

BIOMATERIAIS EM CIRURGIA ORAL

António Gonzalez, Fernando Peres*

PALAVRAS-CHAVES:

- Apatite
- Biocompatível
- Cerâmica
- Hidroxiapatite
- Trióxido de Alumínio

I PARTE

1 — HISTÓRIA

Desde os tempos bem remotos, mesmo já na Era a.C., tem sido preocupação dos homens, substituir parcial ou totalmente estruturas destruídas eliminadas.

As substâncias utilizadas têm sido as mais diversas, como diversos tem sido os resultados. (Quadro 1)

* Professores Associados da Escola Superior de Medicina Dentária do Porto

No caso muito concreto das aplicações em Medicina Dentária podem considerar-se **QUATRO ÉPOCAS** :

- 1.1 — Até 1870, predominou o **OURO** como material de eleição. A biocompatibilidade era determinada apenas pela tolerância do hospedeiro e não se usavam as técnicas antissépticas.
- 1.2 — 1870 — 1925, esta época caracterizada por avanços tecnológicos no domínio dos materiais, foi, sem dúvida, prejudicada pela ausência da assépsia e antisépsia, que não acompanhou, a explosão cirúrgica da época.
- 1.3 — 1925 — 1962, depois de Lister (sua teoria antissépsia — 1860 e a utilização do Titânio (Leventhal — 1951) e sobretudo a cerâmica de Óxido de Alumínio (Smith — 1962) pode de facto falar-se da **Época dos Biomateriais**.

QUADRO 1

**HISTÓRIA CRONOLÓGICA DAS SUBSTÂNCIAS UTILIZADAS
PARA A RECONSTRUÇÃO DE TECIDOS**

DATA	REFERÊNCIA	SUBSTÂNCIAS
a. C.	Registos arqueológicos da China e Egipto	Substituição de dentes com pedra e marfim
1565	Petrónio	Ouro
1666	Fabício	Ouro e marfim
1775	Pujol	Latão (liga de cobre e zinco)
1827	Rodgers	Prata
1829	Levert	Platina
1860	Lister	Assépticas
1902	Lambotle	Tântalo
1912	Sherman	Aço inoxidável
1936	Venable	Ligas de cobalto
1937	—	Polimetilmetacrilato
1951	Leventhal	Titânio
1962	Smith	Cerâmica de óxido de alumínio
1960	—	Grafite, carvão vítreo e pirolítico
1972	Hench	Fosfatos tricálcicos e hidroxiapatites
1973	Williams	Fosfatos tricálcicos e hidroxiapatites
1974	H. Denissen	Fosfatos tricálcicos e hidroxiapatites
1977	Mohamed; Branemark	Fosfatos tricálcicos e hidroxiapatites
1985	H. Denissen; C. Mangano	Fosfatos tricálcicos e hidroxiapatites

1.4 — De 1962 — 1988, estamos com a utilização do Trióxido de Alumínio, Fosfatos Tricálcicos e Hidroxiapatite, na época por excelência dos Biomateriais.

VAMOS DEFINIR BIOMATERIAIS:

— Como sendo materiais estranhos ao indivíduo, naturais ou artificiais, com a finalidade de restituir a morfologia e/ou a função. A sua originalidade e vantagem reside no facto de trabalhar sob acção biológica. São todavia, diferentes dos medicamentos porque não exe-

cutam o seu objectivo terapêutico principal químico no interior do organismo, e não tem necessidade de serem metabolizados para serem activos. (Muster — 1987) (Quadro 2)

Foi a partir das aplicações descritas sumariamente no Quadro 4, que os AA. se propuseram utilizar o Trióxido de Alumínio e a Hidroxiapatite nas suas múltiplas utilizações clínicas em Medicina Dentária. Não o fizeram sem previamente efectuarem uma abordagem que lhes permitisse um conhecimento mais íntimo da bioquímica e da microestrutura destes produtos.

QUADRO 2

A — BIOMATERIAIS ORGÂNICOS

Naturais — marfim, osso, dente, cartilagem, fibrina, colagénio, madeira, corais.
De síntese — materiais plásticos.

B — BIOMATERIAIS INORGÂNICOS

Cristalizados — metais e ligas.
Não cristalizados — vidros e cerâmica.
De cristalização variável — carbonos.

C — BIOMATERIAIS COMPÓSITOS

Os metais de origem artificial englobam essencialmente metais e ligas, polímeros de síntese, carbonos e cerâmicas.

(MUSTER, 1987)

CONSTITUIÇÃO QUÍMICA

A Apatite ou mais precisamente H. A. de Cálcio $[Ca (PO_4)_6(OH)]$ — ou o Hidróxido de Fosfato Pentacálcico é o constituinte mineral natural, principal de todos os tecidos duros como o osso, o esmalte e a dentina. É o componente químico mais abundante no osso humano, não é tóxico e é completamente biocompatível. Este facto é aproveitado em clínica para restaurações e conservações, permitindo um aumento do osso permanente.

Também outras bases de Fosfato de Cálcio estão presentes nos referidos tecidos duros, tais como:

Fosfato Octacálcico $[Ca_8H_2(PO_4)_6 \cdot 5H_2O]$, a Brushite $[Ca H PO_4 \cdot 2H_2O]$ e o Pirofosfato de Cálcio $(Ca_2P_2O_7)$.

Há outros sais de Fosfato de Cálcio que

são instáveis em determinadas condições fisiológicas, mas que se transformam em fases estáveis quando no ambiente corporal, ao contactar com a H_2O , são hidrolisados e transformam-se noutros produtos, ex. Fosfato Tricálcico $[Ca_3(PO_4)_2]$ (não é componente mineral natural, é quimicamente semelhante à H.A.). Existe em 2 fases (α e β) e é formado a elevadas temperaturas ($>1000^\circ C$) em ambiente seco, mas reage com a H_2O para produzir uma substância cristalograficamente idêntica à H.A. Estes sais de Fosfato de Cálcio no osso, existem em equilíbrio dinâmico favorável ao Cálcio H.A. (Munzerberg, 1970) (Quadro 5)

Como se vê, o Fosfato Tricálcico não se encontra presente neste esquema, apesar de ser muitas vezes o ponto de partida para a síntese de Biocerâmicas biodegradáveis. Todavia, isto explica-se (SKIMMER, 1975) pela instabilidade do $Ca_3(PO_4)_2$ em presença da H_2O , dando H.A. (Quadro 6).

Todos estes sais de Fosfato de Cálcio agora descrita e em presença de soro, apresentam a mesma superfície cristalográfica (hexagonal), característica da apatite. Sendo assim, não se pode esperar qualquer diferença biológica no que concerne ao seu comportamento interfacial.

Objectivamente e na prática sempre que um pó $[Ca/P]$ na ordem de 1,5 a 1,7, é sintetizado a temperaturas elevadas (superiores a 1200 — 1300) com atmosferas contendo água, o produto final do ponto de vista cristalográfico é sempre apatite. Por isso, sempre que o Fosfato de Cálcio com uma relação $[Ca/P]$ 1,5 a 1,7 é transformado em Hidroxiapatite cálcica a forma cristalográfica é sempre hexagonal.

MICROESTRUTURA

No que se refere à microestrutura da Hidroxiapatite, o mais relevante é a densidade que

QUADRO 3

RESUMO DOS BIOMATERIAIS DE ORIGEM ARTIFICIAL, E SUAS APLICAÇÕES MAIS ESPECÍFICAS COMO IMPLANTES DENTÁRIOS

METAIS E LIGAS

- Titânio e titânio 6 — alumínio — 4 — vanádio // implantes endósseos
- Cromo-cobalto-molibdênio // implantes subperiósseos
- Ferro-cromo-níquel (3161, aço inoxidável).

CARBONO

- Carbono vítreo policristalino
- Carbono e sílcio

POLÍMEROS

- Polimetilmetacrilato // substituição radicular
- Politetrafluoroetileno
- Polietileno
- "Cautchou" de silicone
- Polissulfureto

CERÂMICA

- Óxido de alumínio // substitutos endósseos (cones) de dentes; implantes de lâmina e parafuso
- Hidróxiapatite // subs. óssea e interface tecidular
- Fosfato tricálcico
- Aluminato de cálcio

(JARCO, 1986, modificado)

tem a ver a microporosidade ($< 5 \mu$) e a macroporosidade ($< 100 \mu$).

Da macroporosidade depende a biodegradação.

Da macroporosidade depende o crescimento do tecido ósseo.

O problema das porosidades não é uma

discussão acabada, pelo contrário, estão na ordem do dia a controversa entre os diferentes Autores.

JARCO (1967) estudou Cerâmicas de Apatite densa, tendo verificado que essas densidades eram muito próximas de 100%.

Estas Apatites, porque não eram degrada-

QUADRO 4

APLICAÇÕES DAS BIOCERÂMICAS DE FOSFATO DE CÁLCIO

CIRURGIA ORAL E MAXILO-FACIAL

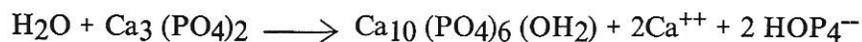
- Para o aumento e reconstrução do rebordo alveolar, criando uma maior estabilidade, uma maior retenção das próteses e uma melhoria no aspecto estético.
- Substituição de raízes dentárias com o fim de proteger e conservar ou preservar o rebordo alveolar, prevenindo a sua reabsorção após uma extracção. Com esta medida mantém-se a dimensão vertical e sagital semelhante à original. Verifica-se que a prevenção não é completa mas que existe um atraso considerável neste processo crónico de reabsorção.
- Reparações de imperfeições de bifurcação.
- Obturação de imperfeições depois de cistectomia ou após apicectomia.
- Restauração de quebras em planos alveolares nos sítios cicatrizados de extracções (remodelação alveolar).
- Endopróteses para a restauração maxilo-facial.
- Restaurações ortognáticas.
- Ajuda na reparação de lesões ósseas periodontais, proporcionando maior ancoragem e estabilidade no local da bolsa periodontal e servindo de barreira mecânica à migração apical e epitelial para a bolsa reparada.
Aqui não estimula a osteogénese, a cimentogénese ou a reinserção — ajuda a prevenir a recidiva de lesão periodontal.
- Para osteogénese no sentido da restauração de imperfeição alveolar (pelo menos duas paredes ósseas têm que rodear a raiz dentária).
- Correção de contornos faciais.
- Implantologia maxilar e mandibular.
- Reforço de impantes endósseos e subperiósseos.
- Revestimento da armação dos implantes subperiósseos para osteo-indução da matriz.
- Implantes na curvatura de A.T.M.
- Enxertos inter-posicionais.
- Tratamento cirúrgico da pseudo-artrose.

das, tinham indicação formal para implantes permanentes. Se outras razões não existissem, esta seria suficiente para afirmar que nos implantes a microporosidade deve ser mínima sob o risco de prejudicarmos a sua resistência e estabilidade. É ainda JARCO, que aponta os principais inconvenientes do uso de materiais porosos em implantes. (Quadro 5)

INCONVENIENTES MAIS COMUNS DA PRESENÇA DA POROSIDADE NOS IMPLANTES

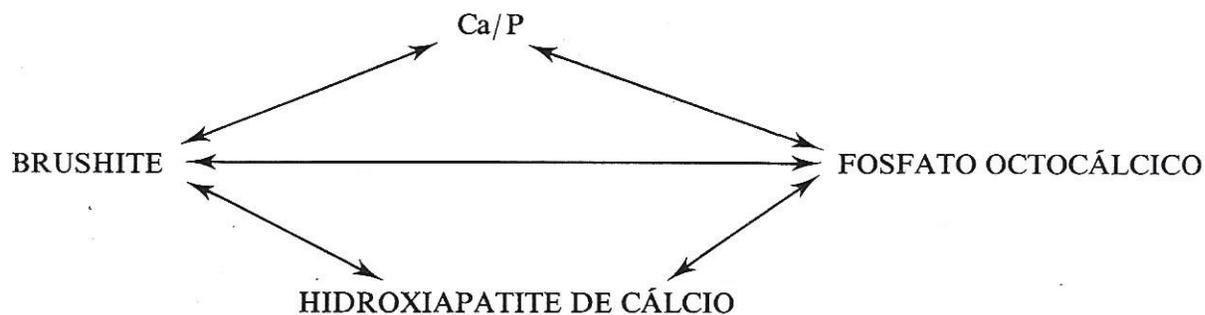
- a) — Vascularidade tortuosa e isquémica (maior propensão para a infecção)
- b) — Protecção (escudo) contra o esforço

QUADRO 5



(SKINNER / 75)

QUADRO 6



(MUZENBERG / 70, 73)

- c) — Alteração da posição durante a mineralização
- d) — Deslocamento de massa
- e) — Obstaculização ao processo natural de remodelação (configuração de crescimento antinatural)
- f) — Como o ambiente bioquímico é regido em grande parte pelas propriedades mecânicas dos materiais, estes estando al-

terados pelo factor porosidade, alteram o ambiente em si.

Depois de JARCO, e também nos U.S.A., um grupo de investigadores concluiu:

- 1 — Poros com diâmetros < 10 mμ impedem o crescimento para dentro das células.

- 2 — De 15 a 50 $m\mu$ estimulam a proliferação fibrovascular.
- 3 — De 50 a 150 $m\mu$ estimulam a formação osteóide.
- 4 — $>150 m\mu$ facilitam a proliferação e penetração de osso e subsequente mineralização.

Estas conclusões, se por um lado vêm confirmar as seguintes desvantagens:

- 1 — Incidência acrescida de infecção (se houver contaminação durante a cirurgia.
- 2 — Uma diminuição do diâmetro dos poros e da penetração celular.

Por outro lado, a lista de vantagens é mais aliciante:

- 1 — Maior facilidade em talhar implantes porosos, dando-lhe a forma exacta e a colocação precisa. Assim se evita um deslocamento posterior da massa.
- 2 — Como possuem um baixo módulo de elasticidade, podem ser dobrados ou moldados.
- 3 — Melhor estabilidade implante/osso devido a uma penetração tecidual mais rápida ao longo da interface osso/prótese, ao contrário duma encapsulação fibrosa como acontece nos implantes densos.
- 4 — Durante a fase pós-operatória imediata, os poros podem proporcionar uma envergadura mecânica que permite uma fixação inicial mais firme do implante e que propicia por isso mais estabilidade na relação com o osso (grande vantagem na chamada fase crítica após implantação).

Em jeito de conclusão, é lícito pensar que a tendência agora é para considerar a porosidade como factor positivo a favorecer as propriedades mecânicas e biológicas das cerâmicas de Fosfato de Cálcio.

PROPRIEDADES BIOMECÂNICAS

Material denso

- Resiste bem à compressão
- Não aguenta forças consideráveis de flexão e/ou torção

Material Poroso

- É naturalmente mais débil que o denso
- Comparadamente em relação à tracção e compressão semelhantes ao do osso esponjoso
- Módulo de elasticidade
- Rigidez
- Flexibilidade
- Resistência ao deslocamento
- Resistência à fadiga

PROPRIEDADES BIOLÓGICAS

- São as substâncias mais biocompatíveis conhecidas. Daí resulta a atenção e o entusiasmo, que médicos e engenheiros de todas as áreas e de todo o mundo lhe tem devotado.

A presença de iões PO_4^{2-} e de Ca^{2+} (componentes mais abundantes dos tecidos duros) que por separação física em soluções de electrólitos fisiológicos se depositam e ligam à superfície de cerâmica sob a forma de H. A.

A razão de estimulação do crescimento ósseo reside no facto da proporção Ca/P de 1,5 a 1,7.

- Não apresentam toxicidade local ou geral.
- Não provocam reacções de corpo estranho.
- Podem integrar-se no tecido ósseo, com ausência de encapsulamento de tecido fibroso, e sem modificar os processos habituais de mineralização óssea.

- Proporcionam uma matriz física para que se deposite osso novo, e apresentam propriedades de orientação da proliferação óssea, de forma que este osso estende o seu crescimento até zonas, que de outra forma não teria ocupado nunca.
- Este crescimento dá-se de forma centrípeta.
- Capacidade de manter osso em locais onde habitualmente ocorre reabsorção óssea. (Actividade ósteocondutora).
- A cerâmica de Hidroxiapatite e o único material com todos os fenómenos osteotróficos combinados (Osborne e Newesely, 1980).
- Bem tolerados pelos tecidos moles e gengiva.
- Comprovação de células epiteliais gengivais à superfície destes materiais. Constata-se a existência de fibras formando uma conexão contínua entre o tecido conjuntivo e a hidroxiapatite. A distribuição de vasos sanguíneos e fibroblastos na zona de união é normal, o que prova a biocompatibilidade epitelial.

II PARTE

Como já dissemos, escolhemos das várias Hidroxiapatites existentes no mercado, a que se designa pelo nome comercial **CALCITITE** proveniente dos U.S.A.

Antes de procedermos à sua apreciação clínica e apesar de existir na literatura variadas referências, decidimos estudar o seu comportamento em cães, efectuando estudos comparativos com outros materiais também considerados biocompatíveis.

Destas experiências e das nossas conclusões daremos conta oportunamente.

Simultaneamente, e com o apoio do "Centro de Metalurgia e Ciências dos Materiais da Faculdade de Engenharia da Universidade do

Porto", efectuamos, utilizando o microscópio electrónico de varrimento e a microanálise por raio X, o estudo microscópico e respectiva análise quantitativa.

Parece-nos pois, oportuno descrever, embora muito sumariamente, o aparelho utilizado, suas potencialidades e aplicação.

A — MICROSCÓPIO ELECTRÓNICO

1 — INTRODUÇÃO

A este tipo de microscópio Electrónico de varrimento, vulgarmente designado por S.E.M. (Scanning, Electron Microscope) está associada uma Unidade de Detecção de Raios X. (Fig.1; Fig.2; Fig.3)

É hoje um aparelho fundamental na investigação e controle de qualidade dos materiais.

A sua concepção data de 1935, embora a sua comercialização date de 1965.

2 — APLICAÇÕES

- Estudo metalúrgico
- Análise de inclusões
- Controle de qualidade
- Estudo de materiais cerâmicos
- Estudo de polímeros
- Estudo de corrosão e desgaste no campo da Medicina, as suas aplicações atingem o domínio do imaginável.

3 — VANTAGENS DE UTILIZAÇÃO

- 3.1 — Possibilidade de trabalhar com amostras maciças. O polimento das amostras não é necessário para a observação. Torna-se, no netanto, imperioso

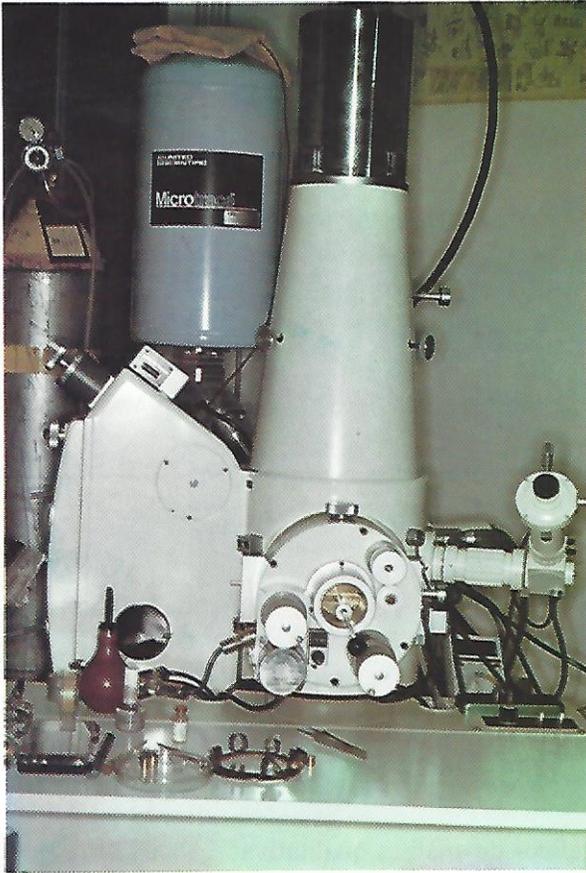


Fig. 1 — Coluna do Microscópio Electrónico de Varrimento e Unidade de Micro-Análise.

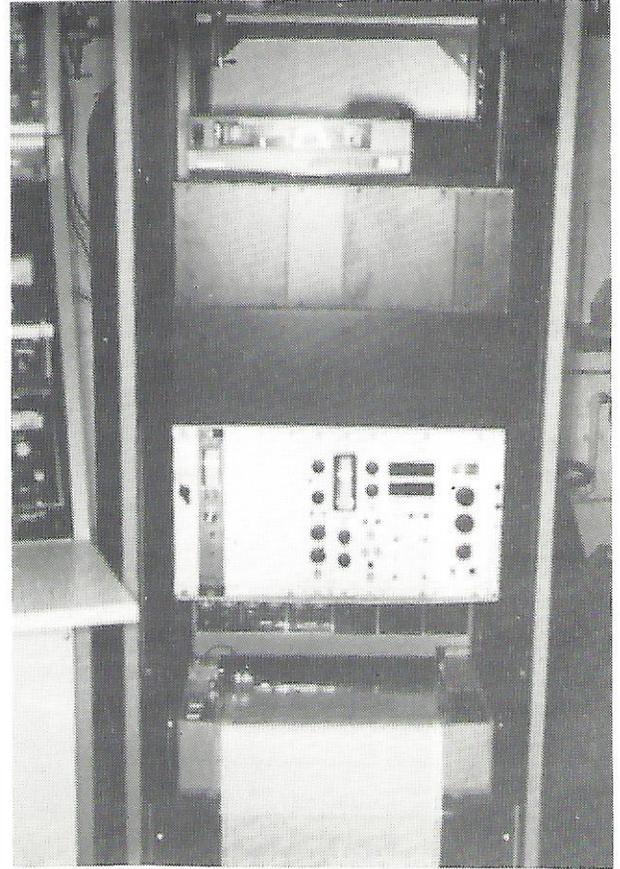


Fig. 2 — Sistema de processamento do Espectómetro de Dispersão e Comprimentos de Onda.

se queremos proceder à microanálise quantitativa.

- 3.2 — Elevada gama de aplicações.
- 3.3 — Profundidade de campo maior que a do microscópio óptico.
- 3.4 — Ampliações possíveis — dezenas de milhares de vezes.
- 3.5 — Gama de informações obtidas a partir de sinais formados pela amostra.
Resolução da ordem $10 \mu\text{m}$ e $0,1 \mu\text{m}$.

4 — FUNCIONAMENTO

O S.E.M. permite obter ampliações muito maiores que o microscópio óptico.

O S.E.M. da F.E.U.P. permite obter ampliações que vão de 10 vezes a 180 mil vezes. Também a profundidade de campo assume valores importantes de $30 \mu\text{m}$ em vez de $0,1 \mu\text{m}$ a $1000 \times$)

As amostras a observar devem assegurar duas condições:

- Suportarem sem alterações as condições de alto vácuo em que são observadas (obstáculo para amostras biológicas/tecidos humanos, por ex.).
- Boa condutibilidade eléctrica superficial (este inconveniente é ultrapassado através da metalização). (Fig.4; Fig.5; Fig.6; Fig.7)

É possível captar através de detectores imagens de composição elementar (quando associado um sistema de análise de Raios X).

Com o advento dos espectómetros de dis-

persão de energias foi possível distinguir riscas de Raios X características, relativamente próximas — assim surgiu o sistema de microanálise associado ao microscópico espacial.

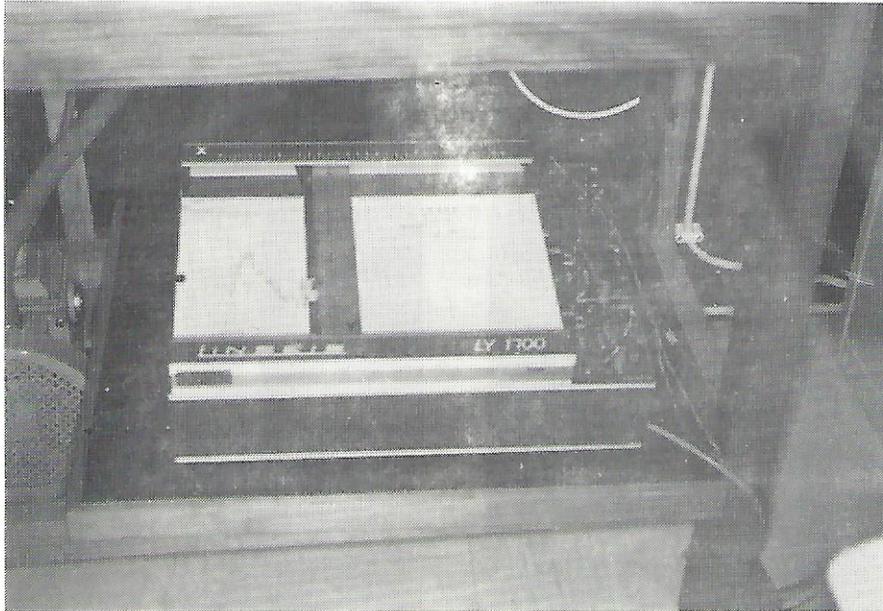


Fig. 3 — Sistema para obtenção de gráficos de análises qualitativas.



Fig. 4 — Sistema para obtenção de alto-vácuo.

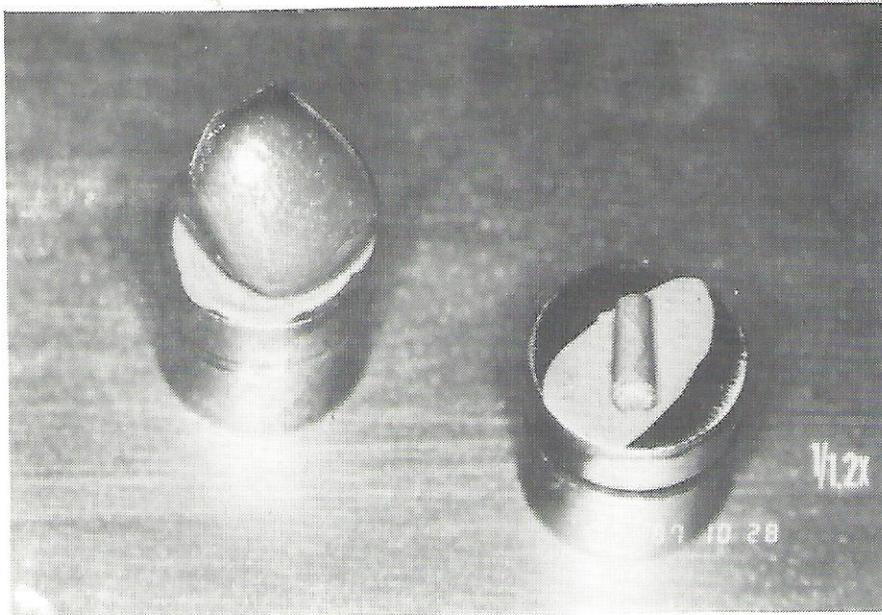


Fig. 5 — Dente de porcelana e cone de Retrapex com tratamento de metalização, prontos a serem introduzidos na Coluna do S.E.M. e observados.

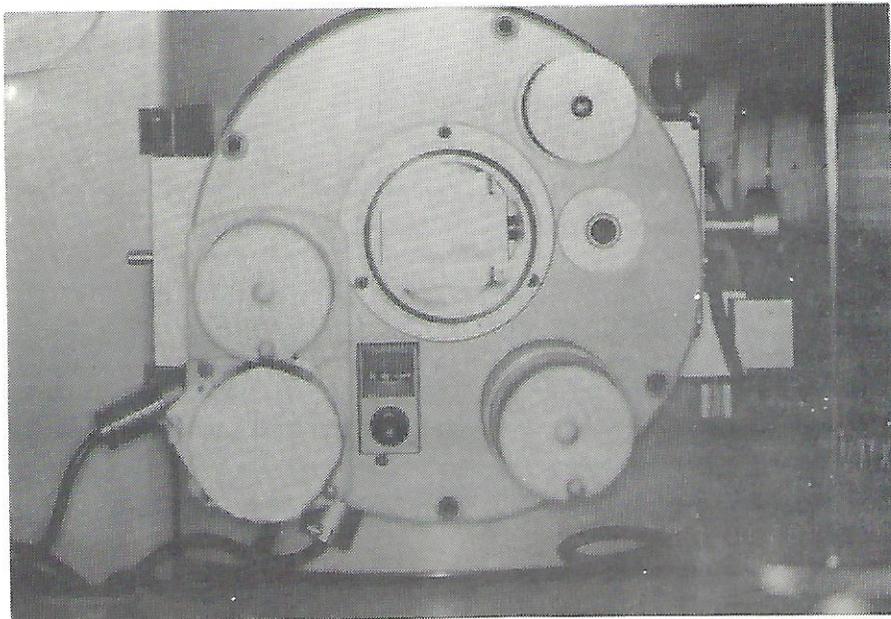


Fig. 6 — Pormenor da Coluna do Microscópio Electrónico de Varrimento observando-se na parte central um sistema para colocação da amostra a analisar.

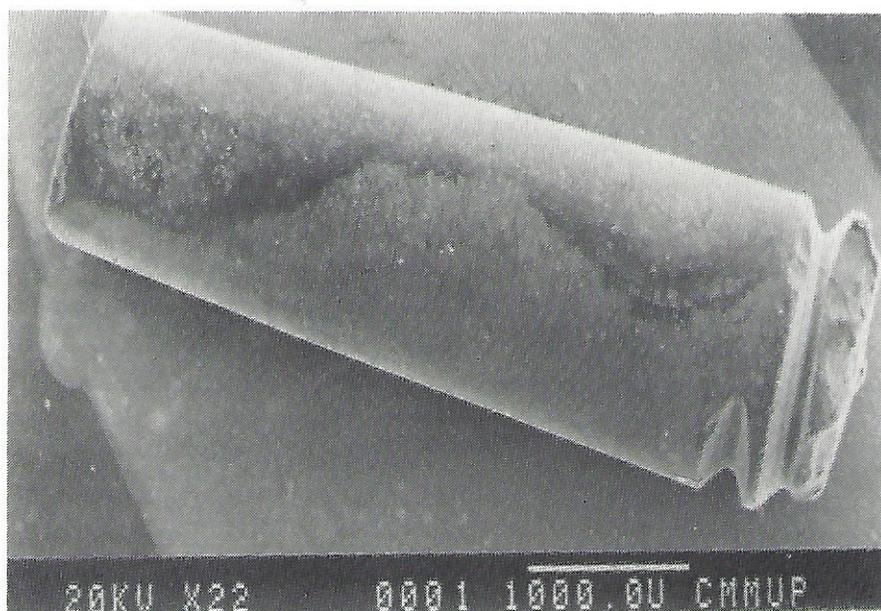


Fig. 7 — Fotografia obtida através do S.E.M. de um cone de Retrapex.
Na faixa preta inferior lê-se da esquerda para a direita.

- | | |
|-----------|---|
| — 20 KV | — Tensão de aceleração dos electrões |
| — X 22 | — n.º de vezes que a peça está aumentada |
| — 0001 | — n.º da fotografia |
| — 1000 OU | — Barra medida em Micras |
| — CMMUP | — Centro de Metalurgia e Ciências de Materiais da Universidade do Porto |