

# SEPTIEME COLLOQUE SUR LE TRAITEMENT DU SIGNAL ET SES APPLICATIONS

NICE du 28 MAI au 2 JUIN 1979

TRAITEMENTS D'IMAGES SUR UN ECHOTOMOGAPHE NUMERIQUE A BALAYAGE COMPOSITE  
IMAGE PROCESSING USING A DIGITAL COMPOUND SCAN ULTRASOUND SYSTEM

A. Rivière, J. Souquet

Thomson-C.S.F, Division ASM, Chemin des Travails  
06802 Cagnes-sur-Mer, France

Thomson-C.S.F., ASM Division, Chemin des Travails  
06802 Cagnes-sur-Mer, France

## RESUME

L'objectif d'un échographe est de visualiser les échos provenant des réflexions sur divers organes et reçus sur une sonde acoustique. Cette visualisation peut être de deux types : reconstruction de l'image du plan de coupe balayé par la sonde (mode B), ou reconstruction des mouvements d'un organe, sonde immobile (mode TM). Le principe de génération de l'image repose sur une mémorisation numérique des échos, un microprocesseur étant utilisé pour l'organisation, la gestion et la résolution des divers problèmes posés. La souplesse ainsi obtenue permet l'implantation de divers traitements qui seront décrits :

- Traitements temps réel : on utilise la multiplicité des informations relatives à chaque case pour effectuer un traitement des informations (intégration, moyenne, écho le plus grand ...)
- Traitements temps différé : lissage (ou moyenne sur 9 cases), amélioration des contours
- Traitement au niveau de la lecture image : égalisation et/ou hyperbolisation d'histogramme.

Afin d'illustrer ces divers traitements, des images seront présentées.

## SUMMARY

Diagnostic ultrasound is now widely used for B-scan imaging. The importance of the use of computers on microprocessors in ultrasound for improving image quality and providing more scan data has been proved. Various kinds of image processing using a digital system are described in this paper :

- On-line image processing : we use the fact that a memory sample is attained in various manners to perform some kind of processing related to the way the echoes are stored in memory. Histogram equalization and hyperbolization are also described.
- Off-line image processing : smoothing (L.F. filtering or "nine point" averaging), edge enhancement (H.F. filtering).



TRAITEMENTS D'IMAGES SUR UN ECHOTOMOGAPHE NUMERIQUE A BALAYAGE COMPOSITE  
IMAGE PROCESSING USING A DIGITAL COMPOUND SCAN ULTRASOUND SYSTEM

## 1. - INTRODUCTION.

Le diagnostic ou dépistage de tumeurs par ultrasons est maintenant très souvent utilisé dans de nombreux services hospitaliers. L'objectif d'un échographe est de visualiser les informations reçues par une sonde acoustique ; cette visualisation est une reconstitution de l'image du plan de coupe balayé par la sonde (mode B). Le principe de génération de l'image repose sur une mémorisation numérique des informations qui présente par rapport au tube à entretien d'images et aux systèmes analogiques, l'avantage d'avoir une plus grande dynamique, de garantir une meilleure reproductibilité des images et d'autoriser l'utilisation de systèmes numériques pour l'organisation, la gestion et la résolution de divers problèmes posés par l'appareil. Cette très grande souplesse nous permet d'aborder les problèmes de qualité d'image de diverses manières. En effet, l'intérêt que l'on porte aux traitements d'images est dû en grande partie à la disponibilité de techniques numériques sophistiquées.

La notion de traitement d'une image implique la transformation de cette image d'une forme dans une autre. Plus généralement, deux types de traitement sont envisageables : subjectif et quantitatif. Les techniques d'amélioration subjectives sont conçues pour, qu'à la suite d'un arrangement des données, une interprétation optimale de l'image puisse être faite par le cerveau humain. Généralement, plusieurs essais sont effectués avant que l'oeil de l'observateur soit satisfait.

Le traitement quantitatif n'utilise pas de méthodes itératives comme dans le cas précédent, mais plutôt des modèles mathématiques connus. Un exemple classique est la transformation géométrique effectuée sur les images de planètes pour en obtenir une projection de Mercator.

Nous ne nous intéressons ici qu'au premier type de traitement cité et essaierons de concilier l'aspect objectif (physique) et l'aspect subjectif (visuel).

## 2. - DESCRIPTION DE L'ECHOTOMOGAPHE NUMERIQUE.

L'échographe se divise en quatre parties distinctes :

### 1) Sonde acoustique :

Des sondes acoustiques de fréquence 2,5 - 3,5 - 5 - 7 et 10 MHz, peuvent se connecter sur le système. La bande passante de chaque sonde représente environ 40 % de sa fréquence d'accord et les pertes de conversion sont inférieures à 3 dB.

Chaque sonde délivre sous 5 bits un code qui lui est propre et permet ainsi de sélectionner l'émetteur.

### 2) Statif :

La sonde est montée sur un pantographe ("Statif"); lors du balayage manuel de la sonde les articulations du pantographe délivreront des angles, définissant la position de la sonde, sous forme numérique. Ceci est réalisé en plaçant un synchro-transmetteur dans chacune des 3 articulations et réalisant à l'aide de 3 cartes implantées dans le socle du statif une conversion synchro-numérique délivrant chacun des angles sous 14 bits.

### 3) Armoire électronique :

Le synoptique de la Fig. 1 représente tout le volume électronique ; il comprend une partie analogique, une partie "calcul et organisation" et une partie mémoire.

a - La partie analogique comprend les cartes émission et réception. L'émetteur délivre une impulsion de 50 nsec et -200 V. La chaîne de réception comprend un préamplificateur, des filtres, des amplificateurs dont le gain est piloté par le circuit de commande du TVG et un redresseur double alternance. Le signal analogique détecté va être échantillonné et chaque échantillon converti en un signal digital de 8 bits parallèles pour une dynamique maximum de 48 dB.

b - La partie "calcul et organisation" comprend un microprocesseur 16 bits, 6 MHz, que nous avons réalisé et basé autour du module 2901. Ce microprocesseur calcule les adresses de rangement des échantillons dans la mémoire à chaque récurrence à partir des données angulaires fournies sous forme de mots de 14 bits par les modules de conversion synchro-numérique. Il a aussi pour tâche de remplir la mémoire vive du circuit de commande du TVG, de l'ALU utilisé pour les traitements temps réel ainsi que celle de la loi de compression de dynamique. La fonction la plus

TRAITEMENTS D'IMAGES SUR UN ECHOTOMOGAPHE NUMERIQUE A BALAYAGE COMPOSITE  
 IMAGE PROCESSING USING A DIGITAL COMPOUND SCAN ULTRASOUND SYSTEM

importante de ce microprocesseur est destinée aux traitements d'images dont nous parlerons plus loin.

L'ALU, divers circuits d'adressage de la mémoire et le processeur lecture-écriture de la mémoire composent encore cette partie.

c - La capacité de la mémoire image est de  $256 \times 256$  mots de 16 bits. Chaque mot représente une case du plan de coupe dont la dimension dépend de la fréquence d'échantillonnage. La dimension de 16 bits de chaque mot est nécessaire pour effectuer, pendant la génération d'une image, les calculs d'intégration sur le contenu de chaque case. Seuls les 8 bits de fort poids servent à la visualisation de l'image de sorte que les 8 bits de faible poids sont, une fois l'image mémorisée, disponibles pour mémoriser l'image initiale traitée.

4) Organe d'exploitation :

L'organe d'exploitation est l'ensemble qui assure d'une part le dialogue entre l'opérateur et le microprocesseur décrit précédemment et d'autre part la visualisation des images. Pour ce terminal, nous avons utilisé, en version laboratoire, un ordinateur Hewlett Packard 9825.

3. - TRAITEMENTS TEMPS REEL.

Pour la formation d'une image d'un plan de coupe, le médecin balaye mécaniquement la sonde acoustique sur le patient. Les échantillons recueillis ne pourront être rangés dans la mémoire centrale qu'au fur et à mesure de leur arrivée, cette mémoire n'étant pas disponible à plein temps du fait de sa lecture pour l'entretien de l'image TV. On dispose donc d'une mémoire relais, appelée mémoire "carotte", dans laquelle les octets sont entreposés au fur et à mesure de leur arrivée. Après l'arrivée du dernier octet et avant l'émission suivante, le contenu de la mémoire auxiliaire est transféré dans la mémoire centrale par paquets de 25 mots de 8 bits pendant les instants de disponibilité de cette dernière à l'intérieur de chaque récurrence ligne. Une carotte de 256 échantillons prélevés à une fréquence de 640 kHz, nécessite environ 400  $\mu$ sec pour être reçue. L'ensemble réception-range-ment en mémoire prendra donc 1,1 msec, temps au bout duquel pourra avoir lieu l'émission suivante.

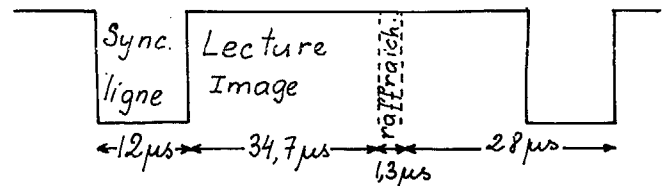
Afin d'améliorer la qualité de l'image, on va utiliser la multiplicité des informations relatives à chaque case pour effectuer un traitement de ces infor-

mations. Ce traitement est effectué en temps réel, c'est-à-dire à l'intérieur d'une récurrence d'émission. Avant de décrire des traitements spécifiques, nous nous proposons d'expliquer le principe de fonctionnement du traitement temps réel.

1. Principe de fonctionnement.

Du fait du peu de temps disponible pour le traitement, il ne sera pas possible d'utiliser le microprocesseur pour cette opération qui sera réalisée par une unité arithmétique câblée, voir Fig. 2.

Rappelons que la mémoire image a deux modes de fonctionnement : acquisition (transfert mémoire carotte  $\rightarrow$  mémoire image), lecture (transfert mémoire image  $\rightarrow$  moniteur TV). Pour chaque ligne TV nous avons le diagramme de temps suivant :



Nous voyons donc qu'il reste 28  $\mu$ sec de disponible pour des transferts éventuels dans ou hors mémoire image. Dans le cas d'un transfert avec traitement, il est nécessaire de faire des calculs (opération qui ne perturbe pas la mémoire image) et ensuite d'effectuer des transferts avec la mémoire image.

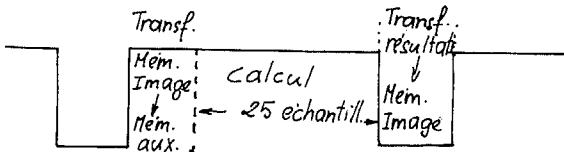
Le calcul peut donc s'effectuer pendant le temps de lecture de la mémoire image, c'est-à-dire pendant 36  $\mu$ s. Les opérations d'appel de donnée de la mémoire et le transfert des résultats en mémoire se font pendant les 28  $\mu$ sec disponibles. De cette manière, 25 échantillons sont traités par ligne TV.

Donc, lorsqu'il est demandé, la formation d'une image avec traitement, le type de traitement souhaité est chargé dans une mémoire vive qui vient commander l'unité arithmétique et logique. Les échos provenant de la sonde sont, après conversion numérique, mis en mémoire "carotte". Pour le traitement, on va alors chercher en mémoire image le contenu des 25 cases correspondant aux 25 premiers échantillons rangés en mémoire carotte. Ces 25 échantillons sont alors transférés en mémoire auxiliaire. Pendant la lecture de la mémoire image, l'opérateur câblé applique l'algorithme de traitement sélectionné à ce couple de 25 échantillons représentatifs des mêmes 25 cases du plan de coupe.



TRAITEMENTS D'IMAGES SUR UN ECHOTOMOGAPHE NUMERIQUE A BALAYAGE COMPOSITE  
IMAGE PROCESSING USING A DIGITAL COMPOUND SCAN ULTRASOUND SYSTEM

Le résultat du traitement est remplacé en mémoire auxiliaire puis transféré en mémoire image à la bonne place. La carotte entière par paquets de 25 échantillons est traitée selon le même processus. Pour traiter les 256 échantillons, il faudra effectuer cette opération 11 fois, soit 704 usec, ce qui correspond donc à une récurrence d'émission de 1,1 msec (704 + 400  $\mu$ s). Le cycle de traitement est donc le suivant :



### 2. Traitement "le plus grand" (LPG).

Ce traitement consiste à comparer le contenu d'une case mémoire avec l'échantillon prélevé et ne conserve que le plus grand des deux. Ce type de traitement est utile pour les contours. En effet, un écho réfléchi par un organe peut être diffus ou spéculaire. Pour une case mémoire donnée, on passe de l'écho spéculaire à diffus en changeant l'orientation de la sonde. Le traitement LPG permet alors de ne conserver que l'écho spéculaire et ainsi de mieux délimiter les contours d'un organe. Les Fig. 3 (a) et (b) montrent une image non traitée puis traitée par LPG.

### 3. Traitement "Intégration".

Ce traitement consiste à accumuler au fur et à mesure des cycles de période T les valeurs normalisées des échantillons relatifs à une même case. Cette accumulation sera obtenue en multipliant le contenu de la case par un coefficient inférieur à 1 et en y rajoutant la valeur normalisée de l'échantillon incident. La normalisation est rendue nécessaire par le gain dû au traitement. Oublions dans un premier temps cette normalisation. A l'instant n le contenu d'une case sera :

$$\Sigma_n = \alpha \Sigma_{n-1} + A_n$$

où  $\Sigma_{n-1}$  représente le contenu de la case concernée au moment de l'arrivée de l'échantillon  $A_n$ . Supposons pour simplifier que tous les échantillons sont égaux :  $A_n = A_{n-1} = \dots = A_0 = A$ .

$$\Sigma_0 = \alpha \times 0 + A$$

$$\Sigma_1 = \alpha \Sigma_0 + A = \alpha A + A$$

$$\Sigma_2 = \alpha \Sigma_1 + A = \alpha^2 A + \alpha A + A = (1 + \alpha + \alpha^2) A$$

⋮

$$\Sigma_n = (1 + \alpha + \alpha^2 + \dots + \alpha^n) A$$

$$\Sigma_n \rightarrow \frac{1}{1-\alpha} A$$

$\frac{1}{1-\alpha}$  représente le gain du traitement. Pour normaliser le résultat il faudra diviser chaque échantillon reçu par  $1/1-\alpha$ . L'algorithme de l'intégration sera donc le suivant :

$$\Sigma_n = \alpha \Sigma_{n-1} + (1-\alpha) A$$

Pour faciliter la réalisation,  $\alpha$  sera obtenue à partir de décalages, c'est-à-dire de divisions par  $2^p$  :

$$\alpha = \frac{2^p - 1}{2^p} = 1 - \frac{1}{2^p}$$

$$1-\alpha = \frac{1}{2^p}$$

$$\rightarrow \Sigma_n = \left(1 - \frac{1}{2^p}\right) \Sigma_{n-1} + \frac{A}{2^p} \quad (1)$$

Le processus du traitement s'effectue de la manière décrite précédemment. Les n échantillons correspondant à  $S_k$  sont transférés de la mémoire image dans la mémoire auxiliaire, tandis que les échantillons A se trouvent en mémoire carotte. Pendant le temps de lecture de la mémoire image, les n échantillons sont traités un par un dans l'unité arithmétique et logique suivant la relation (1), les valeurs  $S_{k+1}$  ainsi obtenues sont stockées dans la mémoire auxiliaire aux emplacements occupés précédemment par les valeurs  $S_k$ , puis ces valeurs sont transférées dans la mémoire image.

Lors de ce traitement, la vitesse d'intégration peut être modifiée par le circuit microprocesseur via le terminal en changeant la valeur de p. En effet, en fonction du nombre de mesures k, la somme  $S_k$  évolue selon la loi :

$$S_k = A \cdot [1 - \exp(-k/2^p)]$$

Pour les zones de l'image où les mesures sont répétées à des intervalles de temps réguliers, le nombre k est proportionnel au temps et le paramètre  $2^p$  est analogue à une constante de temps.

L'avantage d'un tel traitement devient alors évident. Il donne priorité aux événements répétitifs ; un parasite, par définition, n'est pas répétitif ; il disparaîtra de l'image. L'image obtenue sera donc lissée ce que nous pouvons voir en comparant la Fig. 4 (a) et (b).

TRAITEMENTS D'IMAGES SUR UN ECHOTOMOGAPHE NUMERIQUE A BALAYAGE COMPOSITE  
 IMAGE PROCESSING USING A DIGITAL COMPOUND SCAN ULTRASOUND SYSTEM

4. - TRAITEMENT A LA LECTURE.

La nécessité d'un traitement à la lecture est directement reliée au support de l'image, un moniteur TV dans notre cas, et sa visualisation par l'oeil de l'observateur.

Le contraste est généralement défini comme la différence relative qui existe entre les zones claires et sombres d'une image. Parce que la vision de caractéristiques particulières d'une image est directement affectée par ces différences relatives, il est souvent possible d'améliorer la compréhension d'une image par une transformation  $J(I)$  particulière des valeurs des intensités des pixels  $I(x,y)$ . Ceci est particulièrement vrai lorsque les images n'occupent qu'une petite portion de la dynamique disponible. En photographie, ces techniques sont connues et ont pour nom, recopie, masquage ... Cependant, aucune de ces procédures n'a la souplesse des techniques digitales. Deux raisons évidentes peuvent être citées : premièrement, n'importe quelle transformation arbitraire  $J(I)$  peut être utilisée aisément grâce au microprocesseur du système, et deuxièmement, la densité de probabilité  $p(I)$  des pixels peut être utilisée pour déterminer d'autres transformations plus appropriées. Cette technique d'amélioration de contraste est souvent appelée modification d'histogramme.

Une procédure utilisée est celle de l'égalisation d'histogramme : elle consiste en une redistribution des niveaux d'intensité de manière égale sur toute la dynamique disponible. Dans notre cas, la dynamique en mémoire image est de 48 dB (8 bits), la dynamique de visualisation est de 20 dB (moniteur TV). La modification d'histogramme est réalisée de la manière suivante : en sortie de la mémoire image se trouve une mémoire vive appelée RAMVISU, chargée par le microprocesseur. Cette RAM contient la loi de modification d'histogramme désirée, le signal avant d'être visualisé est alors modifié selon cette loi. On peut à tout moment la changer pour répondre aux impératifs souhaités. La Fig.5 (a)(b) et (c) montre ce que l'on peut faire sur l'image d'un fantôme (ici la lettre "S" formée de fils tendus dans un cadre).

Un autre aspect d'un tel traitement est son utilisation pour l'interprétation des images par un observateur humain. Des mesures faites sur des animaux [2] montrent que les neurones sensibles à la lumière sont excités d'une manière proportionnelle au loga-

rithme de l'énergie lumineuse incidente. Une telle expérience sur des êtres humains est pour le moins difficile à réaliser ; cependant, certaines démonstrations ont pu être faites. Une d'entre elles consiste à présenter à un observateur deux échelles de gris, la première consistant en des niveaux d'intensité également distribués, la deuxième en des niveaux d'intensité distribués de manière exponentielle, ce qui est identique à des densités également distribuées. C'est cette dernière échelle qui apparaît comme étant distribuée de manière la plus uniforme. La modification d'histogramme dans ce cas consiste à trouver une fonction  $J(I)$  pour laquelle tous les niveaux d'intensité perçus de l'image traitée sont équiprobables, c'est-à-dire que si la différence relative d'intensité entre deux gris adjacents du bas de l'échelle est de 10 % par exemple, on doit retrouver cette même différence relative entre deux blancs adjacents du haut de l'échelle. Diverses lois répondant à un tel critère ont été essayées dans d'autres domaines ; elles consistent en général à faire des modifications sur la loi de Weber logarithmique où l'intensité perçue  $B$  est reliée à  $J$  de la manière suivante :

$$B = \log (J+C)$$

où  $C$  est une constante que l'on ajuste expérimentalement. Nous nous sommes bornés dans notre cas à ne faire que des essais empiriques.

5. - TRAITEMENTS TEMPS DIFFERE.

La structure du système développé, et tout particulièrement l'emploi d'un microprocesseur, permettent à l'utilisateur d'effectuer divers traitements après l'acquisition des données.

La réduction de dynamique pour la visualisation et l'amélioration des contours, semblent être des objectifs conflictuels, il est cependant possible de les réaliser. L'intensité d'une image est le produit de 2 termes : illumination  $i$  et réflectance  $r$ . La dynamique importante rencontrée dans les images, est due principalement aux larges variations d'illumination qui contiennent principalement les composantes basses fréquences. Le contour des objets ne dépend que de la réflectance contenant les composantes hautes fréquences. Si l'on désire maintenir un contraste normal pour l'image et diminuer la dynamique l'on doit donc effectuer un filtrage spatial pour abaisser les composantes basses fréquences [3].



Nous comptons implanter ce filtrage de la manière suivante : considérons un pixel et ses 8 cases adjacentes. On calcule d'abord un signal passe-bas. Cette opération de moyennage est équivalente à convoluer l'image avec une matrice de pondération qui vaut 1 dans la région 3 x 3 entourant le pixel, et zéro ailleurs. On soustrait ensuite cette valeur moyenne au pixel en question pour produire l'image filtrée. L'opération se répète jusqu'à ce que toute l'image soit traitée. Mathématiquement, le filtrage est décrit par :

$$y_{ij} = (1-f) (x_{ij} - \bar{x}_{ij}) + f x_{ij} + C$$

où  $y_{ij}$  est le pixel traité à la ligne  $i$  et échantillon  $j$ ,  $x_{ij}$  est la valeur initiale de ce pixel,  $\bar{x}_{ij}$  est la moyenne locale des valeurs des pixels entourant le pixel d'intérêt, et  $C$  une composante continue. Une fraction  $f$  du pixel original peut être conservée dans le pixel traité. Ce traitement est en cours de réalisation dans notre système.

#### 6. - CONCLUSION.

Les discussions présentées dans cet article ont principalement porté sur la structure des images obtenues par diagnostic U.S. et la compatibilité de cette structure avec les procédés utilisés pour les mémoriser, les visualiser et les modifier. Divers traitements ont été utilisés et illustrés.

#### REFERENCES

- [1] W. FREI "Image enhancement by histogram hyperbolization" Computer Graphics and Image processing 6, 286-294 (1977)
- [2] T.G. STOCKHAM Jr "Image processing in the context of a visual model" Proc. of the IEEE vol 60, n° 7 July 1972
- [3] SOHA, LYNN, LORRE "IPL processing of the Mariner 10 images of Mercury" Journal of Geophysical Research, June 10, 1975.

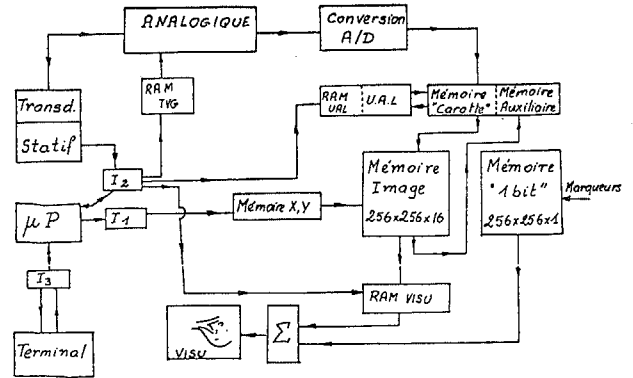


Fig. 1 - Bloc diagramme de l'échotomographe numérique

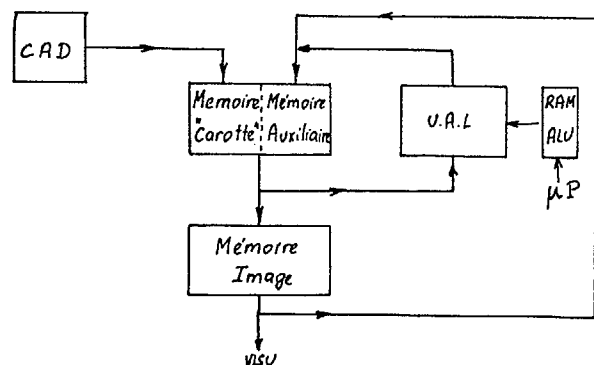
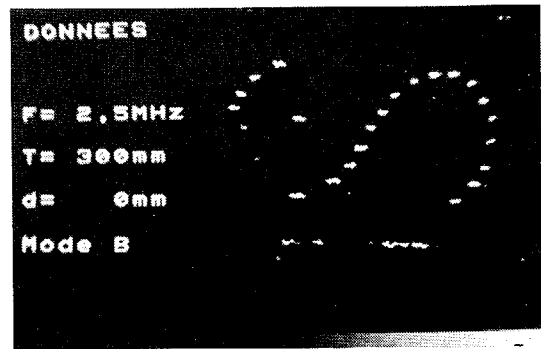
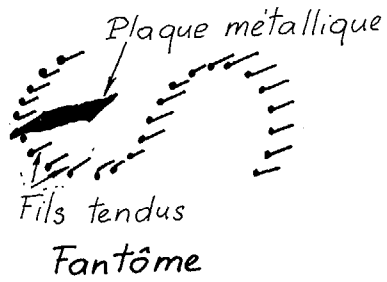
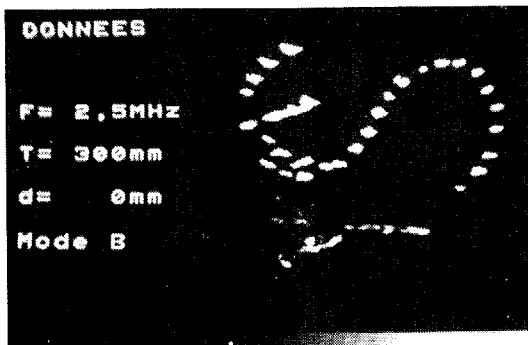


Fig. 2 - Synoptique du traitement temps réel

TRAITEMENTS D'IMAGES SUR UN ECHOTOMOGAPHE NUMERIQUE A BALAYAGE COMPOSITE  
 IMAGE PROCESSING USING A DIGITAL COMPOUND SCAN ULTRASOUND SYSTEM



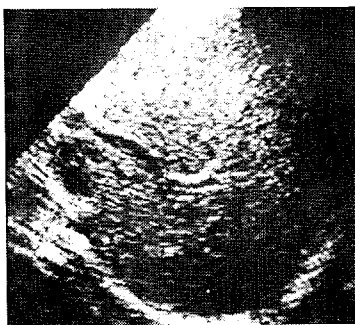
a



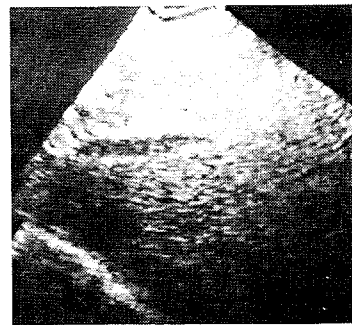
b

Fig. 3

a - sans traitement  
 b - avec traitement LPG. On discerne la plaque et les fils tendus sous la plaque



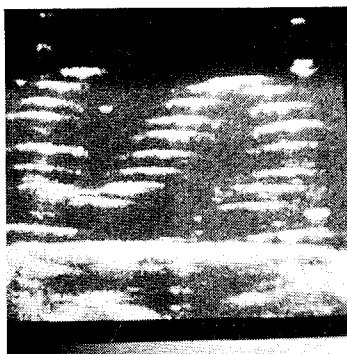
a



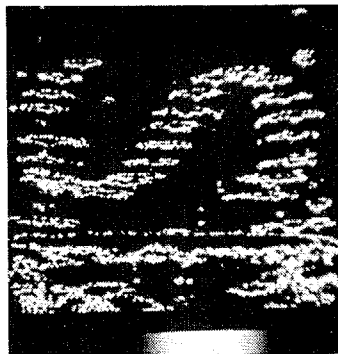
b

Fig. 4 a - sans traitement

b - avec traitement intégration



a



b



c

Fig. 5 - a - Utilisation de la loi de visu pour extraction d'information de l'image  
 b et c