



Traitement, Synthèse, Technologie et Applications

BIARRITZ - Mai 1984 -

RECHERCHE DE CONTOURS SUR CLICHES RADIOGRAPHIQUES

EDCE Detection on x - RAY IMAGES

G. JACQUET, C. TRIBAUD, J. GALLICE

Laboratoire d'Electronique et Résonance Magnétique (L.E.R.M.) - E.R.A. 90 - Université de Clermont II, BP. 45
63170 AUBIERE (France)

RESUMETHEMES : A5, A3

MOTS CLES : Extraction de contour - Diagnostic médical - Rapidité des algorithmes de traitement d'image, temps réel - Décomposition orthogonale, analyse de Fourier linéaire coefficients de LANCZOS.

RESUME :

Nous présentons dans cet article deux algorithmes de suivi de contours basés sur l'analyse de relations entre la forme des transitions et la position des contours. Cette analyse a été faite à partir de clichés radiographiques pour lesquels la diversité des contours est importante. Compte tenu du capteur d'entrée utilisé (caméra vidéo standard), il a été indispensable d'effectuer au préalable un filtrage numérique sur l'image. Nous avons plus particulièrement insisté sur la précision et la rapidité des algorithmes, ceci en vue d'applications industrielles.

SUMMARY

Index Terms : Edge detection - Medical diagnosis - Algorithm rapidity in the image processing, Real time - Orthogonal decomposition, Fourier linear analysis, Lanczos coefficients.

ABSTRACT

This paper introduces two edge following algorithms based on the analysis of the relations between the shape of the transition projected line (between black and white) and the position of the edges.

This analysis has been done with radiographic images for which the diversity of the edges is important.

Owing to the type of the input sensor (camera video standard), it has been necessary to do previously a digital filtering to the images.

We paid special attention to the algorithm rapidity, because of the industrial applications.



I) INTRODUCTION

Nous présentons dans cet article une application du traitement numérique d'images vidéo : la mesure de dimensions.

Ces mesures sont effectuées à partir de clichés radiographiques. On veut réaliser le suivi de points appartenant à des contours principaux, afin d'obtenir la position précise de ces points par rapport à une référence.

L'image vidéo est obtenue par observation des clichés en transparence au moyen d'une caméra.

Le traitement de ces images est fait par un processeur vidéo qui a été conçu et réalisé au laboratoire*. [1] [2].

Le signal vidéo analogique est numérisé en temps réel à raison de 512 lignes de 512 points élémentaires (pels), chaque pel a une résolution de 256 niveaux de gris.

L'image ainsi numérisée est stockée dans des "plans mémoires images" pour traitement.

La première partie de l'étude a pour but de mettre en évidence d'éventuelles relations pouvant exister entre le contour réel défini de façon visuelle et les transitions observées. Cela revient à trouver des caractéristiques propres aux transitions, pouvant être liées à la présence et à la position du contour.

Avant de procéder à cette étude il faut mettre en évidence et réduire l'effet sur les transitions des facteurs extérieurs au contour (bruit de la chaîne d'acquisition...).

Des filtres unidimensionnels et bidimensionnels sont étudiés et l'on observera leur action sur les transitions et leur transformée de Fourier.

La deuxième partie de l'étude sera consacrée aux algorithmes de suivi, propre à chaque caractéristique.

II) PRESENTATION D'UNE IMAGE ET AMELIORATION

1) Image initiale

Nous donnons (figure 1) la visualisation de l'image radiographique stockée en mémoire avant tout traitement.

Visuellement nous distinguons deux sortes de contours principaux :

- des contours très nets (pointeurs X_1 , X_2),
- des contours plus difficiles à discerner (pointeurs Y_1 , Y_2).

Pour permettre une étude des transitions on effectue une coupe transversale aux contours (coupe A.A) et l'on représente sur une courbe la valeur des niveaux de gris tout au long de la transition.

Nous notons que pour l'image initialement stockée en mémoire, la transition (figure 2a) est fortement bruitée (les contours Y_1 , Y_2 sont complètement noyés dans le bruit). Il est donc nécessaire d'effectuer un filtrage numérique avant de tenter de caractériser la position des contours.

La courbe (figure 2b) correspond à la transformée de Fourier de cette transition. A la vue de ce spectre on peut penser que l'information utile est comprise entre 0 et 2 MHz maximum.

Nous allons donc étudier différents procédés de filtrage afin d'éliminer les fréquences supérieures à 2 MHz tout en prenant soin de bien vérifier qu'il n'y a pas déformation de la transition originale.



Figure 1 : Image originale

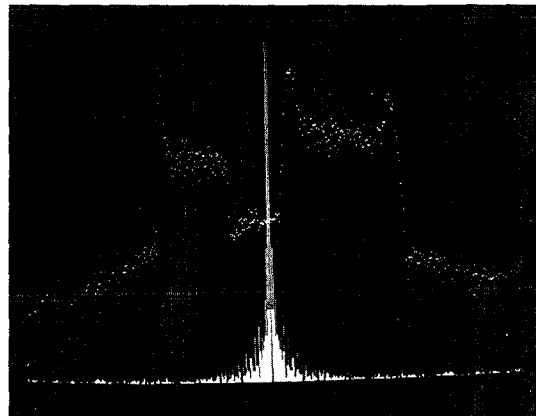


Figure 2 a : Transition AA

Figure 2 b : Transformée de Fourier de la transition.

2) Etude du filtrage

On réalise un filtrage numérique en faisant une convolution entre un masque prédéterminé et l'image originale.

Nous étudierons tout d'abord différents masques unidimensionnels que nous généraliserons ensuite à deux dimensions.

A - Filtrage monodimensionnel

De façon générale puisque l'on désire diminuer le bruit de fond, il faudra utiliser un masque passe-bas. Pour ne pas déformer les transitions, il devra introduire ni déphasage ni décalage. Ceci nous entraîne à choisir un masque avec un nombre de coefficients impair (en affectant le résultat au point central on supprime tout décalage). De plus, il devra avoir des coefficients symétriques pour que le déphasage puisse être nul.

Pour choisir ce masque, on pourra agir sur la taille, et sur la valeur des coefficients.

* Processeur d'Images Vidéo d'Evaluation (PRIVE)

α) taille

Pour avoir une idée de la taille qu'il faudra prendre, on utilise une fenêtre rectangulaire (ex : $\boxed{1 \ 1 \ 1 \ 1 \ 1 \ 1 \ 1}$).

On obtient un lissage satisfaisant à partir d'une fenêtre de 5 échantillons et la déformation des transitions commence à être sensible à partir d'une fenêtre de 11 échantillons.

Mais ce genre de filtre présente un grave inconvénient : en effet pour un masque $\boxed{1 \ 1 \ 1 \ 1 \ 1}$:

$$\text{on a } \frac{S(Z)}{E(Z)} = \frac{1}{3} \times \frac{1+z^{-1}+z^{-2}}{z^{-1}} \rightarrow \frac{S(\omega)}{E(\omega)} = \frac{1}{3} \times (2 \cos \omega + 1)$$

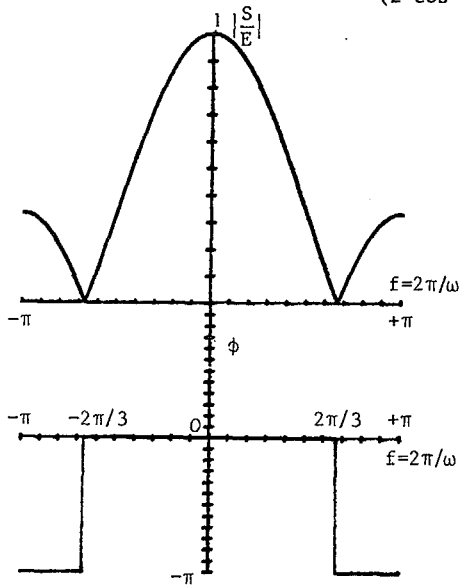


Figure 3 : Réponse en fréquence du masque $\boxed{1 \ 1 \ 1 \ 1 \ 1}$

Les fréquences plus élevées (fig. 3) sont amplifiées avec un déphasage de π. Ce qui peut être gênant pour effectuer des mesures sur les transitions.

β) valeur des coefficients

Pour éviter les inconvénients vus précédemment on pondère la fenêtre par une fonction progressive qui donne une réponse en fréquence plus adaptée. On a dans le cas général :

$$S(i) = \sum_{k=-N}^N g \cdot W(k) \times e^{(i+k)}$$

fenêtre 2N+1 échantillons
W(k) fonction de pondération
g coefficient de normalisation.

On peut rechercher la fonction de pondération en partant de ses caractéristiques dans le domaine de Fourier.

Par exemple, si l'on désire une fenêtre rectangulaire en fréquence dont la transformée inverse est :

$$\frac{\omega_o}{\pi} \frac{\sin \omega_o t}{\omega_o t} \quad \text{et si on se limite à la première arche on a :}$$

$$W(k) = \sigma(N,k) = \frac{\sin(\pi k/N)}{\pi k/N}$$

(σ(N,k) est la fonction de Lanczos) [3] .

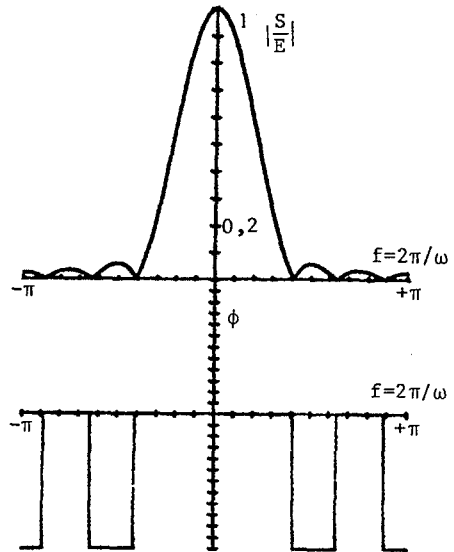


Figure 4 : Transformée de Fourier de la fonction de Lanczos pour N = 3.

On peut voir (fig.4) la transformée de Fourier de cette fonction réduite à la première arche pour N = 3 (fenêtre de 7 échantillons).

Il existe aussi d'autres fonctions de pondération utilisées [3]

Hamming : $W(k) = (1 - \alpha) + \alpha \cos \frac{\pi k}{N}$ dont la valeur optimisée est α = 0,45

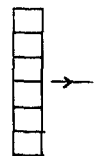
Von Eann : $W(k) = 0,5 + 0,5 \cos \frac{\pi k}{N}$ (fonction de Hamming pour α = 0,5).

Ces trois fonctions donnent des résultats similaires, on peut voir (fig.5) l'effet sur la transition présentée précédemment de la fonction de Hamming pour une fenêtre de 7 échantillons.

B - Filtrage bidimensionnel

Pour tester l'efficacité du filtrage unidimensionnel dans une direction perpendiculaire, il suffit de déplacer le masque en colonne.

On voit (fig.6) que l'efficacité dans cette direction est bien moindre.



Il sera donc souhaitable d'effectuer un filtrage local bidimensionnel pour obtenir de meilleurs résultats.

Nous avons utilisé un masque de Hamming 7 x 7 (fig.7) tel que :

$$s(i,j) = \sum_{k_1, k_2} g \cdot W(k_1, k_2) \cdot e^{(i+k_1, j+k_2)} \quad \text{avec :}$$

$$W(k_1, k_2) = W(k_1) \times W(k_2)$$

(W(k) : fonction de Hamming).

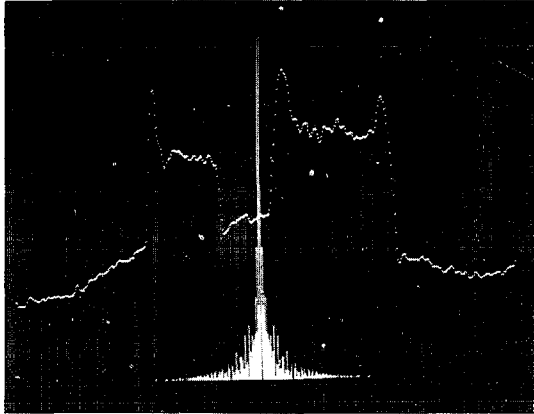


Figure 5a,b : Filtrage 1d masque de Hamming en ligne.

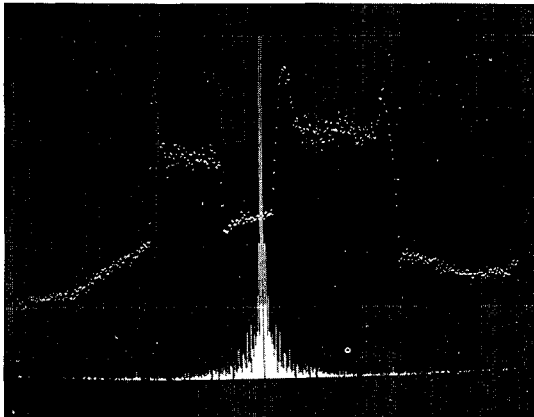


Figure 6a,b : Filtrage local 1d masque de Hamming en colonne.

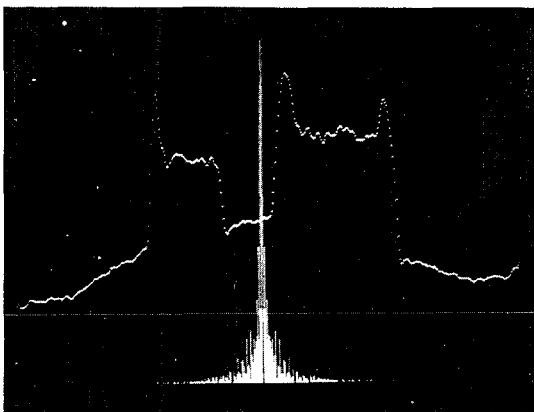


Figure 7a,b : Filtrage local 2d masque de Hamming.

III) CARACTERISATION DU CONTOUR VISUEL

Dans un cliché radiographique on peut distinguer en première approche deux types de contours visuels : des contours nets, des contours situés dans les zones sombres et qui donnent une impression de flou.

Cette remarque reste valable pour tous les clichés que l'on a pu observer (médical, industriel...)

Pour permettre la mise en évidence de ces contours par des méthodes de traitement d'images on va essayer de relier la position de ces contours à une caractéristique particulière de la transition.

L'analyse d'une coupe transversale sur laquelle sont pointés les contours visuels (fig. 8a) permet de voir qu'à chaque type de contour, il correspond une zone précise de la transition :

- contour net : zone de variation maximum des niveaux (zones A.),
- contour¹ flou : zone du "pied" de la transition (zones B₁).

Pour pouvoir évaluer la précision des mesures ainsi effectuées, on a réalisé une statistique, sur toute une image, de l'écart entre le contour visuel et celui défini par la caractéristique adaptée au type de contour (fig. 8b et 8c).

Pour un pas d'échantillonnage de 0,1 mm on trouve :

- contour net : E(écart) = 0,011mm; σ (écart) = 0,33 mm
- contour flou : E(écart) = 0,014mm; σ (écart) = 0,241mm

L'étude de ces écarts a été réalisée sur une radiographie industrielle car sa structure était plus intéressante. En effet, on retrouve sur un même contour, les deux types de caractéristiques, suivant la zone où l'on se place, ce qui n'est pas en général le cas sur les clichés médicaux.

Ceci peut se comprendre en analysant de façon superficielle le processus radiographique. On peut dire qu'il y a une relation entre l'épaisseur du matériau et le degré d'exposition du film (fig.9) [4].

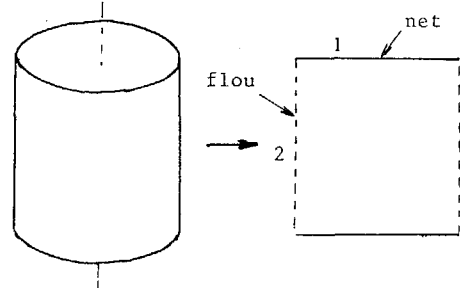


Figure 9 : Radiographie d'un cylindre

Pour les transitions 1 : l'épaisseur varie de façon brusque → variation rapide des niveaux.

Pour les transitions 2 : l'épaisseur varie de façon continue jusqu'à 0 → contour au "pied" de la transition.

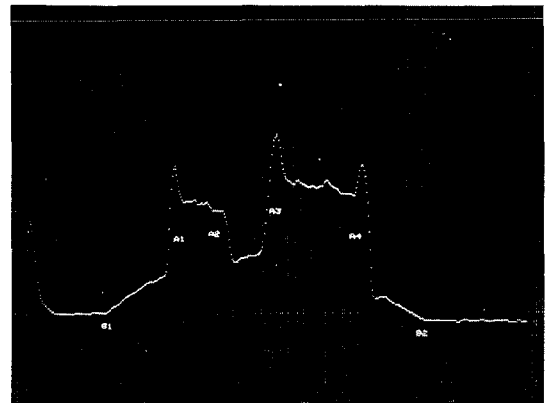


Fig. 8a : coupe transversale filtrée avec repérage de la position des contours



RECHERCHE DE CONTOURS SUR CLICHES RADIOGRAPHIQUES

EDGE Detection on x - RAY IMAGES

G. JACQUET, C. TRIBAUD, J. GALLICE

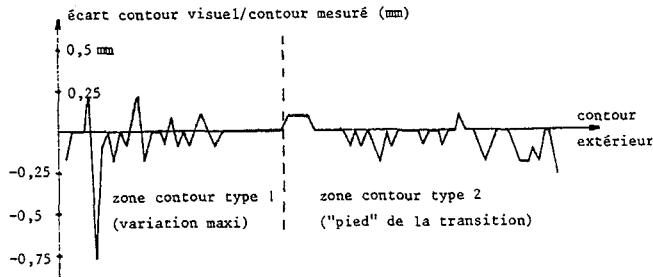


Figure 8b : Ecart entre contour visuel et contour mesuré (extérieur)

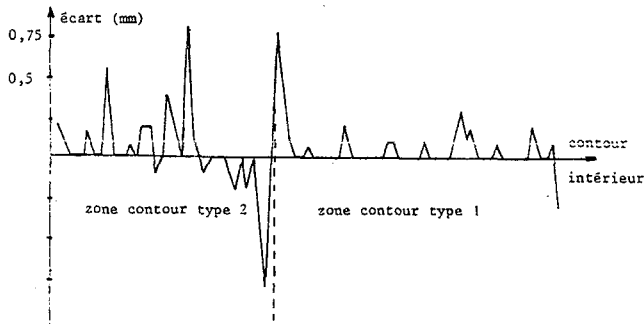


Figure 8c : Ecart entre contour visuel et contour mesuré (intérieur)

L'explication pour un cliché médical est plus délicate car la différence d'exposition tient pour beaucoup dans la différence de nature des tissus.

On voit que ces deux caractéristiques donnent des résultats satisfaisants, on va donc les utiliser dans deux algorithmes de suivi, un pour chaque type de contour.

IV) ALGORITHMES DE SUIVI

Nous allons présenter successivement les deux algorithmes ainsi que leurs performances.

1) Suivi des zones nettes

Ces zones étant caractérisées par une variation maximum des niveaux, il est logique de choisir pour détecter le contour un opérateur gradient.

Pour satisfaire le compromis efficacité, rapidité, on a choisi un gradient 3 x 3 (les 2 x 2 ne sont pas très isotropes et apportent un décalage), les calculs sont assez réduits [5] [6].

On ne s'est intéressé dans cet algorithme qu'à la valeur absolue de la pente sans se préoccuper de la direction.

$$\text{gradient } 3 \times 3 : \begin{vmatrix} a & b & c \\ d & x & e \\ f & g & h \end{vmatrix} \quad G = |a-h| + |f-c| + |d-e| + |b-g|$$

Cet algorithme (fig. 10) va réaliser un véritable suivi directement sur l'image moyennée, sans détection préalable.

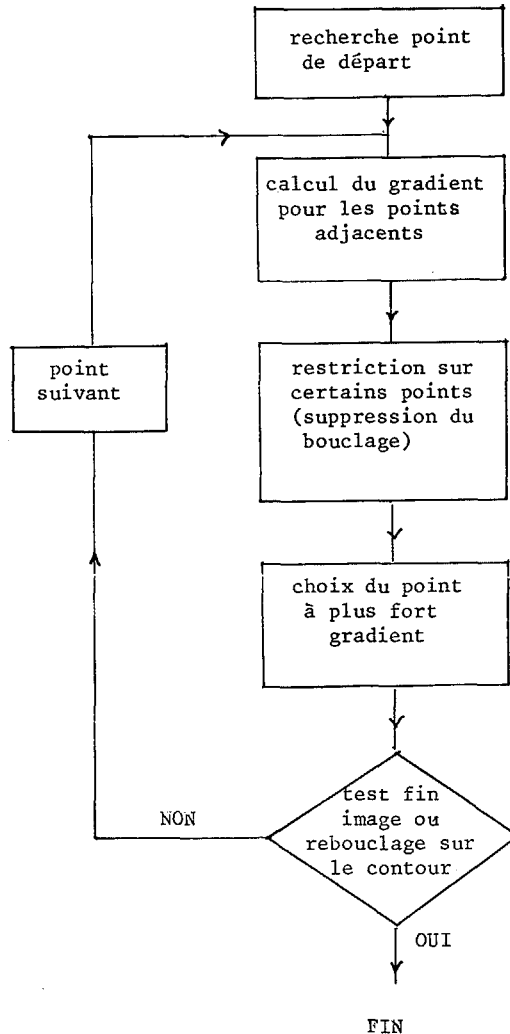


Figure 10 : Algorithme de suivi des zones à contour net

- Suivant les caractéristiques angulaires du contour on limite la recherche à 3 ou 5 points adjacents



- On peut aussi introduire d'autres restrictions dépendant des déplacements précédents.

Nous donnons (fig. 13) les contours obtenus.

Cet algorithme écrit en langage assembleur [1][2] s'effectue en deux secondes pour un objet tenant le plein écran (512 x 512 points). Par contre il est très sensible aux contours parasites.

2) Suivi des zones floues

Le contour étant défini par la cassure de la transition, on choisira un algorithme permettant de détecter cette cassure.



On aurait pu utiliser directement un seuil mais le niveau de base varie de façon significative suivant les zones de l'image traitée, de plus ce niveau n'est pas forcément constant, la cassure est associée à une brusque variation de pente (fig. 11a).

La méthode choisie s'affranchit de ces inconvénients : on linéarise par morceaux la transition de chaque côté de la cassure (fig. 11b).

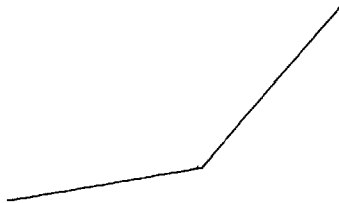


Figure 11a : cassure de la transition

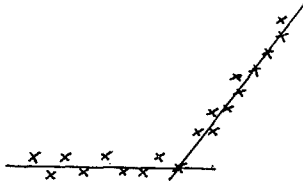


Figure 11b : linéarisation

La cassure est donnée par l'intersection des deux droites.

Le problème est de connaître approximativement la position du contour pour pouvoir linéariser de part et d'autre, l'intersection donnant la position précise du contour.

L'algorithme de suivi est donné figure 12 : on donne figure 13 les contours obtenus.

Cet algorithme est moins rapide que le précédent à cause du calcul des pentes. Son temps d'exécution est de 7 secondes environ pour une image occupant le plein écran (512 x 512), par contre il est très peu sensible au bruit et aux contours parasites (on l'utilise sur l'image originale sans moyennage).

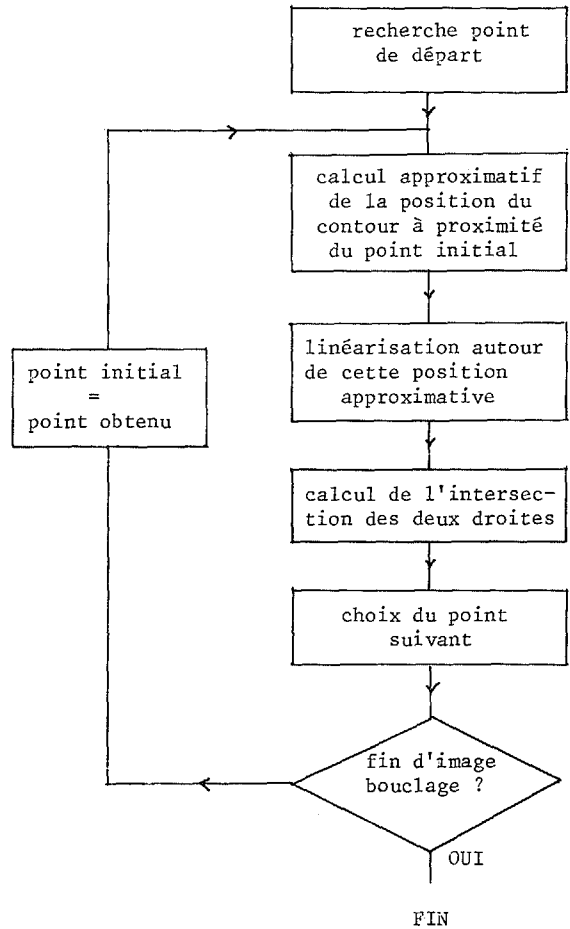
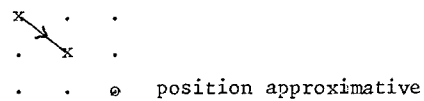
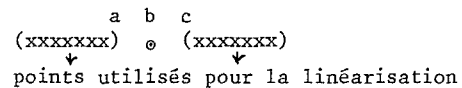


Figure 12 : Algorithme de suivi de zones de contours flous.

- La position approximative du contour est prise au point se trouvant dans la direction du point précédent.



- Linéarisation



- Si l'intersection est à droite de b, on choisit c, à gauche a, et sur b on choisit b comme point suivant.

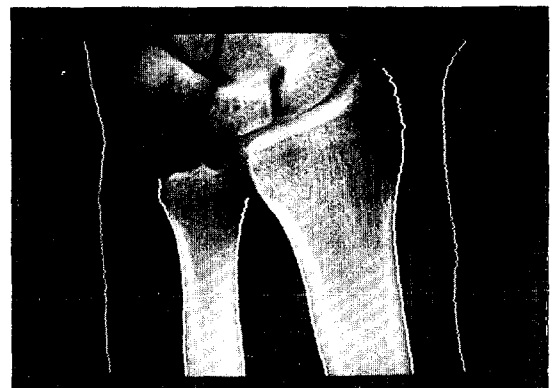


Figure 13 : Résultat des suivis de contours



RECHERCHE DE CONTOURS SUR CLICHES RADIOGRAPHIQUES

EDGE Detection on x - RAY IMAGES
G. JACQUET, C. TEIBAUD, J. GALLICE

B I B L I O G R A P H I E

- [1] R. RIVES, J.P. DERUTIN, M. RICHTIN, J. ALIZON,
J. GALLICE,
An algorithm for isolated object location in
digital images.
Processings ICASSP 82, IEEE International Conference on Acoustics, Speech and Signal processing, Paris, 1982, p 1924.
- [2] J.P. DERUTIN, J. ALIZON, J. GALLICE,
Architecture d'un système temps réel pour
traitement d'image vidéo.
Congrès AFCET Automatique 1983.
- [3] R.W. HAMMING
Digital filter, Prentice-Hall, 1977.
- [4] Initiation à la radiographie industrielle.
Documentation KODAK.
- [5] C. PREVOT,
Reconnaissance artificielle des formes sur les
méthodes de détection de contour.
Nouvel Automatismes, n° 28, Mars 82.
- [6] M. BASSEVILLE,
Détection de contours : méthodes et études
comparatives,
Annales Télécommunications, p 34, n° 11 et 12,
1979.