

Microscope acoustique à balayage *

par J. ATTAL et M. ROUZEYRE,
Professeurs à l'U.S.T.L. Montpellier II.

A QUOI SERT LA RECHERCHE FONDAMENTALE ?

Question parfois empreinte d'ironie, à laquelle le microscope acoustique constitue un exemple type de réponse ponctuelle. Il a en effet été conçu, et mieux, réalisé et mis au point, par des physiciens fondamentalistes, qui ont transféré vers ce sujet « appliqué » des technologies développées pour la recherche « amont ». A l'origine, années 1970, il s'agissait de comprendre les effets « acousto-électriques » c'est-à-dire l'interaction entre les électrons et les vibrations des atomes d'un cristal semi-conducteur. Cette interaction d'origine coulombienne, entre la perturbation de champ cristallin induite par les vibrations du réseau et les électrons, est très efficace vers 1 GHz, ce qui a conduit les spécialistes du domaine à développer des méthodes de génération et de détection des ultrasons dans cette gamme de fréquences.

Un de ces spécialistes, le Professeur C.-F. QUATE, de Stanford University (U.S.A.), a alors eu l'idée d'utiliser ce savoir-faire dans la génération d'ultrasons dont la longueur d'onde est de l'ordre du micron pour réaliser un microscope acoustique.

La première version a été développée de 1973 à 1976 à Stanford avec la collaboration de l'un d'entre nous, J. ATTAL, qui y effectuait un stage post-doctoral. Ceci explique qu'en 1978 les trois prototypes opérationnels aient été localisés à Stanford, Montpellier et Londres où ils ont subi depuis des évolutions divergentes mais complémentaires.

Les trois équipes concernées ont essentiellement concentré leurs efforts sur :

- La recherche d'une bonne résolution (1 μm en 1976 ; 0,08 μm en 1983).
- La recherche d'applications spécifiques.

(*) Texte de la conférence donnée par MM. les Professeurs J. ATTAL et M. ROUZEYRE lors des journées de Montpellier en novembre 1983.

COMPLEMENTARITE OPTIQUE - ACOUSTIQUE.

L'originalité des ultrasons, quand on les compare aux radiations électromagnétiques du visible ou du domaine X, tient au fait qu'ils se propagent très bien dans les matériaux denses et rigides (métaux, céramiques, fibres de carbone, etc.), mal dans les matériaux mous (liquides, tissus biologiques, gaz).

Les notions de transparences optique et acoustique sont souvent complémentaires et la plupart des matériaux réputés opaques pour les opticiens sont parfaitement transparents pour les acousticiens. On peut donc « voir » à l'intérieur d'objets opaques comme l'acier, le silicium, la fibre de carbone, ou au contraire, obtenir de forts contrastes dans des tissus biologiques qui nécessitent, en microscopie optique, une fixation préalable de teintures.

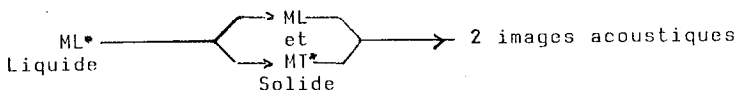
Cette complémentarité est illustrée par le tableau 1 qui résume de façon schématique quelques propriétés bien connues de l'optique géométrique et souvent peu connues de l'acoustique géométrique.

Extrayons-en les résultats comparatifs essentiels :

1) $\frac{v_s}{c} \sim 10^{-5}$ c'est-à-dire $\lambda \sim 0,5 \mu\text{m}$ à 10^9 Hz au lieu de 10^{14} Hz en optique.

2) Indice relatif $\frac{\text{solide}}{\text{liquide}} = \frac{v_l}{v_s} \ll 1$ en acoustique ; $\simeq 1,2$ en optique.

3) Réfraction Liquide $\rightarrow$ Solide avec 2 faisceaux transmis et conversion de mode en acoustique :



4) Notions de transparence complémentaires.

5) Atténuation des ultrasons croissant très vite avec la fréquence f dans les liquides, ce qui limite la course aux courtes longueurs d'ondes.

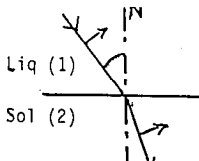
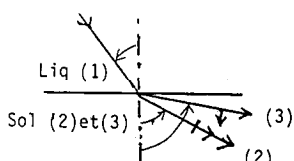
f	λ	atténuation $\alpha = 10 \log I_t/I_o$ en décibels
Ex. : Eau 150 MHz	10 μm	4,5 db $\cdot \text{mm}^{-1}$
1,5 GHz	1 μm	450 db $\cdot \text{mm}^{-1}$

* ML = Mode longitudinal

* MT = Mode transverse.

Tableau 1

COMPARAISON « OPTIQUE » ET « ULTRASONS » ($\lambda \sim 1 \mu\text{m}$)

Mode vibratoire	Optique Transverse (MT)	Ultrasons Longitudinal (ML) et Transverse (MT) (Solides)
Vitesse propagation	$c \sim 10^8 \text{ m s}^{-1}$	$V_{en} \begin{cases} 6 \cdot 10^3 \text{ Solides} \\ 1,5 \cdot 10^3 \text{ Liquides} \\ 0,3 \cdot 10^3 \text{ Gaz} \end{cases} \text{ m} \cdot \text{s}^{-1}$
Fréquence pour $\lambda = 0,5 \mu\text{m}$ $\lambda = 50 \text{ \AA}$	Visible ($3 \cdot 10^{14} \text{ Hz}$) R X mous ($3 \cdot 10^{16} \text{ Hz}$)	2 GHz ($2 \cdot 10^9$) 200 GHz
Génération	Lampe	} Transducteur } piezoélectrique
Détection	Photomultiplicateur	
Réflexion sur un dioptre $R = \left(\frac{z_1 - z_2}{z_1 + z_2} \right)^2$ (coefficient de réflexion)	Impédance $z \sim \mu c = \frac{\ \vec{E}\ }{\ \vec{H}\ }$	Impédance $z = qv = \frac{\Delta P}{\dot{u}}$
Réfraction Liq - Sol.	 $\frac{\sin i_1}{c_1} = \frac{\sin i_2}{c_2}$	 $\frac{\sin i_1}{v_1} = \frac{\sin i_2}{v_2} = \frac{\sin i_3}{v_3}$
Matériaux transparents	— gaz, liquides et quelquefois solides (verre, plexiglas)	— tous les solides — liquides pour $f \lesssim 1 \text{ GHz}$
Rôle de la fréquence sur l'atténuation α dans $e^{-\alpha x}$	— bandes isolées près des résonances électro-niques dans le visible	— α varie comme f^n (n 1 à 4) dans les liquides
Aberrations de sphéricité	fortes	faibles
Aberrations chromatiques	fortes	non
Anisotropie des milieux	faible	assez forte
Image double	non	oui

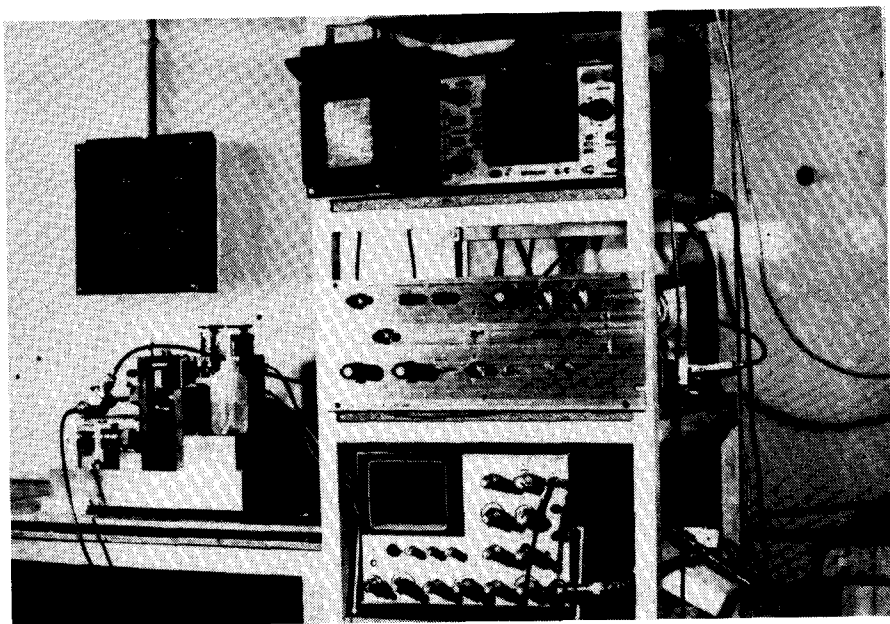


Photo 1. — Vue de l'appareillage.

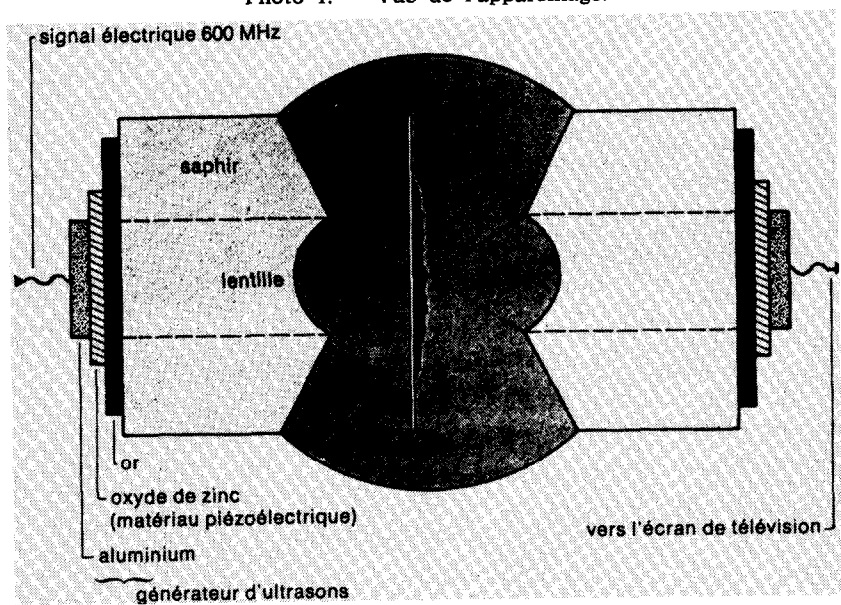


Fig. 1. — Schéma de principe du microscope acoustique.

PRINCIPE DU MICROSCOPE ACOUSTIQUE A BALAYAGE.

L'optique du microscope acoustique est très semblable à celle du microscope optique. La différence la plus frappante concerne le diamètre des lentilles qui est très inférieur au mm (fig. 1).

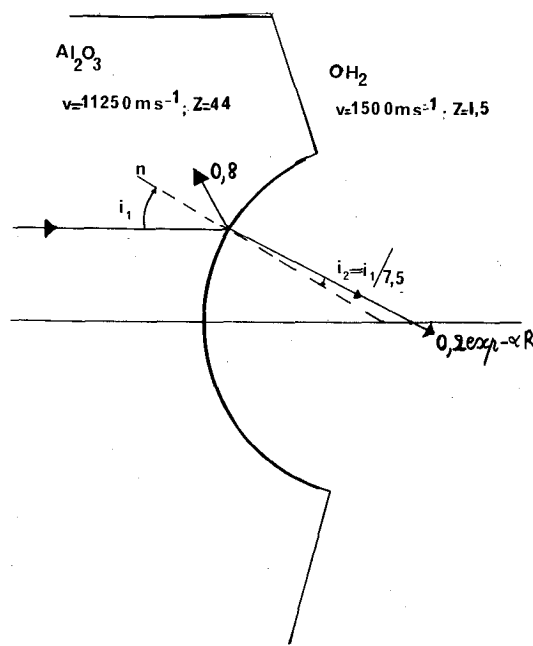


Fig. 2

Une version transmission, utilisant l'eau comme milieu d'immersion, est représentée sur la fig. 1.

Le faisceau d'ultrasons est engendré par un transducteur piezoélectrique constitué par un cristal de ZnO , d'épaisseur un micron, vibrant en $\lambda/2$.

- Le premier dioptré sphérique saphir-eau constitue le condenseur, le deuxième l'objectif.

Le signal transmis, proportionnel à l'absorption du point « éclairé », module l'intensité d'un oscilloscope cathodique ou d'un écran télé. Par balayage mécanique en X et Y de l'objet, on obtient une image complète en quelques secondes.

En version réflexion, on utilise la technique des échos par repliement de la fig. 1. Le premier transducteur sert également

de détecteur. Un dispositif électronique permet alors de séparer en temps l'émission et la réception.

Limites physiques et choix des filières technologiques.

Considérons le cas type du dioptré saphir-eau utilisé pour l'examen des tissus biologiques (fig. 2).

Stigmatisme - Diffraction - Résolution.

Le milieu « lent » est l'eau. L'indice relatif :

$$n_r = \frac{v_{\text{saphir}}}{v_{\text{eau}}} \approx 7,5.$$

Les lois de Descartes donnent : $i_2 \approx i_1/7,5$ c'est-à-dire que le rayon réfracté dans l'eau est « collé » à la normale. Le stigmatisme est quasi-rigoureux au centre de la sphère. La dimension du point focal n'est limitée que par la diffraction à $\lambda/2$, ce qui donne la résolution. On explore la préparation avec une sonde dont la dimension est de l'ordre de $\lambda^3/8$ c'est-à-dire (un micron)³ vers 0,8 GHz.

Chromatisme.

Notons que les problèmes d'achromatisme ne se posent pas car :

- * La vitesse du son est pratiquement indépendante de f .
- * On travaille à fréquence fixe imposée par le transducteur.

Transmission saphir - eau et atténuation dans l'eau.

Le choix du couple saphir-eau est judicieux pour le stigmatisme mais mal adapté pour l'intensité transmise. En effet, la grande différence d'impédance acoustique entre Al_2O_3 et H_2O ($z = 44$, $z = 1,5$) donne un coefficient de transmission $T = 0,2$ soit $T^2 = 0,04$ pour le système complet.

En outre, la forte atténuation des ultrasons dans l'eau impose un diamètre de lentilles qui décroît comme f^2 quand on cherche à monter en fréquence pour améliorer la résolution. En effet, le trajet des ultrasons est $2R = D$ et l'intensité relative transmise est donc :

$$\frac{I_t}{I_o} = T^2 \exp - \alpha D.$$

Avec $\alpha \sim f^2$, on en déduit les valeurs suivantes de D pour un affaiblissement « supportable » de -30 db (10^{-3}) :

f	λ	D
100 MHz	15 μm	20 mm
1 GHz	1,5 μm	200 μm
2 GHz	0,7 μm	50 μm

Il est donc clair qu'une très grande résolution $\lambda < 0,1 \mu\text{m}$, (et pourquoi pas $\lambda \sim 10 \text{ nm}$?), passe par un choix différent du milieu de propagation. C'est cette considération qui a donné lieu aux 3 filières existantes.

1° Filière He super-fluide à 0,05 K ($v_s = 300 \text{ ms}^{-1}$, atténuation négligeable).

C'est la voie choisie par l'équipe de Stanford qui vise une résolution de 5 nm vers 100 GHz au prix d'une technologie très lourde en cryogénie et en techniques de balayage. Les derniers chiffres que nous connaissons font état d'une résolution de 40 nm à 6 GHz. La montée en fréquence devrait permettre d'atteindre l'objectif d'une cinquantaine d'angströms.

2° Filière gaz sous pression ($v \sim 500 \text{ ms}^{-1}$).

C'est la voie choisie par les Anglais de l'University College à Londres. Le gaz est l'argon sous pression (30 atmosphères). Le gain sur la vitesse du son, i.e. sur λ , est d'un facteur 3 par rapport à l'eau. Ici encore la technologie de balayage est très complexe. La résolution est de 0,7 μm , la qualité des images très bonne.

3° La filière « liquides métalliques ».

A Montpellier, encouragés par la constatation simple qu'il existe dans la nature plus de solides « transparents » aux ultrasons qu'à la lumière, nous avons concentré nos efforts sur les images en profondeur, c'est-à-dire sur la visualisation de structures situées à l'intérieur de corps optiquement opaques. Le principal obstacle est l'« insonification » de l'objet en profondeur c'est-à-dire la transmission du son à l'interface liquide-objet. Intervient alors un paramètre fondamental qui est l'impédance acoustique du liquide et du solide définie comme le produit de la masse volumique par la vitesse du son. Ce paramètre intervient de manière décisive dans les mécanismes de réflexion et de transmission et conditionne le contraste acoustique de l'image. Par exemple, à l'interface liquide-solide, compte tenu du fait que l'impédance des solides est 10 à 60 fois plus élevée que celle de la plupart des liquides, 80 à 95 % de l'énergie est réfléchie à l'interface. Cette perte rend l'imagerie en profondeur très dif-



Photo 2. — Image au microscope acoustique d'une coupe de tissu osseux.
Dimensions : 1 mm $\times$ 1,5 mm.

ficile car on se trouve dans la situation où un corps transparent serait opaque par un trop fort coefficient de réflexion. Fort heureusement, seuls deux liquides échappent à cette règle : le mercure et le gallium. Ces deux métaux liquides à température ambiante ont des impédances comparables à celles de la plupart des solides. De plus, leurs absorptions sont respectivement quatre et seize fois plus faibles que celle de l'eau. En clair, ces deux caractéristiques acoustiques fondamentales signifient que l'on doit obtenir des images en profondeur avec une résolution bien meilleure qu'avec l'eau, le revers de la médaille est que ces liquides ont certaines facilités à s'amalgamer notamment avec l'or, l'étain, le plomb, etc. et il faudra déposer une couche de silice de protection chaque fois que cela sera nécessaire.

LES HYPERSONS AU SERVICE DE LA BIOLOGIE ET LA MEDECINE.

Un des aspects biomédicaux les plus intéressants de la microscopie acoustique est l'absence de toute coloration du tissu à examiner. C'est ainsi qu'il est possible d'observer des coupes de tissu frais (photo 2) allant de 5 microns à 40 microns avec une définition de l'ordre du micron. Des épaisseurs plus importantes peuvent être imagées à condition d'accepter de perdre sur la résolution. Le but final est une économie appréciable de temps entre le moment du prélèvement et celui du diagnostic. Cet appareil utilisé pour le dépistage de tumeurs serait d'un grand secours pour le radio-diagnosticien. Les photos prises en microscopies optique et acoustique donnent deux images tout à fait superposables. Seuls, les contrastes sont différents, ce qui amène les chercheurs à développer toute une connaissance sur les « échostructures » caractéristiques des tissus à examiner. Cette phase importante nécessite un très long travail car il est nécessaire de pratiquer un très grand nombre de cas sur des tissus aussi différents que le sein, le foie, l'os, le rein, etc. pour avoir des résultats concluants. Ceci explique la relative lenteur d'arrivée d'un tel instrument sur le marché biomédical.

AU CŒUR DE LA MICROELECTRONIQUE ET DE LA MICROMETALLURGIE (photos 3 a, b, c pages suivantes).

Par contre, les résultats obtenus en microélectronique sont très convaincants et les exemples abondent dans ce domaine. Nous distinguerons cependant deux grandes classes d'observations :

— La surface et les premiers microns sous la surface avec comme exemple type les structures multicouches utilisées en microélectronique. L'eau est utilisable comme liquide de propagation et il est possible de se focaliser sur l'une quelconque de ces couches et observer d'éventuels défauts qui se seraient glissés à l'un des stades de l'élaboration du circuit et ne sont

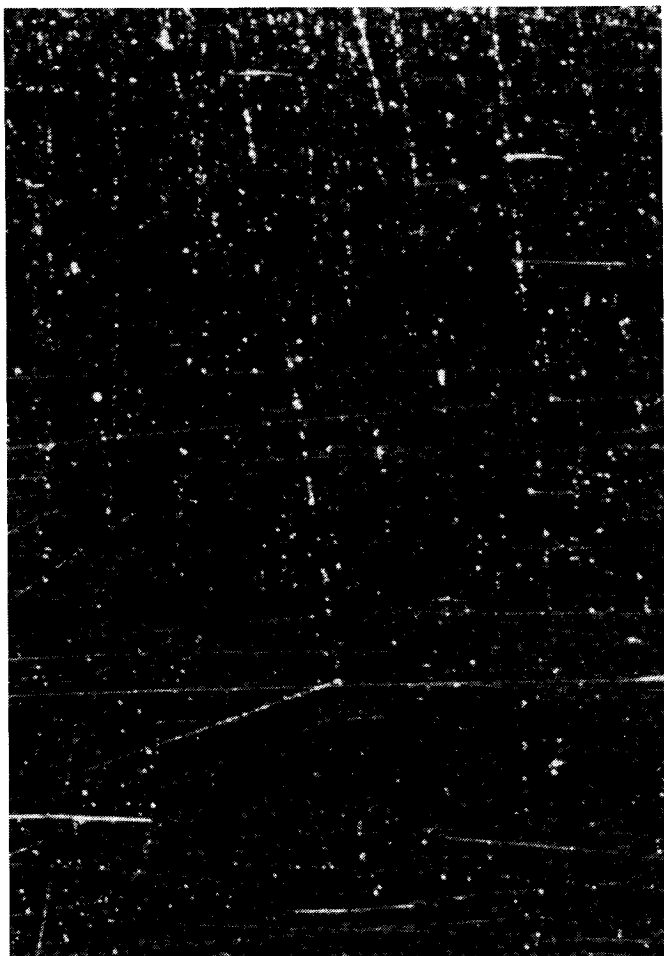


Photo 3 a. — Image d'un circuit intégré au microscope optique.
On ne voit que la surface du silicium rayée par le polissage.

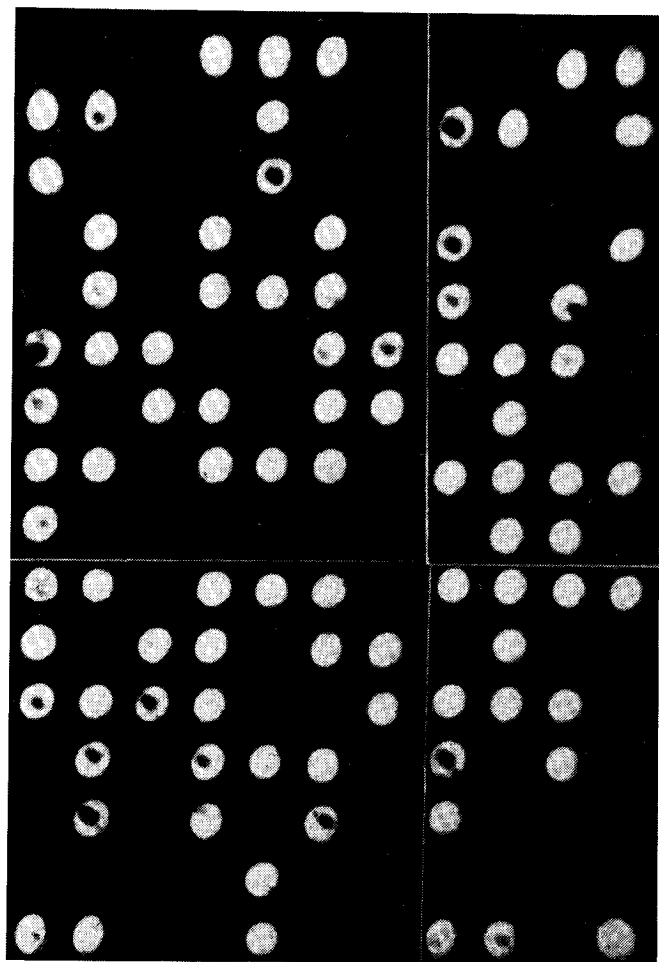


Photo 3 b. — Image aux rayons X.
Les taches blanches correspondent aux plots métalliques situés à l'arrière du silicium.

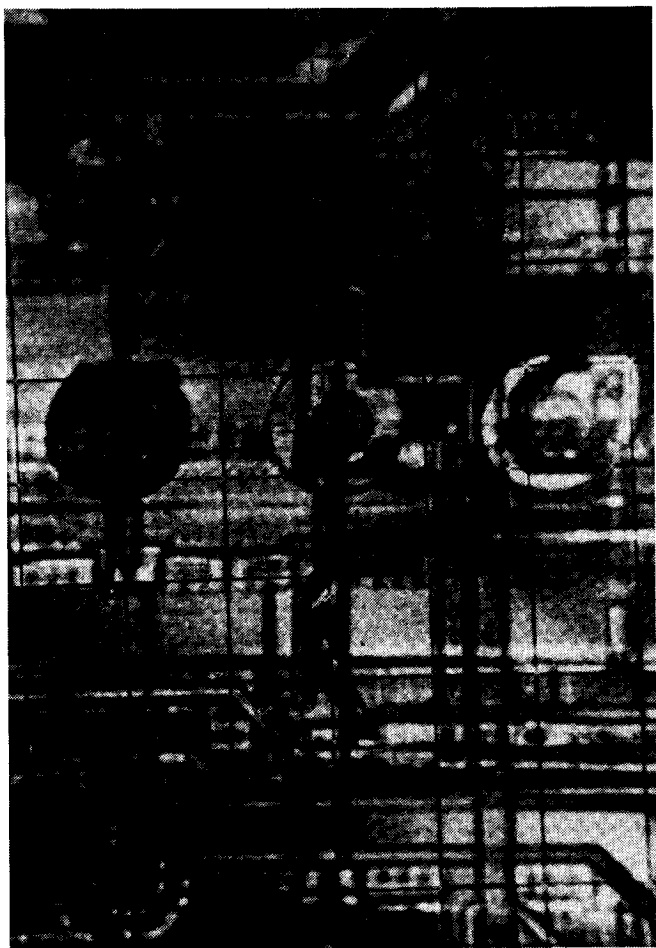


Photo 3 c. — Image au microscope acoustique
(les plots font $100\text{ }\mu\text{m}$ de diamètre).
On voit nettement les détails des circuits ainsi que les plots métalliques
à l'arrière de la pastille.

naturellement peu ou pas visibles optiquement. D'autres expériences du même genre, visant à tester l'adhérence d'une couche mince sur son substrat avant et après photogravure, montrent clairement qu'après cette phase, les bandes métalliques des bords ont tendance à se décoller du fait de l'infiltration sous la couche de la solution d'attaque chimique. Des défauts de croissance cristalline résultant de la présence d'impuretés ou de contraintes induites par polissage ont été décelés. A ces résultats s'ajoutent plusieurs exemples touchant de très près à la fabrication des circuits intégrés, comme le recuit par laser utilisé pour améliorer la qualité cristalline de la couche de silice et, de ce fait, du composant.

— Dans les applications évoquées précédemment, la pénétration ne dépassait pas quelques microns. Or, il est de plus en plus probable que l'élaboration des composants et circuits intégrés va s'orienter vers l'utilisation plus rationnelle de la troisième dimension qui est l'épaisseur. I.B.M., par exemple, a lancé de nouveaux microprocesseurs où les connexions s'entrelacent en profondeur, c'est-à-dire à plusieurs millimètres de la surface. Le problème du contrôle se pose donc et là se trouve un créneau que le microscope acoustique pourrait prendre à condition d'utiliser le mercure ou le gallium comme liquide de couplage pour rendre la surface de l'objet plus transparente aux ultrasons. L'expérience la plus spectaculaire dans ce domaine a été de visualiser l'intégralité d'un microcircuit à travers son substrat de silicium de quelques dixièmes de millimètre. Depuis que les techniques de fabrication ont évolué vers la disparition des fils de contact allant du circuit à son embase, on s'arrange pour que les sorties fassent exactement face aux plots de l'embase, et on soude. De telles soudures sont difficilement contrôlables au même titre que le circuit pris en sandwich entre son embase et le substrat. L'image optique ne fait apparaître que la surface avec des rayures dues à un mauvais polissage. L'image en rayon X nous renseigne sur l'emplacement des plots de contact, mais la résolution ne permet pas de faire apparaître plus de détails. En revanche, la microscopie acoustique nous donne une image saisissante sous forme d'une coupe acoustique sur quelques microns à plusieurs centaines de microns de profondeur. La résolution approche les 3 microns et sera perfectible par l'utilisation de lentilles à très haute définition.

PERSPECTIVE D'AVENIR.

A l'heure actuelle, le microscope acoustique n'a pas encore été introduit sur le marché mais il demeure certain que le premier domaine d'utilisation sera la microélectronique. Suivra, après un certain délai, un instrument biomédical qui rendra service

aussi bien au chirurgien (qui pourra disposer d'un tel instrument près du lieu d'intervention), qu'aux radiodiagnosticiens et anatomopathologistes. Le couplage de cet instrument avec un système de traitement d'images élaboré est en train d'accroître ses possibilités en donnant des résultats quantitatifs indispensables en imagerie moderne. Quant aux appareils de demain, mis au point actuellement dans les laboratoires, d'importantes modifications imagerie moderne.
