

**AMELIORATION DE LA DETECTION ET DE LA LOCALISATION
DE TUMEURS MALIGNES DE LA PROSTATE PAR TRAITEMENT
D'IMAGES ULTRASONORES**

O. BASSET*, G. GIMENEZ*, F. DENIS*, Pr. P. PERRIN**

*Laboratoire de Traitement du Signal et Ultrasons - INSA - Bât.502 - UA CNRS 1216 20, avenue A. Einstein - 69621 Villeurbanne cedex

** Hôpital de l'Antiquaille - Service d'urologie - 1, rue de l'Antiquaille - 69005 Lyon

RÉSUMÉ

Le dépistage des tumeurs prostatiques passe par l'examen d'images ultrasonores obtenues par échographie. Pour faciliter cet examen, il est envisagé de mettre au point un logiciel d'"aide au diagnostic". Dans ce but, la méthode utilisée consiste à élaborer, à partir de l'image ultrasonore originale, préalablement numérisée, des images secondaires résultant chacune d'un traitement d'une propriété de l'image originale. Les propriétés statistiques sont alors utilisées pour réaliser des images de moyenne ou de variance. Différentes approches sont étudiées pour tirer des informations de texture. Par exemple des images secondaires sont élaborées en calculant la transformée de Fourier ou la transformée cosinus dans une fenêtre. Nous présentons également des images secondaires où interviennent les paramètres des matrices de co-occurrence ou la notion de fractalité. Les traitements présentés permettent d'identifier de façon satisfaisante la tumeur présente sur l'image test fournie par l'expert.

SUMMARY

The prostatic tumour screening requires an ultrasound scanning. It is planned to design a computer assisted diagnostic system. To this end, new images are built from the original one. Each of these images is obtained from specific process of the original image. Statistical properties, like grey level mean or standard deviation in a moving window are used to produce these new images. Moreover, various processes allow extraction of textural informations. For example, new images result from computation of the Discrete Fourier Transform or of the Discrete Cosine Transform in a moving window. Other processes, which deal with co-occurrence matrices or fractal dimension are presented. All these processes lead to a rather good detection of the tumour in a test-image.

I - Introduction

Les affections de la prostate touchent une part importante de la population. Le dépistage des tumeurs prostatiques passe par l'examen d'images ultrasonores obtenues par échographie endorectale. L'examen visuel, par un expert, de ces images permet de déterminer la présence éventuelle d'une zone suspecte dans laquelle une biopsie est ensuite pratiquée.

Comme dans tous les cas d'atteintes cancéreuses, un diagnostic précoce est essentiel à un pronostic favorable. Par ailleurs, du fait du développement important du parc d'échographes, il est apparu intéressant de réaliser un logiciel "d'aide au diagnostic". Même pour un opérateur expert, ce logiciel de traitement d'images peut apporter :

- une détection de petites zones suspectes difficilement décelables à l'examen direct ;
- la détermination du centre de la zone suspecte (optimisation de la biopsie et des traitements ultérieurs).

Notre travail consiste à mettre en évidence dans l'image échographique une éventuelle zone possédant des caractéristiques différentes de celles du reste de l'image. La méthode suivie consiste à

élaborer, à partir de l'image originale préalablement numérisée, des images secondaires à deux niveaux (noir et blanc). Chacune de ces images secondaires résulte d'un traitement particulier visant à isoler une zone suspecte (représentée en noir) au sein de la partie saine de la prostate (représentée en blanc). Si une zone est mise en évidence sur plusieurs images secondaires, sa probabilité d'être pathologique est élevée. Ce pré-diagnostic automatique doit évidemment être confronté au diagnostic de l'expert.

Concrètement, un traitement calcule la valeur d'un paramètre local à partir des points de l'image originale contenus dans une fenêtre, celle-ci est ensuite déplacée sur toute l'image. Pour chaque position de la fenêtre, si la valeur du paramètre excède une valeur limite prédéfinie, la zone sera classée suspecte.

Dans ce travail, nous présentons différentes images secondaires destinées à l'extraction d'informations sur les niveaux de gris et la texture de l'image prostatique originale.

La première partie montre que l'information d'éclaircissement, c'est à dire le niveau de gris des pixels, permet dans certains cas de mettre une zone en évidence. Dans la deuxième partie, différentes approches sont utilisées pour tirer des informations de texture. Par exemple, des images secondaires sont élaborées en calculant des paramètres liés au spectre fréquentiel dans une fenêtre de l'image originale. Ces



spectres sont obtenus par la transformée de Fourier ou la transformée Cosinus. On obtient également des images secondaires à partir des paramètres des matrices de co-occurrence. Enfin, l'utilisation de la notion de fractalité, permet aussi de tirer des informations de texture.

II - Histogramme des niveaux de gris

Tous les traitements présentés ici ont été appliqués à l'image originale représentée figure 1. Cette image, obtenue par un échographe Brüel et Kjaer a été numérisée en 256 x 256 points codés sur 6 bits (64 niveaux de gris).

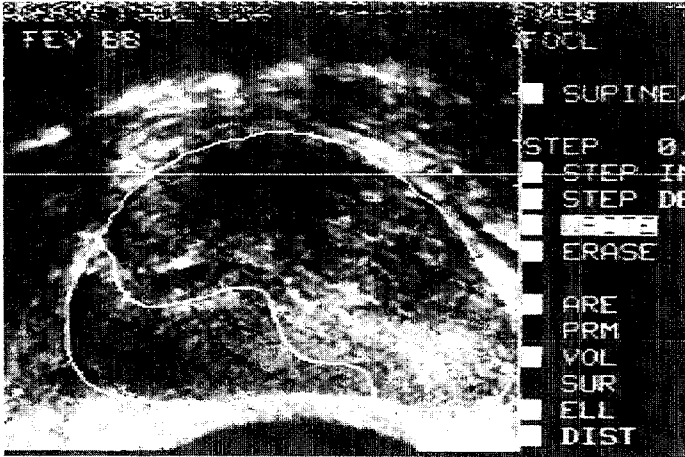


Fig. 1 - Image échographique de prostate

Sur cette figure, le contour extérieur dessiné par l'expert est celui de la prostate. A l'intérieur de celui-ci on peut distinguer trois zones :

- l'adénome plus sombre dans la partie supérieure ;
- la tumeur, dans la partie inférieure gauche, également délimitée par l'expert ;
- la zone saine.

On remarque que la zone tumorale, très développée est plus sombre que la partie saine.

Des histogrammes des niveaux de gris pour différentes fenêtres 9 x 9 dans les trois zones préalablement définies, sont présentés figure 2. Le niveau de gris moyen dans la fenêtre (nombre supérieur) et la variance (nombre inférieur) sont indiqués pour chaque cas. Les trois zones présentent des histogrammes différents tant par la moyenne que par la variance. Il paraît donc possible de séparer ces trois zones par un simple seuillage soit sur les niveaux de gris, soit sur les moyennes et/ou les variances des niveaux de gris dans une fenêtre. La figure 3 est une image secondaire obtenue par seuillage sur le niveau de gris moyen dans une fenêtre 5 x 5. Dans ce cas, le traitement utilise une fenêtre glissante. On remarque qu'il est difficile de dissocier la tumeur de l'adénome. Des images réalisées à partir de la variance donnent des résultats similaires. En effet, on a pu constater que les paramètres moyenne et variance dans une fenêtre sont globalement liés par une fonction linéaire ($\bar{m} = \alpha \times \sigma^2$). Ce sont donc des paramètres redondants. La zone à mettre en évidence étant connue, on a pu optimiser la valeur du seuil discriminant les deux classes. Comme le paramètre moyenne (ou variance) évolue avec l'éclairement et

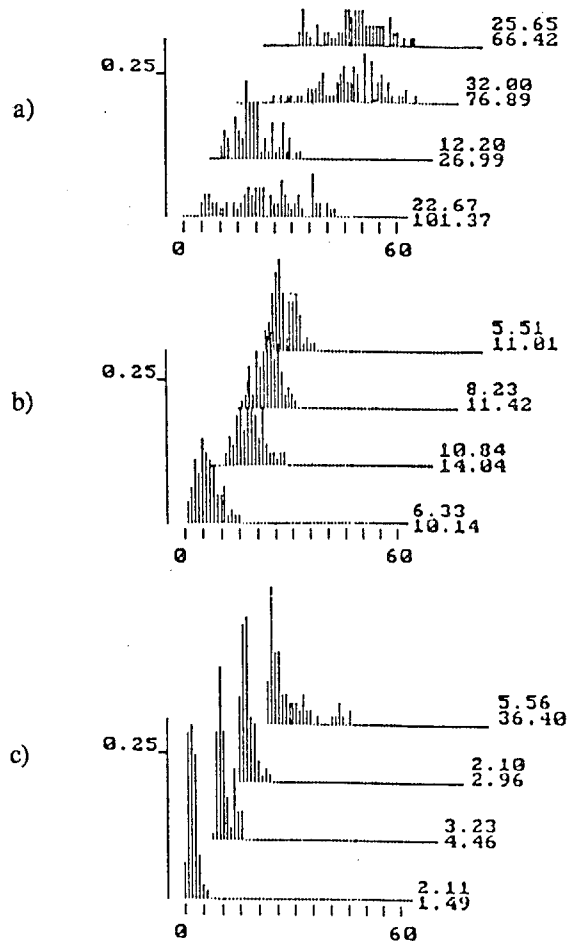


Fig. 2 - Histogramme des niveaux de gris dans 4 fenêtres situées : a) sur la partie saine de la prostate ; b) sur la tumeur ; c) sur l'adénome. Le nombre supérieur indique le niveau de gris moyen dans la fenêtre, le nombre inférieur la variance.

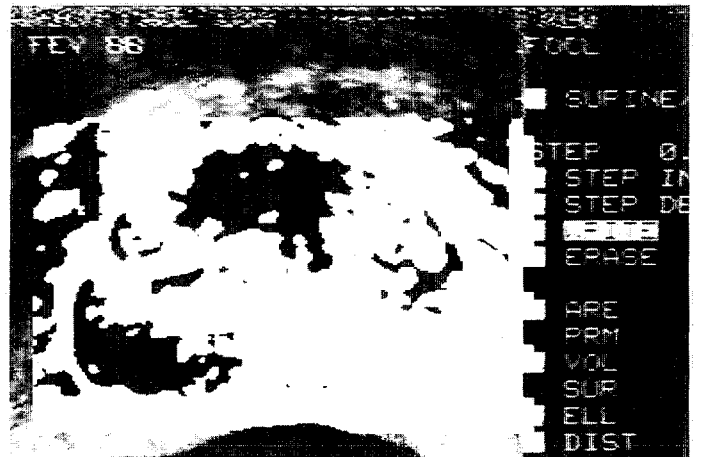


Fig. 3 - Seuillage sur le niveau de gris moyen dans une fenêtre 5 x 5

le contraste de l'image avant numérisation, cette valeur de seuil dépendra donc de l'image étudiée. Ce problème peut être résolu par étalonnage sur une zone test, par exemple la graisse périprostatique [1].

Quand la discrimination n'est pas possible en utilisant les paramètres statistiques tirés de l'information locale d'éclairement (cas d'une tumeur naissante par exemple), des informations peuvent être recherchées dans les variations de texture.

III - Images de texture

La texture est une propriété de surface définie par l'organisation de motifs de base [2]. La mesure d'un paramètre caractérisant la texture sera donc indépendante de l'histogramme des niveaux de gris. La caractérisation de texture est utilisée dans plusieurs domaines : segmentation d'image, classification automatique de texture, détection de contours, synthèse de texture. En réalité, on cherche des paramètres qui traduisent la notion de texture telle qu'elle est visuellement perçue. Dans notre cas d'images échographiques de prostate, le but est de détecter une variation de texture imperceptible à l'examen.

III.1 - Approche : analyse spectrale

Certaines méthodes d'analyse de texture sont basées sur les mesures de fréquences spatiales. Pour les obtenir, nous utilisons la Transformée de Fourier 2D Discrète (TFD) et la Transformée Cosinus 2D Discrète (TCD).

Dans le premier cas nous avons constaté que la zone saine comporte des fréquences plus élevées que les zones de la tumeur et de l'adénome. La segmentation en deux zones sur l'image secondaire correspondante (fenêtres disjointes 8 x 8) résulte d'un seuillage. Ce seuillage est appliquée à l'énergie résultant d'un filtrage 2D passe-haut [fig.4].

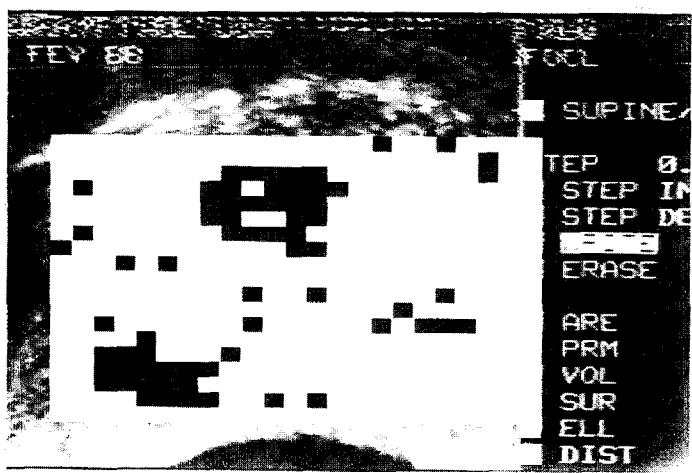


Fig. 4 - Seuillage sur l'énergie dans une gamme du spectre de fréquence de Fourier (fenêtre 8 x 8)

Au contraire de la TFD, la Transformée Cosinus est réelle (pas de partie imaginaire). Elle contient donc plus d'informations que le seul module de la transformée de Fourier [3]. Notons que les coefficients de la TCD peuvent être positifs ou négatifs. Pratiquement, on calcule la TCD dans des fenêtres disjointes de taille 8 x 8. A partir des coefficients, pour chaque fenêtre, diverses grandeurs peuvent être calculées [4]. Par exemple on peut s'intéresser à la somme des coefficients dans une gamme de fréquence donnée, ou bien à des grandeurs reliées au moment d'inertie de l'ensemble des coefficients. Nous utilisons alors les N valeurs les plus élevées prises, soit parmi les seuls coefficients positifs, soit parmi les seuls coefficients négatifs, ou encore en considérant les valeurs absolues. Dans ce dernier cas, nous calculons la grandeur :

$$G = \sum_{n=1}^N |m_n| r_n^2$$

m_n est la valeur du coefficient n, r_n la distance de ce coefficient à l'origine (niveau continu). Un seuillage sur les valeurs de G permet d'obtenir les résultats reproduits par la figure 5 (fenêtre 8 x 8, N=8)

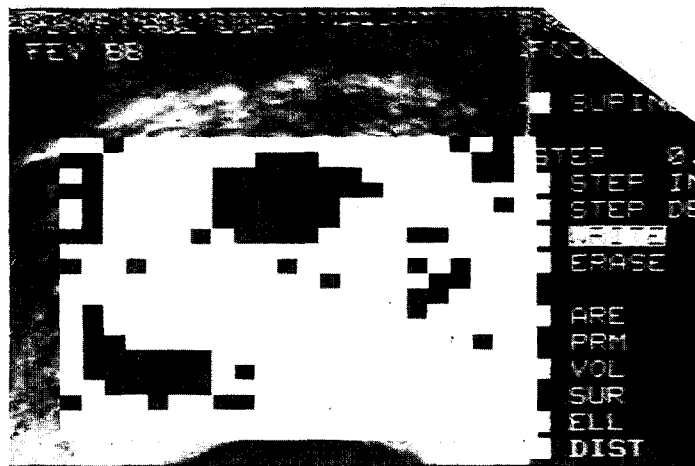


Fig. 5 - Seuillage sur le "moment d'inertie" de la transformée cosinus dans une fenêtre 8 x 8.

Ces traitements fréquentiels discriminent assez bien la tumeur de la partie saine de la prostate mais là encore, tumeur et adénome ne sont pas distingués.

La TCD a encore permis d'obtenir une image secondaire où le paramètre affecté à chaque fenêtre est l'angle par rapport à un axe horizontal de la droite passant par l'origine et le centre de gravité des coefficients retenus. Ce traitement ne distingue pas de zone particulière de l'image, ce qui démontre l'absence de direction préférentielle dans la texture de l'image prostatique.

III.2 - Approche : Matrice de co-occurrence

Les algorithmes de calcul des matrices de co-occurrence constituent des outils très utilisés en analyse de texture [5,6]. Les composantes de cette matrices représentent la fréquence d'apparition d'un événement particulier. L'évènement élémentaire, défini par P (i, j, d, θ), est le nombre de fois où deux points de l'image, de niveaux de gris respectifs i et j, sont séparés par une distance d tout en étant situés sur une droite faisant un angle θ avec l'horizontale. Un grand nombre de mesures de texture sont basées sur les données contenues dans cette matrice.

Dans le cas d'images prostatiques, l'examen visuel, confirmé par les résultats rapportés précédemment, montrent qu'il n'existe pas de direction préférentielle dans la texture. Nous n'avons donc pas tenu compte des directions d'observation et l'image secondaire présentée dans ce paragraphe (fig.6) est obtenue en calculant pour chaque fenêtre (5 x 5) une composante particulière de la matrice de co-occurrence. En conservant les notations déjà définies, on ajoute P (i, i, 1, 0deg) et P (i, i, 1, 90deg). Autrement dit, pour chaque fenêtre, nous avons comptabilisé le nombre de fois où deux pixels voisins, sur les lignes horizontales ou verticales ont le même niveau de gris. Un seuillage sur le paramètre obtenu permet de séparer deux classes.

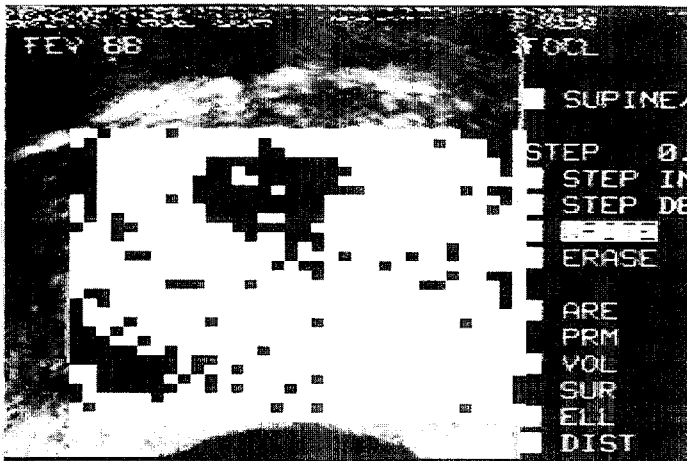


Fig. 6 - Seuillage sur le nombre de pixels voisins égaux dans une fenêtre 5 x 5.

III.3 - Approche "fractale"

La notion de fractalité permet de définir une dimension fractionnaire (dimension non entière) pour une surface ou un objet extrêmement irrégulier. La mesure de la dimension fractale d'une image donne un paramètre qui caractérise la texture (rugosité). Différentes techniques permettant de mesurer la dimension fractale ont été développées. K. Clarcke [7] propose la méthode des facettes triangulaires appliquée aux surfaces topographiques. Cette technique peut être adaptée aux images en substituant les niveaux de gris aux élévations du terrain. On définit alors une zone sur laquelle on déplace une fenêtre carrée (de côté a). Dans cette fenêtre on s'intéresse aux niveaux de gris des points des quatre coins et du "point central" auquel on affecte le niveau de gris moyen des points des quatre coins. En reliant, dans un espace à 3 dimensions, le point central aux 4 coins de la fenêtre on crée 4 facettes triangulaires dont les surfaces sont calculées. La somme des surfaces des facettes sur toute la zone dans laquelle on déplace la fenêtre donne une valeur caractéristique de la texture. Cette valeur est bien sûr liée à la taille de la fenêtre. On réitère cette opération en choisissant des fenêtres de tailles différentes ($a/2$, $a/4$, ...). On obtient donc des couples aire-résolution. Le graphe log-log de ces paires représente une droite dont la pente est fonction de la dimension fractale de l'image.

Sans aller jusqu'à la mesure de la dimension fractale, la mesure de la surface des facettes dans une fenêtre est un bon descripteur de la texture locale. La figure 7 est le résultat de cette méthode, après seuillage sur les valeurs obtenues dans des fenêtres 5 x 5.

IV - Conclusion et perspectives

Ce travail présente les premiers résultats d'une étude de traitements d'images échographiques de prostate dont le but est d'extraire des informations sur la présence éventuelle d'une tumeur. Rappelons que les deux objectifs visés sont :
 - d'assister le médecin pour détecter des tumeurs éventuelles (confirmer les résultats d'un examen visuel ou même mettre en évidence des zones suspectes non décelées par cet examen) ;
 - d'indiquer le centre de la tumeur.

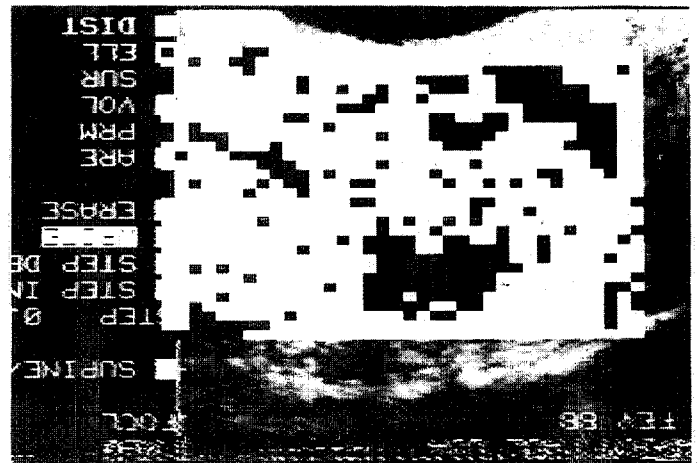


Fig. 7 - Seuillage sur la surface de 4 facettes définies par les niveaux de gris dans un espace 3D (fenêtre 5x5)

Les traitements présentés ici extraient des informations sur l'éclairage et la texture de l'image. Ils permettent d'identifier de façon satisfaisante la tumeur, très développée d'une image test. Pour mettre en évidence des tumeurs naissantes, il est important de définir un traitement optimal qui signale les zones suspectes. Nous envisageons de caractériser chaque point de chaque image secondaire par la valeur d'un paramètre puis d'appliquer les méthodes de l'analyse discriminante pour classer ces paramètres dans l'ordre de pertinence et pour élaborer une combinaison linéaire qui rend maximum le pourcentage de "bien-classés". Ces méthodes sont appliquées aux images d'une base de données, en cours de constitution à l'hôpital.

Nous passerons ensuite à une phase de validation et de mise au point durant laquelle le système implanté à l'hôpital sera utilisé en routine par l'expert lors de chacun de ses examens.

Bibliographie

- 1 - BARAN W., GOLIN A., BERGSMA C. - Standardized Endosonographic Evaluation of Prostate Cancer : Receiver-Operator-characteristic Analysis A.J.R. 149 : 975-980, novembre 1987.
- 2 - GAGALOWICZ A. - Vers un modèle de textures, Thèse de doctorat d'état, U. de Paris VI, 1983.
- 3 - AHMED N., NATARAJAN T., RAO K.R. - Discrete Cosine Transform, IEEE Trans. on Computers, 23, 90-93, 1974.
- 4 - BASKURT A. - Compression d'images numériques par la Transformation Cosinus Discrète. Thèse de Doctorat. INSA Lyon 89. (en cours)
- 5 - MARALICK M., SHANMUGAN K., DINSTEIN I. - Textural features for image classification, IEEE SMC. 3(G), 610, 1973.
- 6 - SUN G., WEE W.G. - Neighboring Gray level dependence Matrix for Texture classification, Computer Vision, Graphics, and Image Processing 23, 341-352, 1983.
- 7 - KLARCKE K. - Computation of the fractal dimension of topographic surfaces using the triangular prism surface area method, Computer et Geosciences 5, 1986.