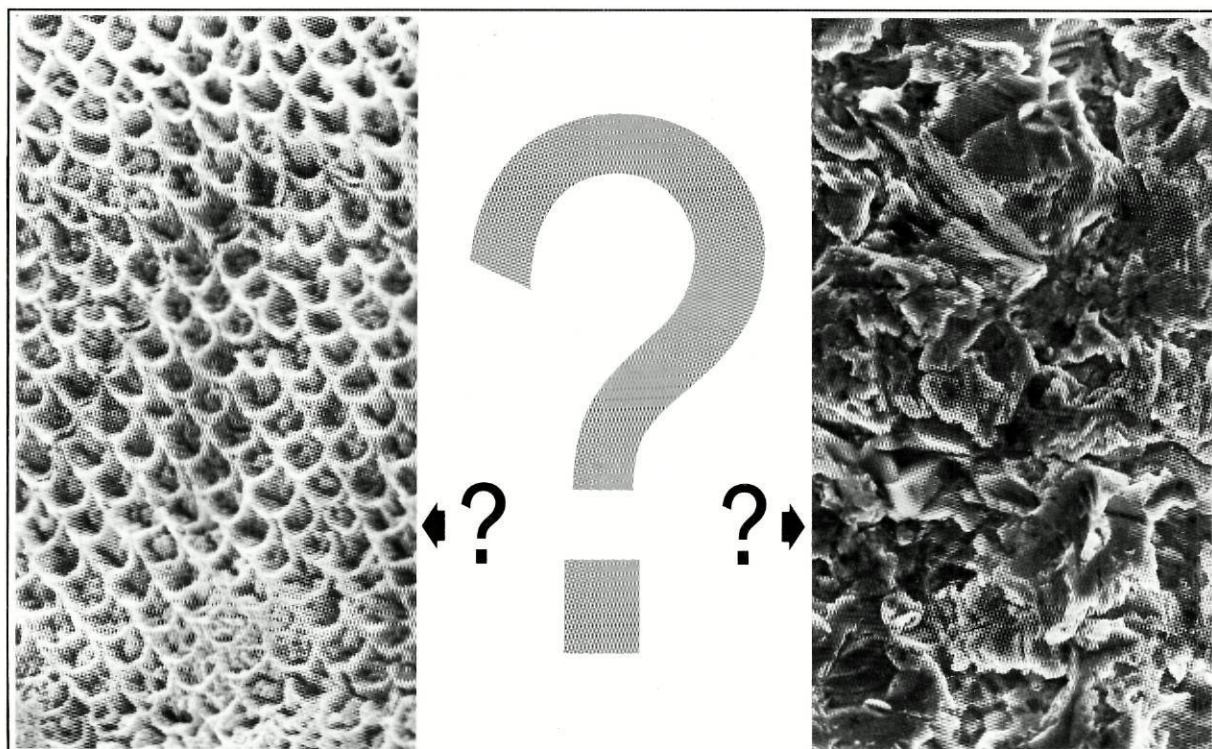


FERNANDO JORGE MORAIS BRANCO

CONTRIBUIÇÃO PARA O ESTUDO DAS PONTES ADESIVAS:  
INVESTIGAÇÃO COM MICROSCOPIA ELECTRÓNICA



PORTO 1988

FERNANDO JORGE MORAIS BRANCO

**CONTRIBUIÇÃO PARA O ESTUDO DAS PONTES ADESIVAS:  
INVESTIGAÇÃO COM MICROSCOPIA ELECTRÓNICA**

Dissertação de candidatura ao Grau de Doutor,  
Apresentada à Faculdade de Medicina da  
Universidade do Porto

CORPO CATEDRÁTICO  
DA  
FACULDADE DE MEDICINA DO PORTO

PROFESSORES CATEDRÁTICOS

Prof. Doutor José Fernando de Barros Castro Correia  
Prof. Doutor Artur Manuel Giesteira de Almeida  
Prof. Doutor Daniel dos Santos Pinto Serrão  
Prof. Doutor Amândio Gomes Sampaio Tavares  
Prof. Doutor Walter Friedrich Alfred Osswald  
Prof. Doutor João da Silva Carvalho  
Prof. Doutor Carlos Sampaio Pinto de Lima  
Prof. Doutor António Fernandes da Fonseca  
Prof. Doutor António Carvalho de Almeida Coimbra  
Prof. Doutor Joaquim de Oliveira Costa Maia  
Prof. Doutor Manuel Teixeira Amarante Júnior  
Prof. Doutor António Manuel Sampaio de Araújo Teixeira  
Prof. Doutor Mário José Cerqueira Gomes Braga  
Prof. Doutor Fernando de Carvalho Cerqueira Magro Gomes Ferreira  
Prof. Doutor José Augusto Fleming Torrinha  
Prof. Doutor Manuel da Fonseca Pinheiro Coelho Hargreaves  
Prof. Doutor Joaquim Germano Pinto Machado Correia da Silva  
Prof. Doutor José Pinto de Barros  
Prof. Doutor Casimiro Águeda de Azevedo  
Prof. Doutor Serafim Correia Pinto Guimarães  
Prof. Doutor José Manuel Gonçalves Pina Cabral  
Prof. Doutor Manuel Miranda Magalhães  
Prof. Doutor José Carvalho de Oliveira  
Prof. Doutor António Alberto Falcão de Freitas  
Prof. Doutor António Fernandes Oliveira Barbosa Ribeiro Braga  
Prof. Doutor Valdemar Miguel Botelho dos Santos  
Prof. Doutor Victor Manuel Oliveira Nogueira Faria  
Prof. Doutor António Augusto Lopes Vaz  
Prof. Doutor António Luís Tomé da Rocha Ribeiro  
Prof. Doutor Norberto Teixeira Santos  
Prof. Doutor Levi Eugénio Ribeiro Guerra  
Prof. Doutor José Manuel da Costa Mesquita Guimarães  
Prof. Doutor Alexandre Alberto Guerra de Sousa Pinto  
Prof. Doutor Celso Renato Paiva Rodrigues da Cruz  
Prof. Doutor Eduardo Jorge da Cunha Rodrigues Pereira  
Prof. Doutor Candido Alves Hipólito Reis  
Prof. Doutor Germano de Pina da Silva Leal  
Prof. Doutor Manuel Augusto Cardoso de Oliveira  
Prof. Doutor Manuel Maria Paulo Barbosa  
Prof. Doutora Maria da Conceição Fernandes Marques e Magalhães  
Prof. Doutor Carlos Rodrigo Magalhães Ramalhão  
Prof. Doutor Francisco de Sousa Lé  
Prof. Doutor Manuel Machado Rodrigues Gomes  
Prof. Doutor Luís António Mota P. Cunha Pereira Leite

## PROFESSORES JUBILADOS

Prof. Doutor Abel Tavares  
Prof. Doutor Albano dos Santos Pereira Ramos  
Prof. Doutor Carlos Ribeiro da Silva Lopes  
Prof. Doutor João Costa  
Prof. Doutor Joaquim Bastos  
Prof. Doutor José Afonso Dias Guimarães  
Prof. Doutor Júlio Machado Vaz  
Prof. Doutor Manuel Sobrinho Simões  
Prof. Doutor Manuel José Bragança Tender  
Prof. Doutor José Ruiz de Almeida Garrett

**PROFESSORES**  
**DA**  
**ESCOLA SUPERIOR DE MEDICINA DENTÁRIA DO PORTO**

**PROFESSORES ASSOCIADOS**

Prof. Dr. Adão Fernando Pereira  
Prof. Dr. Amílcar Almeida de Oliveira  
Prof. Dr. António Manuel Machado Capelas  
Prof. Dr. António Manuel Pinhal Gonzalez Bernardo  
Prof. Dr. Durval Manuel Belo Moreira  
Prof. Dr. Fernando José Brandão Martins Peres  
Prof. Dr. Francisco António Rebelo Morais Caldas  
Prof. Dr. José Carlos Pina Almeida Rebelo  
Prof. Doutor José Serra Silva Campos Neves  
Prof. Dr. Manuel Guedes de Figueiredo  
Prof<sup>a</sup> Dr.<sup>a</sup> Maria Adelaide Capelas  
Prof. Dr. Rogério Serapião Martins de Aguiar Branco

Artigo 48.º, § 3.º – A FACULDADE não responde pelas  
doutrinas expendidas na dissertação

(Regulamento da Faculdade de Medicina do Porto, 29 de Janeiro  
de 1931 – Decreto n.º 19337)

AO CORPO CATEDRÁTICO  
DA  
FACULDADE DE MEDICINA DO PORTO

*Aos meus pais  
A quem tudo devo*

*Ao meu irmão  
Com o maior afecto*

*À Maria Isabel*

*pela sua paciência e pelo seu apoio, sem os quais o  
trabalho feito teria sido mais árdua tarefa.*

*Aos meus filhos Ana Isabel e Luís Fernando*

AO EXCELENTÍSSIMO SENHOR PROFESSOR  
DOUTOR  
JOSÉ MARIA SUAREZ NUÑEZ

*In Memoriam*

*Pela valiosa orientação e também pela paciência,  
nunca regateada durante o trabalho de investigação,  
que viria a culminar na elaboração desta tese.*

AO EXCELENTÍSSIMO SENHOR PROFESSOR  
DOUTOR  
JUAN SALSENCH CABRE

*Pela sua dedicada e doutíssima orientação.*

AO EXCELENTÍSSIMO SENHOR PROFESSOR  
DOUTOR  
JOSÉ SERRA DA SILVA CAMPOS NEVES

*Em testemunho do mais alto e cordial apreço.*

AO EXCELENTÍSSIMO SENHOR PROFESSOR  
DOUTOR  
HORÁCIO MAIA E COSTA

*Com a maior gratidão e a mais elevada consideração.*

AO EXCELENTÍSSIMO SENHOR PROFESSOR  
DR. ANTÓNIO MANUEL MACHADO CAPELAS

*Meu ilustre mestre, como testemunho do mais profundo reconhecimento pelos ensinamentos e pela amizade que sempre me dispensou.*

AO EXCELENTÍSSIMO SENHOR PROFESSOR  
DR. ADÃO FERNANDO PEREIRA

*Pela sua ajuda a dar forma a esta tese.*

INDICE

## ÍNDICE

	<b>Pág.</b>
1 – INTRODUÇÃO .....	1
2 – MATERIAL E MÉTODOS .....	10
2.1 – Preparação das Amostras .....	11
2.2 – Medição da Área de cada Retentor .....	15
3 – RESULTADOS .....	21
3.1 – Estudo das Forças de Fractura .....	22
3.2 – Estudo das Resinas de União .....	24
3.3 – Estudo da Área de Adesão dos Retentores .....	25
3.4 – Estudo da Superfície Metálica de Adesão com Microscopia Electrónica de Varredura .....	28
3.4.1 – Estudo da Superfície Metálica Após a Acção do Jacto de Óxido de Alumínio .....	29
3.4.2 – Estudo da Superfície Metálica Após a Acção de Ácidos .....	36
3.5 – Estudo da Superfície Dentária de Adesão com Microscopia Electrónica de Varredura .....	38
3.6 – Estudo das Superfícies de Adesão com Espectrometria por Dispersão de Energia .....	47
3.7 – Estudo do Mecanismo de Adesão Esmalte / Resina / Metal .....	54
4 – DISCUSSÃO .....	80
5 – CONCLUSÕES .....	85
6 – DOCUMENTOS ANEXOS .....	87
7 – RESUMOS .....	96
8 – BIBLIOGRAFIA .....	99

1.

## **INTRODUÇÃO**

A conservação da estrutura dentária é um dos princípios fundamentais da dentisteria restauradora actual. No entanto, quando a substituição de dentes ausentes é realizada pelo recurso à prótese fixa, impõe-se a remoção duma grande parte da estrutura coronária dos dentes pilares, o que, em pacientes jovens, se torna muitas vezes contra-indicado, devido à erupção incompleta dos mesmos, ao grande tamanho das câmaras pulpares e ainda à existência de um "gingival embrasure space" inadequado. Se, em vez de uma prótese fixa, optarmos pela colocação de uma prótese parcial removível, podemos, com o seu uso prolongado, provocar danos nos tecidos moles e defeitos ósseos na crista desdentada, bem como inflamação dos tecidos da área recoberta.

Naquelas situações em que é tecnicamente possível a execução duma prótese fixa, e os dentes pilares não apresentam cáries ou restaurações, deve pensar-se na elaboração de outro tipo de trabalho, pois o esmalte não só é o tecido mais duro do corpo como também serve de barreira aos estímulos térmicos e ácidos. O aparecimento dos sistemas de ataque ácido, com efeito, deu lugar à descoberta da prótese adesiva que, sobretudo nos casos indicados, tem vantagens sobre a prótese fixa, embora apresente como inconveniente o problema da sua fixação aos dentes remanescentes da arcada dentária.

O advento da prótese adesiva ocorreu por volta de 1975, tendo sofrido uma nova expansão em 1980 mercê dos trabalhos realizados na Universidade de Maryland, sendo esta técnica protética mais conhecida por prótese de Maryland, cujo nome identifica actualmente este tipo de recuperação funcional.

Trata-se, todavia, de uma prótese de tipo experimental, com resultados um pouco aquém do que seria desejável mas que, indiscutivelmente, terá um futuro cada vez mais auspicioso na prótese dentária pela sua adesão e, obviamente, a sua permanência na boca, poderem ser melhoradas com o aparecimento de novos tipos de materiais, no campo dos metais e das resinas, caracterizados por uma maior estabilidade.

Escolhemos este tema de investigação por duas razões fundamentais; a primeira, antes enunciada, de que será uma técnica protética com um futuro imediato promissor; a segunda, por ser um tema novo na investigação estomatológica. A bibliografia existente, com efeito, é muito recente e além disso, são grandes as disparidades de critérios tanto nos planos conceptual como técnico.

Realizamos este trabalho sob uma óptica de investigação pura não baseada numa prática clínica e isto porque, no nosso entender, é mais interessante conhecer as causas de fracasso em relação à adesão das pontes tipo Maryland, do que controlar situações clínicas caracterizadas pela sua curta ou longa permanência, pela sua boa ou má adaptabilidade e pela sua maior ou menor duração.

Do mesmo modo que qualquer outro tipo de investigação experimental realizada nos domínios da prótese, os resultados que obtemos são extrapoláveis, em qualquer momento ao campo clínico, embora com as ressalvas que devam ser consideradas.

A primeira referência bibliográfica sobre as próteses adesivas indirectas encontra-se no trabalho de Rochette<sup>47</sup> (1975), que dá a conhecer um tipo de estrutura metálica fabricada em ouro tipo IV, que levava um pântico com faceta cerâmica, fixado por meio de dois apêndices ou asas (retentores) às faces linguais dos dentes adjacentes remanescentes. Esta foi a consequência

de um sistema proposto pelo mesmo autor (Rochette -- 1973) <sup>46</sup> para ferulizar dentes com mobilidade.

A retenção desta primeira prótese adesiva metálica referida na literatura efectuava-se mediante três elementos:

- 1.º — as aletas ou retentores que apresentavam perfurações para que através delas passasse a resina de união permitindo, assim, uma retenção mecânica macroscópica;
- 2.º — um produto que efectuava a adesão e que era um polimetilmetacrilato (Sevriton);
- 3.º — a superfície do esmalte previamente preparada mediante a técnica do ataque ácido.

Rochette (1975) <sup>47</sup>, com estes três elementos, pode considerar-se o pioneiro da chamada prótese adesiva.

A técnica do ataque ácido foi descrita pela primeira vez por Buonocore (1955) <sup>5</sup>, quando procurava encontrar uma maior adesão entre as resinas utilizadas em odontologia restauradora e as superfícies do esmalte e da dentina. O grande problema que apresentava esta adesão, era devido a que sobre superfícies lisas, a retenção e adesão da resina eram mínimas ou, praticamente, nulas. Este autor pensou que, transformando uma superfície de esmalte lisa noutra rugosa ou anfractuosa, poderia obter uma maior superfície de retenção para aqueles produtos. Com efeito, pôde comprovar que, ao ser atacada a camada de esmalte com ácido fosfórico a 85%, existia uma destruição dos prismas de esmalte, em extensões micrométricas, suficientemente numerosas para oferecer, por um lado, uma maior superfície de contacto entre esmalte e resina por unidade de superfície e, por outro, que nesta mesma superfície se produziam "microespaços" correspondentes a cada um dos prismas, os quais serviriam de verdadeiras retenções para o produto resinoso, produzindo-se, por parte deste, minúsculos prolongamentos similares a dedos de luva que ficariam embutidos nesses microporos. É o que, na literatura anglo-saxónica, se conhece com o nome de "TAGS".

Desde o trabalho inicial referido até ao momento actual surgiram numerosas hipóteses e também variações sobre a técnica do ataque ácido por ele preconizada. A prová-lo, são as variações levadas a efeito, primeiro em relação ao tipo de ácido ou mordente empregado para atacar ou descalcificar o esmalte e, em segundo lugar, as variações relativas ao tempo de contacto desses agentes, com o esmalte, para produzir o melhor tipo de padrão de ataque. No que respeita ao primeiro aspecto, autores como Lee e col. (1971) <sup>29</sup>, Brauer e col. (1972) <sup>10</sup> ou Retief e col. (1976) <sup>45</sup> utilizaram outros produtos para produzir o ataque do esmalte tais como, soluções de ácido fórmico, de ácido cítrico a 50% e outros ácidos ou então agentes quelantes tais como, o ácido dihidroclorídrico, os sais sódicos do ácido etilenodiaminotetracético (EDTA), ou também o ácido pirúvico. Chegou-se, porém, à conclusão unânime de que é o ácido ortofosfórico o mais adequado para isso. Foi também discutido o valor da concentração deste ácido e, assim, desde a de 85%, proposta por Buonocore <sup>5</sup>, outras concentrações mais baixas foram sendo

progressivamente propostas, chegando-se à conclusão de que a titulação ideal do ácido se situa entre 30 a 45%, uma vez que, acima destes valores, se formariam hidrogenofosfatos de cálcio com uma molécula de água que poderiam entorpecer a adesão da resina, embora os excessos destes produtos pudessem ser eliminados por meio de lavagem aquosa (Gross <sup>10</sup>). Por outro lado, para uma titulação da solução, inferior a 30%, formar-se-iam produtos insolúveis que igualmente contaminariam a superfície atacada (Chow e Brown <sup>11</sup>).

Outro aspecto que condiciona este processo é a duração do tempo de ataque, ou seja, o tempo que deve estar depositada a solução ácida sobre o esmalte. Recentemente, Beech e Jalaly <sup>4</sup> estudaram a influência que exerce o tempo de ataque ácido sobre a posterior adesão da resina, e chegaram à conclusão de que é muito pequeno este tempo de actuação, indicando que apenas 5 segundos seriam suficientes para obter um bom padrão morfológico de ataque ácido, em dentes que não estivessem submetidos, previamente, a processos de fluorização. Isto parece estar de acordo com os trabalhos de Retief <sup>43</sup> e de Brannstrom e Nordenvall <sup>9</sup>, para os quais 15 segundos são mais que suficientes. Uma análise da breve história das próteses adesivas, revela-nos que os diversos autores realizam o ataque ácido dentro dos limites relativamente amplos considerados em odontologia restauradora. Assim, enquanto há autores que utilizam 60 segundos para o ataque (Jordan <sup>25</sup> · Nathanson <sup>40</sup>), outros utilizam 90 segundos (Rochette <sup>46</sup>) e há ainda um terceiro grupo de investigadores que atinge os 2 minutos (Howe e Denehy <sup>20</sup>; Jenkins <sup>24</sup>; Littman <sup>30</sup>). Não nos parece, pelos elementos que recolhemos, que o tempo seja um factor decisivo, apenas sendo necessário que ultrapasse os 30 segundos de actuação mínima (ficando aquém dos 2 minutos no limite máximo). A técnica mais generalizada no momento actual indica, porém, cerca de 1 minuto para o tempo do ataque ácido.

Discute-se, também, se os padrões morfológicos de ataque obtidos podem estar em relação com o tempo de duração do ataque ácido. Embora isso pareça estar mais relacionado com a situação espacial do prisma (a acção ácida é mais rápida quando o ataque químico se produz ao longo do eixo longitudinal do prisma, sendo menor no sentido do seu eixo transversal), o padrão morfológico variaria também de acordo com a diferente concentração de cálcio existente na parte central ou periférica do prisma, segundo o lugar anatómico do dente, a idade do mesmo, o seu tipo de estrutura (são diferentes os resultados do ataque em dentes caducos ou definitivos) e ainda outras variáveis que, neste momento, não são de considerar.

Com a possibilidade de obter um ataque ácido, base do fundamento das próteses adesivas, os protodontistas foram desenvolvendo paulatinamente as primeiras ideias de Rochette quanto ao desenho protético destas estruturas metálicas e que consistia, fundamentalmente, no modelo preparado deste autor em metal precioso, com solução de continuidade ou então em lâminas de metal, sem solução de continuidade submetidas ao ataque electrolítico (Thompson e Livaditis <sup>54</sup>; McLaughlin <sup>36</sup>), que se adaptam aos dentes contíguos.

O pioneiro da prótese adesiva <sup>46</sup> utilizava seis buracos em cada retentor com uma espessura de cerca de 0,8 mm. Howe e Denehy <sup>20</sup> da Universidade de Iowa utilizavam um número máximo possível de buracos, e cerca de 1 a 1,5 mm de espessura. Kuhlke e Drennon <sup>26</sup> usavam retentores perfurados com cerca de 0,33 a 0,50 mm de espessura na lâmina.

Williams e colab. <sup>56-57</sup>, depois de estudarem os diferentes tipos de desenho para as pró-

teses adesivas perfuradas, concluíram existir dois inconvenientes; a resina de união ficava exposta nas perfurações, com o conseqüente desgaste e comprometimento da cimentação e havia ainda o enfraquecimento da estrutura metálica devido à perfuração.

Dunn e Reisbick <sup>17</sup> fizeram passar uma corrente eléctrica contínua através de uma amostra de Vitallium mergulhada em ácido nítrico, tendo obtido uma superfície com rugosidade (corroída) similar à superfície do esmalte após ataque ácido, com o objectivo de obter retenções para fundir um revestimento de cerâmica. Na mesma linha de trabalho, Tanaka <sup>52</sup> iniciou o ataque ácido electrolítico de ligas não preciosas para promover a fixação mecânica de facetas em acrílico. Por sua vez, McLaughlin <sup>35</sup> introduziu a técnica da preparação do retentor com ataque ácido electrolítico do metal, através de um procedimento de imersão do mesmo em duas fases; primeiro, em ácido sulfúrico para tornar a superfície rugosa a nível microscópico e, a seguir, em ácido clorídrico contido num sistema de ultra-sons, a fim de promover a remoção da camada de impurezas existente na superfície do metal.

Ao introduzirem a técnica das pontes Maryland, Thompson e Livaditis <sup>54</sup>, eliminando as perfurações dos retentores conseguiram diminuir a sua espessura sem afectar a sua rigidez, permitindo por essa circunstância uma união mais hermética entre o metal e a resina composta.

O norte-americano, McLaughlin <sup>36</sup> preconiza a técnica de ataque ácido electrolítico do metal com a utilização de uma solução única de ácido sulfúrico e ácido colorídrico, dentro de um mesmo recipiente, o que reduz, para menos de 2 minutos, o tempo necessário à criação de retenções.

A utilização de retenções positivas na superfície interna dos retentores, tais como pérolas ou malha de metal, aumentam a espessura dos retentores e provocam risco de cárie nas margens dos pilares protéticos, em virtude da acumulação de placa bacteriana e da má adaptação marginal.

A diferença fundamental entre estes dois tipos de estrutura (perfurada e não perfurada) baseia-se em que, no primeiro caso, a resina flui através das perfurações para tentar conseguir maior retenção, enquanto que, na não perfurada, o processo de adesividade se realiza unicamente entre a superfície metálica e a sua homóloga dentária.

Há que considerar, em toda a prótese deste tipo, não só o dente ou dentes a substituir, o que proteticamente denominamos como pântico ou elementos intermediários, como também os prolongamentos metálicos da prótese, que vão ser os encarregados de realizar a fixação às faces linguais dos dentes adjacentes (retentores linguais, no caso dos dentes do grupo anterior, ou retentores oclusais e linguais, no caso dos posteriores). Estes retentores são unicamente dos dois tipos anteriormente mencionados (perfurados e não perfurados).

O outro aspecto que devemos considerar na confecção destas próteses refere-se aos materiais utilizados, na sua parte metálica e na sua parte estética. Nesta última, alguns autores empregam resinas <sup>23, 24, 25, 30, 40, 50, 58</sup>, outros as porcelanas <sup>20, 31-32, 46-47, 54</sup>. Pelo que respeita à parte metálica, desde o outro tipo IV <sup>46-47, 58</sup> até aos metais não preciosos <sup>20, 31-32, 35-36</sup>, dispomos de material de natureza diversa.

As resinas serão a face ou produto intermédio que é capaz de produzir a adesão entre a estrutura metálica e o esmalte atacado.

As resinas acrílicas, desenvolveram-se fundamentalmente na clínica odontológica a partir da segunda guerra mundial. Fizeram primeiro a sua aparição as resinas acrílicas de autopolimerização; mais tarde, apareceram as resinas compostas que pretendiam reforçar certas propriedades e evitar alguns dos inconvenientes das anteriores e, por último, conseguem-se fabricar sistemas de resinas compostas com microcarga.

As resinas acrílicas compunham-se de um polímero poli-metil-metacrilato e um monómero, cujo componente fundamental era o metacrilato de metilo. Com os trabalhos de Bowen<sup>6-7</sup> iniciou-se o fabrico das chamadas resinas compostas, nome que lhe advém do facto de serem uma combinação tridimensional de, pelo menos, dois materiais quimicamente diferentes, entre os quais se encontra uma interface que separa os componentes. Este mesmo autor descobriu um monómero híbrido, que se denominou BIS-GMA, o qual podia ser sintetizado de diferentes maneiras. Chega-se, assim, à constituição de resinas integradas por 3 fases diferentes: a matriz, a dispersa e a interfacial.

Hoje em dia, as resinas compostas classificam-se fundamentalmente pelo tipo de carga da sua fase dispersa, uma vez que esta contém partículas coloidais e partículas de polímeros, assim como materiais de reforço, entre os quais se encontram, como mais habituais, o quartzo, o borosilicato, o vidro, a procelana, etc.

É a qualificação das partículas que compõem a fase dispersa, que permite referenciar três tipos de resinas; as resinas compostas convencionais nas quais as partículas mostram uma dimensão entre 15 a 35  $\mu\text{m}$ , as resinas compostas de microcarga que, como o seu nome sugere, nos remetem para valores da ordem dos 0,04  $\mu\text{m}$  e, por fim, as chamadas resinas híbridas ou mistas onde coabitam micro e macropartículas.

No caso das próteses adesivas, razão de ser deste trabalho, as resinas compostas utilizadas, entre outras características, não devem revelar valores superiores a 25  $\mu\text{m}$  quando se aprecia a espessura do filme constituído entre o metal e o dente.

Sabemos que ultrapassar o valor indicado levanta severos problemas de retenção, aumenta o risco de formação de placa bacteriana, fragiliza a união, exige mais atenção à disposição das forças funcionais, pois, paradoxalmente, quanto menor for a espessura da película maior a estabilidade, duração e capacidade funcional da prótese.

É indubitável que na curta história da prótese adesiva se utilizaram diferentes tipos de resinas tal como se pode comprovar na literatura: — resina acrílica<sup>25, 46-47</sup>; resina composta<sup>20, 23, 24, 25, 30, 31-42, 58</sup>

Podemos, através destes trabalhos, verificar que a realização de uma ponte adesiva sofreu diferentes evoluções, não só no que respeita ao seu desenho e morfologia mas também no que respeita à composição dos materiais que a integram.

Alguns dos trabalhos referenciados anteriormente ocupam-se só da análise clínica destas próteses, enquanto que outros analisam as repercussões que as diversas técnicas utilizadas têm sobre a sua duração, retenção e capacidade funcional.

A intenção posta neste trabalho procura encontrar respostas a umas quantas questões, essenciais à aplicação clínica dos resultados obtidos. A problemática dos procedimentos da adesão da prótese metálica aos dentes, perfila-se no nosso espírito como a de maior relevância, para

o que se torna imperioso o estudo cuidadoso, não só do tratamento e comportamento do metal e do dente, mas também e principalmente do seu elemento de ligação — a resina.

A forma mais adequada para esclarecer estes aspectos que, em última instância, se retratam na análise das forças que actuam sobre estas pontes e tendentes a desinseri-las do sistema estomatognático onde são aplicadas, matéria escassamente estudada <sup>1, 12, 51</sup>, conduziram-nos a novos caminhos, nada fáceis de percorrer.

O ideal, na confecção de uma ponte adesiva, é não ter que utilizar nenhum tipo de desgaste ou corte sobre os dentes pilares, porém, alguns condicionamentos na própria estrutura do desenho da prótese implicam a execução de pequenos desgastes sobre a superfície dentária dos dentes pilares.

A natureza destes desgastes pode ser distinta, de acordo com os conceitos que informam os diferentes autores. Uns recusam qualquer tipo de desgastes <sup>20, 23, 24, 40, 47</sup>, outros fazem-nos sobre as faces proximais dos dentes marginando o espaço livre <sup>25, 50</sup>, outros ainda preferem sacrificar as superfícies linguais <sup>30</sup> e, por último, há quem recorra a todas as superfícies referidas e lhes associe as oclusais <sup>31, 32, 54</sup>.

Podemos, pela diversidade de critérios, pensar que os dados da questão não se encontram suficientemente esclarecidos, de modo a ser encontrada unanimidade quanto a este procedimento.

Após estudo da bibliografia relativa ao tema, foi possível realizar um esquema da situação actual da questão que, resumidamente, apresentaremos, especificando quais são, no momento actual, as vantagens e desvantagens que se atribuem a este tipo de prótese.

#### VANTAGENS:

- É uma restauração fixa;
- Não é necessário reduzir a estrutura dos dentes pilares e, quando o é, equivale à minimamente necessária para os apoios de uma prótese esquelética;
- Ausência de alterações periodontais, devido à não existência de extensão subgingival;
- É reversível (recuperável);
- Se a prótese adesiva falhar, pode-se fazer, em alternativa, uma prótese fixa convencional ou uma prótese removível;
- Facilidade de confecção e reduzido tempo de trabalho, em comparação com a prótese fixa convencional;
- Baixo custo (menos tempo, liga não preciosa, menor número de elementos);
- Pode executar-se sobre dentes parcialmente erupcionados;
- Fase clínica simplificada;
- Possibilidade de utilização em pacientes jovens com grande câmara pulpar;
- Elimina o envolvimento dentário;
- Elimina o envolvimento pulpar;

- Não necessita anestesia;
- Não é necessária a confecção de uma protecção temporária dos dentes;
- Facilidade de impressão;
- É estética;
- Realização imediata post-extracção;
- Melhora a função mastigatória;
- Assegura a estabilidade dos dentes de suporte;
- Fornece apoio oclusal aos dentes antagonistas;
- Ferulizações periodontais de dentes com mobilidade do 1.º e 2.º graus;
- Retenção fixa a longo prazo após tratamento ortodôntico (contenção);
- Pode servir de prótese provisória;
- Está indicada nos casos de mordida aberta;
- Indicada nos casos em que se utilizam inlays e onlays com ataque ácido nos dentes pilares;
- Pode servir de "attachments" para dentaduras parciais removíveis;
- Fornece retenções para próteses maxilo-faciais;

#### **DESVANTAGENS:**

- A cimentação demora mais tempo do que o normal;
- O ajuste oclusal é mais difícil devido à falta de retenção;
- Visibilidade do metal a nível posterior;
- Estruturas feitas numa só peça;
- Não é possível a cimentação provisória;
- Possível descolamento;
- Selecção de pacientes limitada;
- Necessidade de equipamento específico;
- Contra-indicada quando existem grandes lesões de cárie, dentes desvitalizados e dentes com restaurações ou excessiva abrasão;
- Contra-indicada em casos de grande sobremordida;
- Em casos de bruxismo ou outros hábitos parafuncionais;
- Não pode ser confeccionada em casos em que a coroa clínica é insuficiente;
- Contra-indicada em caso de irregularidade de alinhamento dos pilares;
- Contra-indicada em caso de exposição dentinária na área a ser recoberta;
- Não pode ser confeccionada em doentes que apresentem sensibilização a ligas contendo níquel ou outros metais constituintes das ligas não preciosas;
- Quando há espaços inter-dentários ou diastemas;
- Quando existem facetas de desgaste;
- Quando há grandes espaços protéticos;

Estas próteses adesivas, mais frequentemente denominadas pontes de Maryland, uma vez realizada a fundição da sua estrutura metálica e finalizadas todas as manobras técnicas da confecção do pântico e dos seus retentores, necessitam de um tratamento específico na superfície metálica com vista à obtenção de um máximo poder de retenção e adesão em relação à resina que se vai depositar sobre ela.

Estamos perante o mesmo problema surgido anos antes, quando foi necessário encontrar um sistema (ataque ácido) capaz de tornar retentiva a superfície adamantina do dente. Os métodos usados para conseguir uma maior retenção da superfície metálica foram fundamentalmente cinco: o primeiro procedimento foi o banho electrolítico <sup>32, 35</sup>; o segundo, o ataque por meio de ácidos <sup>33</sup>; o terceiro, a colocação de uma rede na superfície metálica <sup>1</sup>; o quarto, o uso de sais que produzem pérolas de metal <sup>27</sup>; e o quinto, o jacto de óxido de alumínio (Tanaka <sup>53</sup>).

A utilização do ataque ácido electrolítico, implica a utilização de meios mais importantes, e a cada liga têm de ser adaptados, a solução electrolítica, a intensidade da corrente, o tempo de actuação da mesma, além da possível toxicidade do manejo de ácidos fortes. Esta técnica só pode ser aplicada a ligas que solidificam com uma estrutura multifásica <sup>49</sup>.

No que respeita à técnica de imersão da liga metálica em ácidos, esta é bastante sensível na sua manipulação, variando também o tipo de ácido e a sua concentração, consoante a liga usada. É uma técnica potencialmente tóxica <sup>33</sup>.

A utilização do jacto de óxido de alumínio e os resultados favoráveis obtidos, refletem-se no aumento de rugosidade da superfície da liga e na remoção mecânica dos detritos nela acumulados. Esta técnica <sup>53</sup> melhora a impregnação da liga pelo agente adesivo, parecendo-nos ser a mais inócua e, ao mesmo tempo, a que nos proporciona uma elevada resistência de união com uma adesão duradoira.

Obviamente, a superfície metálica da fundição deve possuir uma estrutura capaz de permitir a adesão da resina à mesma.

## 2 – MATERIAL E MÉTODOS

Baseando-nos nos trabalhos de Williams <sup>56</sup> e Hudgins <sup>22</sup>, utilizamos caninos e incisivos inferiores humanos (dentes íntegros), extraídos recentemente, e que foram limpos com um aparelho de ultra-sons para remoção de todos os tecidos estranhos. Seguidamente, os dentes foram introduzidos em água destilada e, para que a mesma difundisse por capilaridade pela polpa, dentina e esmalte, seguimos a técnica de Linden (citado por Williams <sup>56</sup>), removendo o ápex de cada raiz a fim de que se verificasse uma hidratação que pretendíamos imitasse a dos dentes "in vivo". Lavadas, as peças dentárias, com água corrente, foram armazenadas num recipiente com água destilada a 37°C até serem montadas para os testes, o que viria a ser feito segundo a técnica de Alsobrook <sup>1</sup>.

## 2.1 — PREPARAÇÃO DAS AMOSTRAS

Para efeito da preparação das amostras, utilizamos um tubo de ferro de secção trapezoidal (2,0 x 1,5 x 2,0 cm) que, uma vez preenchido com gesso pedra <sup>\*</sup>, serviu para incluir um grupo de dois dentes, canino e incisivo, deixando livre a coroa anatômica (Fig. 1) e de tal modo que as faces linguais ficassem prependiculars à base do modelo. Foi deixado um espaço entre os dois dentes para posterior colocação do elemento estético ou pôntico. Colocámos pequenas

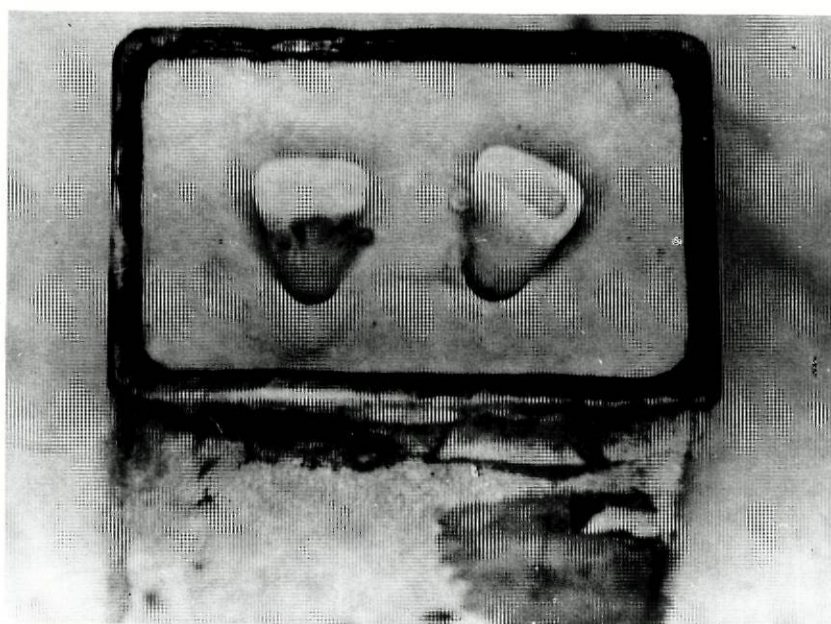


Fig. 1 — Modelo de trabalho, vista incisal.

<sup>\*</sup> VEL-MIX, Kerr Mfg Co, Romulus Mich. — USA.

esferas de cera no prolongamento dos ápices de tal modo que, após o endurecimento do gesso-pedra, a remoção da cera deixasse uma abertura na base do modelo (Fig. 2) que permitisse a referida entrada de água por via apical.

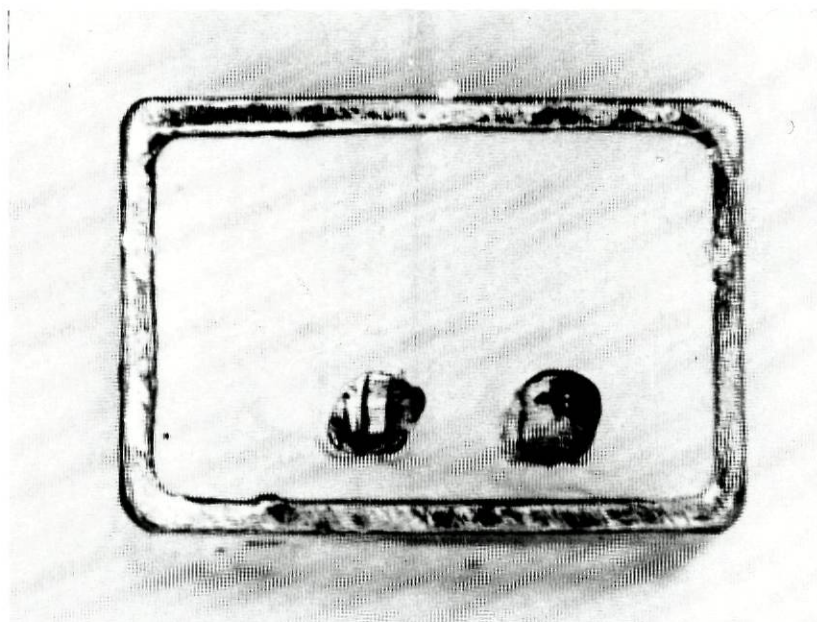


Fig. 2 — Imagem apical do modelo de trabalho.

Cada modelo foi colocado posteriormente num recipiente com água destilada a 37°C até à efectivação da impressão com um material à base de silicone\* com reacção de polimerização por condensação. Feita esta voltou ao seu recipiente aquoso.

Uma hora após a impressão, tempo considerado necessário para que atingissem o seu termo os processos de retracção consecutivos à deformação elástica, própria do material usado, o modelo obtido foi passado a gesso-duro.

A duplicação assim encontrada, dos dentes que serviram de modelo de trabalho, foi colocada, adequada e correctamente, na platina de um paralelómetro para estabelecer a altura do contorno nos dentes pilares e para impedir que, ao retirar a ponte, depois de encerada, ela ficasse bloqueada, com a consequente fractura ou distorção<sup>49</sup>.

Definimos nos pilares a área que iria ser recoberta pelos retentores, isolando-a com

---

\* Optosil Plus; Xantopren Plus.

Isolit <sup>★</sup> a fim de iniciar o encerado com resina auto-polimerizável <sup>★★</sup> que escolhemos devido à sua rigidez e boa estabilidade dimensional.

De acordo com a técnica de Simonsen <sup>49</sup>, aplicamos a resina em cada uma das áreas escolhidas para constituir zonas de retenção dentária e decorridos 10 a 15 minutos sobre a sua polimerização reunimo-las por uma barra do mesmo material com a intenção de conferir ao conjunto relações de duradoira estabilidade. Na zona correspondente a essa barra de união modelamos em cera <sup>★★★</sup> o chamado pântico ou elemento intermediário.

A peça assim elaborada, modelo da futura armadura metálica, foi retirada do modelo reprodutor dos dentes originais para passar à fase seguinte, a da fundição.

A fundição pode ser efectuada pelo recurso a diferentes técnicas que se servem da pressão do ar, do vácuo, da força centrífuga ou do conjunto destas três modalidades. A experiência tem demonstrado que qualquer um dos métodos dá bons resultados quando praticado com rigoroso cumprimento das respectivas normas. No nosso caso a técnica de fundição escolhida foi a da centrifugação, que em nada se afasta das clássicas normas próprias às ligas não preciosas, contemplando a formação dos canais de alimentação e a necessária inclusão em cilindro, pelo recurso a um conhecido revestimento <sup>★★★★</sup>.

Este revestimento foi previamente espatulado a vácuo utilizando-se um aparelho marca Wehner <sup>★★★★★</sup> durante 10 segundos, e a seguir introduzido no cilindro com o auxílio de um vibrador sendo deixado em repouso depois disso durante 60 minutos até completo endurecimento.

A etapa a seguir no processo de fundição consistiu na introdução num forno, cuja temperatura foi elevada a 900-950°C, de duas peças essenciais ao mesmo. A primeira foi o cilindro que incluía a ponte encerada, cuja carbonização deixava o espaço necessário à ocupação pelo metal fundente; a segunda um cadinho de cerâmica contendo o metal por nós escolhido (Remanium CS — liga NiCr) <sup>★★★★★</sup>.

As duas peças foram retiradas simultaneamente do forno e colocadas agora num aparelho de centrifugação de alta frequência <sup>★★★★★★</sup> onde o metal é liquefeito e injectado no cilindro.

Após arrefecimento completo do cilindro retirámos o bloco de revestimento que continha no seu interior a ponte fundida. Esta foi libertada do material em causa, mercê da utilização de um martelo pneumático <sup>★★★★★★</sup>.

A sua limpeza final foi possível pelo recurso a uma máquina automática de jacto de areia utilizando o Politex 36. Para o acabamento das superfícies externas dos retentores e do pântico servimo-nos de discos de carborundum e brocas de tungsténio.

- 
- ★ Isolit - Degussa.
  - ★★ Palavit G - Kulzer.
  - ★★★ Vario - Therm [73°C] — Dentaurum, Pforzheim — W. Germany.
  - ★★★★ Castorit Super (Dentaurum).
  - ★★★★★ B.F. Wehner — Franklin Park — Illinois — U.S.A.
  - ★★★★★★ Dentaurum.
  - ★★★★★★ Megapuls D-100 — Dentaurum.
  - ★★★★★★ TIPO A — Dentaurum.

Neste momento a armadura metálica foi provada no modelo de trabalho a fim de controlar a sua adaptação.

Para completar a ponte, a fase imediata, consistiu na fusão da cerâmica escolhida, na área do pântico, o que foi conseguido pela utilização de um forno de cerâmica tradicional <sup>★</sup>. Os clássicos passos de acabamento e polimento da ponte foram cumpridos.

Toda esta sequência foi efectuada em relação a cada uma das 15 pontes que serviram aos diferentes passos do nosso trabalho, sendo necessário referir que a peça fundida incluindo as áreas dos canais de alimentação se manteve íntegra ao longo do trabalho.

Chegou o momento, antes de proceder à cimentação da ponte com vista a submetê-la às provas previstas neste trabalho, de observar o aspecto da superfície do metal, na área destinada à adesão ao esmalte, ou seja, a área dos retentores, antes e depois do tratamento necessário à criação nelas das condições de retenção da resina de ligação.

A imagem obtida através do microscópio de varredura ou de varrimento utilizado <sup>★★</sup> antes da preparação atrás referida mostra (Fig. 3) um aspecto granular irregular, sugerindo uma contaminação do metal por elementos que seremos obrigados a identificar posteriormente.

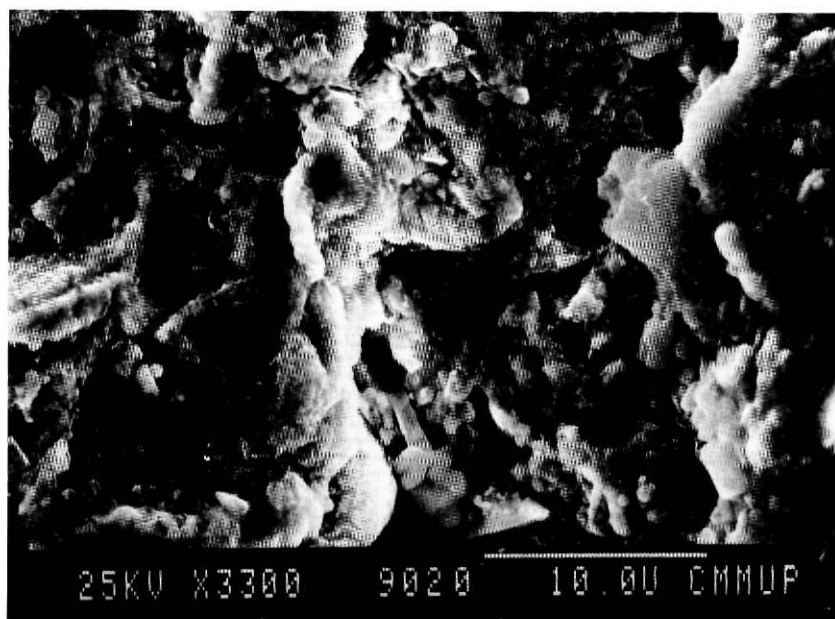


Fig. 3 — Superfície metálica "contaminada".

O tratamento do metal na zona interna dos retentores segue a técnica preconizada por

★ Tru-fire — Jelenko.

★★ JSM — 35C Jeol.

Tanaka <sup>53</sup> e que nas suas três fases essenciais se pode descrever da seguinte forma:

- Aplicação de jacto de óxido de alumínio com partículas de  $50\mu\text{m}$  e com 5 ATM de pressão;
- Limpeza da ponte em acetona a 10 volumes, durante 10 minutos, em aparelho de ultra-sons para limpeza da superfície interna dos retentores;
- Colocação num banho de ultra-sons com água destilada, durante um minuto, e secagem da ponte com ar comprimido, isento de ar e óleo.

Naturalmente que houve previamente o cuidado de proteger a cerâmica do pôntico, com uma película de verniz.

## 2.2 – MEDIÇÃO DA ÁREA DE CADA RETENTOR

Cada retentor de cada uma das pontes, foi fotografado ao microscópio electrónico e sobre papel vegetal colocado em cima da fotografia obtida (Fig. 4), delimitamos a futura área de contacto com o esmalte, transferindo depois essa área para papel milimétrico.



Fig. 4 — Área microscópica de um retentor canino da ponte 1.

Existe outra forma, sugerida por alguns autores, para determinar a área em questão, todavia parece-nos ser menos rigorosa do que a que utilizámos.

Calculada por este método a área de cada retentor, parece simples chegar à área total das superfícies internas dos dois retentores de cada ponte.

Acontece porém que a imagem de cada uma das áreas apresenta aumentos de grandezas diferentes, tornando-se necessário considerar essa situação para a determinação total.

No caso da imagem da Fig. 4 em que o aumento é de 13 vezes a barra mensurável de referência  $\bar{u}$  colocada sobre o símbolo  $u$  (micron), constitui o factor de conversão. Como o factor de conversão por vezes era diferente para cada um dos retentores da mesma ponte, daí a necessidade de acautelar os cálculos a efectuar, a fim de determinar o valor real e global das áreas em estudo.

Cada modelo foi retirado do recipiente com água destilada em que havia sido colocado e cada superfície de esmalte correspondente à área dos retentores foi limpa com pó de pedra-pomes e água por meio de uma escova montada numa peça de mão girando a baixa rotação<sup>48</sup>; seguidamente, essas superfícies foram lavadas com água e secas cuidadosamente com ar comprimido da seringa do equipamento dentário.

O ácido ortofosfórico utilizado, foi o fornecido pelo fabricante de cada resina composta escolhida (ABC<sup>\*</sup>; Conclude<sup>\*\*</sup>; Marycol<sup>\*\*\*</sup>) e o tempo de duração do ataque ácido da superfície do esmalte foi de 60 segundos<sup>16, 18, 25, 34, 40, 59</sup>.

Lavou-se a seguir o esmalte durante um minuto<sup>56</sup> com água corrente da seringa e, em seguida, secou-se com ar comprimido durante o mesmo tempo, aparecendo a característica superfície branca mate do ataque ácido do esmalte.

No total das 15 pontes fundidas, consideramos três grupos de 5, utilizando em cada uma delas a mesma resina. A ABC para a primeira série, a Conclude para a segunda e a da firma Voco para a terceira cumprindo, quanto à sua manipulação, as recomendações de cada um dos fabricantes.

Após cada amostra ter polimerizado à temperatura ambiente, repousaram durante 15 minutos (técnica de Retief<sup>43</sup>). Cada amostra foi colocada seguidamente em água destilada a 37° durante uma semana<sup>1</sup>, findo o que, demos início às provas de resistência à fractura da união ponte-esmalte pela acção de forças paralelas, mas não em linha uma com a outra — o cisalhamento. Essas forças foram criadas por uma máquina universal de testes desta natureza<sup>\*\*\*\*</sup>  
Fig. 5.

---

\* ABC - Vivadent.

\*\* Conclude - 3M.

\*\*\* Marycol - Voco.

\*\*\*\* Auto-Graph Ag - 25 TA Shimadzu Mfg CO: Kyoto-Japan.

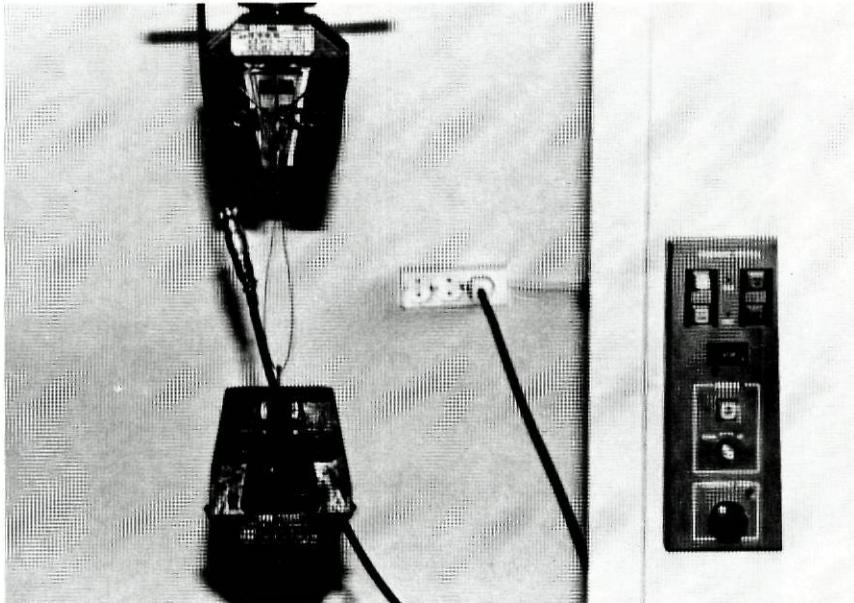


Fig. 5 — Máquina de cisalhamento.

As condições da realização deste ensaio podem apresentar-se da seguinte forma:

**CONDIÇÕES DE ENSAIO (Test Conditions)**

1	TEST MODE	SINGLE	TENSION	
2	TEST SPEED	2.0000	MM/MIN	(1/1)
3	TRAVERSE SPEED	50.000	MM/MIN	
4	RETURN POSITION	1000.0	MM	
5		STOP		
6	RECORDER MODE	X-P		
7	X-AXIS	LOAD		
8	LOAD CELL	20000.	N	
9	F/S LOAD	1000.0	(* 20) N	
10	CHART RATIO	3.0303		
11	CHART MODE	CONNECT		

### Condições de ensaio

- 1 – Modo de solicitação – Tracção simples.
- 2 – Velocidade de ensaio – 2 mm/min.
- 3 – Velocidade do travessão (encaixe da mordaza superior) – 50 mm/min.
- 4 – Posição de paragem (segurança da máquina) – 1.000 mm.
- 5 – Indica como a máquina deve actuar quando atingir a posição de paragem – PÁRA (a alternativa é a descida da mordaza).
- 6 – Modo como é determinada a curva Força/deslocamento:
  - X - T : O deslocamento é medido em função do tempo;
  - X - P : O deslocamento é medido em função da distância inter-mordazas;
  - X - Y : O deslocamento é medido com um extensómetro
- 7 – Eixo X -- Força.
- 8 – Célula de carga – 20.000 N (célula de carga é um dispositivo que permite aplicar uma força, através de um sistema electrónico).
- 9 – Escala do Papel (F/S Load) (Pode variar de 1 a 100, isto é, a escala pode valer desde o valor máximo da célula de carga até ao mínimo de 1/100; no caso da célula de carga de 20.000 N a escala do papel pode variar de 20.000 N a 200 N).  $F$  = Força da célula de carga;  $S$  = o valor da escala. Por exemplo para a célula de carga de  $20 \times 10^3$  N, se a escala for de 1.000 N  $F/S = 20$ .
- 10 – Relação do papel: mede a relação entre a velocidade do papel e a velocidade de deslocação das mordazas.
- 11 – Modo de movimentação do papel: CONNECT (indica que o papel se move no mesmo sentido das mordazas).

Obtivemos assim valores de resistência ao cisalhamento para cada amostra, depois da mesma ter sido fixada ao braço inferior da máquina, para impedir movimentos por acção das forças exercidas e tendo o cuidado de que os canais de alimentação da fundição ficassem perpendiculares ao solo (Fig. 7). Um fio de aço inoxidável com 1,5 mm de diâmetro foi fixado ao braço superior da máquina, passando também por entre os canais de alimentação da ponte colocada no braço inferior.

Para todos os testes utilizamos uma velocidade do braço superior da máquina de 2,0 mm/min., uma célula de carga de 20.000 Newton (N) com a carga de 1.000 Newton (N).

A máquina foi ligada até que se produziu a rotura da união ponte/resina/esmalte, sendo os gráficos e valores de resistência máxima ao cisalhamento registados automaticamente e os elementos colhidos expressos em Newtons e Newtons por milímetro quadrado (Fig. 6).

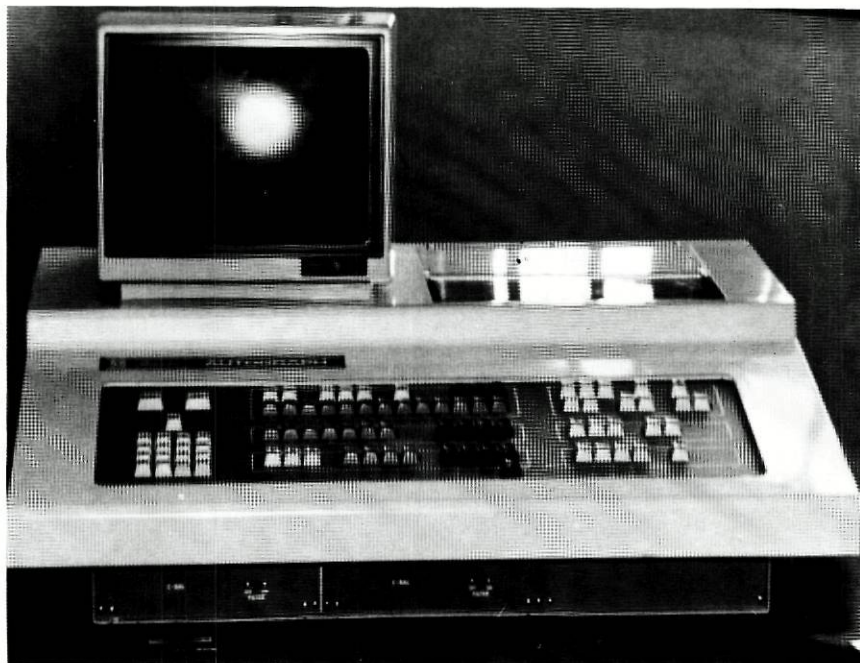


Fig. 6 — Computorização dos dados de resistência máxima à rotura.



Fig. 7 — Braço inferior da máquina retendo a peça fundida, colada aos dentes, para sofrer a acção das forças de cisalhamento.

As duas superfícies expostas, após rotura, foram analisadas posteriormente ao microscópio electrónico de varredura.

A escolha das resinas obedeceu a um critério aleatório, porém o desconhecimento da sua composição, factor de ponderação na avaliação futura dos resultados, justificou, diríamos mesmo impôs a determinação dos seus elementos constitutivos. Dos diversos métodos susceptíveis de nos dar uma resposta breve e de relativa confiança, pareceu-nos que o da espectrometria por dispersão de energia seria o mais indicado.

### **3 - RESULTADOS**

Diversos tipos de tensão (força/área) designados de tensão compressiva, tensional e tangencial ou cortante, resultam da aplicação de uma força a um material. Quando a esse material se aplicam forças cada vez maiores, attingir-se-á, em dada altura, uma tensão para a qual ocorrerá a fractura do material. O valor em que ela ocorre é chamada de resistência máxima (Craig <sup>13</sup>).

### 3.1 – ESTUDO DAS FORÇAS DE FRACTURA

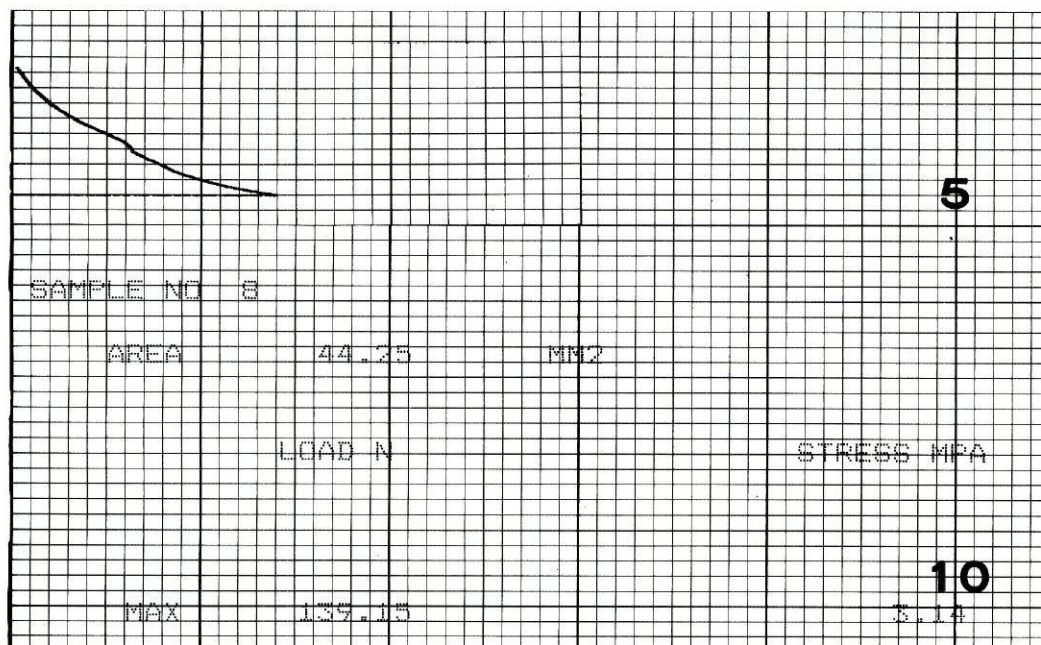
3.1.1 – Um dos objectivos deste trabalho foi o de conhecer exactamente a carga máxima necessária para produzir a fractura da união metal-resina-dente (esmalte) (Quadro I).

De entre os valores obtidos com o material utilizado, as resistências máximas ao corte foram muito distintas situando-se o valor mínimo de rotura (ponte 8) no nível de 139,15 Newton, e o valor máximo (ponte 14) no de 443,37 Newton.

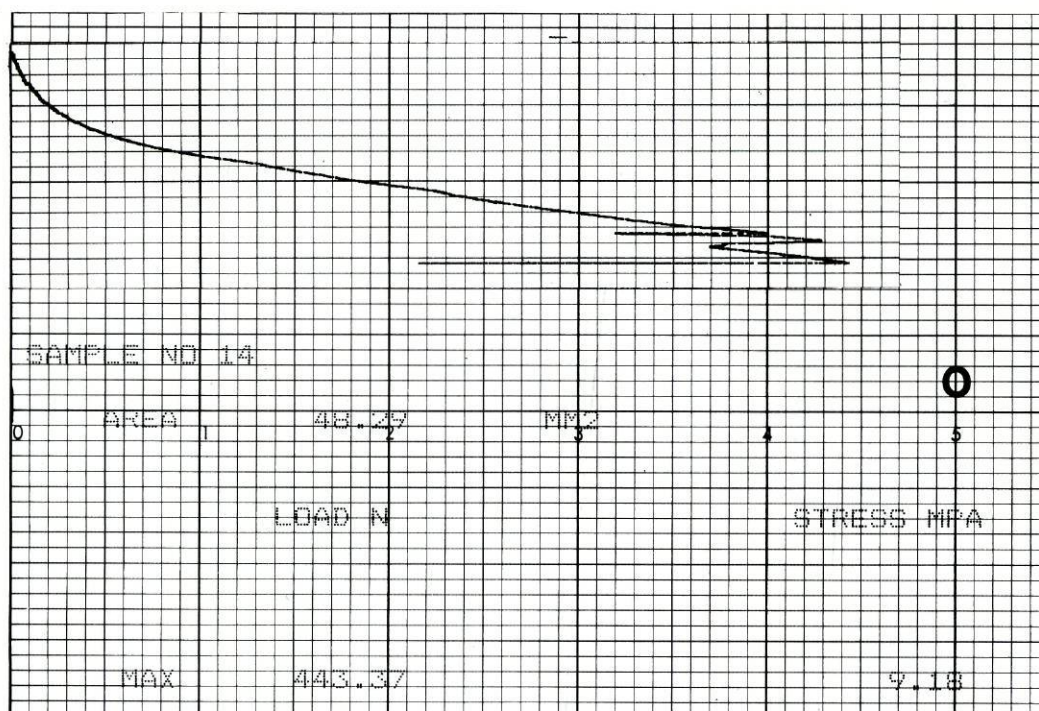
Apresentamos destas duas amostras as respectivas curvas de rotura, referindo, das variáveis calculadas, apenas as que no nosso trabalho se revelam significativas e de interesse.

#### CURVA DE CISALHAMENTO E CONDIÇÕES DE TESTE

##### PONTE 8



## PONTE 14



Variáveis a salientar: N – mm<sup>2</sup> – MPa. Em relação ao gráfico desta amostra o aparecimento de pontos de cedência na curva  $\bar{F}$ /deslocamento deve-se a um deslizamento do suporte, que provoca uma diminuição de carga. Logo que o suporte fica de novo imóvel, bem preso, assiste-se a um aumento de carga. O fenómeno ora descrito e conhecido como o de "pontos de cedência" não tem influência nos resultados da experiência.

QUADRO I

EXPERIÊNCIA	RESISTÊNCIA MÁXIMA AO CISALHAMENTO (em Newton)	
Ponte 1	197,41 N	
Ponte 2	248,38 N	
Ponte 3	242,72 N	média – 225,08 N
Ponte 4	257,28 N	
Ponte 5	179,61 N	
Ponte 6	141,58 N	
Ponte 7	206,31 N	
Ponte 8	139,15 N	média – 171,03 N
Ponte 9	192,55 N	
Ponte 10	175,56 N	
Ponte 11	280,74 N	
Ponte 12	244,33 N	
Ponte 13	165,85 N	média – 298,22 N
Ponte 14	443,37 N	
Ponte 15	356,79 N	

Estes valores totais vão estar condicionados, como veremos mais adiante, não só pela natureza do material utilizado como agente de união, mas também pela área dos retentores. É indiscutível que outros factores, como a forma do ataque ácido ou a preparação técnica da ponte, poderão influir nestes resultados.

O material utilizado em todas as experiências, no que se refere ao número de N necessários para se produzir a fractura, podemos dividi-lo nas seguintes faixas:

- A — de 100 a 200 N (7)
- B — de 200 a 300 N (6)
- C — de 300 a 400 N (1)
- D — de 400 a 500 N (1)

A percentagem de cada uma delas é a seguinte:

- A — 46,66 %
- B — 40,00 %
- C — 6,66 %
- D — 6,66 %

Encontramo-nos, portanto, com uma grande variação de resultados neste parâmetro, mas não podemos tirar conclusões da análise dos mesmos, porque não conhecemos ainda se há elementos que façam variar a união da ponte ao dente e, por conseguinte, a força para produzir a fractura.

### 3.2 — ESTUDO DAS RESINAS DE UNIÃO

Pensamos que a primeira influência sobre os diferentes valores encontrados para a adesão do metal ao dente é da responsabilidade da resina utilizada.

Com a resina ABC<sup>\*</sup> os resultados, no que respeita à adesão, estão compreendidos entre o valor de 179,61 N para a menor adesão e de 257,28 N para a que aderiu mais; a diferença entre estas duas experiências a que correspondem, respectivamente, o valor mais baixo e o valor mais alto, é de 77,67 N. Anotámos esta cifra diferencial para a poder comparar com a das outras resinas utilizadas.

---

\* Vivadent, Schaan - Liechtenstein.

Para a resina Conclude<sup>★</sup> os resultados estão compreendidos entre 139,15 N e 206,31 N sendo a diferença entre estas duas experiências extremas de 67,16 N. Na Marycol<sup>★★</sup> os valores oscilaram entre 165,85 N e 443,37 N, com um valor diferencial de 277,52 N.

Aplicando o cálculo estatístico aos valores obtidos com a resina ABC verificamos que a variação máxima (desvio máximo em relação ao valor médio) era de 20%. Obtivemos também o desvio padrão ou desvio quadrático médio, que é de 13,65%.

Para a resina Conclude a variação máxima era de 21% e o desvio padrão de 15,7%.

Na resina Marycol o valor da variação máxima foi de 49% e o desvio padrão de 31,89%.

Julgamos poder afirmar que o fenómeno de fractura da união ponte-resina-dente está relacionado com o tipo de resina utilizado, como parece concluir-se dos diferentes resultados encontrados, o que vem confirmar a nossa suposição inicial.

Para a resina ABC, o valor médio da resistência máxima necessário para produzir a fractura da união entre a ponte e o dente foi de 225,08 N, enquanto que para a Conclude foi de 171,03 N e para a Marycol de 298,22 N. Perante estes valores podemos dar-nos conta que existe uma gradação entre os três produtos utilizados e, assim, a Marycol é a que oferece um maior valor médio de resistência máxima à fractura (298,22 N) em contraste com a Conclude que revela o menor valor (171,03 N).

### 3.3 – ESTUDO DA ÁREA DE ADESÃO DOS RETENTORES

O estudo da área de adesão foi efectuado, tendo em linha de conta os pressupostos e a metodologia referida anteriormente, já que a sua determinação possui indiscutível significado no esclarecimento das questões que motivaram o presente trabalho.

As superfícies ou área totais dos retentores (Fig. 8), calculadas em mm<sup>2</sup> foram as seguintes:

Ponte 1	–	47,25 mm <sup>2</sup>
Ponte 2	–	59,74 mm <sup>2</sup>
Ponte 3	–	56,22 mm <sup>2</sup>
Ponte 4	–	52,14 mm <sup>2</sup>
Ponte 5	–	54,79 mm <sup>2</sup>
Ponte 6	–	52,10 mm <sup>2</sup>
Ponte 7	–	38,95 mm <sup>2</sup>
Ponte 8	–	44,25 mm <sup>2</sup>
Ponte 9	–	59,30 mm <sup>2</sup>

★ 3M, St. Paul – U.S.A.

★★ Voco Chemie, Cux Haven – W. Germany.



Fig. 8 — Área de adesão de um retentor da ponte 15, Marycol.

Ponte 10	—	54,77 mm <sup>2</sup>
Ponte 11	—	56,54 mm <sup>2</sup>
Ponte 12	—	58,22 mm <sup>2</sup>
Ponte 13	—	61,76 mm <sup>2</sup>
Ponte 14	—	48,29 mm <sup>2</sup>
Ponte 15	—	49,11 mm <sup>2</sup>

A ponte 13 mostra a maior área de retenção, 61,76 mm<sup>2</sup> e a 7 a menor, 38,95 mm<sup>2</sup>.

Quando se realiza a análise das superfícies de retenção no grupo de experiências de cada uma das resinas utilizadas observámos, entre os diversos grupos, certas variações que enumeramos.

#### QUADRO II

RESINA		ÁREA (mm <sup>2</sup> )
ABC	Máximo	59,74 mm <sup>2</sup> — ponte 2
	Mínimo	47,25 mm <sup>2</sup> — ponte 1
	Médio	54,03 mm <sup>2</sup>

Nas pontes cimentadas com ABC, a área máxima de adesão é de 59,74 mm<sup>2</sup> e a mínima 47,25 mm<sup>2</sup>, ou seja neste grupo o desvio máximo foi de 13% (Quadro II).

QUADRO III

RESINA		ÁREA (mm <sup>2</sup> )
CONCLUDE	Máximo	59,30 mm <sup>2</sup> — ponte 9
	Mínimo	38,95 mm <sup>2</sup> — ponte 7
	Médio	49,87 mm <sup>2</sup>

Com a Conclude, a área de adesão, máxima e mínima, utilizadas foram de 59,30 mm<sup>2</sup> e 38,95 mm<sup>2</sup> respectivamente, com um desvio máximo de 22% (Quadro III).

QUADRO IV

RESINA		ÁREA (mm <sup>2</sup> )
MARYCOL	Máximo	61,76 mm <sup>2</sup> — ponte 13
	Mínimo	48,29 mm <sup>2</sup> — ponte 14
	Médio	54,78 mm <sup>2</sup>

Por último, utilizando a Marycol, os valores encontrados, como pode observar-se pelo quadro, foram respectivamente de 61,76 mm<sup>2</sup> para a área máxima e 48,29 mm<sup>2</sup> para a mínima, sendo o desvio máximo de 13% (Quadro IV).

Tendo presente as áreas totais dos retentores de cada ponte e conhecendo a resistência máxima ao cisalhamento de cada uma delas estudámos os valores da resistência por unidade de área de superfície de adesão em relação às três resinas, Quadro V.

**QUADRO V**

RESINAS	Tensão a que ocorreu a rotura no ensaio de cisalhamento (MPa)	
		Máximo
ABC	Mínimo	3,28 MPa — ponte 5
	Médio	4,17 MPa
	Máximo	5,30 MPa — ponte 7
CONCLUDE	Mínimo	2,76 MPa — ponte 6
	Médio	3,52 MPa
	Máximo	9,18 MPa — ponte 14
MARYCOL	Mínimo	2,69 MPa — ponte 13
	Médio	5,66 MPa

### 3.4 — ESTUDO DA SUPERFÍCIE METÁLICA DE ADESÃO COM MICROSCOPIA ELECTRÓNICA DE VARREDURA

Ao contrário de qualquer outro elemento de prótese fixa, que ficará ajustado e cimentado ao dente, a ponte adesiva tem características físicas de adesão diferentes daquela prótese convencional. Qualquer elemento de prótese fixa coronária, deve a sua retenção fundamentalmente a leis geométricas de paralelização, altura, largura, etc., dos cotos e esta estrutura geométrica, ou seja, o pilar, será o principal elemento para assegurar a retenção. A cimentação, neste caso, será um elemento necessário mas, secundário, porquanto um pilar é um bom pilar mais pela sua forma de retenção do que pelo cimento utilizado.

A prótese de pontes adesivas pela sua própria definição de prótese adesiva, faz mudar por completo os princípios físicos e até filosóficos da retenção. Aqui não se trata de encontrar um bom coto, mas sim uma boa face ou superfície de retenção, e a fixação da prótese vai estar dependente, por um lado, do carácter destas superfícies e, por outro, do material de união interposto entre elas. Nesta matéria os investigadores polarizaram a sua atenção sobre três pontos diferentes:

- A — Estudo da superfície metálica que, pelo lado da ponte, vai opôr-se à face dentária (diversos métodos de preparação desta superfície metálica).
- B — Preparação da face ou superfície do dente sobre a qual se vai colocar a prótese (ataque ácido, lavagem, secagem).
- C — Materiais de união entre a superfície dentária e a superfície metálica (resinas).

Ocupamo-nos já do último aspecto desta tríade, ou seja, das resinas e já foi deixado previamente estabelecido quais as diferenças encontradas entre os diversos tipos utilizados.

Vamos ocupar-nos agora, em primeiro lugar, do estudo experimental da superfície metálica de adesão e, posteriormente, estudar as características morfo-estruturais da superfície dentária sobre a qual se aplica a ponte.

As ligas de níquel-crómio impuseram-se devido ao seu baixo custo, aliado às suas boas propriedades mecânicas (rigidez e baixa densidade) que permitem a sua utilização em estruturas com espessuras mínimas (0,2 mm). Estas ligas permitem também a colocação de porcelana. O aumento das microretenções da superfície metálica pode dar origem a retenções da ordem dos 5 a 70  $\mu\text{m}$ .

Em primeiro lugar estudaremos com o auxílio do microscópio electrónico de varredura, as acções que o jacto de óxido de alumínio produz sobre a superfície metálica e, em segundo lugar, as modificações estruturais que se obtêm com idêntica preparação por meio de diversos ácidos.

#### **3.4.1 — ESTUDO DA SUPERFÍCIE METÁLICA APÓS A ACÇÃO DO JACTO DE ÓXIDO DE ALUMINA**

As imagens números 9 e 10 retratam, respectivamente, superfícies de retentores com tratamento prévio de jacto de óxido de alumínio, e no seu estado natural, embora o reduzido grau de ampliação não permita salientar as diferenças que certamente mais adiante serão referidas, poderemos chamar a atenção para o carácter aparentemente amorfo da superfície não tratada o qual se explica pelo elevado teor de oxidação que ali mesmo se patenteia.

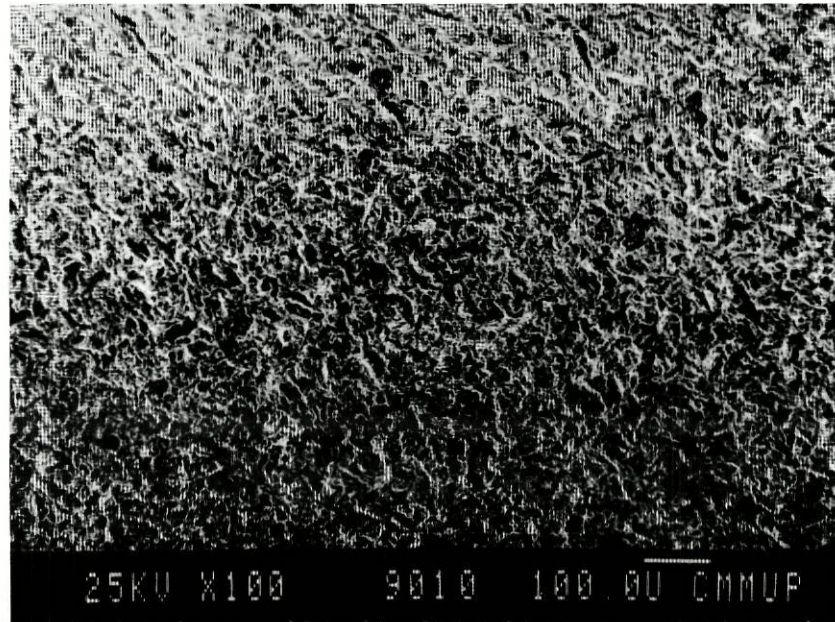


Fig. 9 — O tratamento do metal torna-o mais brilhante e homogêneo.

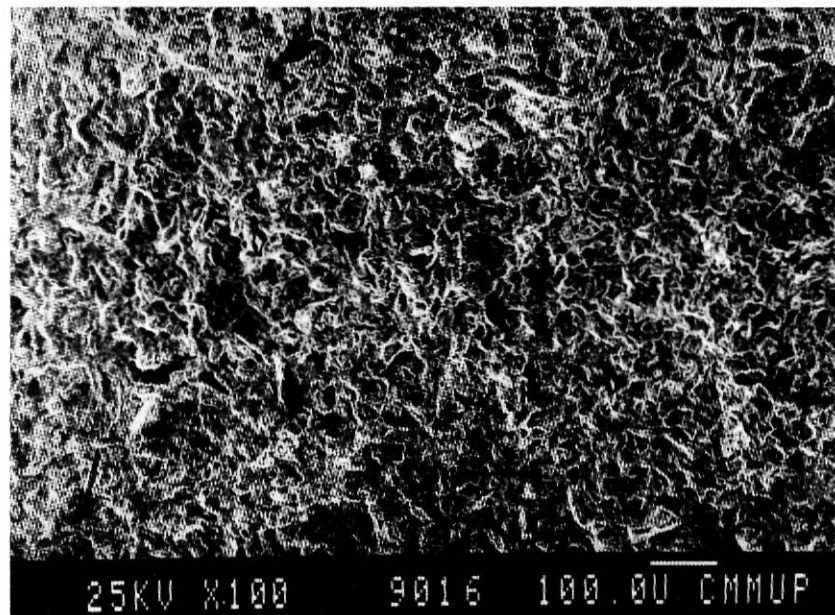


Fig. 10 — Os extensos campos de oxidação escondem a verdadeira imagem da liga.

Do lado da superfície tratada pelo jacto, evidencia-se uma natureza mais homogênea da área, onde se advinham, pese o reduzido aumento, características retentivas de apreciável significado.

Quando, porém, triplicamos o grau de ampliação no microscópio de varredura, as duas superfícies, a tratada, na Fig. 11 e a original, na Fig. 12, consentem uma apreciação analítica de maior exactidão.

Aos olhos menos atentos pareceria que a fotografia da área original possuiria melhores qualidades retentivas, porém esta falsa informação explica-se pelo relevo, de instabilidade geométrica e mecânica, provocado pelos permanentes fenómenos de oxidação que atingem o metal.

Este revela-nos cristas e depressões em que as primeiras estão cobertas por uma fina película oxidativa e as segundas preenchidas por substância mais ou menos esferoidal, que outra coisa não é senão os produtos de contaminação provenientes quer da própria fundição, quer dos processos oxidativos que igualmente ocorrem.

Esta situação permite-nos responsabilizar estes fenómenos como um dos factores etiológicos da anormal desinserção das pontes Maryland, em que o tratamento praticamente não existiu.

A interpretação da imagem 11 assegura uma capacidade retentiva da resina a aplicar futuramente, ponderada a homogeneidade e multiplicidade das microcavidades que se espalham de modo uniforme por toda a área observada.

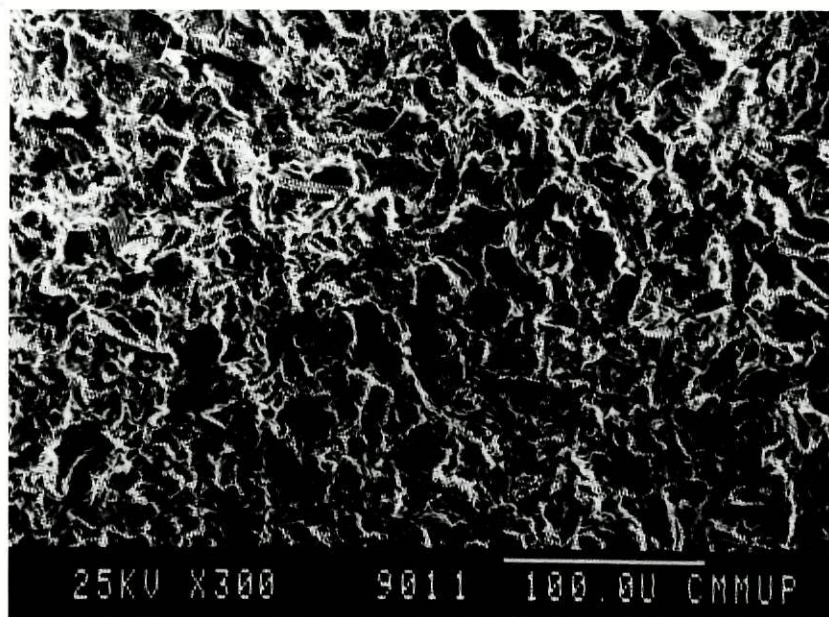


Fig. 11 — Superfície tratada, onde se evidencia grande número de micro-cavidades.

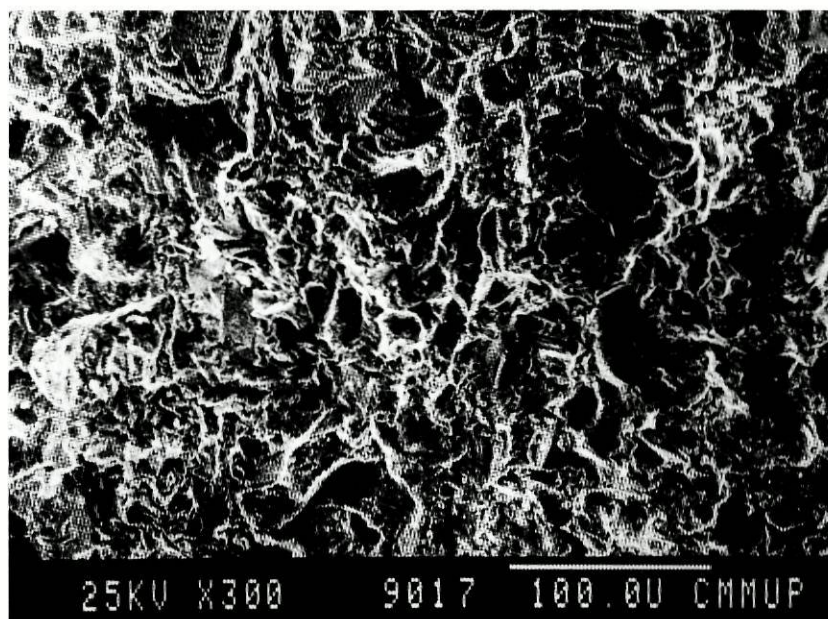


Fig. 12 — Superfície não tratada — Os processos oxidativos como que desfocam a realidade.

Observamos na mesma cristas e depressões, só que aqui as primeiras são brilhantes, testemunhando a eficácia do método de tratamento utilizado, e as segundas regularmente escavadas garantindo uma retentividade futura de qualidade (Ponte n.º 14).

Sem dúvida que a partir de 300 X as diferenças são mais notáveis (Figs. 11 e 12).

As imagens 13 e 14 correspondem à mesma superfície retentiva, da ponte n.º 7, aumentada mil vezes, antes e depois do tratamento pelo jacto de óxido de alumínio.

A estrutura microscópica da liga metálica sem tratamento, chama a nossa atenção para a grande quantidade de detritos de material amorfo, acantonado entre as lâminas metálicas, e que refletem as sequelas indesejáveis provenientes da fundição. A sua natureza atribue-se a substâncias provenientes do revestimento usado e a resíduos metálicos que sofreram reacções químicas no momento da liquefação do metal.

A visualização da mesma área, post-tratamento, embora permita reconhecer certas características da imagem anterior, impõem-se à nossa apreciação pela exuberante nitidez de contornos, em que não sabemos que mais salientar se a noção de profundidade que dela ressalta, se a agressividade dos bordos que rodeiam essas múltiplas crateras microscópicas. Este desenho é o fruto da libertação da superfície metálica não só das impurezas referidas mas, e principalmente, da acção mecânica de limpeza exercida.

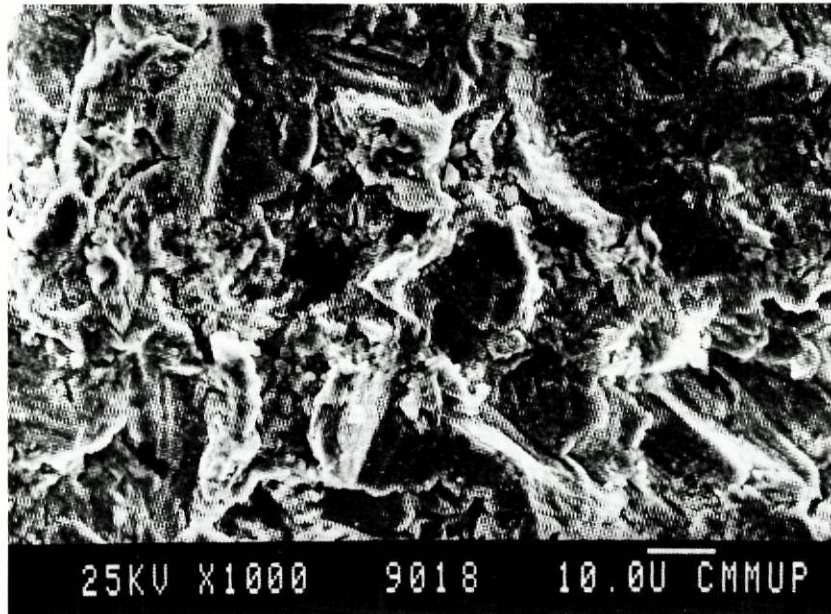


Fig. 13 — Superfície da ponte 7 não tratada.  
Presença de impurezas amorfas entre as lâminas do metal.

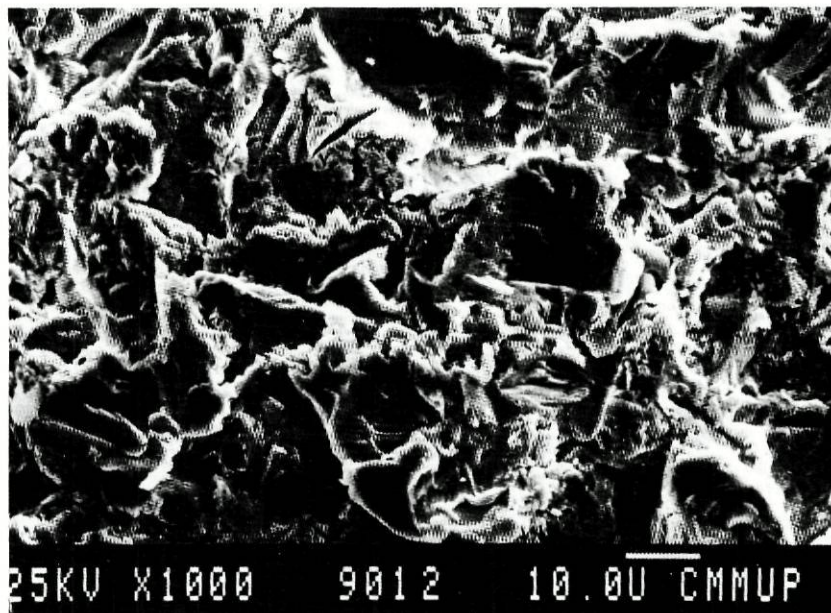


Fig. 14 — Metal tratado da ponte 7. Cristas e depressões garantindo boa retenção.

Assim, cristas e depressões metálicas, aumentam as zonas livres, o que equivale a um acréscimo substancial da qualidade retentiva da peça, não só em superfície mas, igualmente, em profundidade.

Certos autores <sup>37</sup>, tentam explicar o grande número de "orifícios" patentes na superfície do metal fundido, em mecanismos intimamente relacionados com o processo de fundição, utilizado na sua globalidade.

A textura da superfície metálica tratada permitiu a definição de três tipos ou graus de retenção <sup>37</sup>. O primeiro grau corresponderia à retenção fornecida pelas cristas da liga metálica, o segundo às depressões localizadas entre as cristas e o terceiro à fornecida pelos referidos "orifícios" de localização intra-metálica.

Quando expomos o nosso material a aumentos da ordem das 3.600 vezes (ponte 11) Figs. 15 e 16, esperamos naturalmente ser confrontados com uma informação visual de características mais nítidas e mais elucidativas. Assim na primeira imagem (Fig. 15) o metal está reco-

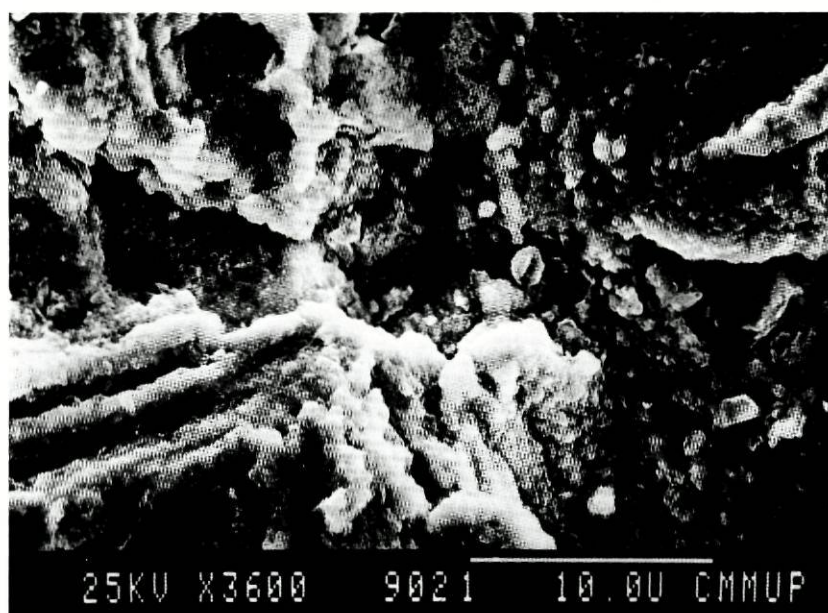


Fig. 15 — Invasão da superfície de produtos metálicos de fusão incompleta ou baixa fusão — Ponte II.

berto na maior parte da sua extensão por um tipo de material que chamariamos de inadequado para a adesão, enquanto que, no segundo caso, a superfície tratada (Fig. 16) deixa ver as lâminas superficiais do metal totalmente nítidas, perfeitamente limitadas e com um grande poder de

retenção. Por outro lado, o jacto liberta a superfície metálica das grandes escamas e produtos de oxidação nele existentes. A resina aderiria a esses produtos e não ao metal com consequente perda da capacidade de retenção.

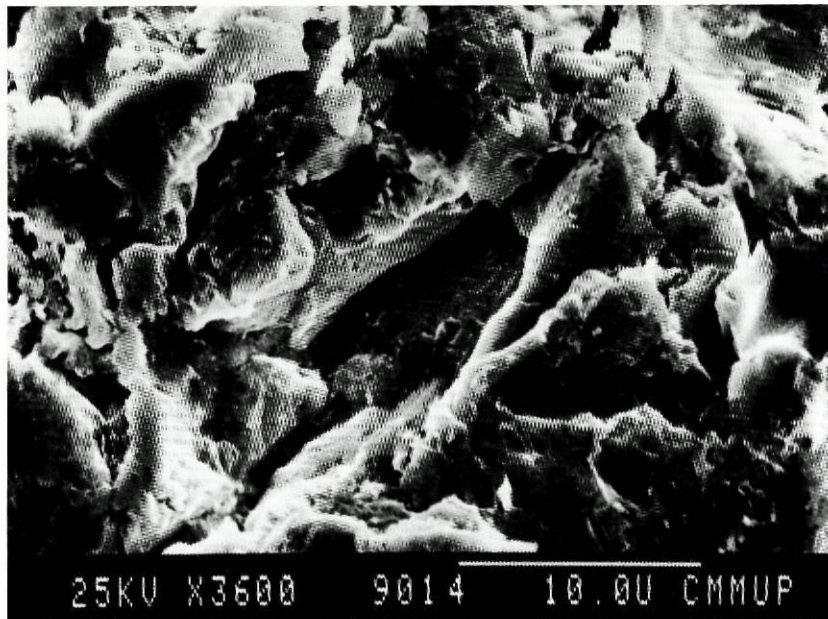


Fig. 16 — Grande ampliação. Mostra cavidades onde a resina penetra facilmente.

Depois da nossa análise com o microscópio de varredura podemos detectar quatro dados importantes que diferenciam o material tratado do não tratado. Em primeiro lugar, esta técnica de tratamento de superfície <sup>53</sup> liberta o metal das camadas oxidantes dos produtos metálicos de baixa fusão ou de fusão incompleta e de resíduos próprios do processo de fundição, em segundo lugar como já dissemos, o jacto de óxido de alumínio determina um aumento espectacular da superfície para receber a resina. Em terceiro lugar, a própria estrutura da superfície, após o jacto de óxido de alumínio, mostra em relevo, cristas, depressões e orifícios, que vão ser responsáveis pela adesão do cimento. Em quarto, e último lugar, evita-se a presença de escamas de oxidação, que poderiam produzir uma falsa adesão do cimento à sua própria superfície, em vez de o fazer à superfície metálica.

### 3.4.2 — ESTUDO DA SUPERFÍCIE METÁLICA APÓS A ACÇÃO DE ÁCIDOS

Os ácidos escolhidos para esta avaliação foram os que mais frequentemente são usados pelos seguidores desta técnica, que os aplicam durante cerca de 2 minutos.

As imagens microscópicas de cada uma das amostras, sujeitas a um grau de ampliação idêntico (0.50 K $\times$ ), permitem afirmar, ressaltando a impossibilidade de as confrontar com exactidão com as do tratamento pelo jacto de óxido de alumínio, que o nosso método se revela mais efectivo para a desejável retenção tridimensional dos nossos trabalhos clínicos.

A imagem n.º 17 corresponde ao ácido clorídrico, talvez o que menor ideia de retenção nos proporciona e confirma a sua utilização para a remoção das impurezas provenientes do ataque feito pelos outros ácidos sobre as superfícies metálicas (v.g. nítrico e sulfúrico).

A imagem correspondente ao ácido fosfórico (Fig. 18) embora mais agressiva que a anterior fica aquém dos conhecidos desenhos das nossas preparações sujeitas a aumentos inferiores, da ordem dos 0.30 K $\times$ .

A situação modifica-se quando avaliamos a imagem microscópica do metal tratado por ácido nítrico (Fig. 19), análise praticamente sobreponível à do uso do ácido sulfúrico (Fig. 20), pois uma e outra impedem-nos de as hierarquizar em função da aparente capacidade retentiva exibida.

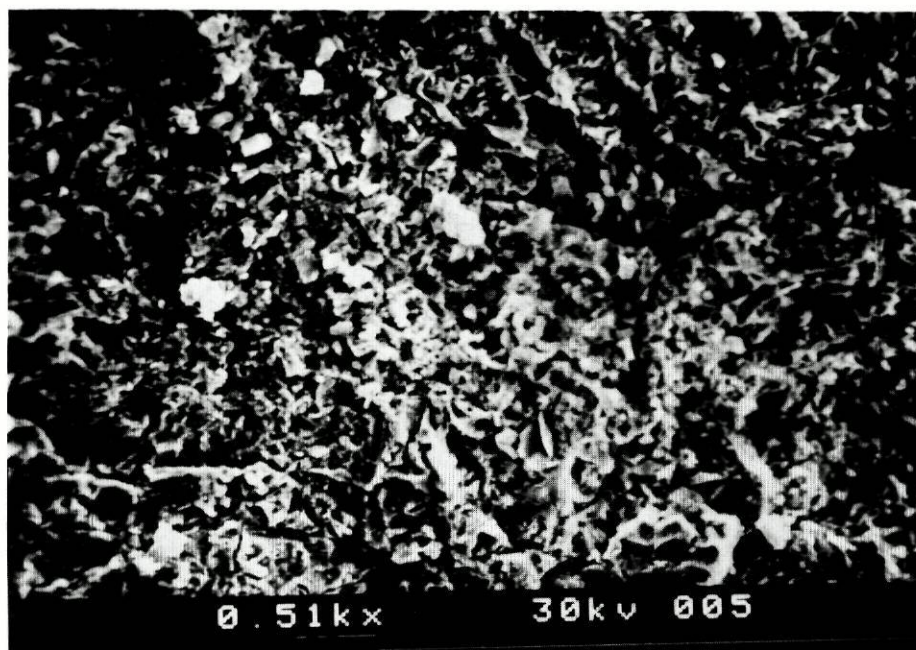


Fig. 17 — Ácido clorídrico. Apreciável acção de limpeza das impurezas da superfície metálica.

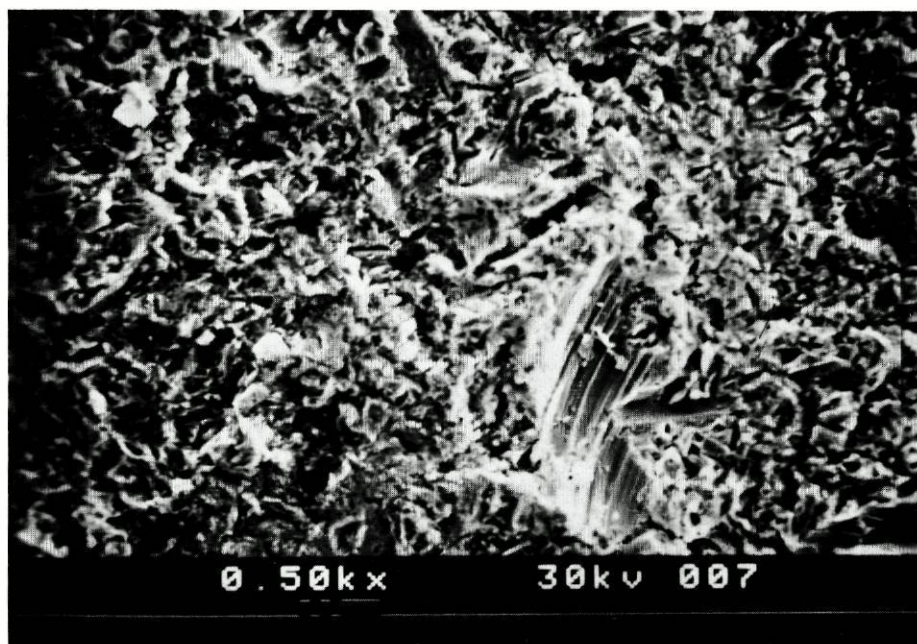


Fig. 18 — Ácido fosfórico. Superfície modestamente retentiva.

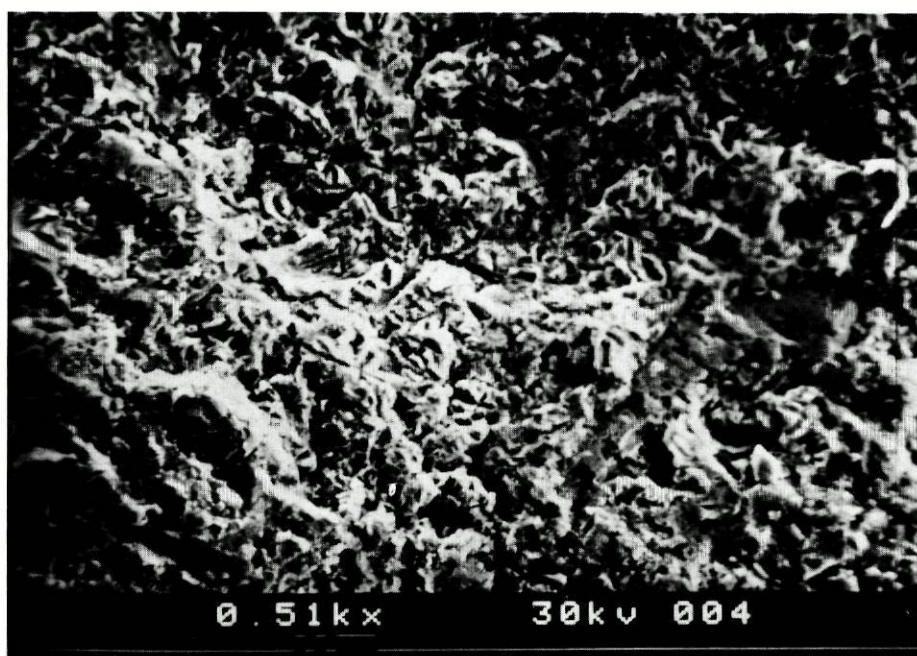


Fig. 19 — Ácido nítrico — imagem idêntica à do ácido sulfúrico quando vista sob uma vertente retentiva.

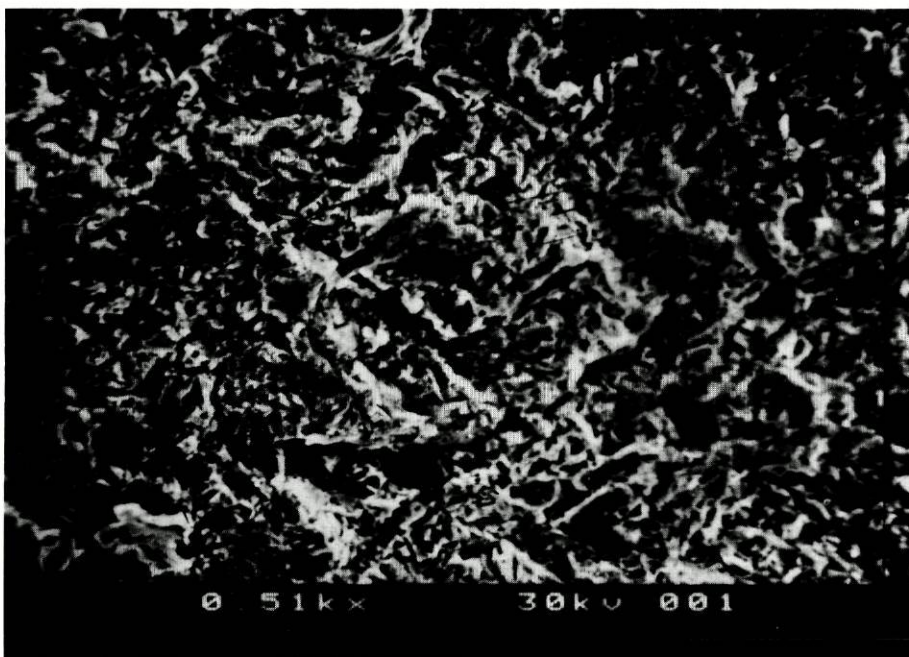


Fig. 20 — Ácido sulfúrico — melhor retenção, que os ácidos anteriores, porém ainda distante do método da alumina.

### 3.5 — ESTUDO DA SUPERFÍCIE DENTÁRIA DE ADESÃO COM MICROSCOPIA ELECTRÓNICA DE VARREDURA

A colocação de uma ponte adesiva realiza-se por união dos retentores metálicos à superfície atacada do dente, interpondo uma resina que une ambas as estruturas. Os autores recomendam a preparação prévia do esmalte com o objectivo de criar uma maior superfície de adesão.

A microscopia electrónica permitiu-nos analisar a superfície do esmalte tratada pelo ácido e a mesma superfície após o arrancamento experimental da ponte. No primeiro caso, importa salientar que o resultado do ataque depende de diversos factores, que vão condicionar, os padrões ou modelos morfológicos a avaliar. Assim o tempo de duração da aplicação do ácido, a percentagem e a natureza, aquosa ou gel, da sua solução são frequentemente referidos como de importante significado neste âmbito. A prévia lavagem do dente, com a intervenção de libertar a sua superfície de indesejáveis depósitos (bactérias, restos alimentares, etc.) é outro factor a ter em linha de conta. A despeito de todos os cuidados postos em prática nesta fase, as imagens microscópicas da superfície do esmalte além de mostrarem numerosas falhas na sua superfície evidenciam ainda a presença de algum material aderido, essencialmente constituído por colónias bacterianas e gérmens isolados (Figs. 21, 22 e 23).

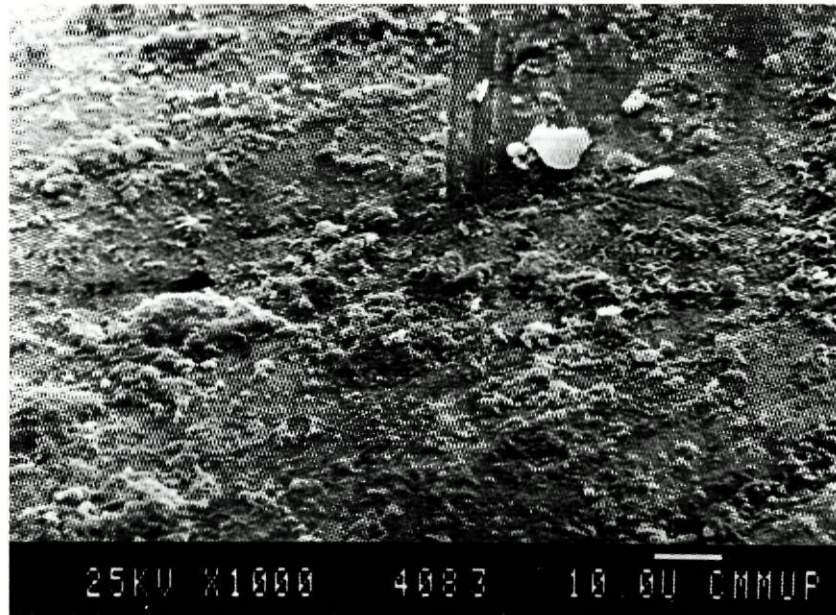


Fig. 21 -- Superfície de esmalte, mostrando a permanência de depósitos orgânicos.

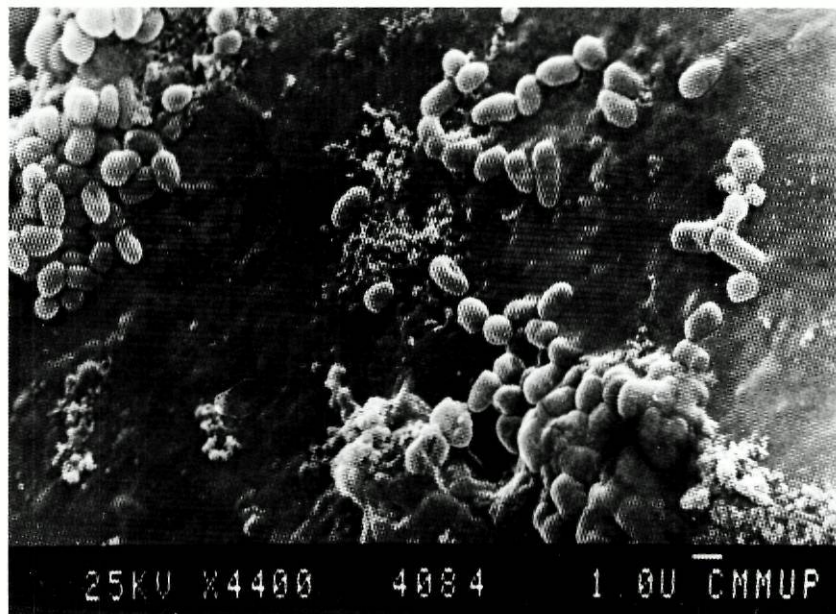


Fig. 22 -- Superfície de esmalte lavada revelando ainda a presença de colônias bacterianas.

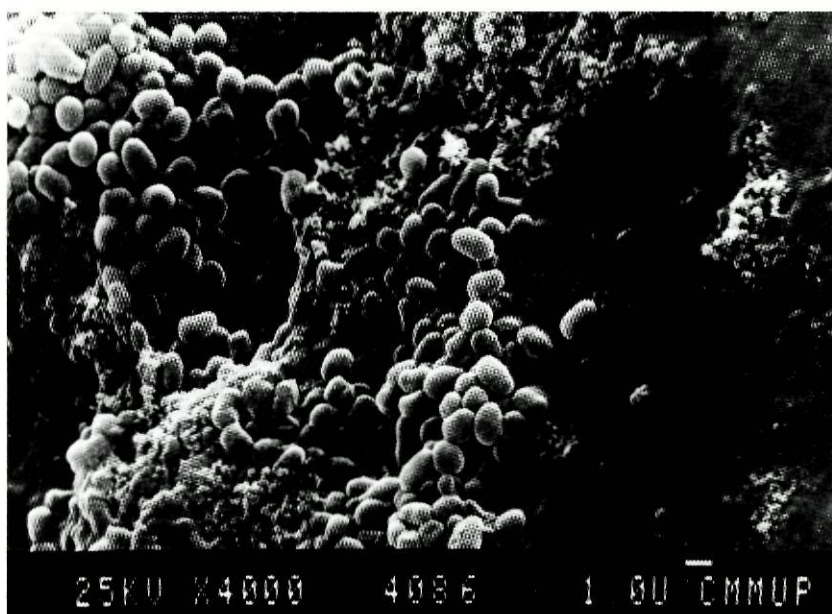


Fig. 23 -- Colonização da superfície do esmalte.

As imagens que obtivemos das nossas preparações permitem mostrar três tipos de resultados.

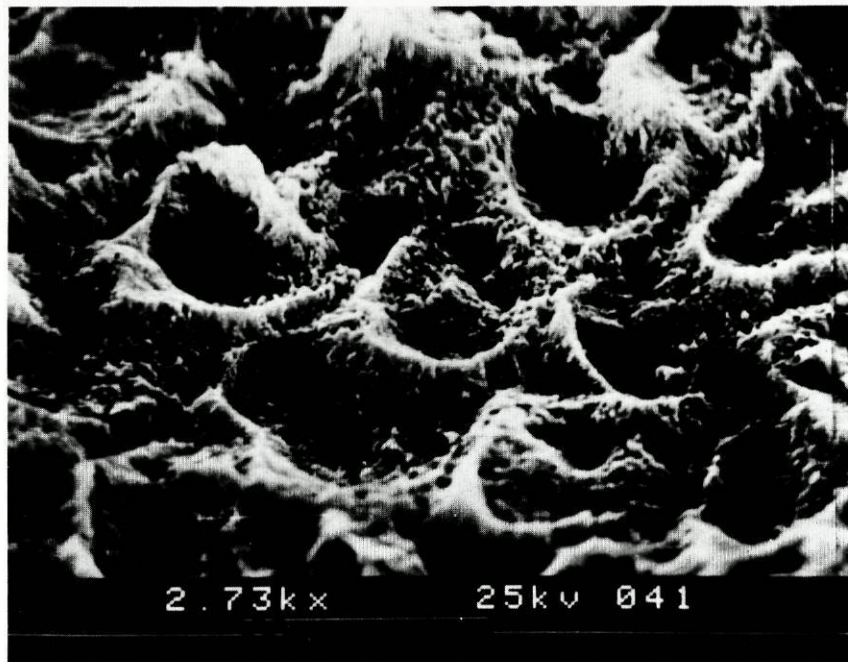


Fig. 24 — Esmalte sujeito a ataque ácido. Nota-se a remoção preferencial dos núcleos dos prismas com a permanência das suas paredes. O desenho corresponde à clássica imagem dos prismas em favo ou ferradura. Tipo I de ataque ácido segundo Silverstone.



Fig. 25 — Imagem de comportamento do esmalte ao ataque ácido, que pode considerar-se inversa da anterior, pois aqui persiste o núcleo ou porção central do prisma, enquanto que desapareceram por dissolução as suas paredes e a substância interprismática. Tipo II de ataque ácido segundo Silverstone.

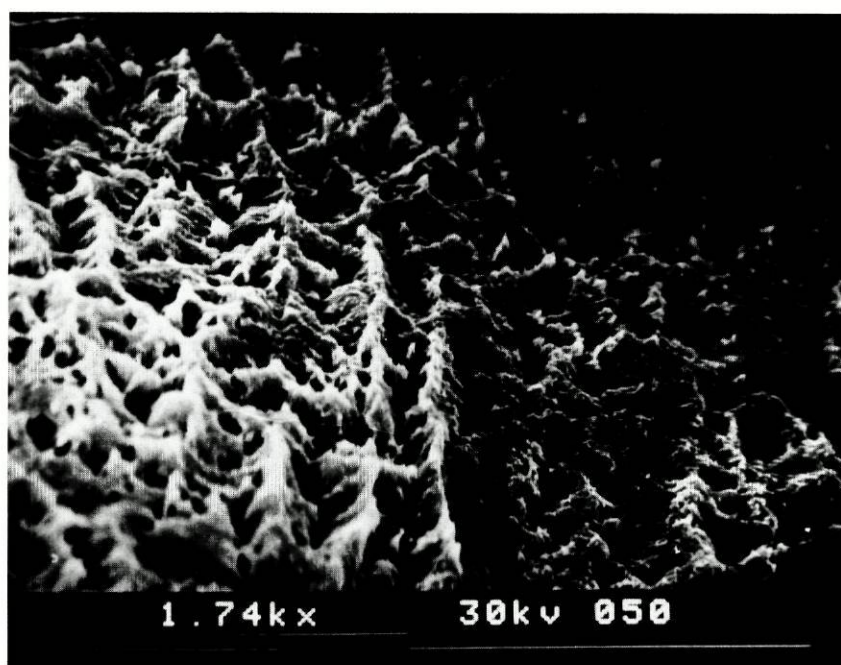


Fig. 26 — A fotografia electrónica desta preparação, muito embora consentindo a observação dos tipos I e II anteriormente apresentados, patenteia um novo desenho que não conseguimos relacionar com a morfologia prismática. Silverstone designou esta situação consecutiva ao ataque ácido de Tipo III.

Simultaneamente convém recordar que obtemos predominantemente padrões de ataque ácido do esmalte do tipo central, isto é, conservam-se as paredes do prisma e a substância interprismática que os une, desaparecendo a sua parte central, Figs. 27 - 28.



Fig. 27 — Padrão morfológico de ataque tipo central.

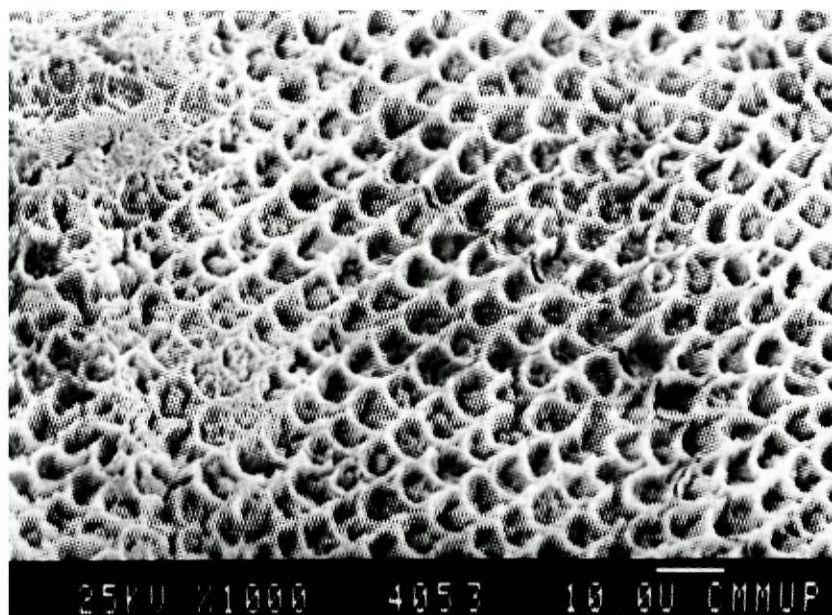


Fig. 28 — Imagem de dissolução irregular dos prismas do esmalte.

A disposição da dentina (Fig. 29) não atacada, deixa ver o lume de numerosos tubuli dentinários.

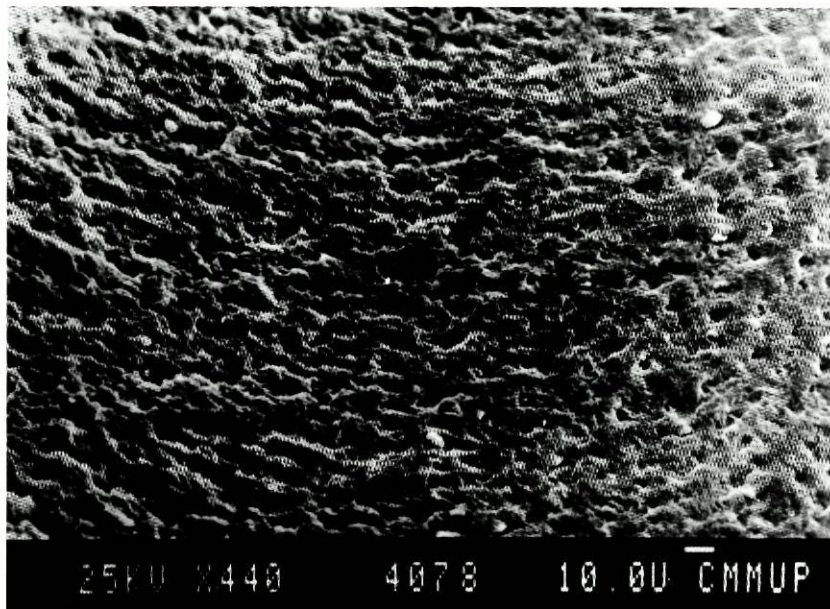


Fig. 29 – Imagem de dentina não atacada pelo ácido.

Normalmente a dentina não é afectada pelo ataque ácido numa ponte adesiva. Não esqueçamos, no entanto, que, pela própria condição destas próteses, muitas vezes vão ser colocadas na boca e sobre dentes, em que a reabsorção alveolar deixou zonas radiculares descobertas, ou então em dentes com dentina exposta, quer por fracturas, quer por abrasão ou por trabalhos odontológicos prévios. Nestes casos, também é necessário proceder ao ataque ácido da dentina, razão pela qual também estudamos a sua disposição microscópica normal Figs. 30 e 31.

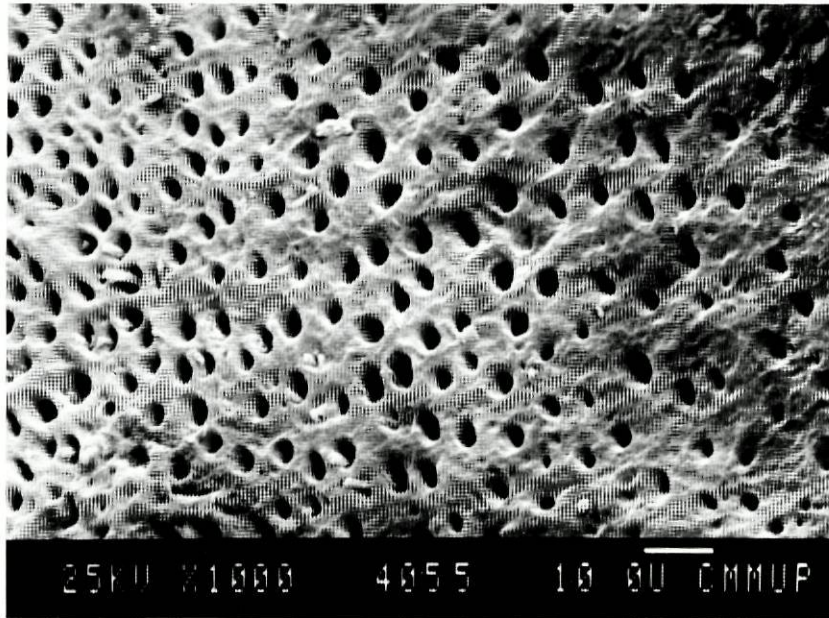


Fig. 30 — Imagem dos tubuli dentinários após ataque ácido.

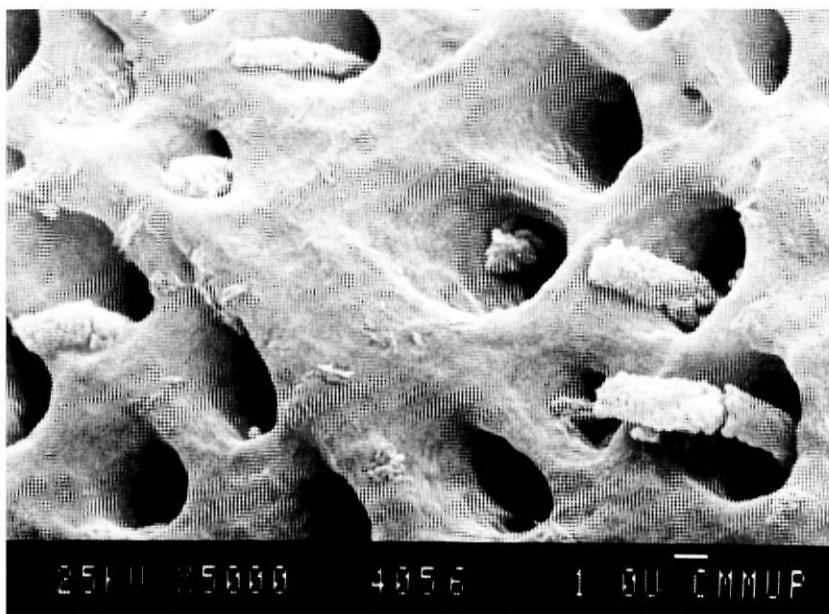


Fig. 31 — Tubuli dentinários mostrando as fibras de Tomes.

Na ocorrência de contacto da resina com estas zonas de dentina atacada, obtêm-se ancoragens perfeitamente conformadas aos buracos dos tubuli (Fig. 32).

Não obstante a maior distância entre os tubuli, a aderência à dentina é menor em comparação com a do esmalte.

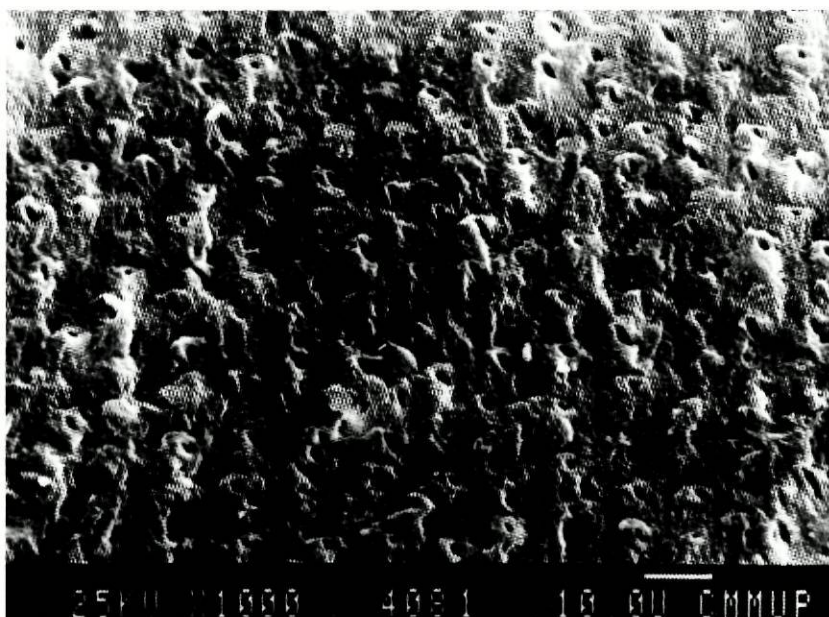


Fig. 32

### 3.6 — ESTUDO DAS SUPERFÍCIES DE ADESÃO COM ESPECTROMETRIA POR DISPERSÃO DE ENERGIA

A ausência na literatura de elementos acerca das alterações da composição qualitativa do metal, depois de ter sido submetido ao jacto com óxido de alumínio, conduziu-nos à realização de uma investigação sobre este tema, com o fim de conhecer a possível influência que esta técnica de limpeza teria sobre a composição estrutural da superfície do metal. Para isso recorreremos à espectrometria por dispersão de energia a qual nos permite conhecer a composição da zona que estamos a observar, dando-nos a proporção de diversos elementos com uma sensibilidade mínima da ordem dos 0,5 % por elemento presente na amostra. Com esta técnica somos capazes de

identificar qualquer elemento periódico do Na ao U. A fiabilidade da nossa investigação é aceitável, para uma camada superficial do metal com cerca de  $2\mu\text{m}$  de espessura, portanto a composição estrutural abaixo deste limite escapa à nossa investigação.

Pretendíamos conhecer se o jacto de óxido de alumina ía alterar a estrutura superficial do metal e para isso comparamos amostras procedentes do material que foi submetido a este processo, do metal que não foi tratado previamente e analisado logo após a fundição e, por último do metal cortado por fricção e que, ao ser submetido a uma alta temperatura pelo disco que o corta, pudesse apresentar uma composição diferente à dos casos anteriormente citados.

Os elementos resultantes da análise foram o Ni, Al, Si, Mo, Cr, Fe.

A análise microestrutural destes elementos, não é muito significativa, quanto às grandes variações de composição dos três tipos de superfícies metálicas indicadas. O níquel e o crómio são os elementos que se detectam com maior intensidade, seguidos do molibdénio, alumínio, silício e ferro (Gráfico I).

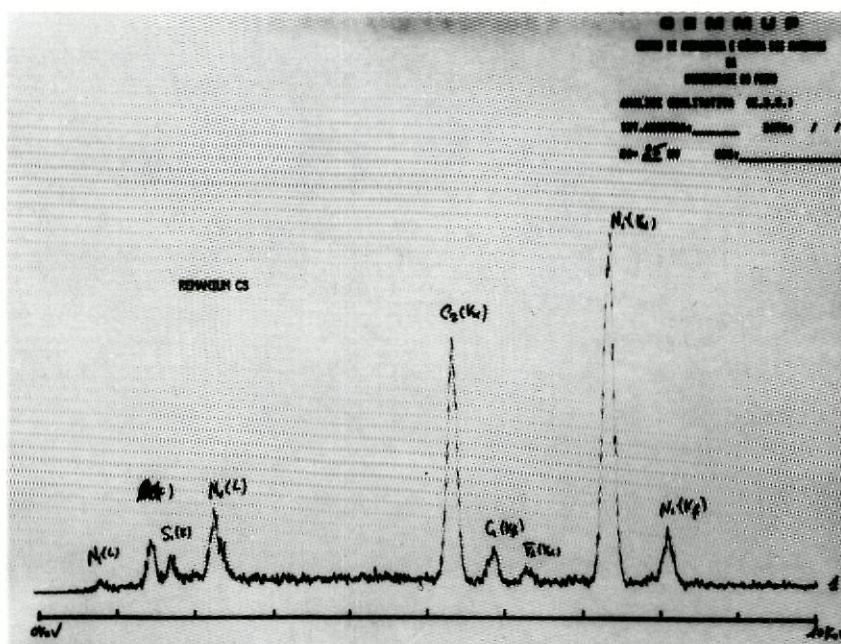


Gráfico I — Espectrometria da superfície metálica tratada com alumina.

Das análises efectuadas podem deduzir-se dois tipos de variação de composição: a de elementos claramente diferentes nas três experiências e a de outros elementos cuja variação é nula ou escassamente diferenciável. Sem dúvida alguma, é a alteração no alumínio, silício e molibdénio a

que é mais demonstrável, seguindo-se o cromo e o níquel, onde a diferença é escassa e, por fim, o ferro com uma diferença nula.

O alumínio não está presente na superfície que foi submetida ao corte, mas observa-se na superfície tratada e não tratada numa proporção quase idêntica. O silício está muito mais aumentado no metal não tratado, e baixa consideravelmente tanto na superfície de corte como na que foi sujeita ao jacto. Também o molibdénio varia, sendo maior a sua presença no metal não tratado, menor no submetido ao jacto e ainda menor no cortado (Gráfico II).

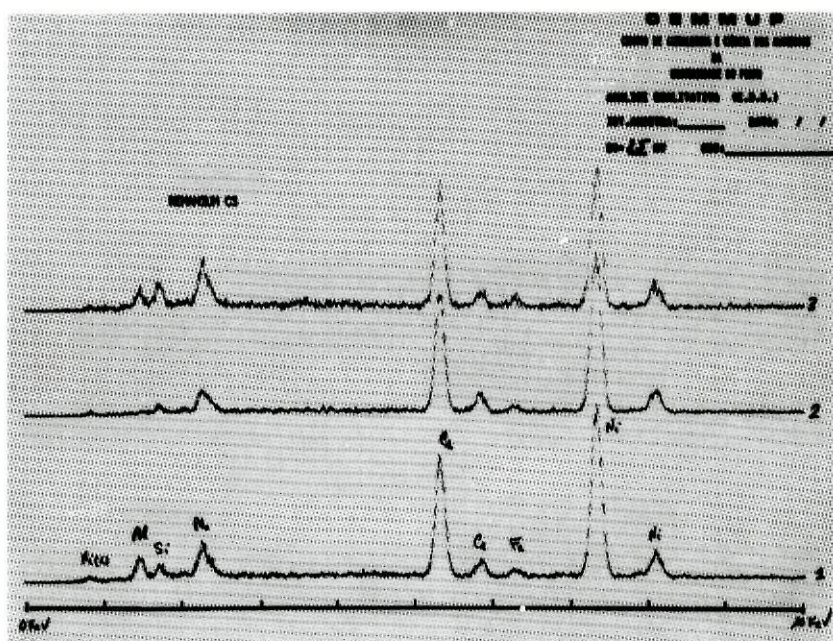


Gráfico II — 1 — Espectrometria da superfície limpa com jacto.  
2 — Espectrometria da superfície cortada.  
3 — Espectrometria dos canais de alimentação da fundição.

Estas variações podem ser interpretadas como o resultado da acumulação destes elementos devido ao fenómeno da fundição. O cromo e o níquel, elementos que fazem parte da própria estrutura do metal, são os que acusam picos mais altos no gráfico da análise qualitativa. Medindo os picos correspondentes, praticamente pode dizer-se, que as variações entre os três picos das superfícies metálicas não são significativas, no que respeita ao cromo e ao níquel. O último elemento, o ferro, não tem praticamente variação.

É de supor que a composição estrutural de um metal que foi submetido unicamente a manobras físicas (jacto e corte) e não químicas (produção de outros elementos por início de reacções químicas) mantenha a mesma composição estrutural, daí que nos resultados encontrados os elementos integrantes do metal, como o crómio, o níquel e o ferro, permaneçam iguais nas três experiências ou com variações praticamente desprezíveis; por outro lado, esta composição varia no que respeita a outros produtos, como o sejam o Si e Mo, que são elementos que se podem agregar à superfície metálica provenientes das manobras prévias da fundição.

A existência destes elementos superficiais não só poderia variar a adesão em virtude da sua presença física, mas também poderiam condicionar reacções químicas de algum tipo com as resinas. Pensamos em investigações posteriores, conhecer qual é a composição desta camada superficial metálica depois de ter estado em contacto com a resina de união.

Também nos pareceu de interesse seguir esta mesma linha de investigação, não só quanto à superfície oposta, ou seja, ao esmalte que sofreu o ataque ácido, mas também em relação às resinas por nós utilizadas na cimentação das pontes adesivas, com a intenção já atrás referida de conhecer as suas composições.

A análise espectrometria da camada prismática, ou seja, do esmalte previamente atacado, põe praticamente em evidência os resultados que esperávamos: um grande predomínio de cálcio, seguido do fósforo e também a presença de ouro, originário do processo de metalização prévia ao estudo com microscopia electrónica de varredura (Gráfico III).

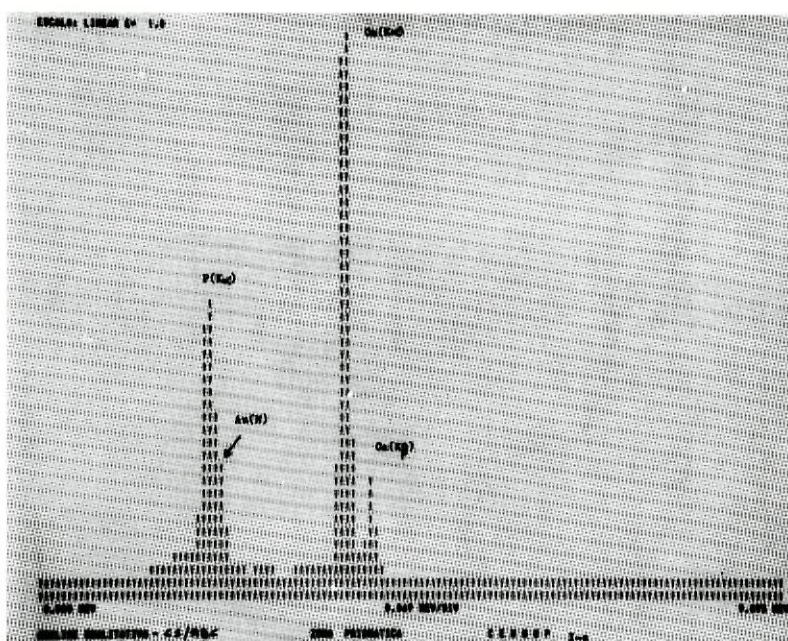


Gráfico III — Espectrometria da superfície tratada do esmalte.

Em idêntica apreciação em relação às resinas, o ouro permanece, pela razão referida e em relação a cada uma delas a sua composição evidenciou-se para a ABC no gráfico IV. Ele permite apurar que esta resina é composta por sílica e titânio.

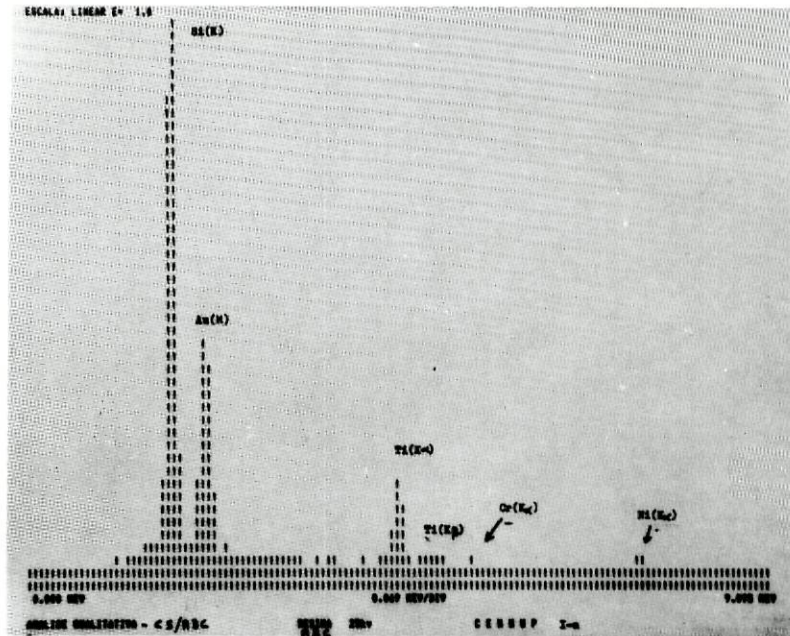


Gráfico IV – Espectrometria da resina ABC.

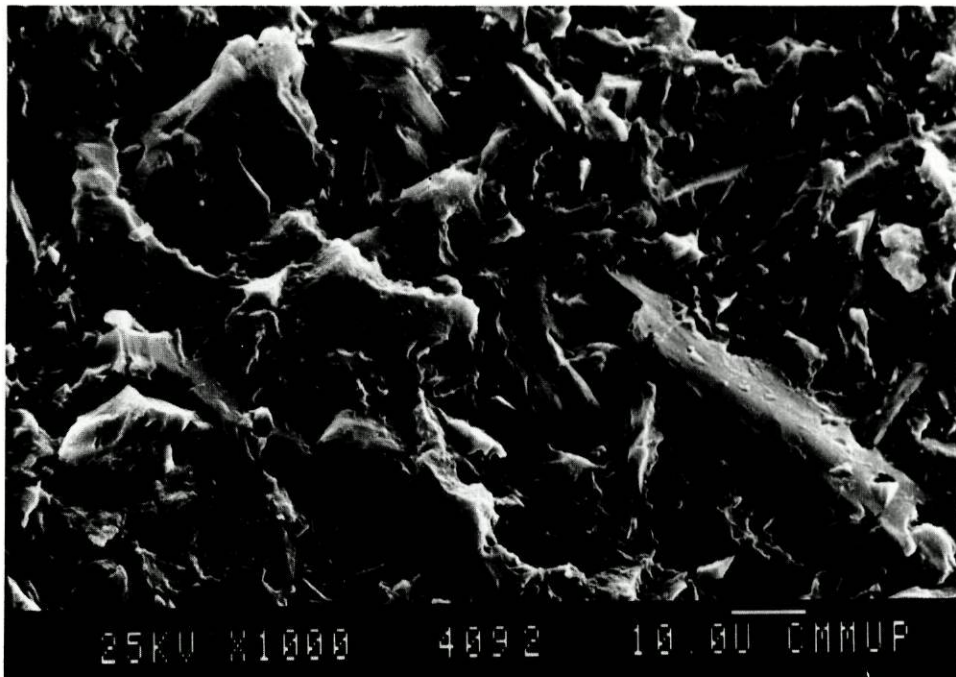


Fig. 33 – Imagem rugosa da resina ABC.

Para a Conclude, o silício é o único elemento que se manifesta (Gráfico V) e para a Marycol (Gráfico VI) além do silício, naturalmente esperada, surgiram o bário e o alumínio.

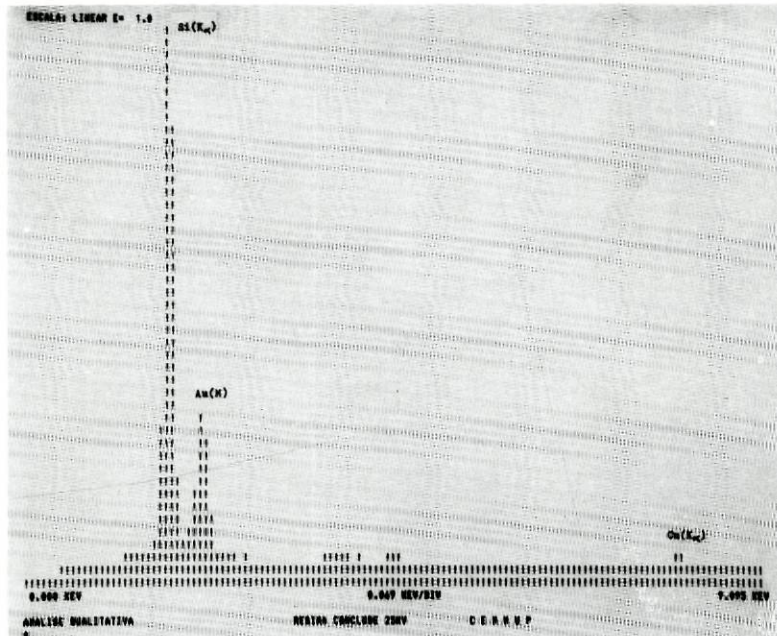


Gráfico V — Espectrometria da resina Conclude.

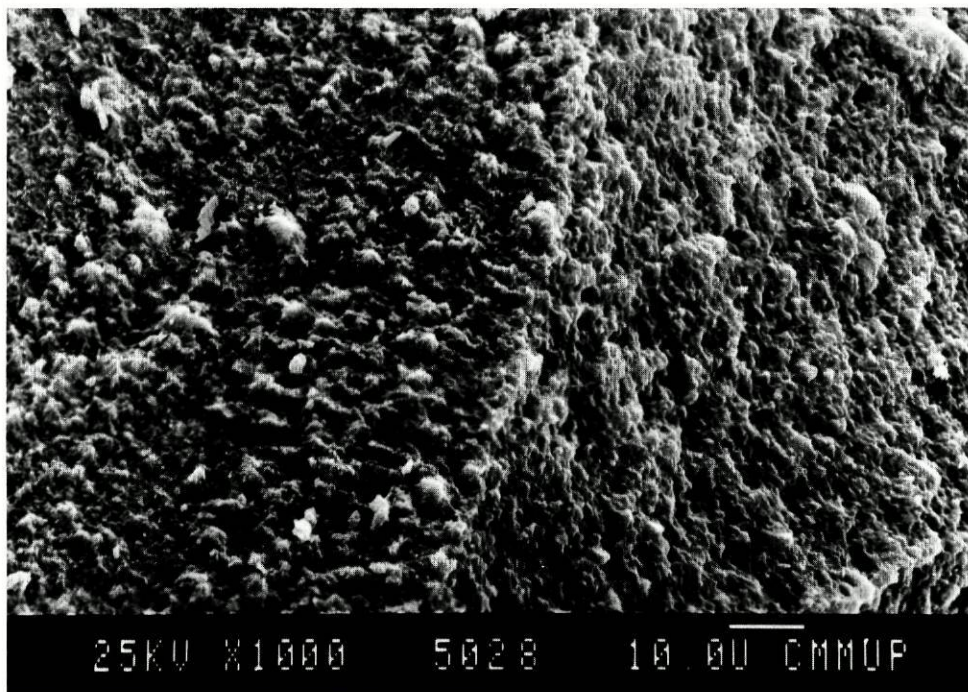


Fig. 34 — Resina Conclude de aspecto ainda granuloso.

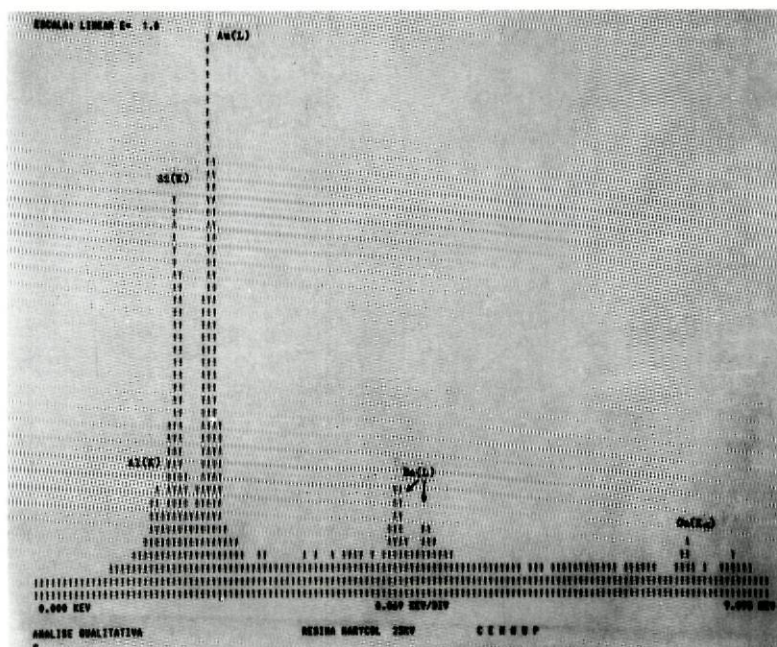


Gráfico VI — Espectrometria da resina Marycol.

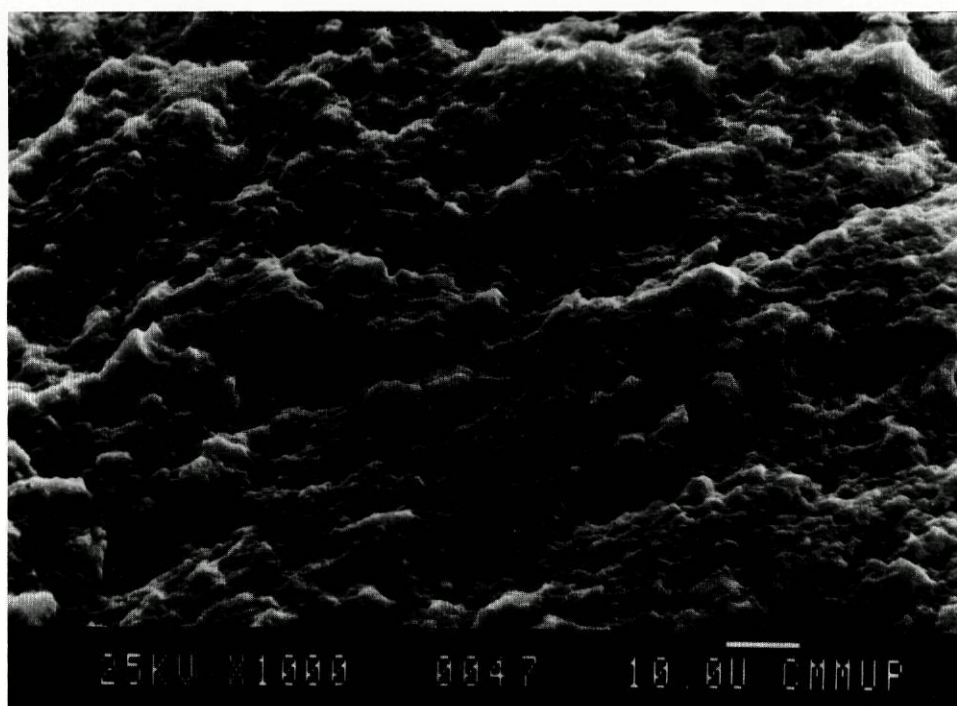


Fig. 35 — Resina Marycol — O mais homogêneo de todos os aspectos.

Para uma melhor sistematização diremos:

- Componentes da resina ABC:
  - silício
  - titânio
  
- Componentes da resina CONCLUDE:
  - silício
  
- Componentes da resina MARYCOL:
  - silício
  - bário
  - alumínio

### 3.7 – ESTUDO DO MECANISMO DE ADESÃO ESMALTE / RESINA / METAL

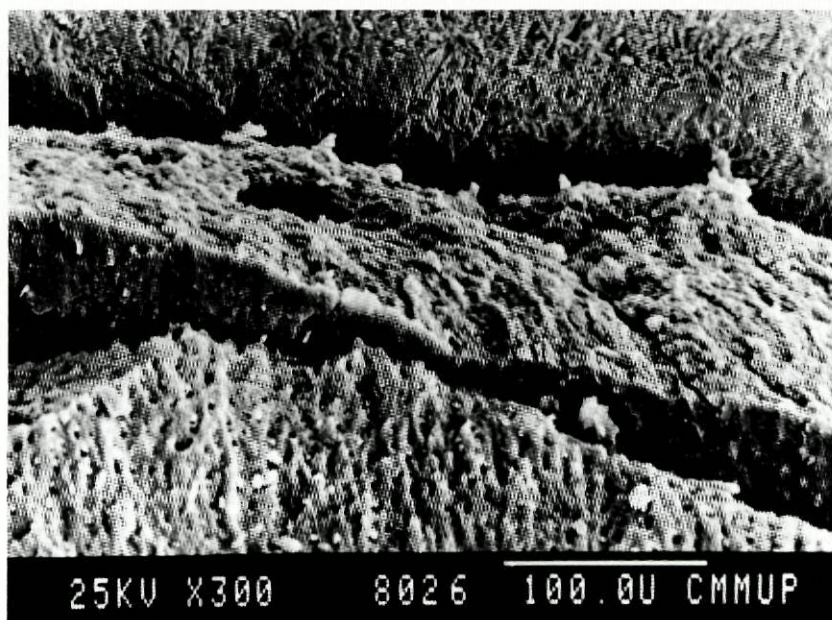
No processo de inserção de uma ponte adesiva intervêm três faces diferentes: esmalte, resina e metal e, como é lógico e desejável estas devem estar intimamente aderidas entre si. Qualquer falha de adesão entre elas vai produzir uma diminuição da resistência da ponte às forças mastigatórias ou a outro tipo de forças que sobre ela se possam exercer.

A ordem pela qual as três faces (Fig. 36) se relacionam entre si é constante e o mecanismo que as liga pode ser entendido através das imagens colhidas por microscopia electrónica.

Todas essas uniões são importantes, nenhuma prevalecendo sobre a outra, porquanto o sistema será viável, apenas, se o conjunto se revelar eficaz.

O tipo de união entre o metal e a resina resulta da formação de prolongamentos do material adesivo que penetram directamente na superfície irregular do metal preenchendo as depressões e "orifícios" e deixando-se aparentemente penetrar pelas cristas ou lâminas metálicas. A retenção evidenciada confirma a sua grande eficácia (Figs. 37, 38 e 39).

Pudemos comprovar que a união entre o metal e a resina, não só varia de acordo com o tipo de superfície metálica, que observamos em cada corte, mas também com o aspecto morfológico da resina, já que a estrutura das diferentes resinas, uma vez terminada a sua polimerização, é diferente de uns casos para os outros (Figs. 39, 40 e 41). Os prolongamentos retentivos em direcção ao metal das três resinas utilizadas, são diferentes na sua morfologia e textura.

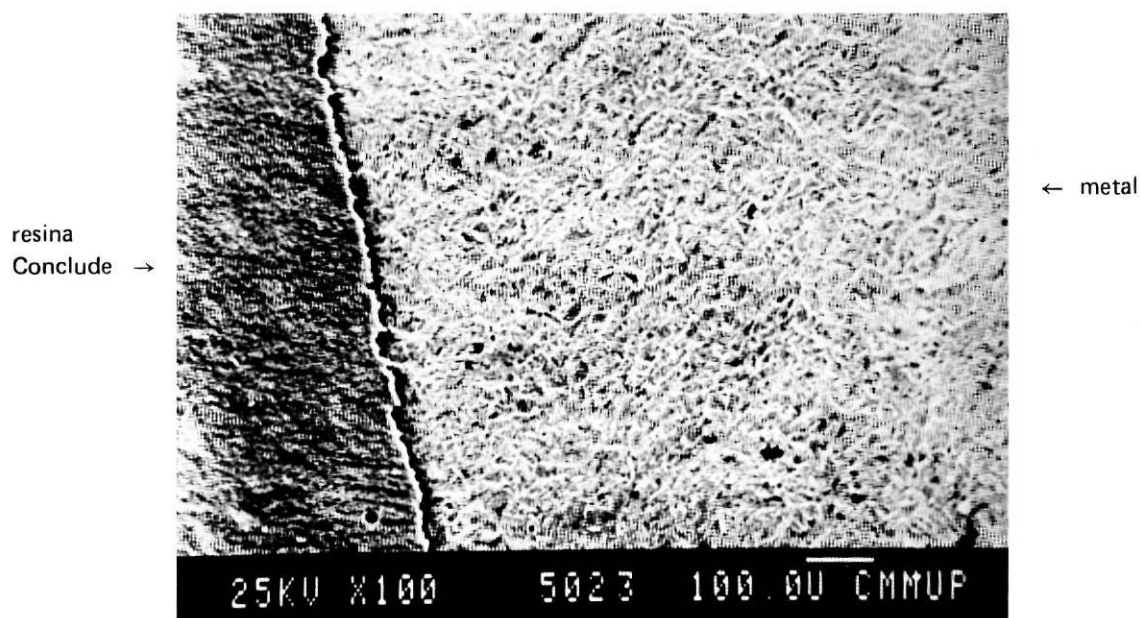


← metal

← resina

← esmalte

Fig. 36 — Imagem das três faces da ponte 14.

resina  
Conclude →

← metal

Fig. 37 — União resina metal em fraca ampliação — Ponte 6.

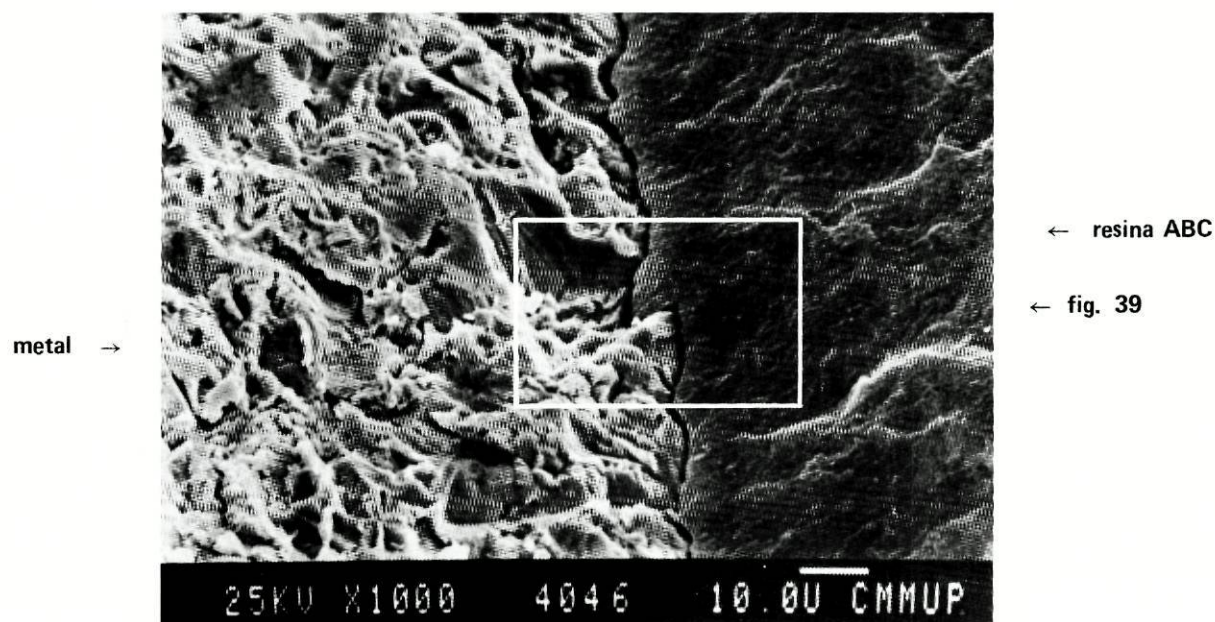


Fig. 38 — Visíveis as áreas de retenção na ponte 2.

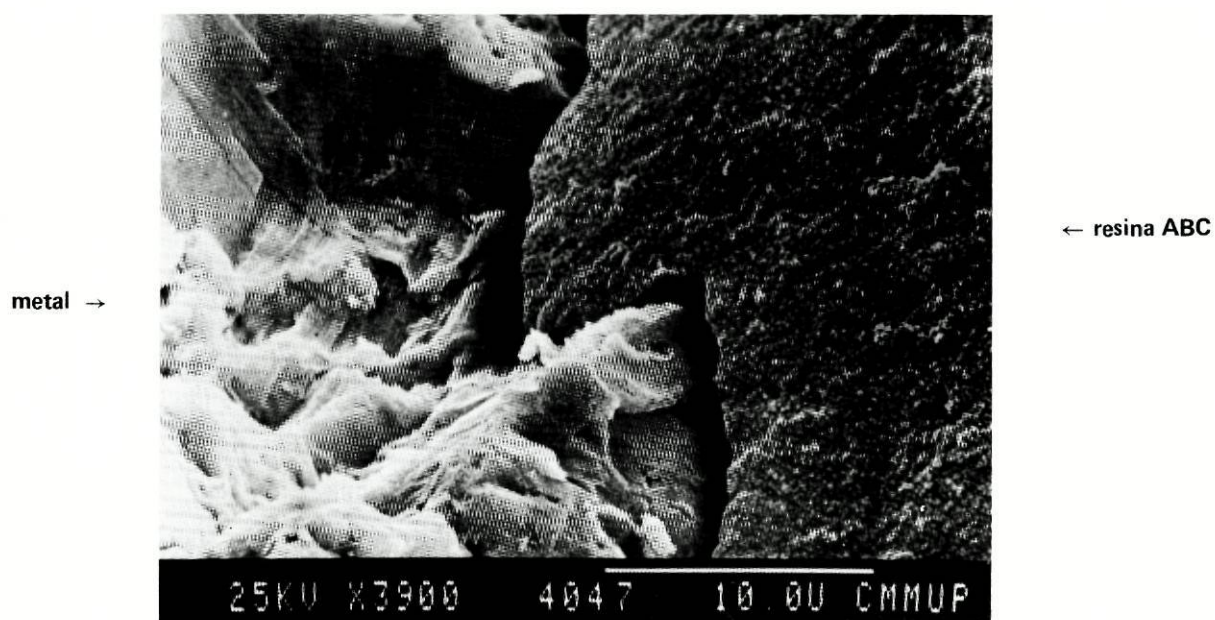


Fig. 39 — Comportamento resina - metal na interface da ponte 2.

Pudemos comprovar que a união entre o metal e a resina, não só varia de acordo com o tipo de superfície metálica, que observamos em cada corte, mas também com o aspecto morfo-

lógico da resina, já que a estrutura das diferentes resinas, uma vez terminada a sua polimerização, é diferente de uns casos para os outros (Figs. 39, 40 e 41). Os prolongamentos retentivos em direcção ao metal das três resinas utilizadas, são diferentes na sua morfologia e na sua textura.

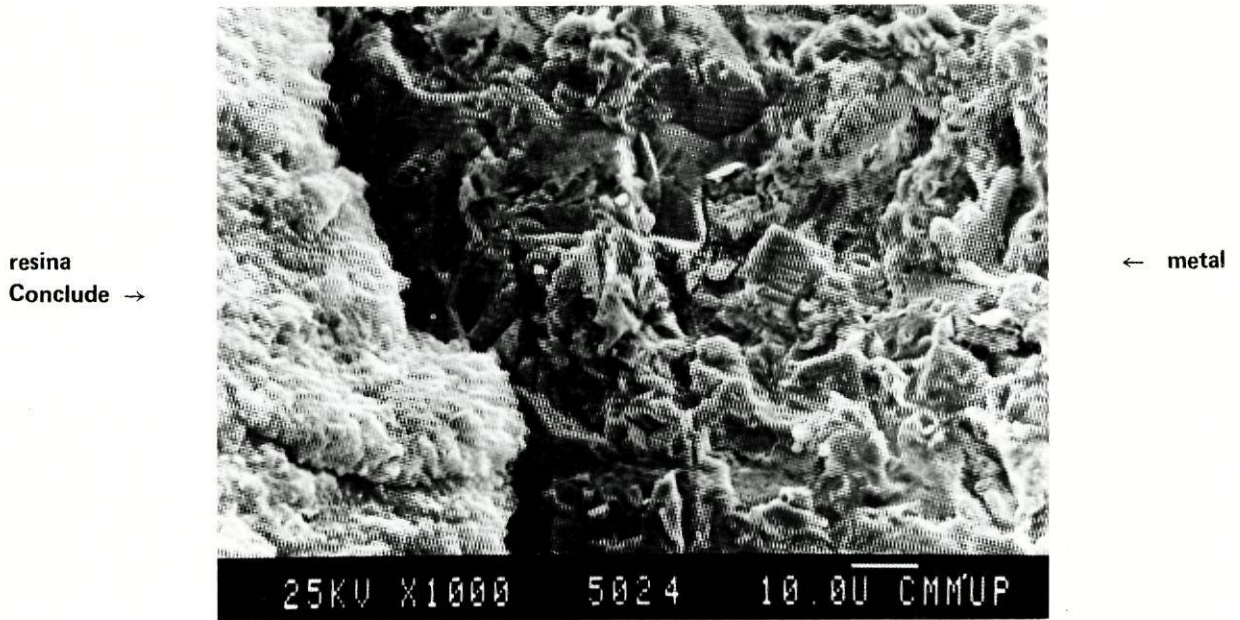


Fig. 40 — Imagem da união resina - metal na ponte 6.

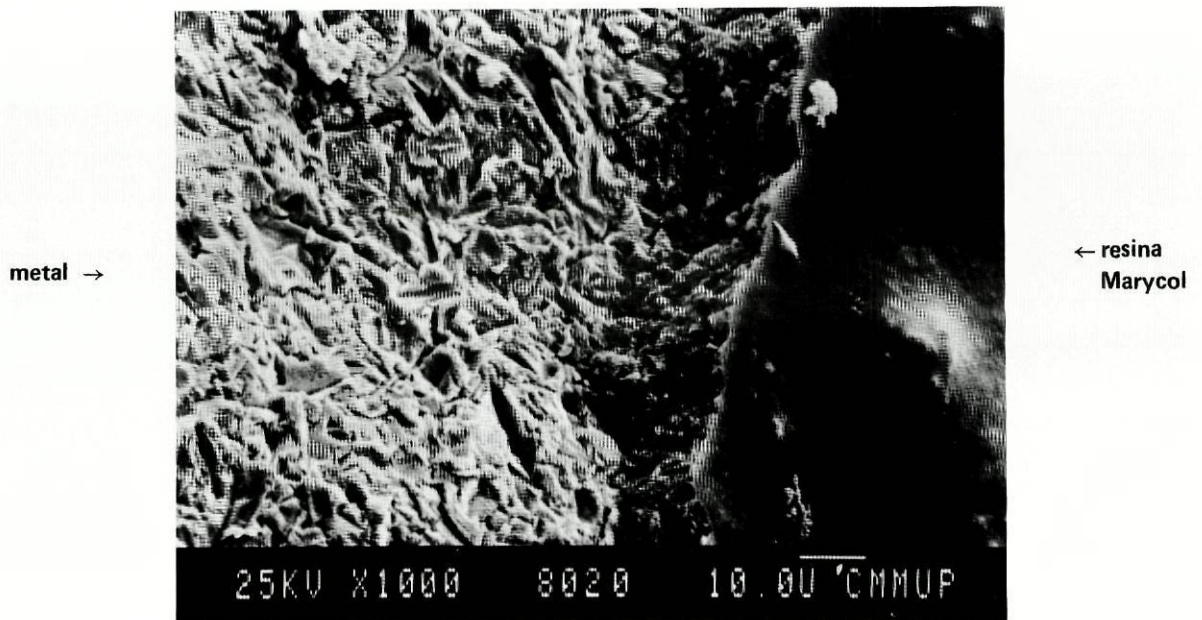


Fig. 41 — Característica mais homogénea da resina Marycol — Ponte 14.

Uma das particularidades no estudo macroscópico da linha de fractura era a relativa facilidade de observação nas resinas ABC e Conclude e de total impraticabilidade em relação à Marycol, que nos desvendava a linha de fractura apenas a microscópio.

A observação microscópica da área de rotura, qualquer que fosse a resina utilizada, em nenhum momento nos permitiu tirar outra conclusão que não fosse situar-se ela na região da interface. Não vimos roturas, apenas, num dos três elementos interessados no modelo experimental, mas sempre a associação de dois deles em percentagens que não auferem a nenhum deles qualquer primazia, Figs. 43, 47 e 52.

A adesão entre a face metálica e a resina quando interrompida pelo cisalhamento pode mostrar alterações estruturais de grande importância, e cuja presença só nesse momento nos é revelada. Referimo-nos às falhas ou zonas onde não existe a menor união entre as faces que se enfrentam, fruto quase sempre da presença de bolhas de ar surgidas durante a polimerização da resina ou então criadas no momento da cimentação. A resina apresenta no seu interior, com notável frequência, poros de ar, mais ou menos volumosos, e em maior ou menor número (Fig. 42).

Se o aprisionamento de ar ocorre na superfície metálica, nesse ponto não se produz a adesão (Figs. 43 e 44). Por outro lado, nas roturas experimentais pudemos detectar zonas, nas quais a resina ficou aderida de uma forma muito forte e não foi arrancada quando a ponte foi sujeita às forças de desprendimento utilizadas nesse sentido (Figs. 45, 46 e 47).

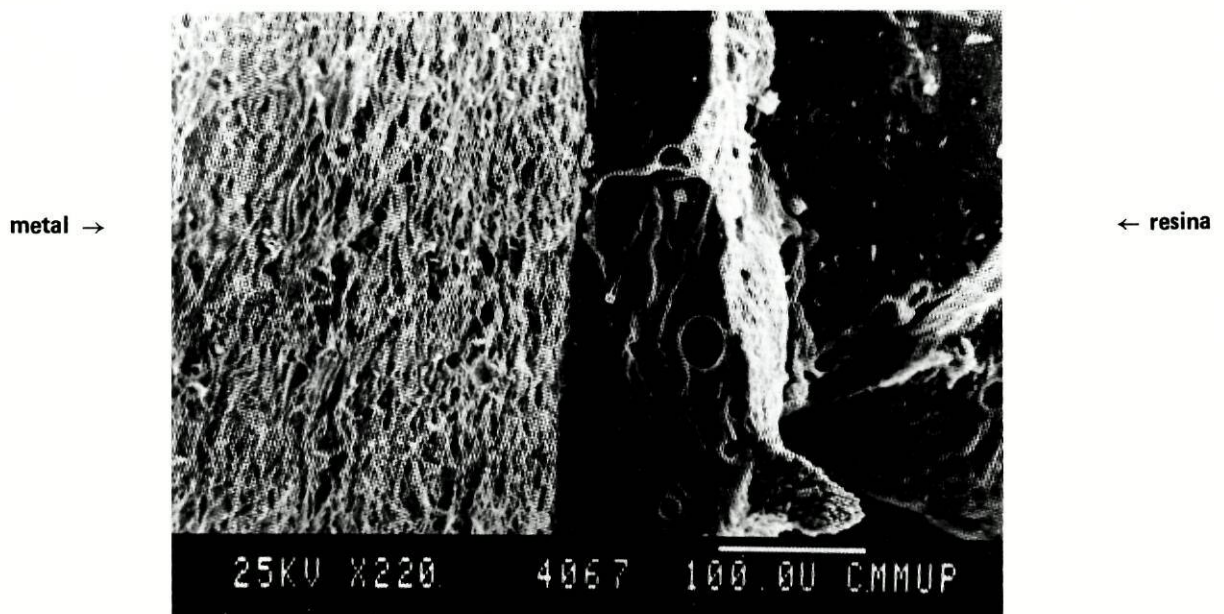


Fig. 42 — Superfície porosa da resina de união da ponte 4.

resina ABC -

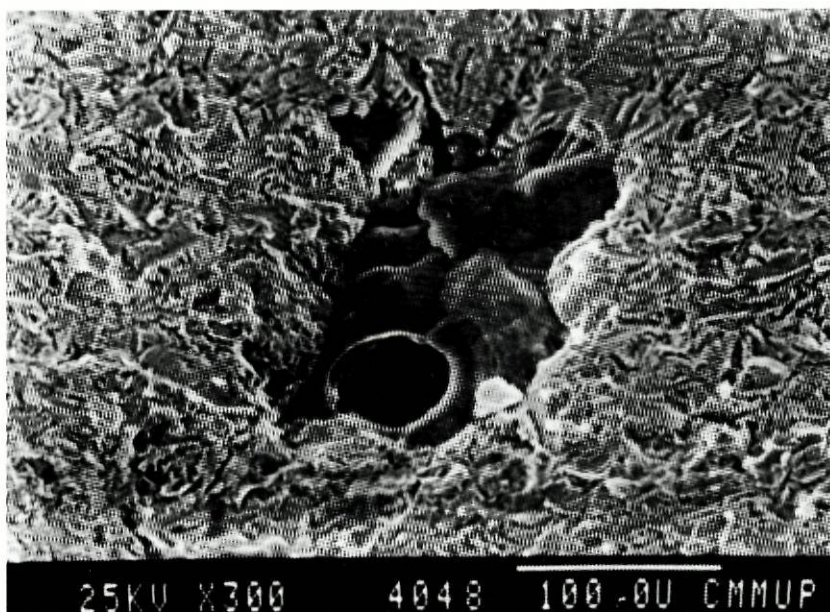


Fig. 43 — Fragmento de resina porosa da ponte 3 incluída no metal.

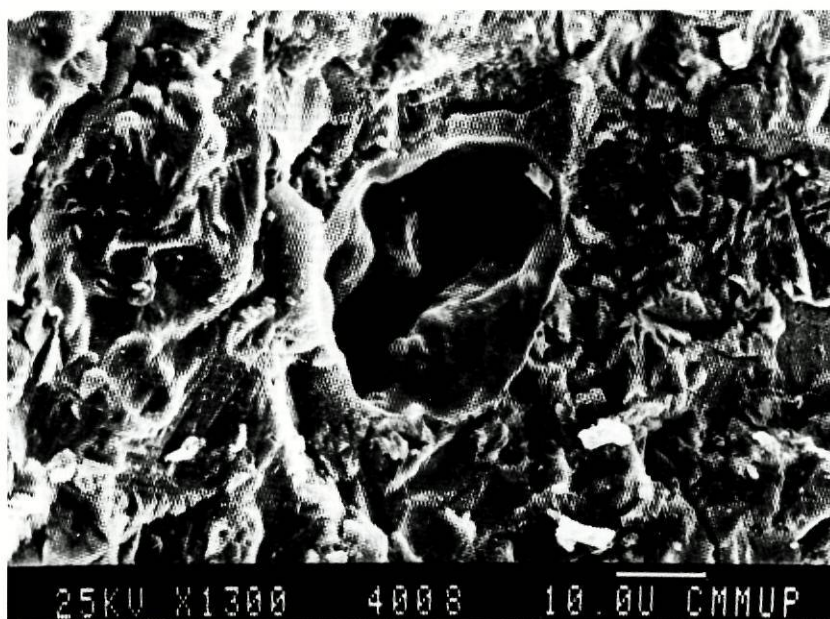


Fig. 44 — Área de adesão imperfeita entre resina e metal na ponte 1.

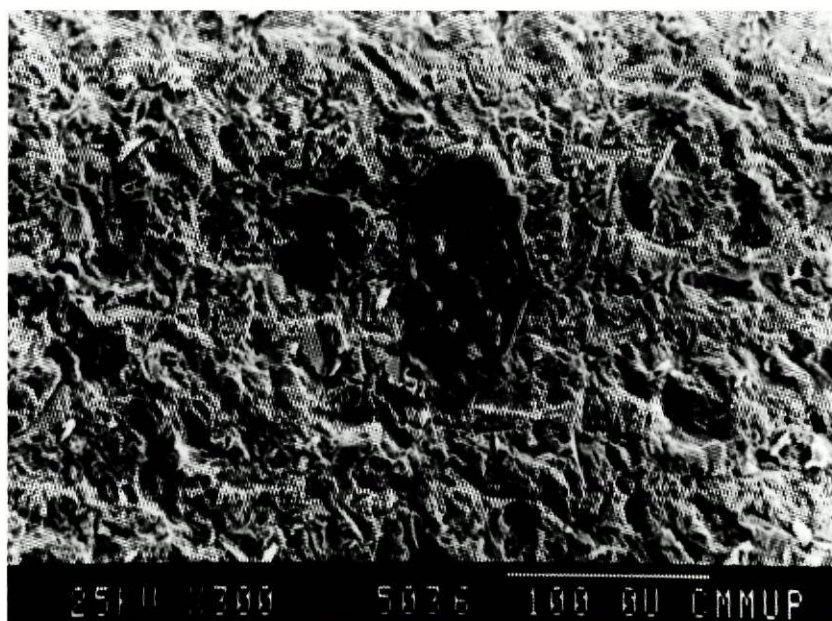


Fig. 45 — Núcleo de resina Conclude da ponte 7 que não aderiu ao esmalte.

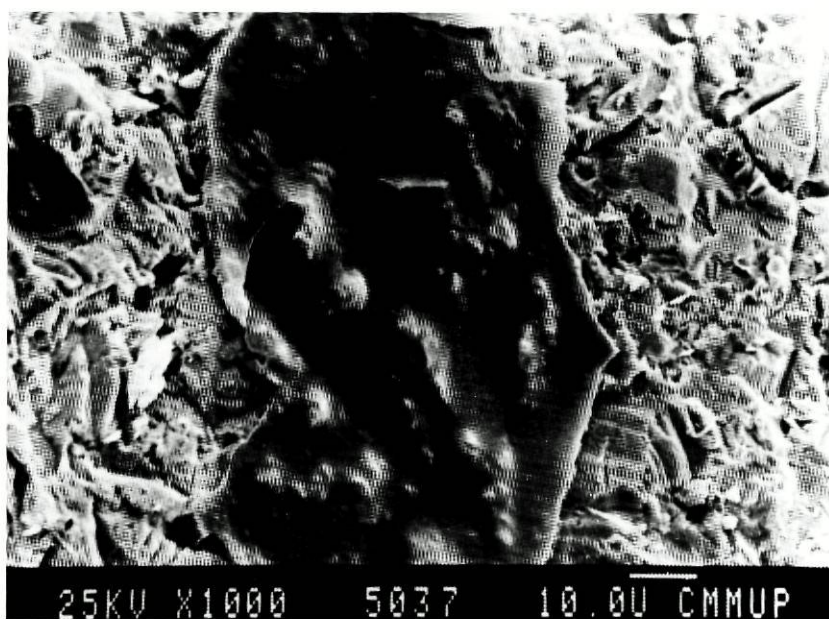


Fig. 46 — Núcleo de resina sem a menor aderência ao dente.

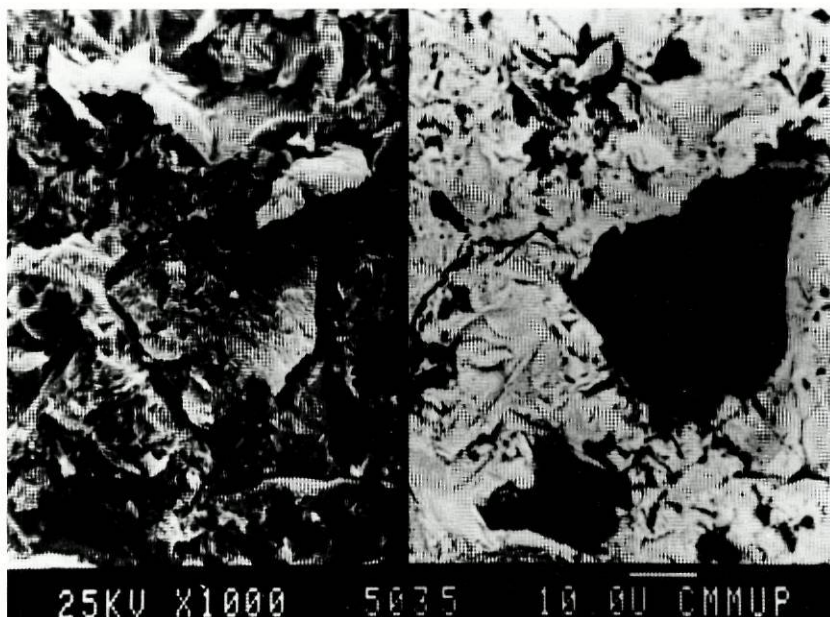


Fig. 47 — A microscopia electrónica permite identificar diferentes materiais. A esquerda imagem de electrões secundários com contraste topográfico. A direita imagem de electrões retro-difundidos, logo com predominância do contraste do número atómico.

Em nenhum caso pudemos quantificar a percentagem de zonas não aderidas da resina ao metal.

Os prolongamentos que se produzem na resina, na sua adesão ao metal, não podem ser classificados de uma maneira homogénea ou sistemática, já que em cada caso respondem às anfractuosidades que apresentam as superfícies metálicas, anteriormente classificadas como primárias, secundárias e terciárias.

No que respeita à interface esmalte/resina, os aspectos morfológicos resultantes que pudemos observar foram, mais fáceis de sistematizar do que os previamente descritos para o metal. A razão deste facto é perfeitamente compreensível, já que o jacto com óxido de alumínio oferece uma superfície totalmente irregular e anfractuosa, enquanto que, da parte da superfície do esmalte, o ataque ácido proporciona uma superfície de adesão geometricamente regular, em função da distribuição uniforme das entradas dos prismas.

Como consequência disso a resina adquire prolongamentos que se introduzem nos prismas atacados e estes tags são mais ou menos homogêneos na sua forma e estrutura, embora o comprimento dos mesmos varie segundo o grau da penetração no esmalte. A resina ABC apresenta tags com um comprimento médio de  $10\mu\text{m}$ , já os da Conclude e Marycol situam-se à volta de 5 a  $6\mu\text{m}$ . A forma desta capa de resina que adere ao esmalte (Fig. 48) não é mais que reprodução dos prismas atacados (Fig. 49).

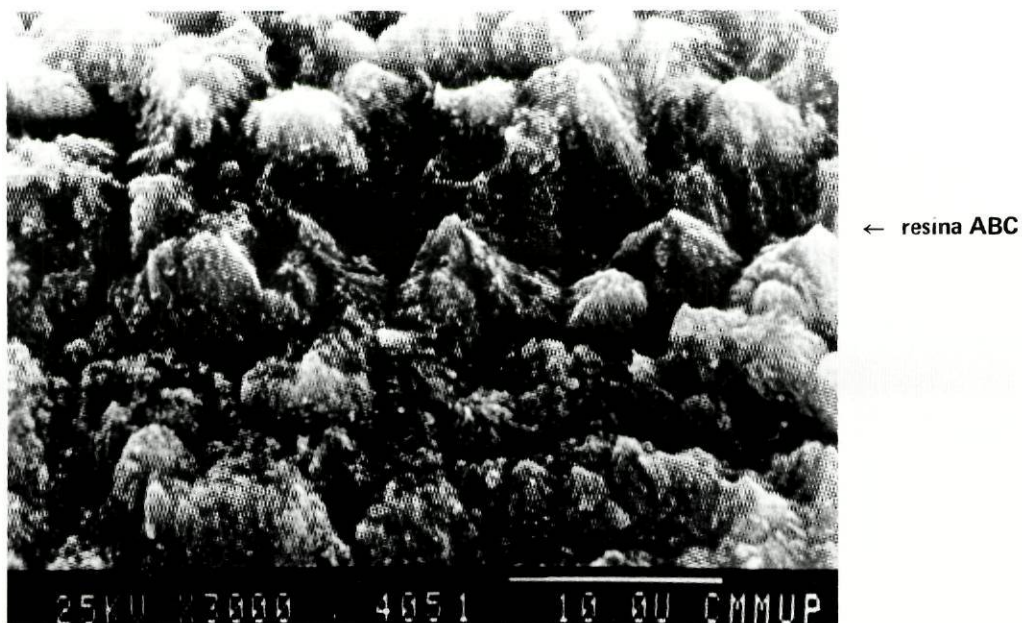


Fig. 48 — Tags de resina da ponte 3.

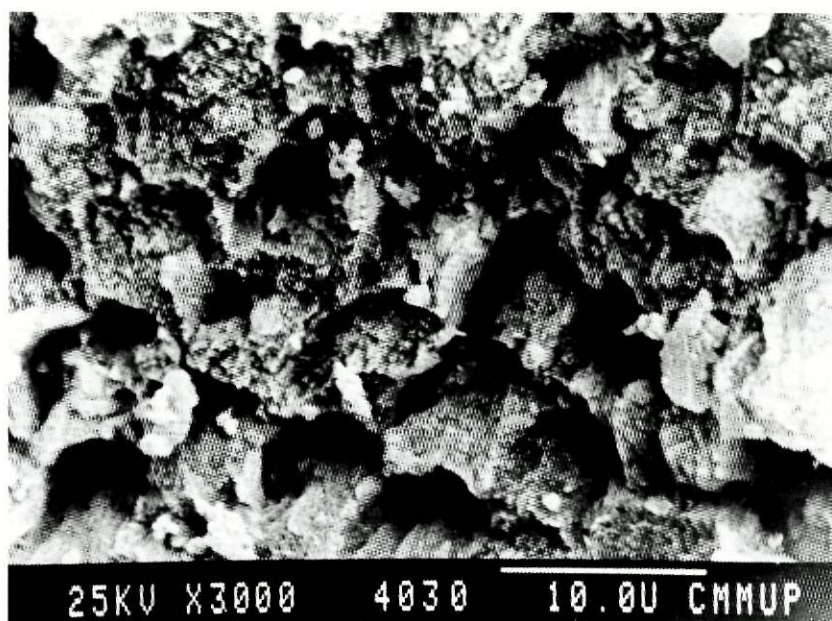


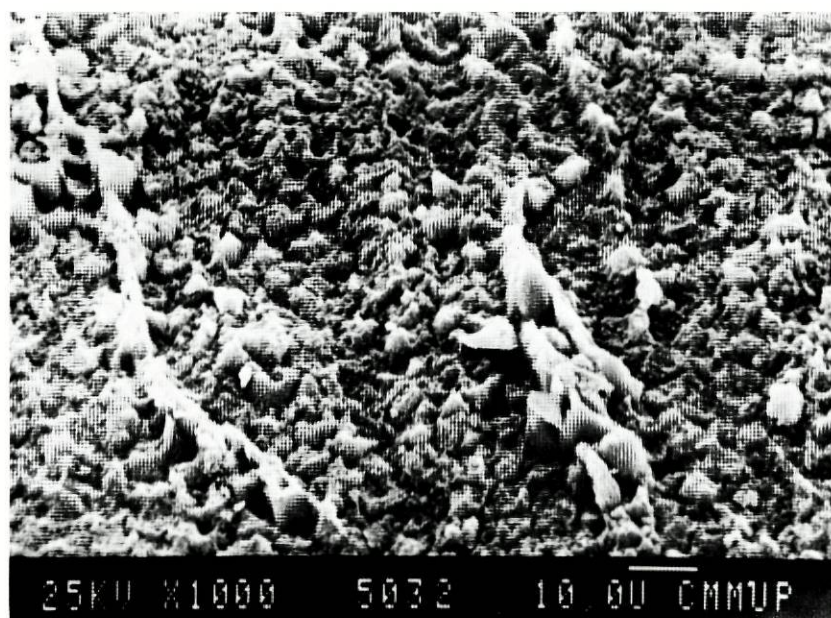
Fig. 49 — Prismas do esmalte da ponte 3 com resina aderida.

O arrancamento forçado da ponte mostra, por vezes, que a aderência resina-esmalte é tão perfeita e resistente que o plano de clivagem se faz à custa da superfície prismática e não da resina, Figs. 50 e 51.



← resina ABC

Fig. 50 — Camada de resina que inclui prismas de esmalte na ponte 3.



← resina  
Conclude

Fig. 51 — Veios de esmalte da ponte 7 elevando-se acima dos tags.

Reiteramos a semelhança da forma dos prolongamentos da resina, em relação com a estrutura dos próprios prismas (Figs. 52, 53 e 54).

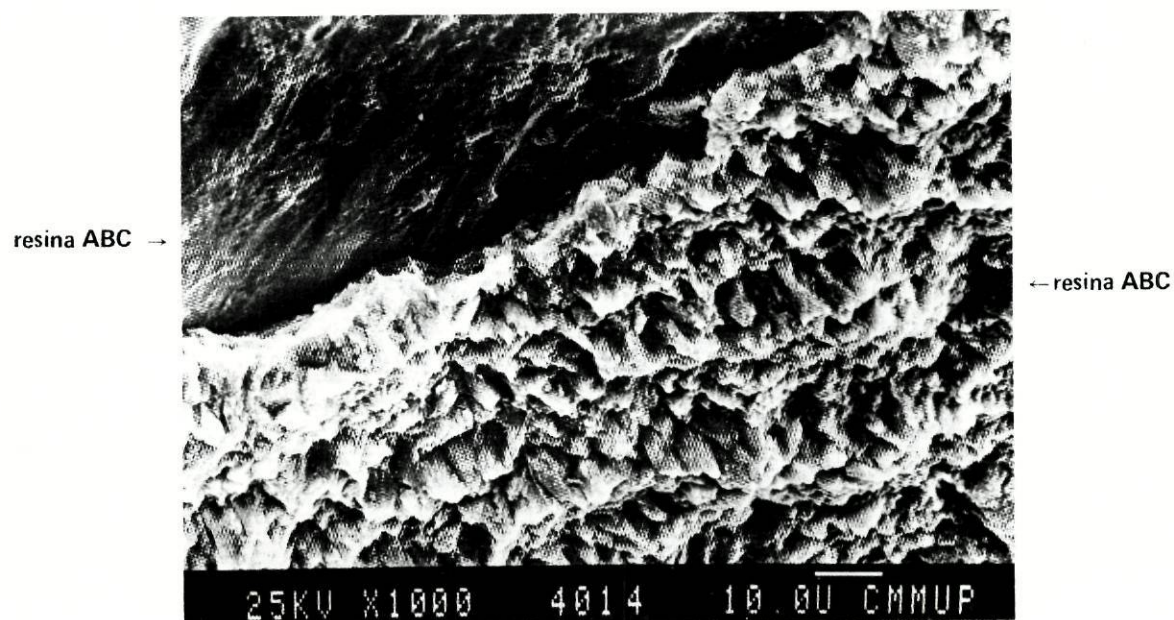


Fig. 52 — Tags na resina e fractura interna da mesma na ponte 1.

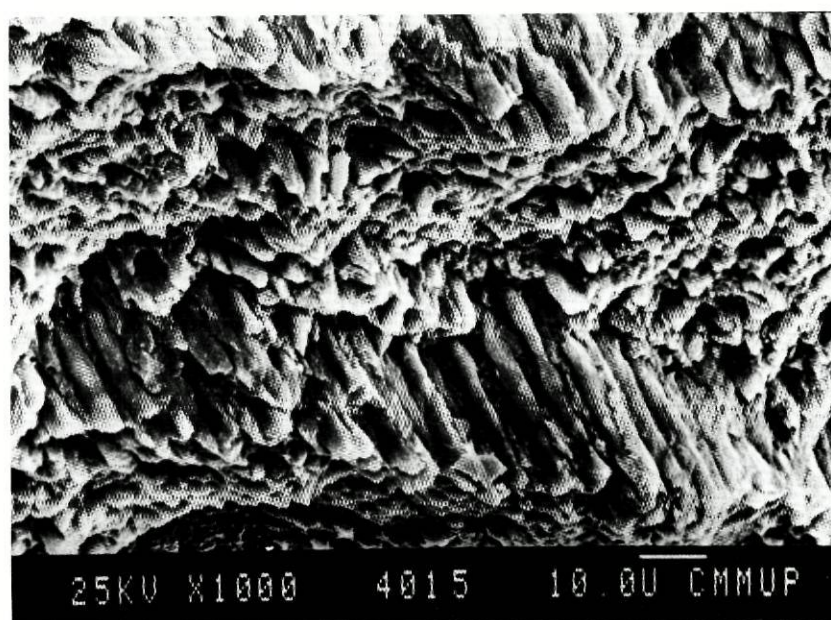


Fig. 53 — Prismas de esmalte arriancados pela resina na ponte 1.

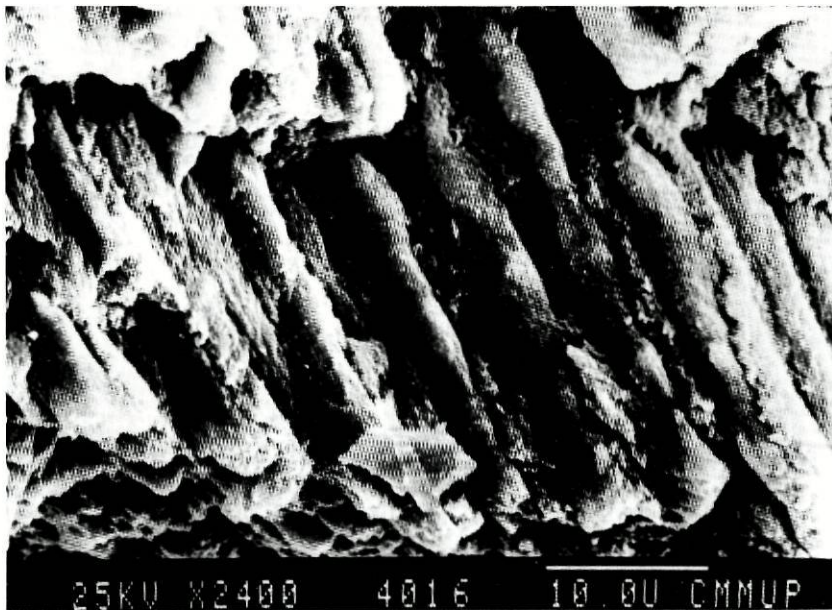


Fig. 54 — Pormenor da morfologia prismática na ponte 1.

Se na zona da união metal/resina se produziam falhas, igualmente as encontramos, em abundância, na área esmalte/resina; no caso do metal era fundamentalmente um problema de aprisionamento de ar, no caso do esmalte, pode pensar-se na ocorrência de defeitos durante o processo de ataque ácido. Anteriormente referíamos a possível existência de padrões incompletos de ataque ácido, o que pudemos confirmar nas pontes fracturadas experimentalmente. Com efeito, na resina, ao lado de zonas perfeitamente estruturadas, com os prolongamentos antes mencionados encontramos superfícies praticamente lisas, nas quais não se observava o relevo destes tags, logo nessa área a aderência era praticamente nula (Figs. 55 e 56).

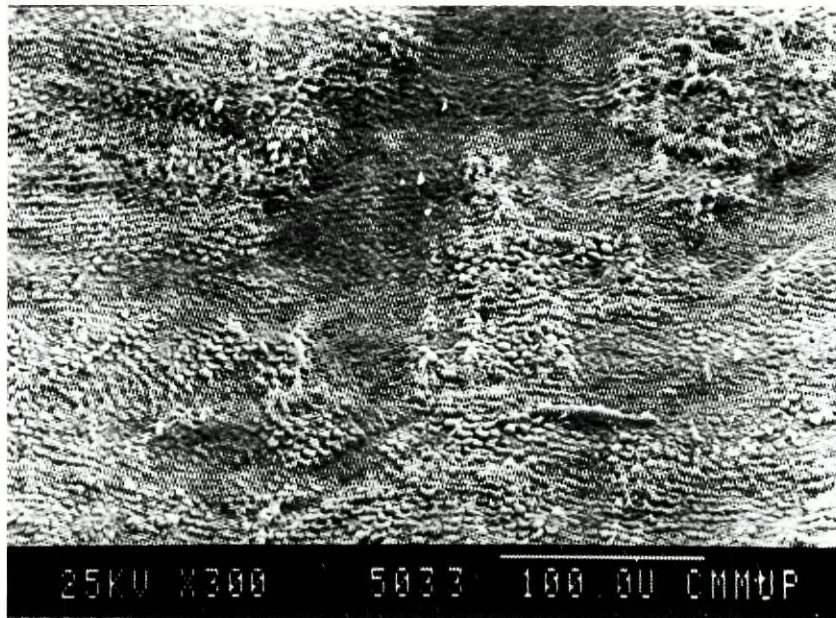


Fig. 55 — Áreas de resina, de aderência praticamente nula na ponte 7.

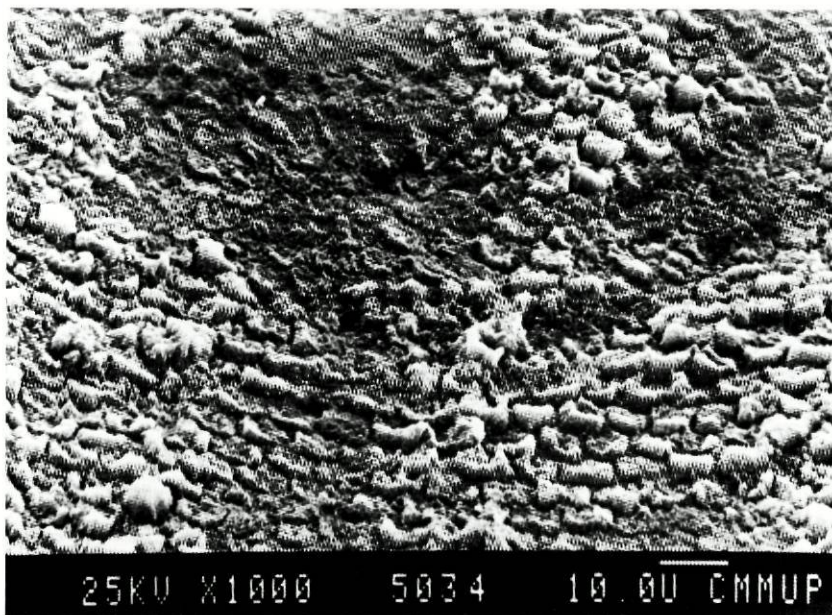


Fig. 56 — Marca das zonas de ausência de tags na ponte 7.

A presença de zonas porosas na resina, na área do interface com o metal, patenteia-se também agora na interface resina-esmalte (Figs. 57, 58, 59, 60 e 61).

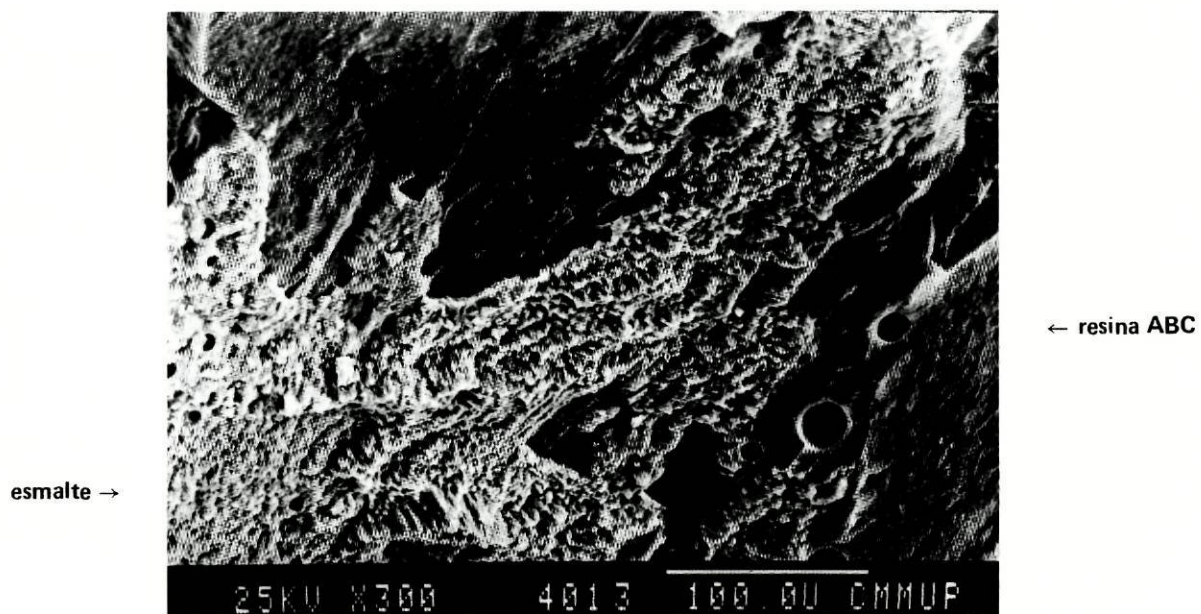


Fig. 57 — Area porosa na resina ABC da ponte 1.

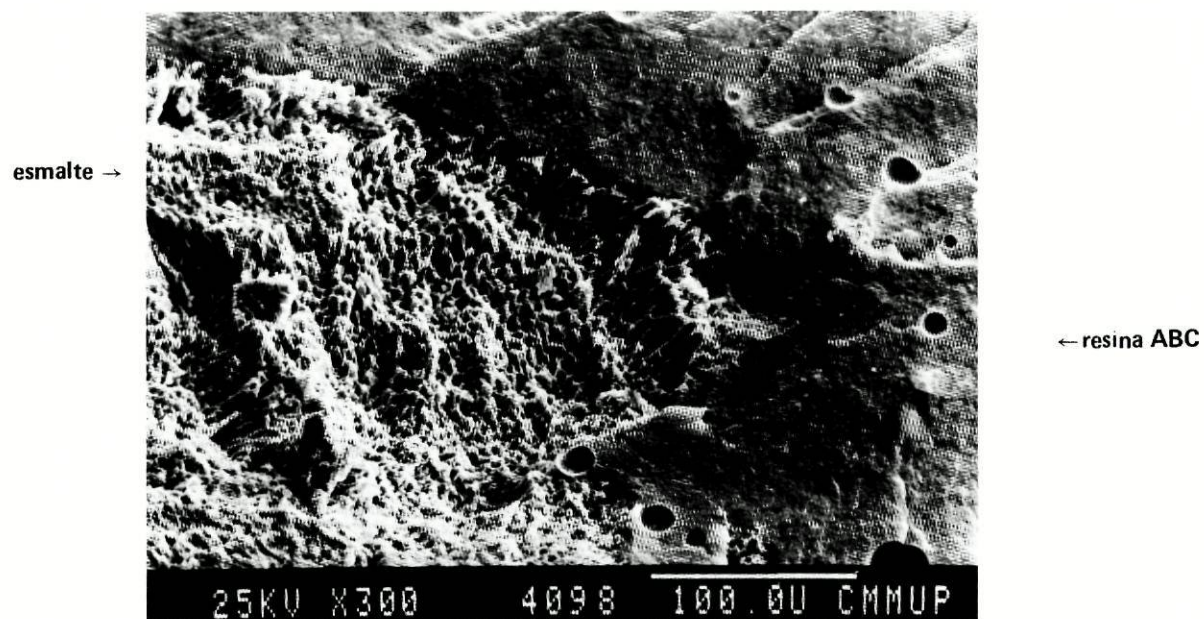


Fig. 58 — Extensa superfície porosa da resina da ponte 2.

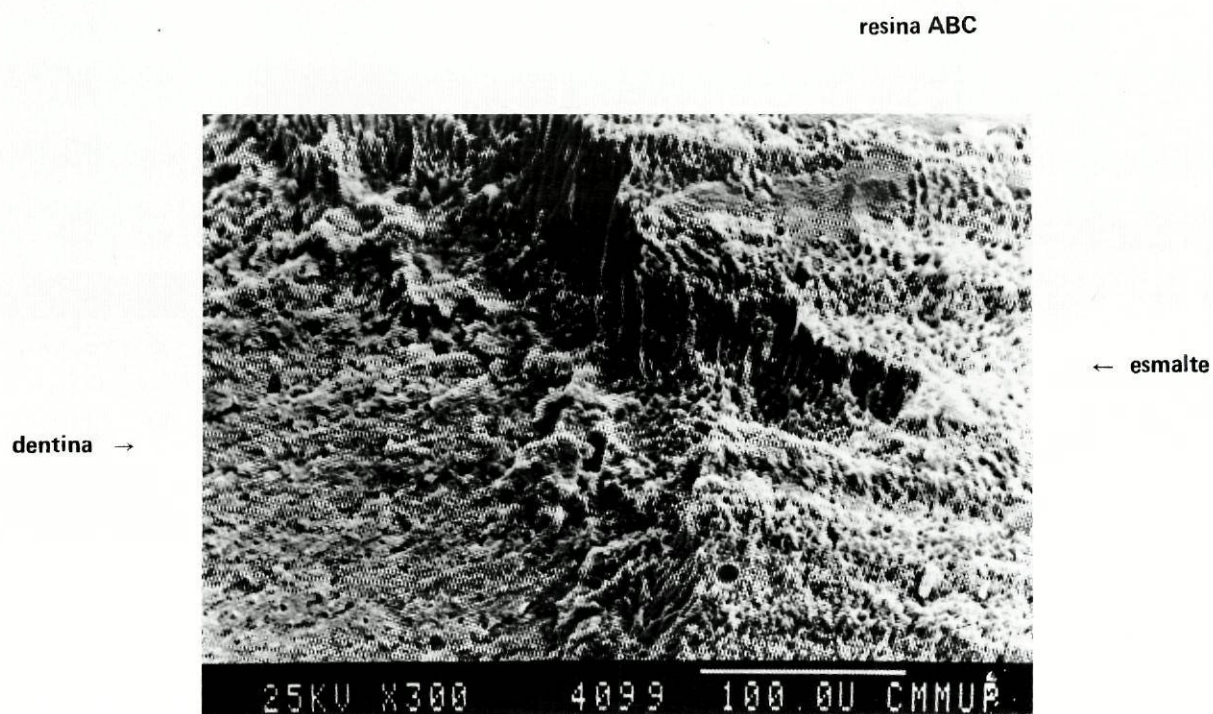


Fig. 59 — Zona de dentina exposta, após arrancamento dos prismas —  
— Ponte 2.

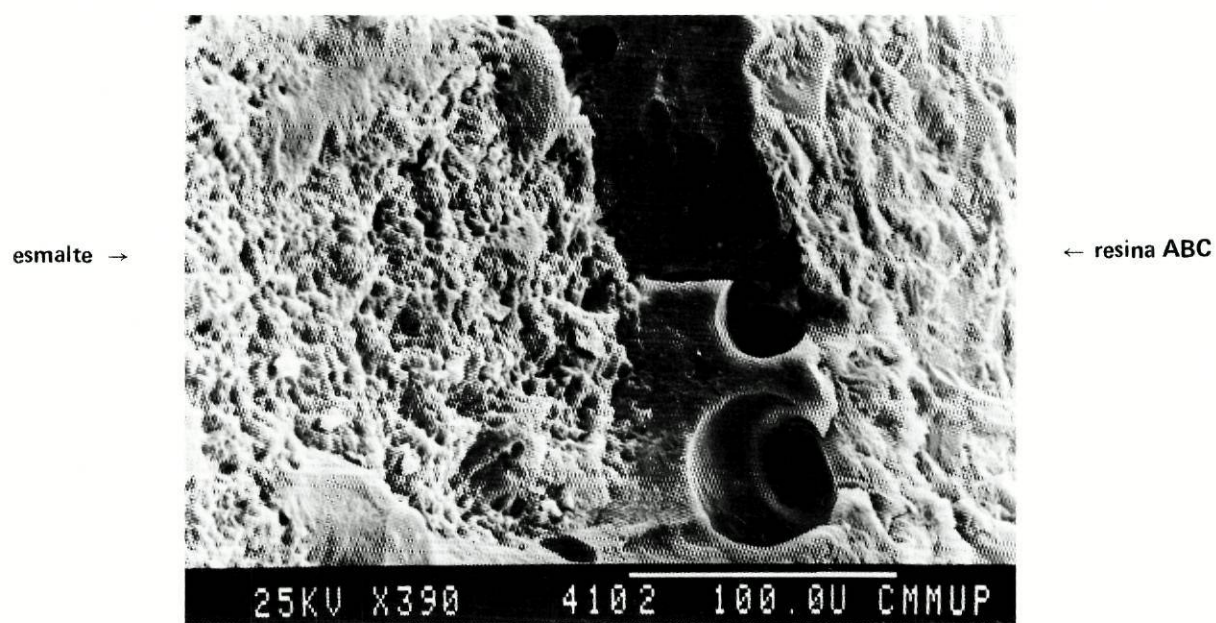


Fig. 60 — Poros na resina ABC da ponte 4.

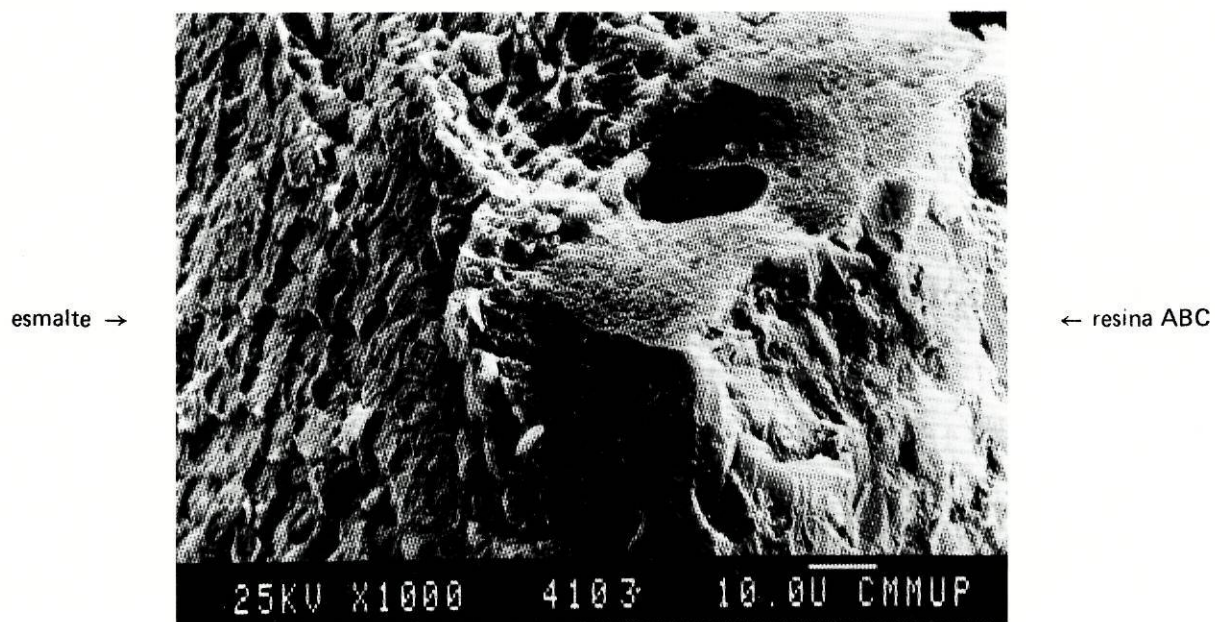


Fig. 61 — Zona cavitária de resina na Ponte 4.

Estudo longitudinal de uma zona porosa encontrada na resina Marycol da ponte 15 (Figs. 62, 63, 64 e 65).

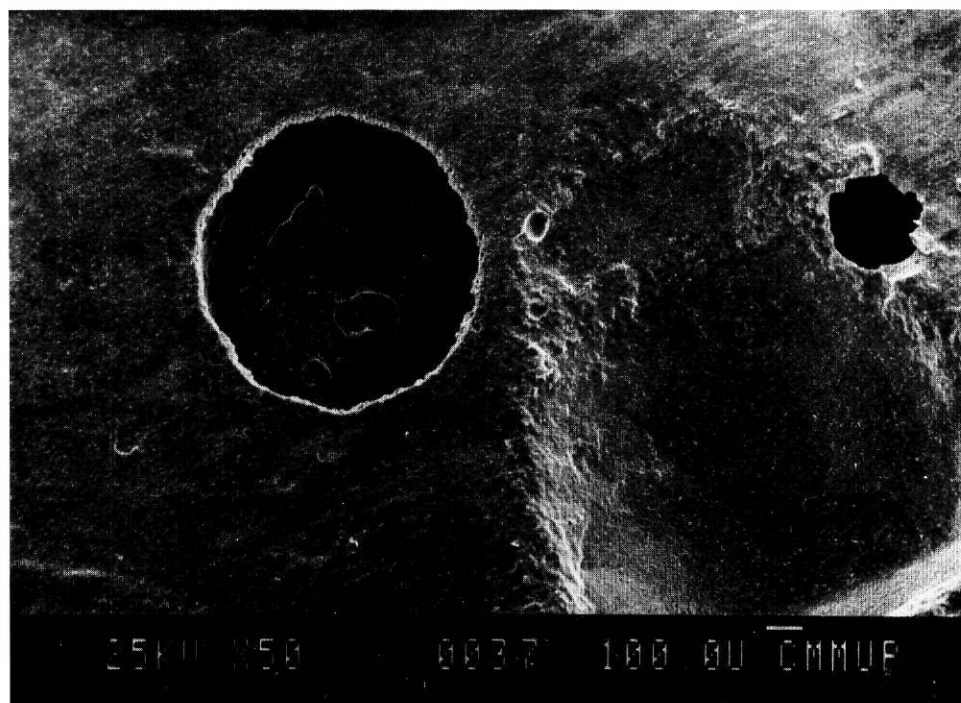


Fig. 62

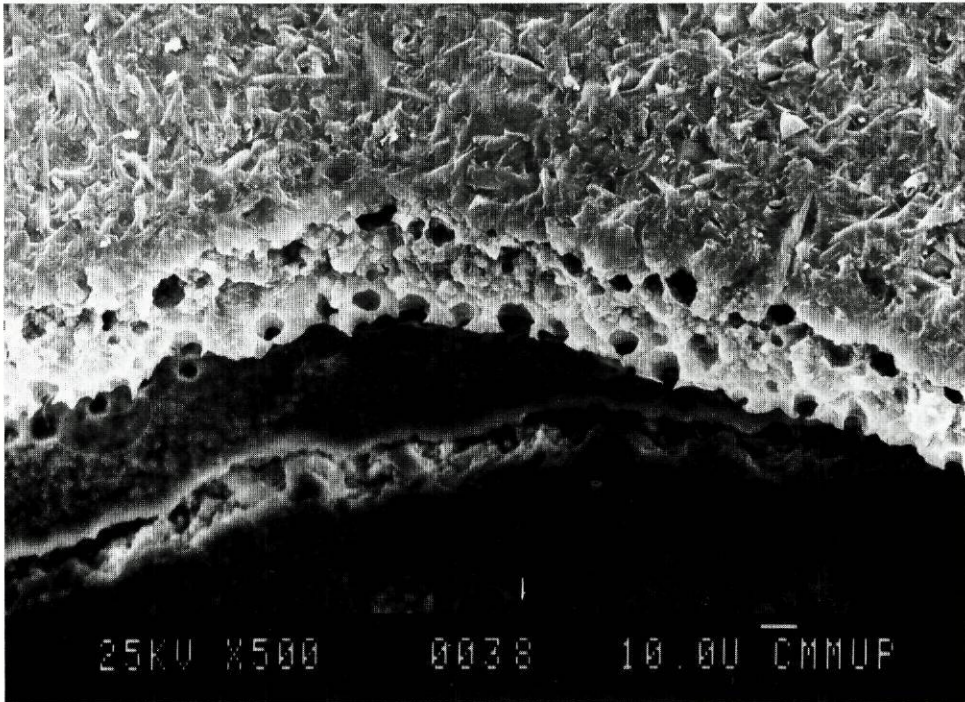


Fig. 63

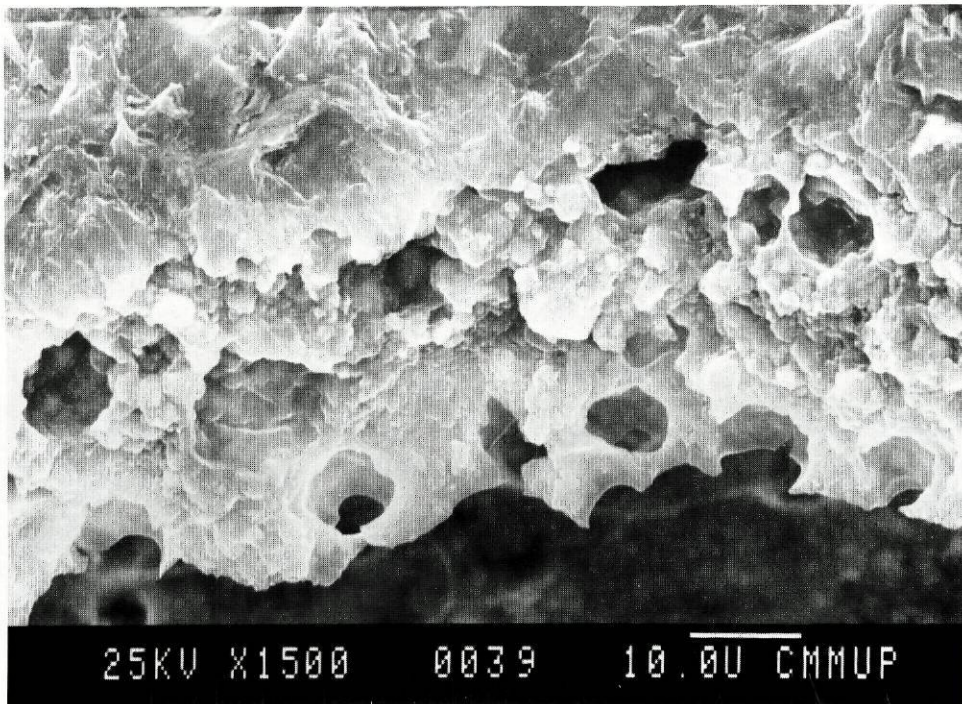


Fig. 64

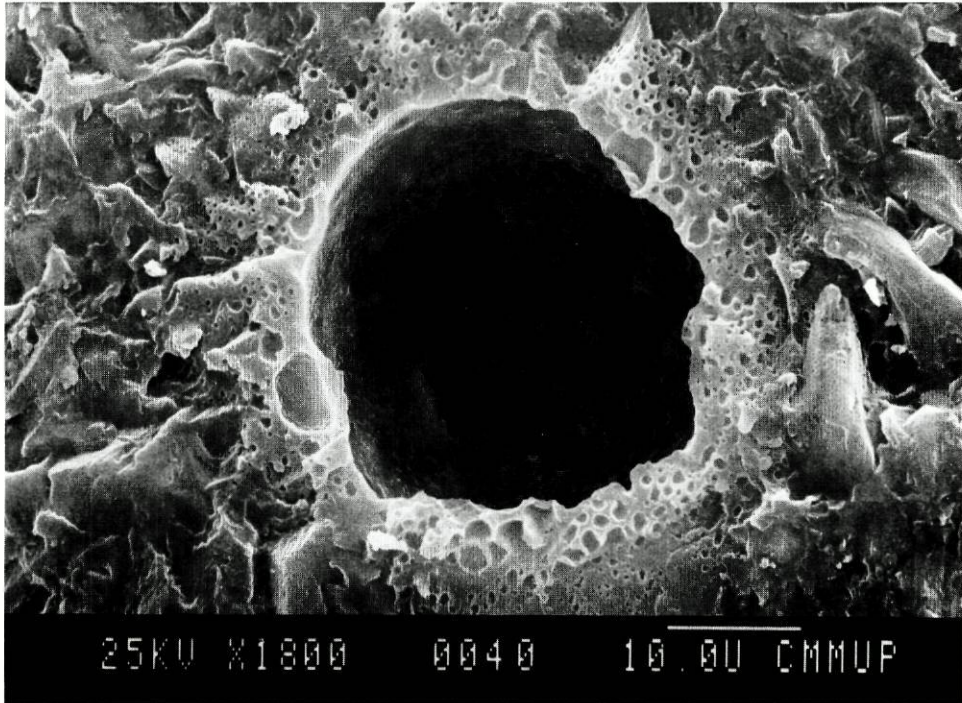


Fig. 65

A observação do esmalte após arrancamento experimental, Figs. 66 a 73 permite presenciar nitidamente a disposição dos prismas, longitudinalmente até à dentina, seguindo a disposição em S itálico, descrita classicamente.

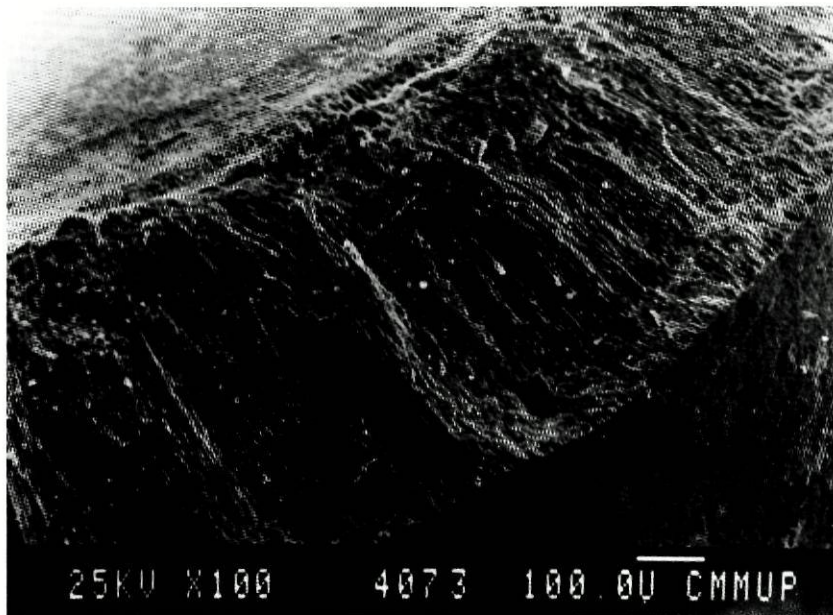


Fig. 66 -- Notar a continuidade dos prismas de esmalte com a dentina.

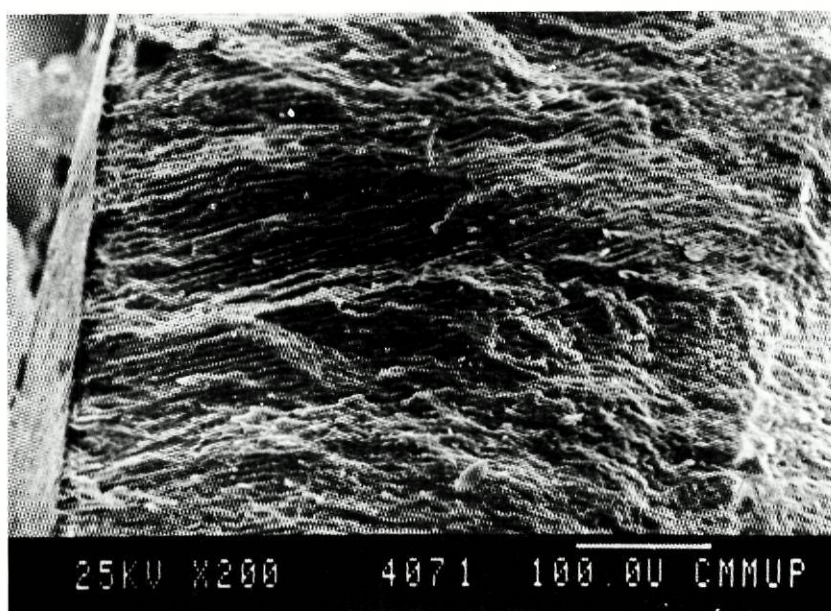


Fig. 67 — Maior ampliação permite ver a espessura do esmalte.

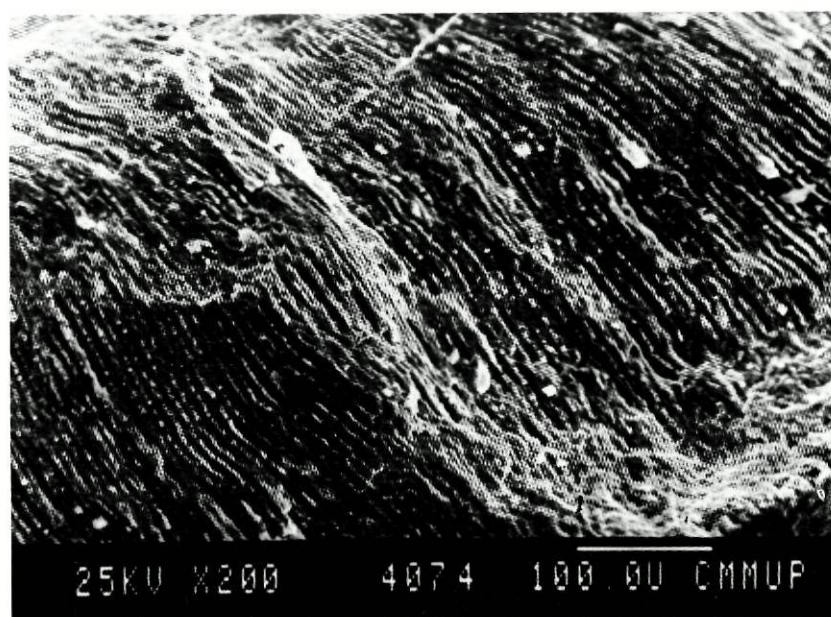


Fig. 68 — Superfície de esmalte com o clássico S itálico prismático.

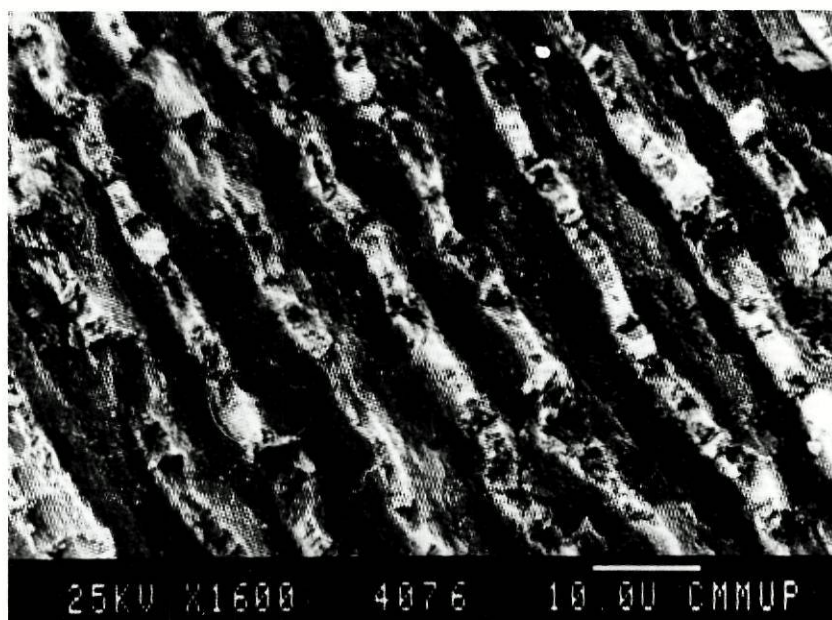


Fig. 69 — Disposição típica de paredes e corpos dos prismas do esmalte.

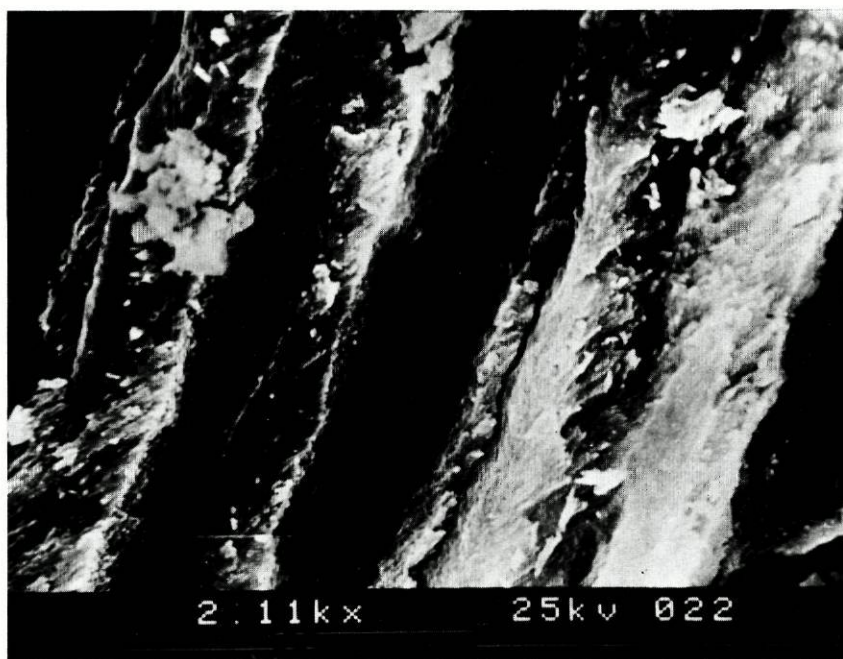


Fig. 70 — Prismas de esmalte fracturados com substância nuclear.

O arrancamento dos prismas do esmalte provoca do lado destes, típicas imagens em bico de flauta (Fig. 71).

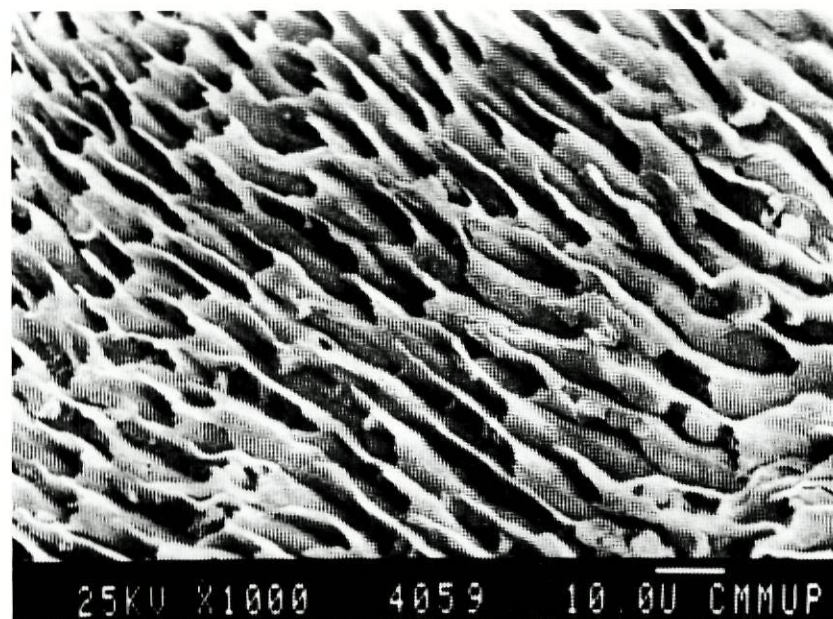


Fig. 71

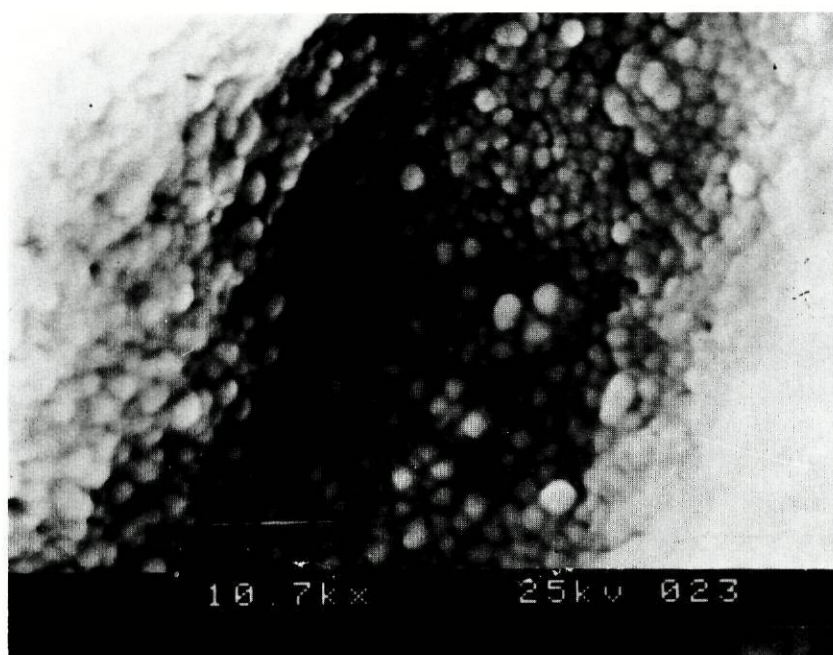


Fig. 72 — Interior das paredes prismáticas lesadas por ácido.

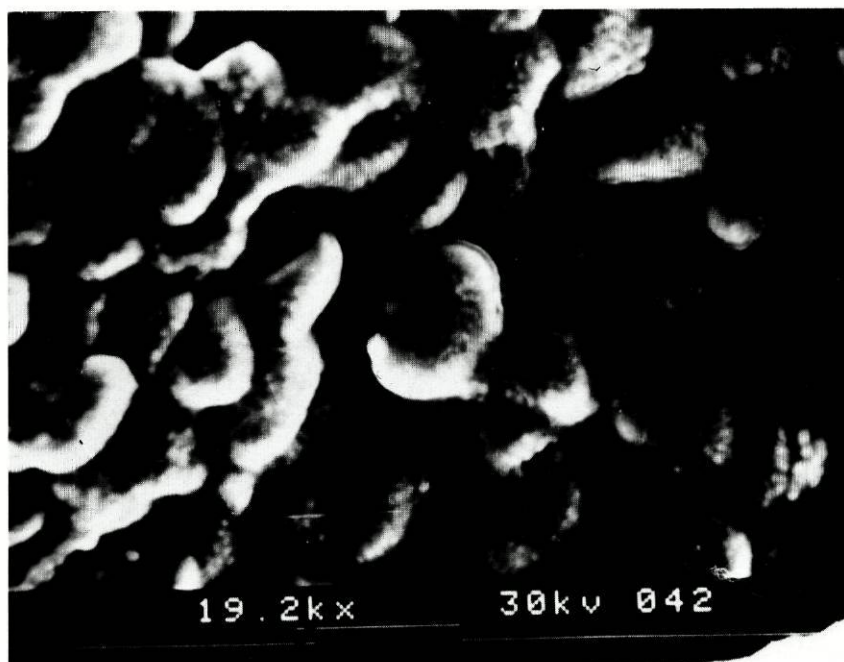


Fig. 73 — Substância intra-prismática polimorfa.

Por último no processo de adesão da ponte e que se verifica a nível da própria estrutura da resina, importa referir uma terceira forma de falha.

Vimos anteriormente a maneira como a resina adere ao esmalte ou ao metal e, inclusivé, estudámos as alterações que ela pode apresentar nestes lugares; porém na própria espessura da resina dão-se fracturas, que supomos serem devidas a certas alterações no mecanismo de polimerização da mesma. É óbvio que não podemos detectar com exactidão a causa destas roturas internas nas quais, os aprisionamentos de ar (Fig. 74), devem possuir também alguma responsabilidade. O factor de enfraquecimento das características físicas da resina deve condicionar o tipo de rotura que a atinge, criando estranhas imagens que vão de fracturas laminares mais ou menos extensas (Figs. 75 e 76) a soluções de continuidade que designamos por picos ou cristas de serra (Figs. 77 e 78).

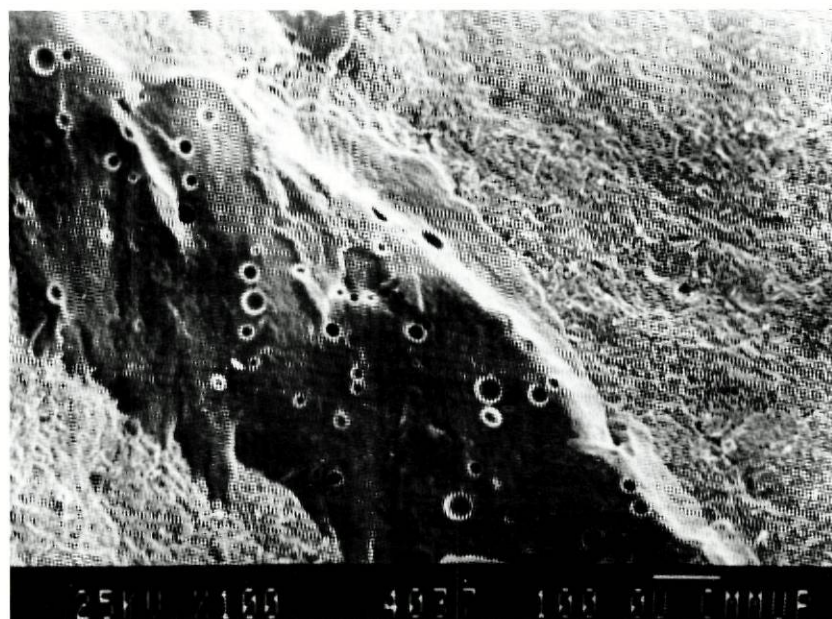
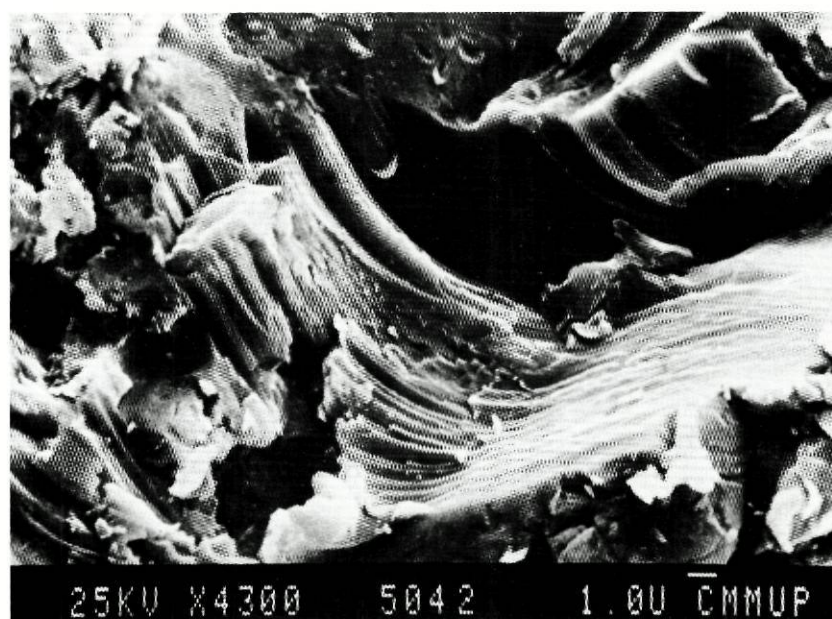
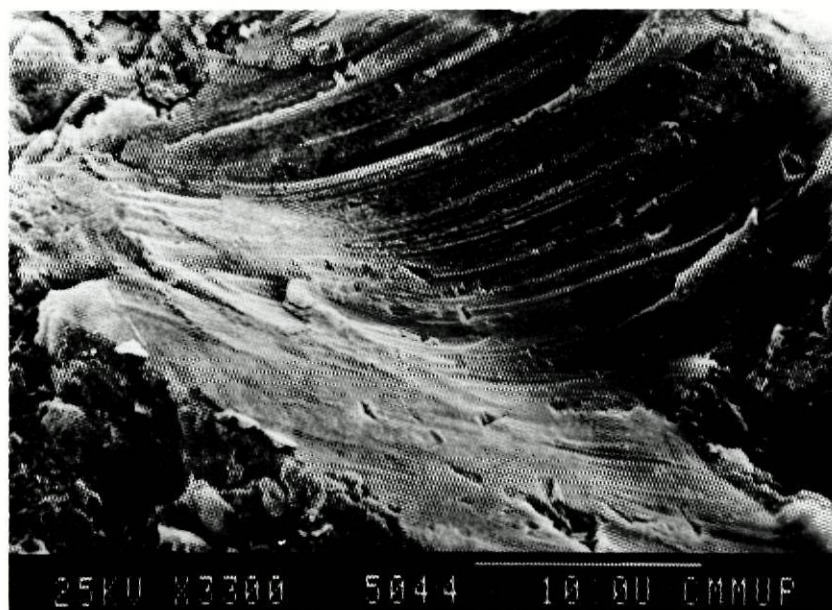


Fig. 74 — Extensa zona de porosidade a enfraquecer a resina (ABC).



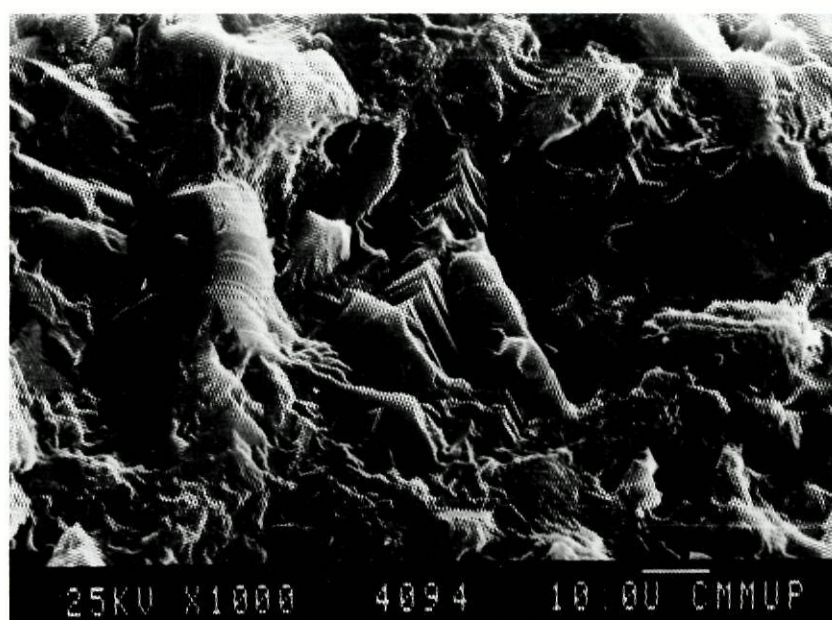
← resina  
Conclude

Fig. 75 — Fractura laminar da resina da ponte 9.



← resina  
Conclude

Fig. 76 — Fractura laminar da ponte 10.



← resina  
Marycol

Fig. 77 — Fractura em pico de serra na ponte 14.

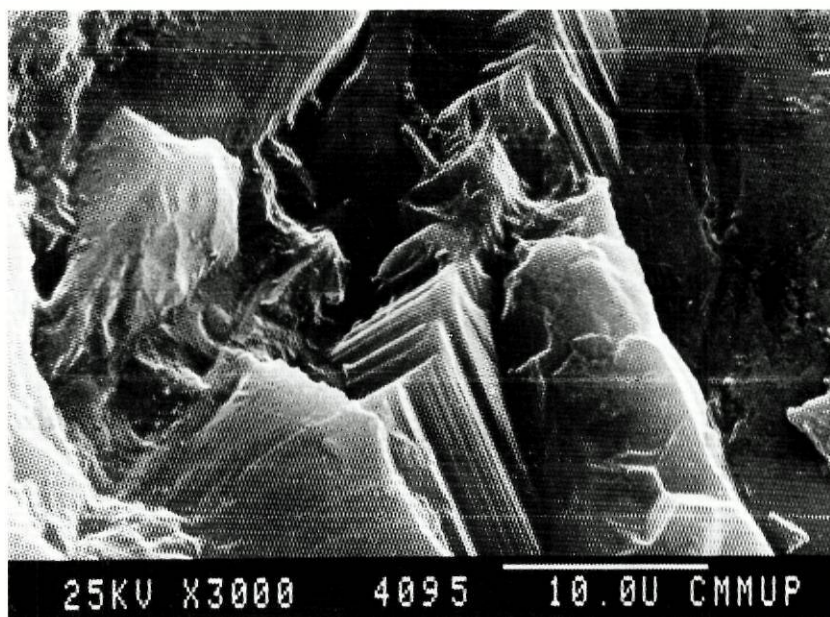


Fig. 78 — Fractura em crista ou pico de serra da resina Marycol.

#### 4 – DISCUSSÃO

As forças que são capazes de anular ou romper a adesão entre o dente e a estrutura metálica são diversas; sem dúvida, já que durante o movimento normal do acto mastigatório vão exercer-se sobre a prótese diferentes tipos de força, que diferem na intensidade e direcção em que são aplicadas sobre as estruturas em causa. Assim, podemos afirmar, que sobre qualquer estrutura dentária ou tipo de prótese fixa, e isto é também extensivo às pontes de Maryland, se exercem três tipos direccionais de forças (compressivas, tensionais e tangenciais, ou de cisalhamento). Em todos os casos, uma prótese situada na boca sofre a acção de qualquer delas, embora em maior ou menor grau <sup>2,3,19,21</sup>.

Convém-nos saber qual é em cada caso o valor máximo das forças para as quais se dá a desinserção da prótese e, por isso, pareceu-nos interessante — como ponto importante do nosso trabalho — conhecer os limites em que se situam esses valores para a rotura da adesão criada entre as interfaces resina/dente e resina/metal num modelo experimental.

Poucos trabalhos encontramos que dêem valores concretos sobre este tipo de estudo, embora haja alguns que falam dos fracassos sem todavia os quantificar. Em todas as experiências analisámos os índices de força necessários para desinsereir uma ponte, utilizando para isso somente forças tangenciais, dado que outros autores <sup>28,38</sup> haviam já baseado a sua análise na área das forças tensionais.

A natureza do nosso trabalho, estruturado numa nova vertente, diversa dos que analisam também a acção das forças com capacidade de arrancamento, dificulta, senão impossibilita, a sua comparação.

Os trabalhos de MacLaughlin <sup>37</sup>, figura muito conhecida em estudos desta índole, ao provocar o cisalhamento de um sistema composto por duas placas metálicas e resina como interface, embora forneça elementos de valor não consente, mesmo assim, uma análise comparativa.

Os resultados a que chegámos indicam uma grande diversidade no que respeita às resistências máximas ao cisalhamento, pois variam entre 139,15 N para a mais baixa e 443,37 N para a mais elevada.

Ser-nos-ia conveniente comparar os nossos resultados com os dos outros autores, porém não é tarefa fácil, senão mesmo impossível, considerando que as experiências alheias seguem modelos distintos, residindo as diferenças entre outras na utilização de dentes de bovinos <sup>1,48</sup>, no recurso a duas placas metálicas com resina interposta <sup>8,37</sup>, no metal e lâmina de acrílico com resina entre elas <sup>49,53</sup>, em técnicas diferentes de tratamento da superfície metálica e da superfície dentária <sup>1,37</sup>, etc.

Os valores da força de rotura, diferentes para cada um dos materiais de adesão escolhidos, permitem responsabilizar a composição da resina pelo comportamento observado nas amostras.

Outros factores porém devem ser considerados, ou pelos menos suspeitos de possuir alguma interferência, e nesta ideia evocamos não só o tipo de superfície criada do lado do metal pelo jacto de óxido de alumínio, mas também a natureza morfológica, remanescente do esmalte, após o ataque ácido a que o submetemos.

Torna-se difícil para nós quantificar a participação de cada um destes elementos no cisalhamento experimental, porque em todos os exames efectuados sempre encontrámos os dois

elementos aglutinados.

Pensamos que é à composição da resina que podemos conferir a maior responsabilidade na ocorrência. Os exames de espectrometria efectuados, dão-nos, com as reservas inerentes a todos os litígios como o que procuramos agora desencadear, a coragem de afirmar que as resinas Marycol merecem ser consideradas como as mais significativas nos testes feitos "in vitro". Dito de outra forma sendo a sílica, a "proteína" da resina, a característica da resistência à rotura cabe para além desta "porção principal" aos elementos que lhe estão associados, ou seja o bário, o alumínio e o titânio, a razão de ser da diferença para a Concluide.

Este nosso comentário, também pode ser olhado em relação à origem da sílica e ao tratamento nela realizado pelo fabricante, todavia as diferenças, porventura existentes, e que não foram no nosso estudo avaliadas, não nos parecem ter significação real para explicar por si só o comportamento do fenómeno de adesão em estudo.

Concordamos com Valentim<sup>55</sup> quando defende que a resina ideal seria a que embebesse a superfície que foi exposta ao ataque ácido e ocupasse as depressões na sua totalidade, que endurecesse sem retracção e que possuísse, após a polimerização, uma resistência mecânica satisfatória. Esta opinião é também compartilhada por Mitchem<sup>39</sup> e, por nosso lado, delas fazemos eco.

Na interface metálica o comportamento das resinas é distinto, no modo como se comportam em relação à superfície inorgânica e na imagem da sua textura.

Para a ABC a imagem é de natureza mais rugosa e anárquica, característica que lhe diminui grandemente a desejada capacidade retentiva. Revela fraca penetração e modesta modelação das cristas metálicas.

A Concluide pese a sua característica granulosa, irregular, tem feição mais homogénea que a anterior, mas como apenas a sílica entra na sua composição, daí talvez a menor capacidade de retenção, como já foi dito.

A Marycol, fina, homogénea, parece-nos reunir as condições de maior adaptabilidade, identificando-se mais de perto com as características físicas ideais acima referidas.

Qualquer que seja o ângulo de apreciação do comportamento da resina, não podemos esquecer que os sistemas protéticos encontram-se sempre sujeitos a forças de carga (funcionais ou experimentais) que vão nas áreas de conexão desencadear o aparecimento de fenómenos de elevada tensão. Naturalmente que estas forças se vão repercutir na resina, a qual é assim constantemente solicitada ao suporte da energia cinética libertada pelo sistema neuro-muscular, ou experimentalmente, e o resultado final será a alteração da estrutura atómica da resina e a sua consequente fadiga e rotura<sup>44</sup>. A geometria destas roturas apenas foi determinada, com rigor, quando subordinamos as amostras a grandes ampliações microscópicas e em nenhuma circunstância houve separação nítida entre cada uma das faces em presença, isto é, nunca interessou a chamada interface. Se a interrupção ocorria com maior incidência na área metálica, esta mostrava inclusões de resina, se cabia a esta maior participação na solução de continuidade, partículas de metal ficavam nela retidas. Idêntica comprovação foi feita para a zona resina-esmalte.

Tudo se passa como se uma alteração sísmica tivesse lugar, apenas que neste caso não estamos em condições de identificar o seu epicentro, que a ser possível, nos permitiria identificar

o verdadeiro responsável pela tragédia, que sempre é o arrancamento funcional de uma ponte adesiva.

Ainda no caso da interface resina - esmalte somos obrigados a julgar o papel da resina na sua conhecida capacidade de penetração no tecido adamantino, com a formação concomitante dos tags, os quais poderiam ser, à primeira vista, responsáveis por essa característica, não fosse a circunstância de sabermos que, a precisão da sua medição pode ser afectada por vários factores como sejam danos surgidos no momento do cisalhamento, a produção, anterior ao exame microscópico, de calor durante o revestimento das amostras, em alto vácuo, a fractura ou degradação das resinas no decorrer das diferentes manobras experimentais e que retiram algum valor às medidas encontradas de  $10\mu\text{m}$  para a ABC, 5 para a Conclude e 6 para a Marycol. Esta penetração da resina nas cavidades do esmalte, produzidas pela desmineralização, foi objecto de estudos por parte de diferentes autores, não sendo concordantes os seus resultados. Assim, Davila <sup>15</sup>, encontrou tags com  $20\mu\text{m}$ , Dogon <sup>16</sup> com 15 e  $45\mu\text{m}$ , Retief <sup>44</sup> de  $50\mu\text{m}$  e Pahlavan <sup>41</sup> encontrou tags compreendidos entre 5 e  $10\mu\text{m}$ . Comprovámos, além disso, que estes tags variam de uns pontos para outros das áreas dentárias estudadas.

Assim a observação das imagens colhidas, terá de ser encarada, como o resultado de uma das situações que passamos a referir; ou o tag não se formou porque o nosso ataque ácido criou um padrão morfológico sem profundidade, logo inexistência de desejáveis áreas retentivas, ou então a resina foi incapaz de fluir livremente nos espaços prismáticos e interprismáticos criados, ou ainda ocorreu a fractura dos prolongamentos da resina no momento da rotura ou claudicação, ou então uma combinação destes três mecanismos.

Embora afastando-nos um pouco da análise da situação e olhando para a aplicação à prática clínica dos conhecimentos adquiridos a nível laboratorial, somos forçados a reconhecer que são bem mais complexas as forças a que está exposto na boca um sistema como o que utilizámos, como são diferentes as áreas em que essas forças convergem. A característica multidireccional das forças mastigatórias será de reprodução muito difícil na área experimental. Talvez os chamados modelos holográficos se aproximem mais do sistema ideal para o reconhecimento e quantificação destas forças, mas mesmo esses, pensamos, ficarão aquém do que se passa realmente dentro do aparelho estomatognático.

Analisámos aspectos químicos e físicos, entre metal e esmalte com resina interposta, com a intenção de compreender e tirar ilações quanto, não só, à aderência de uma ponte Maryland, mas à sua eficácia e longevidade. Mas em que medida o desenho e a área de superfície do retentor intervêm na resistência ao cisalhamento? E se ao retentor acrescentarmos extensões proximais metálicas? E se com a mesma área de retentor concebemos geometrias diferentes manter-se-ão os valores newtonianos de rotura?

Julgamos que muitas das respostas que poderiam ajudar à compreensão destes fenómenos estão dependentes do exacto reconhecimento, entre outros, dos valores das forças que permanentemente estão presentes na boca, as quais no momento actual nos são ainda parcialmente desconhecidas.

Experimentalmente criámos um determinado tipo de força que aplicada ao modelo de trabalho foi sendo progressivamente aumentada até ser atingida a rotura. Esta ocorreu com uma

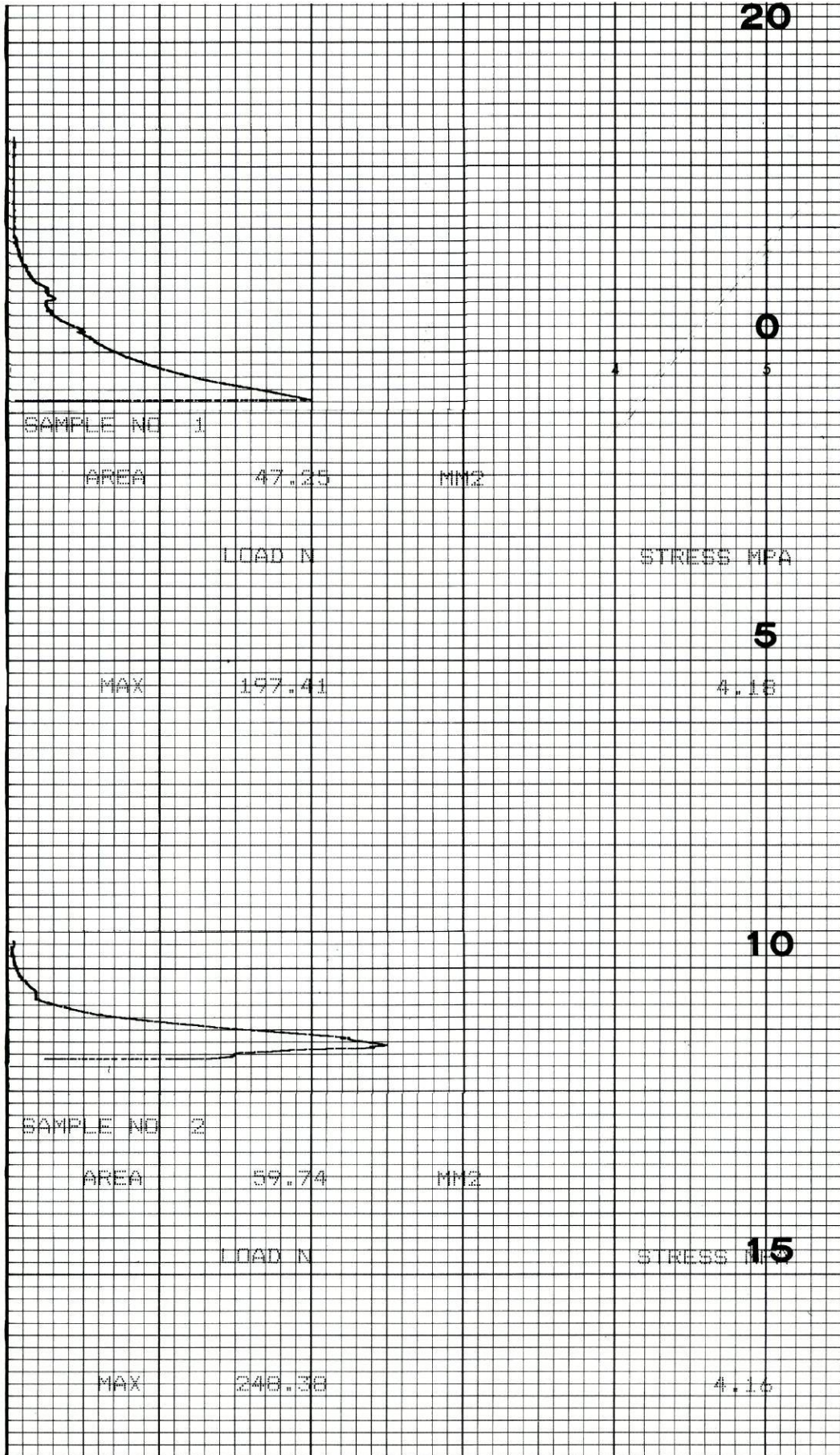
frequência da ordem dos 90% na área vizinha à interface metal - resina e apenas 10% na zona resina - esmalte. Naturalmente que sendo a resina o elemento de união, aceitando que o seu processo de polimerização pode não ser homogêneo e que o seu grau de retracção nesta fase possa ser diferente de uma área para a outra, julgamos poder pensar que a superfície da liga metálica possui reduzidas condições de aderência para a resina e que o tecido prismático adamantino pode ser caracterizado pela posse de condições bioquímicas e morfológicas que, no momento actual, poderiam, se tal fosse possível, servir de modelo aos técnicos da metalurgia na elaboração das suas ligas.

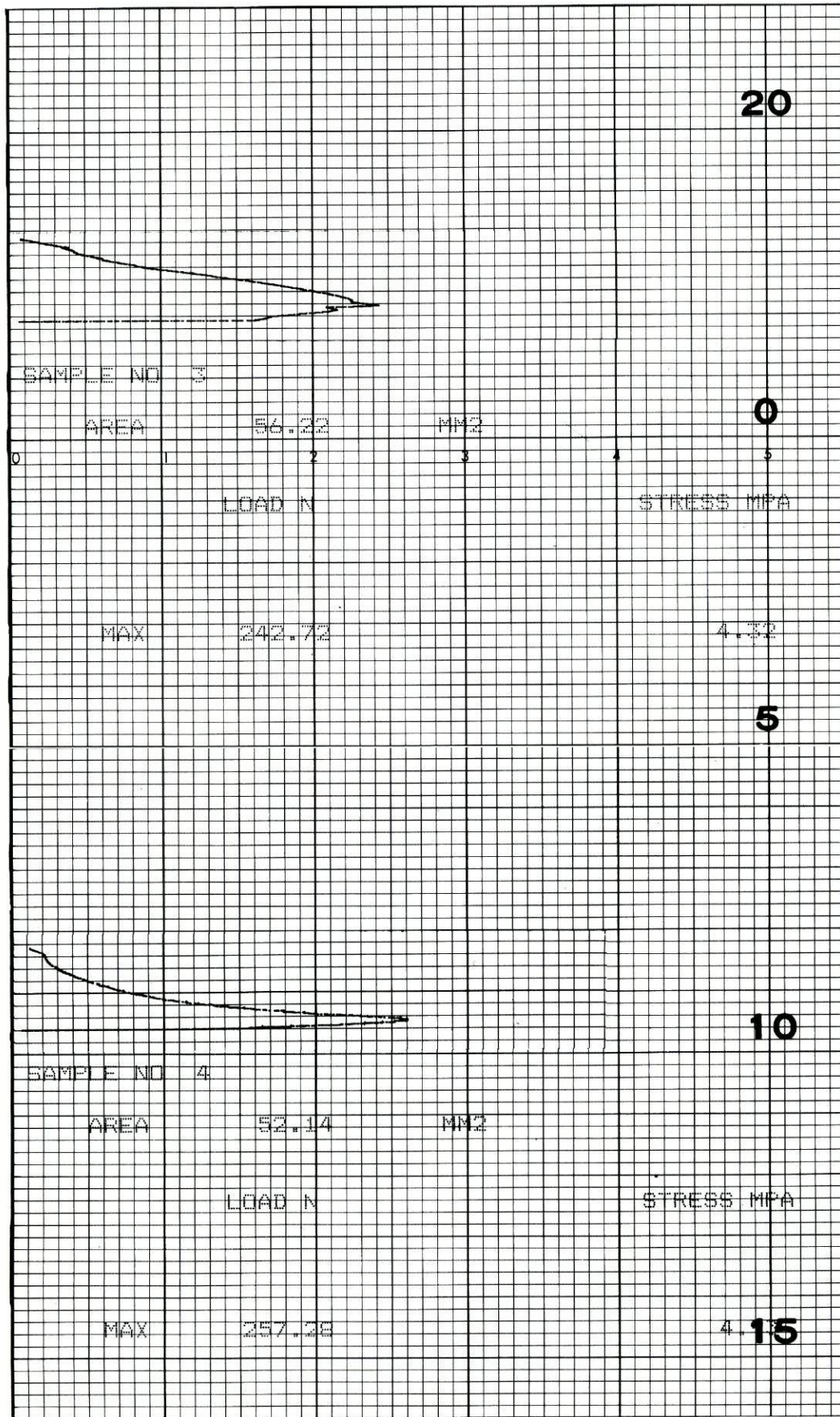
Para já seria curioso poder repetir estes mesmos testes com a mesma liga de cromo e níquel mas fundindo-a no vácuo e num ambiente privado ou de reduzida gravidade. São, em suma, novos campos de trabalho, qual deles mais aliciante, e que constituirão permanente estímulo à nossa ânsia de saber.

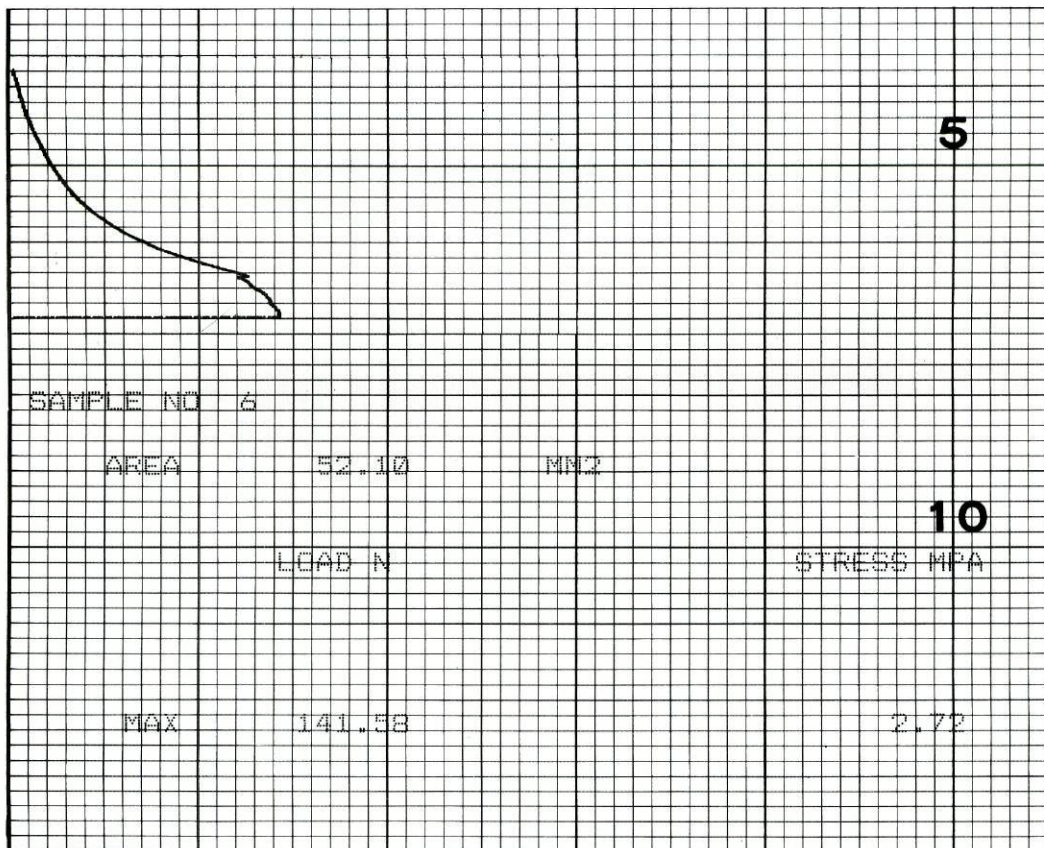
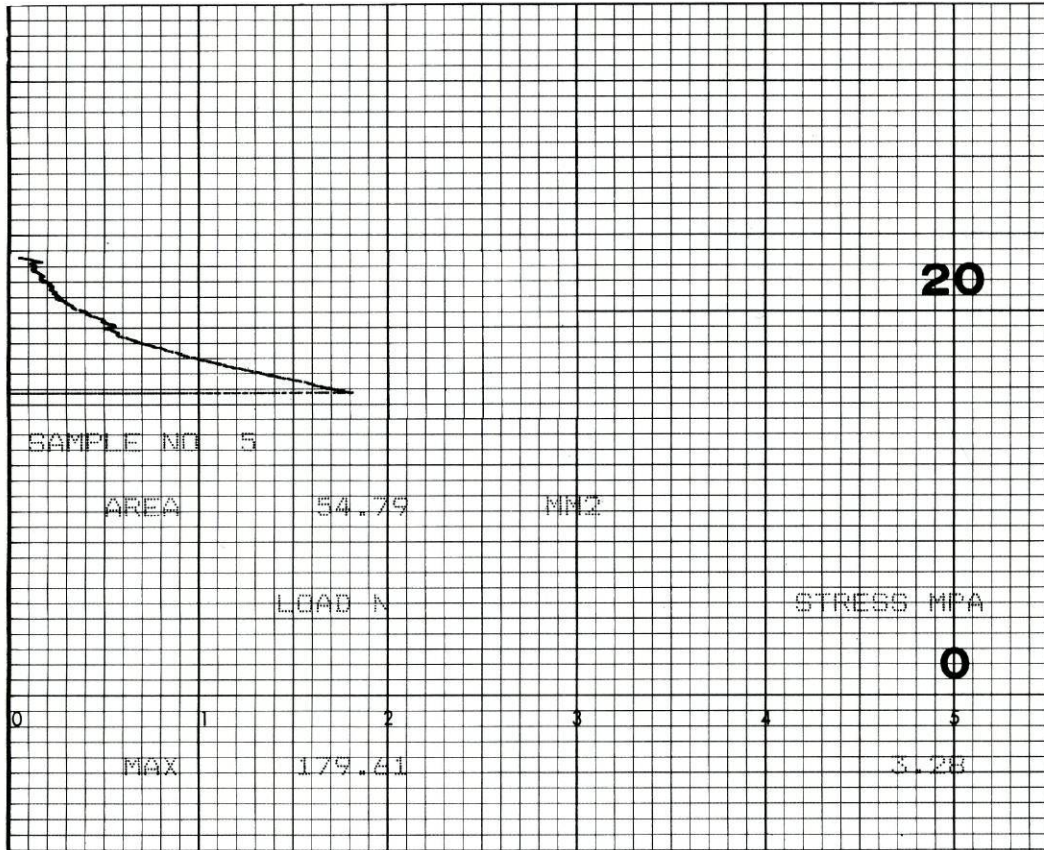
## 5 – CONCLUSÕES

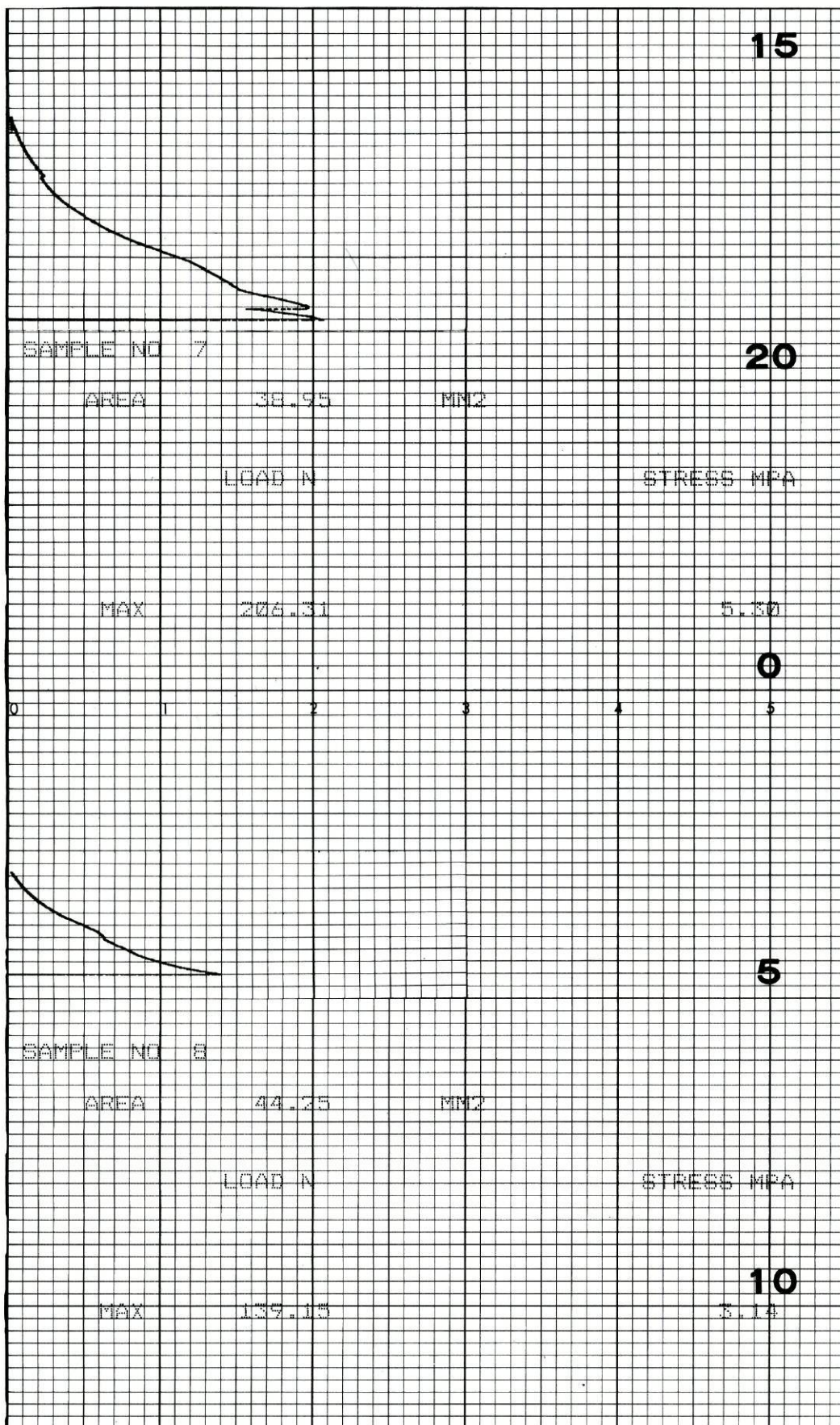
- ◆ A superfície do esmalte, qualquer que seja o tratamento que lhe dermos, apresenta dentro do sistema estudado, e na boca certamente sucederá o mesmo, uma zona de retenção muito elevada.
  
- ◆ A espectrometria por dispersão de energia, veio pôr em realce a presença na superfície metálica de contaminantes de proveniência distinta. A sua erradicação não é, no momento actual, totalmente possível e nessa circunstância parece-nos poder reconhecer-lhe uma parte apreciável da menor capacidade retentiva da face metálica.
  
- ◆ A superfície do esmalte, qualquer que seja o resultado do mordente ácido, desde que se manifeste um dos padrões conhecidos, revela-se, sem qualquer dúvida, área de retenção por excelência.
  
- ◆ Os resultados contraditórios encontrados negam qualquer relação directa entre força de arrancamento e área dos retentores.
  
- ◆ O comportamento das diferentes resinas, ao longo do estudo efectuado, parece permitir afirmar possuem melhores características adesivas as que contêm como material de reforço, o bário, o alumínio e o titânio.

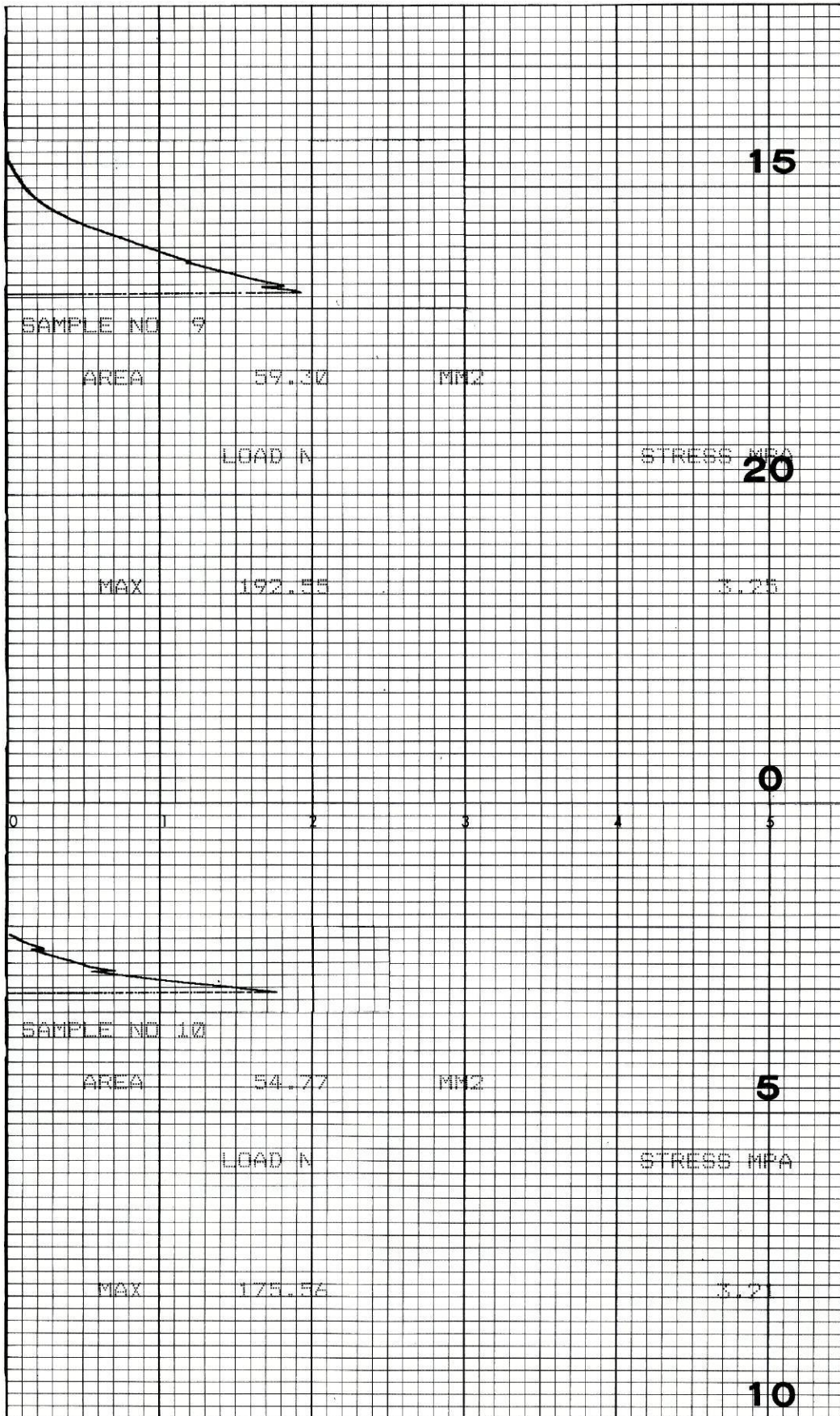
**6 – DOCUMENTOS ANEXOS**

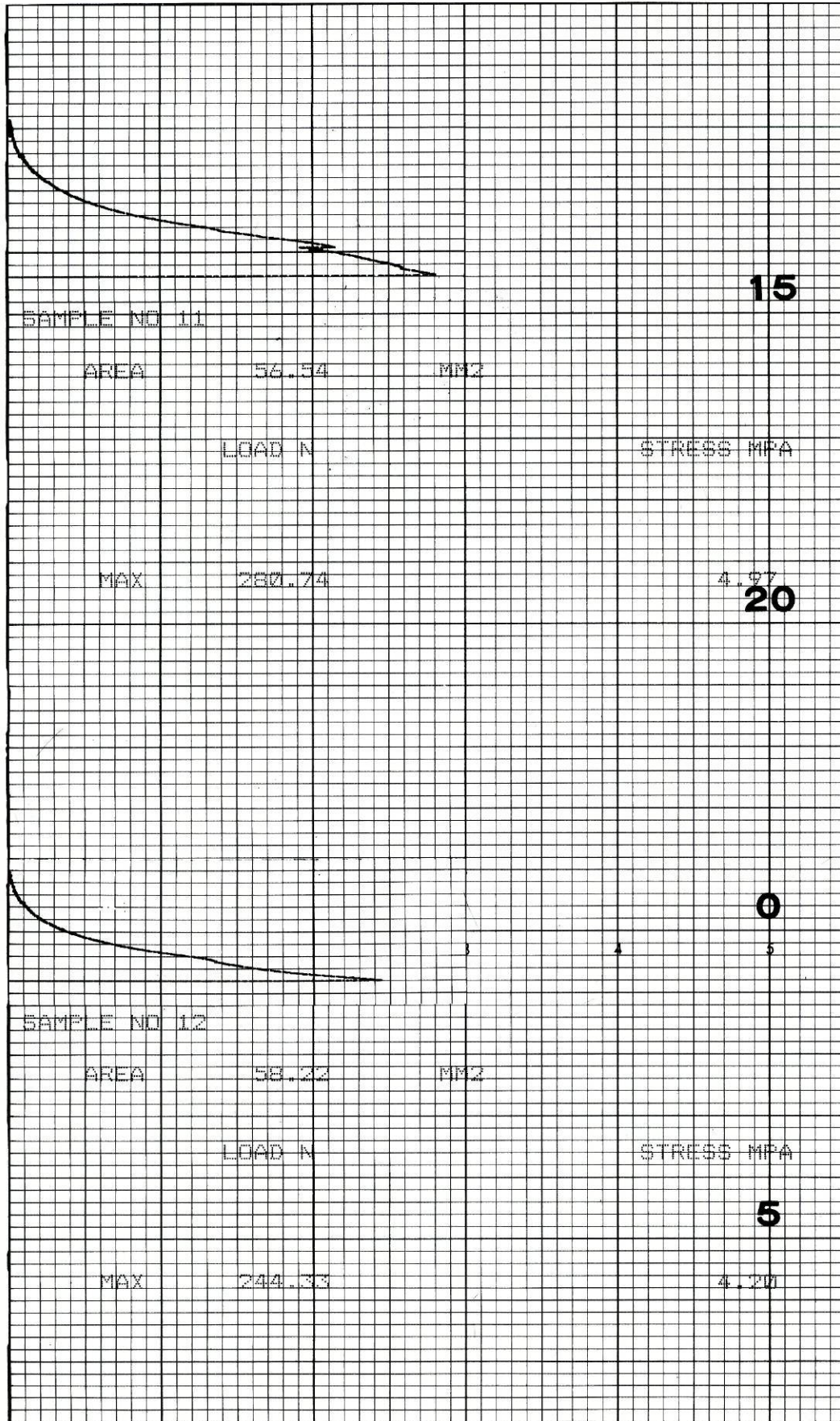


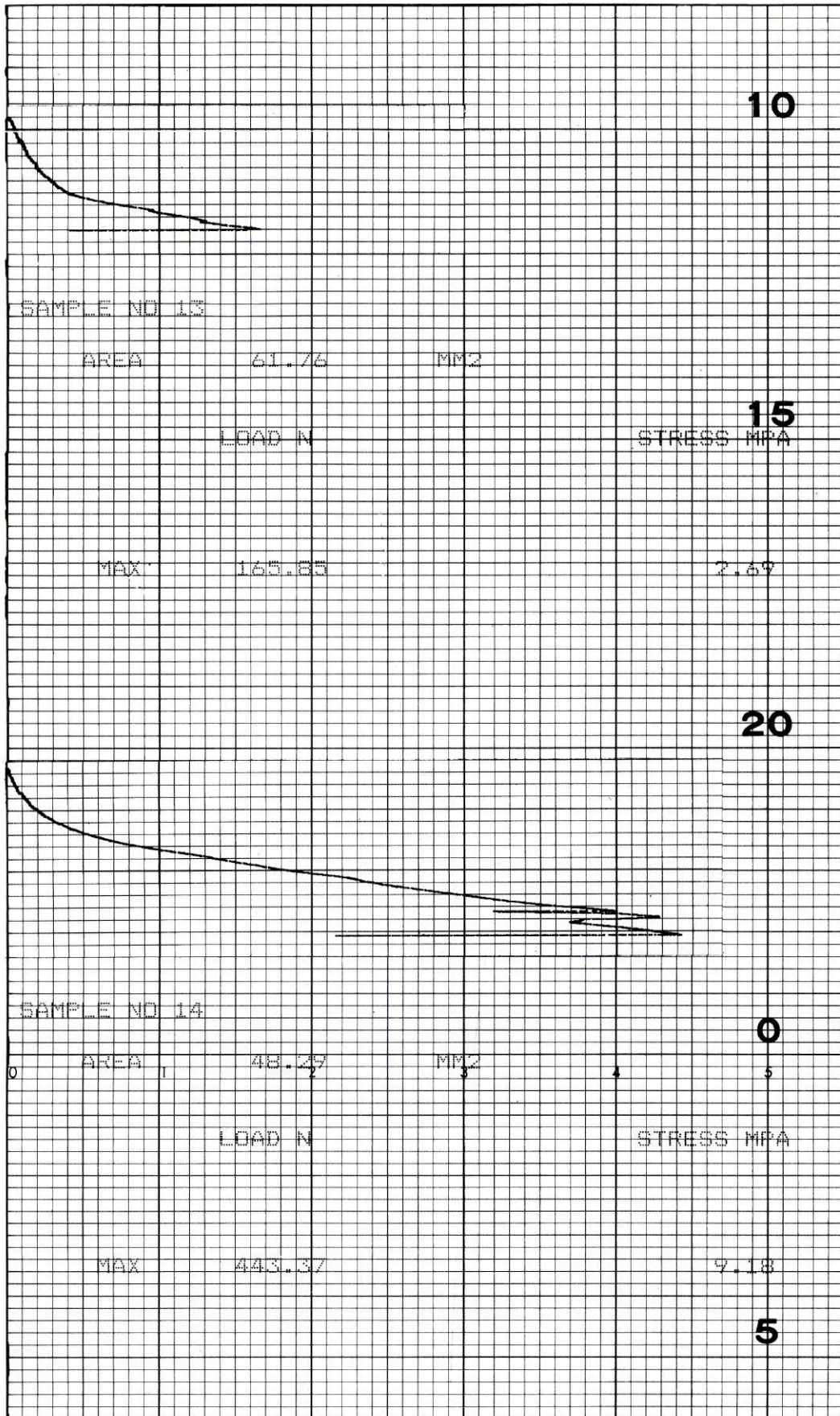


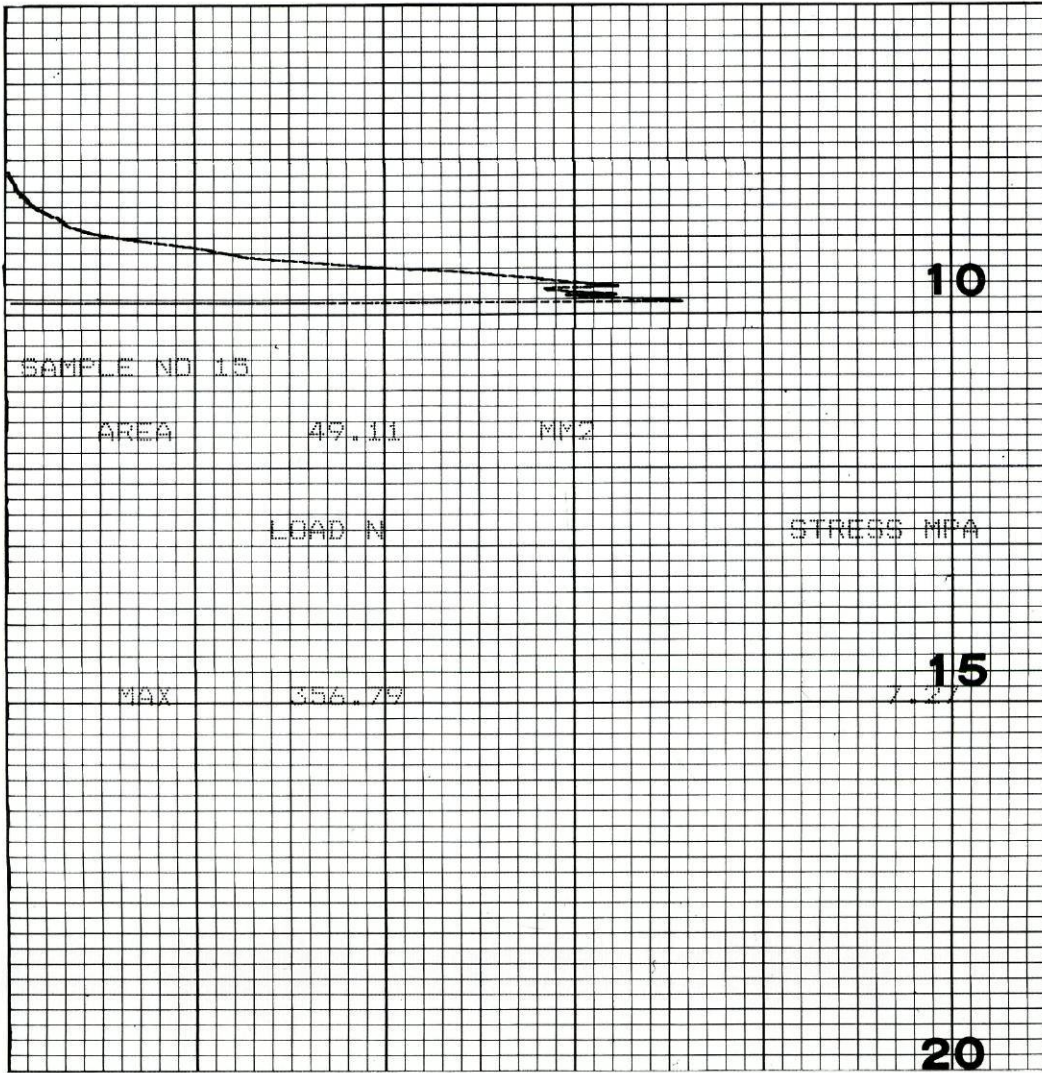












**7 - RESUMOS**

A biomecânica das pontes adesivas, num dos seus aspectos, o da rotura por tracção de forças paralelas, foi criada experimentalmente pelo recurso a uma ponte tipo Maryland, em que se usaram dentes humanos, uma liga de remanium C.S. e três tipos de resina.

Dos resultados encontrados, parece poder concluir-se que as resinas que apresentam como material de reforço o bário, o alumínio e o titânio, demonstram melhores qualidades adesivas.

Das duas faces postas em contacto através da resina, a superfície metálica manifesta, em relação à do esmalte, acentuada diminuição da capacidade retentiva.

La biomecánica de los puentes adhesivos, en uno de sus aspectos, el de la rotura por tracción de fuerzas paralelas, ha sido creado de modo experimental con el recurso a un puente de tipo Maryland, en el cual se han utilizado dientes humanos, una liga de remanium C.S. y tres tipos de resina.

De los resultados obtenidos, nos parece poder deducir que las resinas que presentan como material de relleno el bário, el aluminio e el titânio, demuestran mejores calidades adhesivas.

De las dos caras puestas en contacto por medio de la resina, la superficie metálica manifiesta, en relación con la del esmalte, acentuada disminución de la capacidad retentiva.

La biomecanique des ponts adhésives, dans un de ses aspects, celui de la rupture par traction de forces parallèles, a été créée expérimentalement par recours à un pont du type Maryland, dans lequel on a utilisé des dents humaines, un alliage de remanium C.S. et trois types de résines.

Des résultats obtenus, il paraît pouvoir se conclure que les résines qui présentent le baryum, l'aluminium et le titanium comme matériel de charge, démontrent meilleurs qualités adhésives.

Des deux faces mises en contact à travers de la résine, la surface métallique manifeste, par rapport à celle de l'émail, une diminution accentuée de la capacité de rétention.

The biomechanical of adhesive bridges, concerning the rupture by traction of parallel forces, was examined experimentally, employing a Maryland bridge in which were used human teeth, a remanium C.S. alloy, and three different kinds of resins.

The results obtained suggest that resins filled of barium, aluminium and titanium present better adhesive qualities.

Of the two joined surfaces, the metallic surface shows, in relation to the enamel surface, an accentuated reduction of its retaining capacity.

Die biomechanik der klebenden brüchen, in einem seiner aspekte der des bruches durch fraktionen paralleler kräfte, wurde versuchsweise durch aushilfe mit einer brüche des types Maryland geschaffen, wobei menschliche zähne verwendet wurden, eine verbindlung von remanium C.S. und drei arten von kunststoffen.

Aus den gefundenen resultaten glaubt man den schluss ziehen zu können, dass die kunststoffe, die als verstärkungs material bario, alumina und titan aufweisen, bessere haftqualitäten zeigen.

Von den beiden flächen, die durch kunststoff in kontakt gbracht wurden, zeigt die metalfläche im verhältnis zu der des zahnschmelzes, eine betonte vermindering der haftkapazität.

La biomecànica dei ponti adesivi, nell'aspetto della rottura per trazione di forze parallele, è stato creato sperimentalmente per il ricorso a un ponte tipo Maryland, in che se ha usato denti umani, una lega di remanium C.S. e trè tipi di composito.

Dei risultati trovati sembra potere se concludere che i compositi che presentano come materiale di rinforzo il bario, il alluminio e il titanio dimostrano più buone proprietà adesive.

Quando le due facce sono collocate in contatto per il composito, la superficie metallica ha, in relazione a quella dello smalto, accentuata diminuzione della capacità ritentiva.

**8 – BIBLIOGRAFIA**

1. ALSOBROOK, S.C.; MURRAY, G.A.; YATES, J.L.: Bond strengths of acid-etched bridge retainers. *J. Pedod*, 1984, vol. 8, p. 387-92.
2. ANDERSON, D.J.: Measurement of Stress in Mastication I. *J. Dent. Res.* **35** : 664, 1956.
3. ANDERSON, D.J.: Measurement of Stress in Mastication II. *J. Dent. Res.* **35** : 671, 1956.
4. BEECH, D. and JALALY, T.: «Bonding of polymers to enamel: Influence of deposits formed during etching, etching time period water immersion». *Journal Dental Res.* **59**, 1156-1162, 1980.
5. BUONOCORE, M.G.: A simple method of increasing the adhesion of acrylic filling materials to enamel surfaces. *J. Dent. Res.* **34** : 849 - 853, 1955.
6. BOWEN, R.L.: Synthesis of a silica-resin direct filling material. *J. Dent. Res.* **37**:90, 1958.
7. BOWEN, R.L.: Dental filling material comprising vinyl silane treated fused silica and a binder consisting of a reaction product of bisphenol and glycidyl acrylate. U.S. Pat. 31066-112, Nov. 1962.
8. BRADY, T.; DOUKOUDAKIS, A.; RASMUSSEN, S.T.: Experimental comparison between perforated and etched-metal resin-bonded retainers. *J. Prosthet. Dent.* September 1985, vol. 54(3), p. 361-5.
9. BRANNSTROM, M. and NORDENVALL, K.: «The effect of acid etching on enamel, dentin and the inner surface of the restoration: a scanning electron microscopic investigation». *Journal Dental Res.* **56** : 917 - 923, 1977.
10. BRAUER, G. e TERMINI, D.: Bonding of bovine enamel to restorative resin: effect of pretreatment of enamel. *J. Dental Res.* **51** : 151-160, 1972.
11. CHOW, L. and BROWN, W.: «Formation of  $\text{CaHPO}_4 \cdot 2\text{H}_2\text{O}$  in tooth enamel as an intermediate product in topical fluoride treatments». *J. Dental Res.* **54** : 65-76, 1975.
12. COMPTON, F.H.; BEAGRIE, G.S.: «Strength determination of periodontal splints fabricated from acid-etched retained materials». *J. Periodontol*, Jul. 1977, **48**(7), p. 418-20.

13. CRAIG, R.G.; O'BRIEN, W.J.; POWERS, J.M.: *Materiales Dentales*, 1985. Interamericana S.A.
14. DAVENPORT, H.W.: *Physiology of the digestive tract*. Chicago, Year Book Medical Publishers, INC. 1961, p. 11.
15. DAVILA, J.M.; GWINNETT, A.J.: Clinical evaluation of a bridge using the acid-etch resin technique. *J. Dent. Child.* May-Jun. 1978, 45(3), p. 228-32.
16. DOGON, I.L.: Resin systems in the acid-etch technique. *Scanning Electron Microscopy. J.* 1978, vol. II, p. 1063-9.
17. DUNN, B.; REISBICK, M.H.: Adherence of ceramic coatings on chromium-cobalt structures. *J. Dent. Res.* May-Jun. 1976, 55(3), p. 328-32.
18. GROSS, J.D.; RETIEF, D.H.; BRADLEY, E.L.: An optimal concentration of phosphoric acid as an etching agent. Part II: Micro-leakage Studies. *J. Prosthet. Dent.* Dec. 1984, 52(6), p. 786-9.
19. GUYTON, A.C.: *Textbook of Medical Physiology*. Philadelphia, W.B. Saunders Co., 1971, p. 742.
20. HOWE, D.F.; DENEHY, G.E.: Anterior fixed partial dentures utilizing the acid-etch technique and a cast metal framework. *J. Prosthet. Dent.* Jan. 1977, 37, p. 28-31.
21. HOWELL, A.H. and MANLY, R.S.: An electronic strain gauge for measuring oral forces. *J. Dent. Res.* 27:705, 1948.
22. HUDGINS, J.L.; MOON, P.C.; KNAP, F.J.: Particle roughened resin-bonded retainers. *J. Prosthet. Dent.* April 1985, vol. 53(4), p. 471-6.
23. IBSEN, R.L. and NEVILLE, K.: *Adhesive Restorative Dentistry*. Philadelphia, 1974, W.B. Saunders Co.
24. JENKINS, C.B.G.: Etch-Retained Anterior Pontics. *B.D.J.* 1978, 144, 206.
25. JORDAN, R.E.; SUZUKI, M.; SILLS, P.S.; GRATTON, D.R.; GWINNET, J.A.: Temporary fixed partial dentures fabricated by means of the acid-etch resin technique: A

report of 86 cases followed up to three years. J. Am. Dent. Assoc. June 1978, 96(6), p. 994 -1001.

26. KUHLKE, K.L. and DRENNON, D.G.: «An alternative to the anterior single tooth removable partial denture». J. Int. Dent. Child 8 :11, 1977.
27. LA BARRE, E.E.; WARD, H.E.: An alternative resin-bonded restoration. J. Prosthet. Dent. Aug. 1984, vol. 52(2), p. 247- 9.
28. LAMBERT, P.M.; MOORE, D.L.; ELLETSON, H.H. : In vitro retentive strength of fixed bridges constructed with acrylic pontics and an ultraviolet-light polymerized resin. JADA, 92(4) : 740-743, 1976.
29. LEE, H.; CUPPLES, A.; SCHUBERT, R. e SWARTZ: An adhesive dental restorative material. J. Dental Res., 50, 125-132, 1971.
30. LITTMAN, H.; REGAN, D.; RAKOW, B. : Provisional temporization with acid-etch resin technique. Clin. Prevent. Dent., 1980, p. 14-5.
31. LIVADITIS, G.J.: Cast metal resin-bonded retainers for posterior teeth. J.A.D.A., vol. 101, Dec. 1980, p. 926-9.
32. LIVADITIS, G.J.; THOMPSON, V.P. : The Maryland Bridge Technique. TIC, Nov. 1982, 41(11), p. 7-10.
33. LOVE, L.D.; BREITMAN, J.B. : Resin retention by immersion-etched alloy. J. Prosthet. Dent., May 1985, vol. 53(5), p. 623-4.
34. MANSON - RAHEMTULLA, B.; RETIEF, D.H.; JAMISON, H.C. : Effect of concentrations of phosphoric acid on enamel dissolution. J. Prosthet. Dent. April 1984, 51(4), p. 495-8.
35. McLAUGHLIN, G. : «Composite bonding of etched metal anterior splint». Compendium of Cont. Ed. in Dentistry, vol. 2 (5), 279-283, Sept.-Oct. 1981.
36. McLAUGHLIN, G. : One hundred second etch for etched metal bridges. J. Mich. Dent. Assoc. 64 : 347, 1982.

37. McLAUGHLIN, G.; MASEK, J.: Comparison of bond strengths using one-step and two-step alloy etching techniques. *J. Prosthet. Dent.* April 1985, vol. 53(4), p. 516-20.
38. MEIERS, J.C.; JENSEN, M.E.; MAYCLIN, T.: Effect of surface treatments on the bond strength of etched-metal resin-bonded retainers. *J. Prosthet. Dent.* February 1985, vol. 53(2), p. 185-190.
39. MITCHEM, J.C.; TURNER, L.R.: The retentive strengths of acid-etched retained resins. *J. Am. Dent. Assoc.* Nov. 1974, 89(5), p. 1107-10.
40. NATHANSON, D.; MOIN, K.: Metal reinforced anterior tooth replacement using acid-etch — composite resin technique. *J. Prosthet. Dent.* Apr. 1980, 43(4), p. 408-12.
41. PAHLAVAN, A.; DENNISON, J.B.; CHARBENEAU, G.T.: Penetration of restorative resins into acid-etched human enamel. *J. Am. Dent. Assoc.* Dec. 76, 93(6), p. 1170-6.
42. QUINTANILLA, J.M.S.: Estudio Clínico y Experimental del Sellado de Fisuras. Tesis Doctoral — Universidade Santiago Compostela, 1986.
43. RETIEF, D.: «A comparative study of three etching solutions: Effects on contact angle, rate of etching and tensile bond strength». *Journal Oral Rehab.*, 1381-1390, 1974.
44. RETIEF, D.H.: Failure at the dental adhesive — etched enamel interface. *J. Oral Rehabil*, Jul. 1974, p. 268-84.
45. RETIEF, D.; BISHOP, J. e VAN DER MERWE, E.: «Piruvic acid as an etching agent». *J. Oral Rehab.*, 3, 245-265, 1976.
46. ROCHETTE, A.L.: Attachment of a splint to enamel of lower anterior teeth. *J. Prosthet. Dent.* 30 : 418-423, 1973.
47. ROCHETTE. A.L.: Vissage-collage en odonto-stomatologie. Julien Prélat Éditeur, Paris 1975, Cap. 18.
48. SAUNDERS, W.P.: The retentive impact strength of various designs of resin-bonded bridges to etched bovine enamel. *Br. Dent. J.* 1984, 156 : 325.

49. SIMONSEN, R.; THOMPSON, V.; BARRACK, G.: Etched cast restorations: Clinical and Laboratory Techniques. Quintessence Publishing Co., INC. 1983, Chicago, Illinois.
50. STOLPA, J. B.: An adhesive technique for small anterior fixed partial dentures. J. Prosthet. Dent. Nov. 1975, 34, p. 513-9.
51. SWEENEY, E.J.; MOORE, D.L.; DOONER, J.J.: Retentive strength of acid-etched anterior fixed partial dentures: An in vitro comparison of attachment techniques. J. Am. Dent. Assoc. Fev. 1980, 100(2), p. 198-202.
52. TANAKA, T.; ATSUTZ, M., UCHIYAMA, Y. and KAWASHIMA, I.: «Pitting corrosion for retaining acrylic resin facings». J. Prosthet. Dent. 42 : 282, 1979.
53. TANAKA, T.; FUJIYAMA, E.; SHIMIZU, H.; TAKAKI, A.; ATSUTA, M.: Surface treatment of non precious alloys for adhesion-fixed partial dentures. J. Prosthet. Dent. April 1986, vol. 55(4), p. 456-62.
54. THOMPSON, V.P.; LIVADITIS, G.J.: Etched casting acid-etch composite bonded posterior bridges. Pediatr. Dent. 4: 38, 1982.
55. VALENTIN, C.M.; MORIN, F.: Actualités odonto-stomatologiques, N° 147, 1984, p. 521-528.
56. WILLIAMS, V.D.; GRENNON, D.G.; SILVERSTONE, L.M.: The effect of retainer design on the retention of filled resin in acid-etched fixed partial dentures. J. Prosth. Dent. Oct. 1982, vol. 48, N° 4.
57. WILLIAMS, V.D.; DEDMON, H.W.: The retentive capacity of rebonded retainers to enamel. J. Prosth. Dent. Fev. 1984, vol. 51, N° 2.
58. WOLF, E.N.; FINE, L.; Cap. B.: Acid-etch anterior fixed partial prosthesis. Gen. Dent. Jan.-Fev. 1980, 28(1), p. 50-3.
59. ZIDAN, O.; HILL, G.: Phosphoric acid concentration: Enamel surface loss and bonding strength. J. Prosthet. Dent. March 1986, 55(3), p. 388-92.

