B <sub>1</sub>	27,6	373,6
B <sub>2</sub>	27,1	387,5
B <sub>3</sub>	28,2	357,9
B <sub>4</sub>	29,4	329,3
C <sub>1</sub>	28,3	355,4
C <sub>2</sub>	28,6	347,9
C <sub>3</sub>	28,1	360,4
C <sub>4</sub>	28,5	350,4

## CIMENTO IONOMERICO

REGIÃO	MEDIDA EM $\mu\text{m}$	DUREZA KNOOP
A <sub>1</sub>	28,4	352,9
A <sub>2</sub>	28,8	343,1
A <sub>3</sub>	29,2	333,8
A <sub>4</sub>	28,9	340,8
B <sub>1</sub>	27,0	390,4
B <sub>2</sub>	27,4	379,1
B <sub>3</sub>	28,3	355,4
B <sub>4</sub>	27,5	376,3
C <sub>1</sub>	27,3	381,9
C <sub>2</sub>	27,5	376,3
C <sub>3</sub>	27,8	368,3
C <sub>4</sub>	28,3	355,4

## CORPO DE PROVA 8

## CONTROLE

REGIÃO	MEDIDA EM $\mu\text{m}$	DUREZA KNOOP
A	29,7	322,6
B	27,5	376,3
C	28,4	352,9

## RESINA COMPOSTA

REGIÃO	MEDIDA EM $\mu\text{m}$	DUREZA KNOOP
A <sub>1</sub>	64,8	67,8
A <sub>2</sub>	61,5	75,2
A <sub>3</sub>	60,4	78,0
A <sub>4</sub>	26,7	399,2
B <sub>1</sub>	25,3	444,6
B <sub>2</sub>	26,8	396,2
B <sub>3</sub>	27,6	373,6
B <sub>4</sub>	27,8	368,3
C <sub>1</sub>	28,9	340,8
C <sub>2</sub>	29,4	329,3
C <sub>3</sub>	29,6	324,8
C <sub>4</sub>	29,8	320,5

## CIMENTO IONOMERICO

REGIÃO	MEDIDA EM $\mu\text{m}$	DUREZA KNOOP
A <sub>1</sub>	27,6	373,6
A <sub>2</sub>	27,3	381,9
A <sub>3</sub>	27,8	368,3
A <sub>4</sub>	27,8	368,3
B <sub>1</sub>	28,6	347,9
B <sub>2</sub>	27,9	365,6
B <sub>3</sub>	28,8	343,1
B <sub>4</sub>	27,5	376,3
C <sub>1</sub>	28,4	352,9
C <sub>2</sub>	29,3	331,5
C <sub>3</sub>	29,5	327,0
C <sub>4</sub>	29,2	333,8

## CORFO DE PROVA 9

## CONTROLE

REGIÃO	MEDIDA EM $\mu\text{m}$	DUREZA KNOOP
A	29,2	333,8
B	30,1	314,1
C	28,8	343,1

## RESINA COMPOSTA

REGIÃO	MEDIDA EM $\mu\text{m}$	DUREZA KNOOP
A <sub>1</sub>	58,8	82,3
A <sub>2</sub>	41,7	163,7
A <sub>3</sub>	47,7	125,1
A <sub>4</sub>	42,6	156,8
B <sub>1</sub>	27,9	365,6
B <sub>2</sub>	28,1	360,4
B <sub>3</sub>	29,2	333,8
B <sub>4</sub>	30,0	316,2
C <sub>1</sub>	31,8	281,4
C <sub>2</sub>	31,5	286,8
C <sub>3</sub>	28,0	363,0
C <sub>4</sub>	27,8	368,3

## CIMENTO IONOMERICO

REGIÃO	MEDIDA EM $\mu\text{m}$	DUREZA KNOOP
A <sub>1</sub>	32,3	272,8
A <sub>2</sub>	30,1	314,1
A <sub>3</sub>	29,3	331,5
A <sub>4</sub>	30,5	305,9
B <sub>1</sub>	30,2	312,0
B <sub>2</sub>	29,7	322,6
B <sub>3</sub>	29,3	331,5
B <sub>4</sub>	27,7	370,9
C <sub>1</sub>	28,3	355,4
C <sub>2</sub>	28,7	345,5
C <sub>3</sub>	29,5	327,0
C <sub>4</sub>	29,6	324,8

## CORPO DE PROVA 10

## CONTROLE

REGIÃO	MEDIDA EM $\mu\text{m}$	DUREZA KNOOP
A	27,1	387,5
B	27,0	390,4
C	28,3	355,4

## RESINA COMPOSTA

REGIÃO	MEDIDA EM $\mu\text{m}$	DUREZA KNOOP
A <sub>1</sub>	44,8	141,8
A <sub>2</sub>	47,4	126,7
A <sub>3</sub>	45,7	136,3
A <sub>4</sub>	45,8	135,7
B <sub>1</sub>	31,5	286,8
B <sub>2</sub>	32,8	264,5
B <sub>3</sub>	30,6	303,9
B <sub>4</sub>	30,1	314,1
C <sub>1</sub>	28,6	347,9
C <sub>2</sub>	28,2	357,9
C <sub>3</sub>	29,7	322,6
C <sub>4</sub>	28,6	347,9

## CIMENTO IONOMÉRICO

REGIÃO	MEDIDA EM $\mu\text{m}$	DUREZA KNOOP
A <sub>1</sub>	30,5	305,9
A <sub>2</sub>	27,9	365,6
A <sub>3</sub>	29,3	331,5
A <sub>4</sub>	26,8	396,2
B <sub>1</sub>	27,8	368,3
B <sub>2</sub>	26,3	411,5
B <sub>3</sub>	27,5	376,3
B <sub>4</sub>	26,5	405,3
C <sub>1</sub>	27,9	365,6
C <sub>2</sub>	26,6	402,2
C <sub>3</sub>	27,0	390,4
C <sub>4</sub>	26,7	399,2

## CORPO DE PROVA 11

## CONTROLE

REGIÃO	MEDIDA EM $\mu\text{m}$	DUREZA KNOOP
A	31,4	288,7
B	30,7	302,0
C	28,1	360,4

## RESINA COMPOSTA

REGIÃO	MEDIDA EM $\mu\text{m}$	DUREZA KNOOP
A <sub>1</sub>	46,9	129,4
A <sub>2</sub>	45,2	139,3
A <sub>3</sub>	42,6	156,8
A <sub>4</sub>	44,8	141,8
B <sub>1</sub>	30,4	308,0
B <sub>2</sub>	29,3	331,5
B <sub>3</sub>	30,7	302,0
B <sub>4</sub>	29,2	333,8
C <sub>1</sub>	28,6	347,9
C <sub>2</sub>	31,8	281,4
C <sub>3</sub>	27,4	379,1
C <sub>4</sub>	28,9	340,8

## CIMENTO IONOMERICO

REGIÃO	MEDIDA EM $\mu\text{m}$	DUREZA KNOOP
A <sub>1</sub>	27,3	381,9
A <sub>2</sub>	27,6	373,6
A <sub>3</sub>	30,0	316,2
A <sub>4</sub>	28,5	350,4
B <sub>1</sub>	27,4	379,1
B <sub>2</sub>	28,9	340,8
B <sub>3</sub>	29,3	331,5
B <sub>4</sub>	28,5	350,4
C <sub>1</sub>	28,8	343,1
C <sub>2</sub>	28,8	343,1
C <sub>3</sub>	29,6	324,8
C <sub>4</sub>	29,4	329,3

## CORPO DE PROVA 12

## CONTROLE

REGIÃO	MEDIDA EM $\mu\text{m}$	DUREZA KNOOP
A	28,7	345,5
B	29,0	338,4
C	28,6	347,9

## RESINA COMPOSTA

REGIÃO	MEDIDA EM $\mu\text{m}$	DUREZA KNOOP
A <sub>1</sub>	33,3	256,7
A <sub>2</sub>	32,9	262,9
A <sub>3</sub>	26,9	393,3
A <sub>4</sub>	29,4	329,3
B <sub>1</sub>	32,1	276,2
B <sub>2</sub>	28,0	363,0
B <sub>3</sub>	27,2	384,7
B <sub>4</sub>	29,0	338,4
C <sub>1</sub>	29,4	329,3
C <sub>2</sub>	28,2	357,9
C <sub>3</sub>	28,6	347,9
C <sub>4</sub>	28,5	350,4

## CIMENTO IONOMERICO

REGIÃO	MEDIDA EM $\mu\text{m}$	DUREZA KNOOP
A <sub>1</sub>	29,2	333,8
A <sub>2</sub>	33,8	249,1
A <sub>3</sub>	35,0	232,3
A <sub>4</sub>	30,0	216,2
B <sub>1</sub>	29,2	333,8
B <sub>2</sub>	26,1	417,8
B <sub>3</sub>	28,7	345,5
B <sub>4</sub>	30,8	300,0
C <sub>1</sub>	28,4	352,9
C <sub>2</sub>	30,1	314,1
C <sub>3</sub>	31,3	290,5
C <sub>4</sub>	31,0	296,1

## CORPO DE PROVA 13

## CONTROLE

REGIÃO	MEDIDA EM $\mu\text{m}$	DUREZA KNOOP
A	27,4	379,1
B	27,7	370,9
C	28,2	387,9

## RESINA COMPOSTA

REGIÃO	MEDIDA EM $\mu\text{m}$	DUREZA KNOOP
A <sub>1</sub>	37,8	199,2
A <sub>2</sub>	37,7	200,2
A <sub>3</sub>	37,1	206,6
A <sub>4</sub>	36,6	212,5
B <sub>1</sub>	30,2	312,0
B <sub>2</sub>	28,1	360,4
B <sub>3</sub>	28,7	345,5
B <sub>4</sub>	28,4	352,9
C <sub>1</sub>	28,5	350,4
C <sub>2</sub>	27,8	368,3
C <sub>3</sub>	28,5	350,4
C <sub>4</sub>	25,4	441,1

## CIMENTO IONOMÉRICO

REGIÃO	MEDIDA EM $\mu\text{m}$	DUREZA KNOOP
A <sub>1</sub>	34,8	235,0
A <sub>2</sub>	31,1	294,2
A <sub>3</sub>	34,4	240,5
A <sub>4</sub>	29,2	333,8
B <sub>1</sub>	27,8	368,3
B <sub>2</sub>	28,2	357,9
B <sub>3</sub>	28,3	355,4
B <sub>4</sub>	28,6	347,9
C <sub>1</sub>	28,7	345,5
C <sub>2</sub>	28,9	340,8
C <sub>3</sub>	27,1	387,5
C <sub>4</sub>	27,7	370,9

COMPO DE PROVA 14

CONTROLE

REGIAO	MEDIDA EM $\mu\text{m}$	DUREZA KNOOP
A	29,0	338,4
B	29,0	363,0
C	28,8	343,1

RESINA COMPOSTA

REGIAO	MEDIDA EM $\mu\text{m}$	DUREZA KNOOP
A <sub>1</sub>	56,4	89,5
A <sub>2</sub>	49,0	118,5
A <sub>3</sub>	54,2	96,9
A <sub>4</sub>	58,2	84,0
B <sub>1</sub>	28,1	360,4
B <sub>2</sub>	27,1	387,5
B <sub>3</sub>	28,5	350,4
B <sub>4</sub>	28,8	343,1
C <sub>1</sub>	30,5	305,9
C <sub>2</sub>	27,3	381,9
C <sub>3</sub>	28,2	357,9
C <sub>4</sub>	28,5	350,4

CIMENTO IONOMERICO

REGIAO	MEDIDA EM $\mu\text{m}$	DUREZA KNOOP
A <sub>1</sub>	28,3	355,4
A <sub>2</sub>	32,7	266,2
A <sub>3</sub>	27,8	368,3
A <sub>4</sub>	25,8	427,6
B <sub>1</sub>	30,5	305,9
B <sub>2</sub>	28,8	343,1
B <sub>3</sub>	30,4	308,0
B <sub>4</sub>	26,3	411,5
C <sub>1</sub>	27,9	365,6
C <sub>2</sub>	29,2	333,8
C <sub>3</sub>	30,1	314,1
C <sub>4</sub>	29,0	338,4



## CORPO DE PROVA 15

## CONTROLE

REGIÃO	MEDIDA EM $\mu\text{m}$	DUREZA KNOOP
A	26,3	411,5
B	27,8	368,3
C	28,1	360,4

## RESINA COMPOSTA

REGIÃO	MEDIDA EM $\mu\text{m}$	DUREZA KNOOP
A <sub>1</sub>	34,8	235,0
A <sub>2</sub>	29,0	338,4
A <sub>B</sub>	32,1	276,2
A <sub>4</sub>	29,8	320,5
B <sub>1</sub>	27,8	368,3
B <sub>2</sub>	26,4	408,3
B <sub>3</sub>	30,6	303,9
B <sub>4</sub>	25,2	448,2
C <sub>1</sub>	25,0	455,4
C <sub>2</sub>	24,2	486,0
C <sub>3</sub>	25,6	434,3
C <sub>4</sub>	26,4	408,3

## CIMENTO IONOMERICO

REGIÃO	MEDIDA EM $\mu\text{m}$	DUREZA KNOOP
A <sub>1</sub>	28,3	355,4
A <sub>2</sub>	27,4	379,1
A <sub>3</sub>	26,9	393,3
A <sub>4</sub>	27,4	379,1
B <sub>1</sub>	25,0	455,4
B <sub>2</sub>	27,8	368,3
B <sub>3</sub>	25,8	427,6
B <sub>4</sub>	26,8	396,2
C <sub>1</sub>	28,2	357,9
C <sub>2</sub>	28,1	360,4
C <sub>3</sub>	27,6	373,6
C <sub>4</sub>	26,2	414,6

## CORPO DE PROVA 16

## CONTROLE

REGIÃO	MEDIDA EM $\mu\text{m}$	DUREZA KNOOP
A	27,8	368,3
B	28,0	363,0
C	29,7	345,5

## RESINA COMPOSTA

REGIÃO	MEDIDA EM $\mu\text{m}$	DUREZA KNOOP
A <sub>1</sub>	33,5	253,6
A <sub>2</sub>	30,1	314,1
A <sub>3</sub>	30,3	310,0
A <sub>4</sub>	29,2	333,8
B <sub>1</sub>	28,6	347,9
B <sub>2</sub>	27,8	368,3
B <sub>3</sub>	27,1	387,5
B <sub>4</sub>	28,3	355,4
C <sub>1</sub>	29,1	336,1
C <sub>2</sub>	29,0	338,4
C <sub>3</sub>	28,6	347,9
C <sub>4</sub>	29,2	333,8

## CIMENTO IONOMERICO

REGIÃO	MEDIDA EM $\mu\text{m}$	DUREZA KNOOP
A <sub>1</sub>	27,5	376,3
A <sub>2</sub>	29,3	331,5
A <sub>3</sub>	28,3	355,4
A <sub>4</sub>	27,0	390,4
B <sub>1</sub>	26,6	402,2
B <sub>2</sub>	29,9	318,3
B <sub>3</sub>	28,4	352,9
B <sub>4</sub>	27,2	384,7
C <sub>1</sub>	27,7	370,9
C <sub>2</sub>	29,5	327,0
C <sub>3</sub>	29,1	336,1
C <sub>4</sub>	27,0	390,4

## CORPO DE PROVA 17

## CONTROLE

REGIÃO	MEDIDA EM $\mu\text{m}$	DUREZA KNOOP
A	29,0	338,4
B	28,7	345,5
C	29,2	333,8

## RESINA COMPOSTA

REGIÃO	MEDIDA EM $\mu\text{m}$	DUREZA KNOOP
A <sub>1</sub>	42,7	156,1
A <sub>2</sub>	59,7	79,9
A <sub>3</sub>	32,4	271,1
A <sub>4</sub>	30,5	305,9
B <sub>1</sub>	31,4	288,7
B <sub>2</sub>	29,9	318,3
B <sub>3</sub>	28,7	345,5
B <sub>4</sub>	28,3	355,4
C <sub>1</sub>	30,4	308,0
C <sub>2</sub>	32,4	271,1
C <sub>3</sub>	29,5	327,0
C <sub>4</sub>	28,9	340,8

## CIMENTO IONOMERICO

REGIÃO	MEDIDA EM $\mu\text{m}$	DUREZA KNOOP
A <sub>1</sub>	29,5	327,0
A <sub>2</sub>	30,4	308,0
A <sub>3</sub>	31,0	296,1
A <sub>4</sub>	31,2	292,4
B <sub>1</sub>	28,7	345,5
B <sub>2</sub>	29,2	333,8
B <sub>3</sub>	28,6	347,9
B <sub>4</sub>	27,3	381,9
C <sub>1</sub>	27,2	384,7
C <sub>2</sub>	28,0	363,0
C <sub>3</sub>	28,4	352,9
C <sub>4</sub>	27,9	365,6

## CORPO DE PROVA 18

## CONTROLE

REGIÃO	MEDIDA EM $\mu\text{m}$	DUREZA KNOOP
A	27,6	373,6
B	27,9	365,6
C	27,2	384,7

## RESINA COMPOSTA

REGIÃO	MEDIDA EM $\mu\text{m}$	DUREZA KNOOP
A <sub>1</sub>	41,8	162,9
A <sub>2</sub>	38,0	197,1
A <sub>3</sub>	35,8	222,1
A <sub>4</sub>	34,1	244,8
B <sub>1</sub>	26,2	414,6
B <sub>2</sub>	28,7	345,5
B <sub>3</sub>	32,2	274,5
B <sub>4</sub>	29,2	333,8
C <sub>1</sub>	26,4	408,3
C <sub>2</sub>	28,6	347,9
C <sub>3</sub>	29,8	320,5
C <sub>4</sub>	27,5	376,3

## CIMENTO IONOMÉRICO

REGIÃO	MEDIDA EM $\mu\text{m}$	DUREZA KNOOP
A <sub>1</sub>	29,6	324,8
A <sub>2</sub>	27,9	365,6
A <sub>3</sub>	27,8	368,3
A <sub>4</sub>	29,7	322,6
B <sub>1</sub>	27,4	379,1
B <sub>2</sub>	28,4	352,9
B <sub>3</sub>	29,1	336,1
B <sub>4</sub>	27,3	381,9
C <sub>1</sub>	29,1	336,1
C <sub>2</sub>	28,6	347,9
C <sub>3</sub>	28,0	363,0
C <sub>4</sub>	27,5	376,3

## CORPO DE PROVA 19

## CONTROLE

REGIÃO	MEDIDA EM $\mu\text{m}$	DUREZA KNOOP
A	29,0	338,4
B	28,2	357,9
C	29,1	336,1

## RESINA COMPOSTA

REGIÃO	MEDIDA EM $\mu\text{m}$	DUREZA KNOOP
A <sub>1</sub>	63,4	70,8
A <sub>2</sub>	57,9	84,9
A <sub>3</sub>	58,2	84,0
A <sub>4</sub>	61,7	74,8
B <sub>1</sub>	27,4	379,1
B <sub>2</sub>	26,6	402,2
B <sub>3</sub>	28,1	360,4
B <sub>4</sub>	27,6	373,6
C <sub>1</sub>	27,3	381,9
C <sub>2</sub>	28,0	363,0
C <sub>3</sub>	27,2	384,7
C <sub>4</sub>	27,9	365,6

## CIMENTO IONOMERICO

REGIÃO	MEDIDA EM $\mu\text{m}$	DUREZA KNOOP
A <sub>1</sub>	33,6	252,1
A <sub>2</sub>	32,6	267,8
A <sub>3</sub>	29,7	322,6
A <sub>4</sub>	31,1	294,2
B <sub>1</sub>	25,7	430,9
B <sub>2</sub>	27,6	373,6
B <sub>3</sub>	31,2	292,4
B <sub>4</sub>	30,0	316,2
C <sub>1</sub>	29,7	322,6
C <sub>2</sub>	33,5	353,6
C <sub>3</sub>	30,1	314,1
C <sub>4</sub>	27,4	379,1

## CORPO DE PROVA 20

## CONTROLE

REGIÃO	MEDIDA EM $\mu\text{m}$	DUREZA KNOOP
A	27,5	376,3
B	26,6	402,2
C	28,1	360,4

## RESINA COMPOSTA

REGIÃO	MEDIDA EM $\mu\text{m}$	DUREZA KNOOP
A <sub>1</sub>	33,6	252,1
A <sub>2</sub>	34,8	235,0
A <sub>3</sub>	31,9	279,7
A <sub>4</sub>	30,6	303,9
B <sub>1</sub>	27,2	384,7
B <sub>2</sub>	27,5	376,3
B <sub>3</sub>	27,8	368,3
B <sub>4</sub>	25,9	424,3
C <sub>1</sub>	28,2	357,9
C <sub>2</sub>	32,5	269,4
C <sub>3</sub>	27,4	379,1
C <sub>4</sub>	28,3	355,4

## CIMENTO IONOMERICO

REGIÃO	MEDIDA EM $\mu\text{m}$	DUREZA KNOOP
A <sub>1</sub>	28,8	343,1
A <sub>2</sub>	26,9	393,3
A <sub>3</sub>	27,3	381,9
A <sub>4</sub>	30,5	305,9
B <sub>1</sub>	27,3	381,9
B <sub>2</sub>	26,4	408,3
B <sub>3</sub>	27,5	376,3
B <sub>4</sub>	28,5	350,4
C <sub>1</sub>	29,6	324,6
C <sub>2</sub>	28,7	345,5
C <sub>3</sub>	27,8	368,3
C <sub>4</sub>	28,2	357,9

## CORPO DE PROVA 21

## CONTROLE

REGIÃO	MEDIDA EM $\mu\text{m}$	DUREZA KNOOP
A	29,4	329,3
B	29,6	324,8
C	28,8	343,1

## RESINA COMPOSTA

REGIÃO	MEDIDA EM $\mu\text{m}$	DUREZA KNOOP
A <sub>1</sub>	41,6	164,5
A <sub>2</sub>	49,8	114,8
A <sub>3</sub>	51,3	108,1
A <sub>4</sub>	53,6	99,1
B <sub>1</sub>	29,4	329,3
B <sub>2</sub>	27,8	368,3
B <sub>3</sub>	28,4	352,9
B <sub>4</sub>	32,2	274,5
C <sub>1</sub>	30,2	312,0
C <sub>2</sub>	27,0	390,4
C <sub>3</sub>	29,7	322,6
C <sub>4</sub>	31,7	283,2

## CIMENTO IONOMERICO

REGIÃO	MEDIDA EM $\mu\text{m}$	DUREZA KNOOP
A <sub>1</sub>	30,5	305,9
A <sub>2</sub>	28,7	345,5
A <sub>3</sub>	28,9	340,8
A <sub>4</sub>	29,6	324,8
B <sub>1</sub>	26,5	405,3
B <sub>2</sub>	26,9	393,8
B <sub>3</sub>	28,7	345,5
B <sub>4</sub>	27,5	376,3
C <sub>1</sub>	27,2	384,7
C <sub>2</sub>	27,7	370,9
C <sub>3</sub>	29,2	333,8
C <sub>4</sub>	28,8	343,1

O presente trabalho foi apresentado a exame de Mestrado no dia 13 de outubro de 1989 e considerado aprovado com a menção "Distinção e Louvor", tendo sido Examinadores :

LUIZ ANTONIO RUHNKE                      Faculdade de Odontologia de Piracicaba - UNICAMP.

MARIA FIDELA DE LIMA NAVARRO          Faculdade de Odontologia de Bauru - USP.

WELLINGTON DINELLI                      Faculdade de Odontologia de Araraquara - UNESP.