

Analyse des images de microcalcifications sur des mammographies numérisées: les problèmes à résoudre

A. SEBBAR, A. STRAUSS (1), M. LE GAL (2), M.J. RODIERE (3)

(1) CITI2, Université Paris V, 42 Rue des Saints Pères 75270 Paris Cedex 06.

(2) Institut Curie, 26 Rue d'Ulm, 75231 Paris Cedex 05.

(3) Consultation de sénologie, CHR Lapeyronie, 555 route de Ganges, 34000 Montpellier.

Résumé: Nous développons actuellement un système multi-expert d'aide à la décision devant des mammographies présentant des microcalcifications sans tumeur palpable: le système ESPOIR. ESPOIR est constitué de trois systèmes experts: le radiologue, le cytologiste et l'anatomopathologiste. Chacun de ces systèmes comporte un module d'analyse d'images. Nous nous intéressons ici à celui du radiologue. Nous étudions les problèmes de la numérisation d'un foyer de microcalcifications, de la détection et enfin de l'extraction de paramètres et la classification automatique.

Abstract: We develop presently a multi-expert system, ESPOIR, as an help to decision in front of a mammogram with microcalcifications. ESPOIR is built up from three expert systems (radiology, cytology, anatomopathology), each of those including an image analysis module. We discuss in this paper the problems connected with the various processings of the mammograms.

I-Introduction

L'analyse des images numérisées est une procédure complexe nécessitant la mise en œuvre de techniques différentes. Plusieurs auteurs exposent des résultats encourageant mais sans évoquer les limites de chacun des traitements utilisés [5]. C'est cette étude critique que nous nous proposons de faire ici.

II- Numérisation d'un foyer de microcalcifications

Les limites de la numérisation de mammographies par une caméra à transfert de charges, se manifestent principalement au niveau de la résolution des images numérisées (autour de 400 pixels par pouce pour une caméra de performances moyennes). En effet, une microcalcification peut avoir une taille



très petite de l'ordre de 0.1 mm et par conséquent être numérisée sur 2 ou 3 pixels. La numérisation d'un ensemble compact de points de \mathbf{R}^2 , X , fournit l'ensemble des points d'intersection de X avec la maille carrée, ici \mathbf{N}^2 . Chaque point de la maille représente un pixel de l'image.

Notre carte de numérisation utilise une maille carrée pour laquelle on obtient une résolution de:

$T_{XX} = 0.0703$ mm/pixel
selon l'horizontale et

$T_{YY} = 0.0488$ mm/pixel
selon la verticale.

Le premier problème qui se pose donc, est celui de la résolution du pixel, dont il faut tenir compte si on veut traiter les microcalcifications de façon isotrope. Les algorithmes de morphologie mathématique peuvent être sensibles à ce problème comme nous allons le voir plus loin.

Avec notre résolution, un pixel représente donc une surface d'un petit rectangle de la mammographie de 0.00343 mm^2 . Une microcalcification circulaire de diamètre 0.2 mm sera numérisée sur au plus 9 pixels. Sa surface mesurée à partir de l'image numérisée serait de 0.03087 mm^2 . Une numérisation sur 8 pixels donnerait une surface de 0.02744 mm^2 . Avec une surface réelle de 0.03141 mm^2 , l'erreur due à la numérisation est donc non négligeable, même pour un paramètre aussi stable que la surface (en effet, la surface est une fonction continue, ce qui n'est pas le cas du périmètre). L'utilisation d'une fonction semi-continue, le périmètre, dans un paramètre de forme peut être très néfaste. Nous l'avons testé en numérisant un cheveu tendu entre deux extrémités. Les dimensions réelles mesurées en se servant du facteur d'agrandissement visuel sur l'écran du moniteur sont

$L=10\text{mm}, l=1/6\text{mm}$, soit une surface $S=1.667$ mm^2 et un périmètre $P=20.33$ mm. Trois images correspondant aux numérisations du cheveu orienté selon les trois directions principales de la maille carrée ont été obtenues. Chaque image a été binarisée par un seuillage donnant la forme s'approchant le plus, visuellement, de celle de l'image originale. Les paramètres calculés à partir de ces images varient dans les intervalles suivants:

$$1.51 \leq S \leq 1.68 \quad (S = 1.667 \text{ mm}^2)$$

$$19.24 \leq P \leq 32.64 \quad (P = 20.33 \text{ mm})$$

Les causes d'erreurs peuvent être multiples, mais en plus des algorithmes utilisés, les résultats sont intimement liés à deux facteurs: la valeur du seuil et la régularité du contour de l'objet seuillé. Remarquons cependant la stabilité du paramètre surface. Notons enfin que quand l'objet est convexe, aussi bien le périmètre que la surface sont sous-estimés, ceci étant d'autant plus vrais que les objets sont plus petits. Evoquons aussi le problème de la connexité: rappelons pour cela que les objets numérisés peuvent perdre cette propriété.

Il serait très intéressant de tester nos algorithmes sur un système de numérisation utilisant une maille hexagonale. Celle-ci reflète mieux les propriétés réelles des objets que la maille carrée.

II- Détection des microcalcifications:

Nous avons étudié successivement, pour la détection des microcalcifications, l'algorithme du chapeau haut de forme [1] et celui du rh-maxima [2]. Le premier offre l'avantage de détecter les microcalcifications avec leur forme perçue par l'observateur, mais reste limité aux images contrastées. Le rh-maxima semble plus complet et plus performant: 88% des microcalcifications sont détec-

tées avec un choix manuel du couple r , h [2]. Le choix automatique de r et h a été réalisé moyennant un filtrage de l'image (extraction du fond, réduction de bruits) dans le but de stabiliser les paramètres [4]. Le taux de détection automatique est alors de 82%. En revanche tel quel, il conduit à une grosse distorsion de la forme des microcalcifications. Nous avons donc adjoint un algorithme rapide de segmentation par la ligne de partage des eaux de l'image du gradient [6]. La validation par l'expert pour une centaine de foyers de microcalcifications donne 60% de bonne classification LE GAL [7] (cf figure, d'après [7]) avec les particularités suivantes:

- perte du type 3; cela est dû à la petite taille des microcalcifications de type 3, à la trame carrée et à la résolution moyenne de la caméra. Seuls des moyens technologiques plus puissants permettront de résoudre ce problème.

- mauvaise discrimination entre les types 2 et 4; une différence essentielle entre ces deux types étant la netteté des bords, notion perdue par la numérisation, on comprend aisément ce résultat.

Les causes d'erreurs ici proviennent essentiellement de la sursegmentation de l'image du gradient, ce dernier étant très sensible aux bruits. Le taux de bonne segmentation augmenterait sensiblement si ce problème est résolu.

III- Extraction de paramètres, classification par les réseaux connexionnistes

Malgré les problèmes soulevés par les algorithmes que nous avons développés (cf paragraphe I et II), nous avons souhaité reprendre les résultats de la littérature [5] et en particulier la signification prédictive de la compacité ($4\pi \cdot \text{surface} / \text{périmètre}^2$).

Nous n'avons pas retrouvé la corrélation annoncée entre la compacité et la malignité. Les paramètres de forme calculés sur une petite fenêtre sont moins sensibles aux effets de la numérisation que la compacité. Nous avons calculé la compacité et un ensemble de moments (cf [8]) sur une série de microcalcifications et nous les avons utilisés dans un réseau connexionniste pour la reconnaissance des types 2 et 4 (43% des microcalcifications tout venant et correspondant respectivement à 22% et 66% de cancers). Le réseau est de type forward à une couche cachée. L'algorithme d'apprentissage est la rétro-propagation du gradient [9], la taille de l'échantillon d'apprentissage est de 272 microcalcifications. Les paramètres les plus discriminants sont dans l'ordre: la compacité, les moments d'ordre 1, 2, 3 et 4. Les premiers résultats obtenus donnent un taux de bonne classification de 65%.

IV- Conclusion

Pour un problème aussi complexe et important par ses conséquences médicales, la combinaison de techniques différentes ouvre de grandes possibilités: la détection et segmentation par la morphologie mathématique, l'extraction automatique de paramètres prédictifs de malignité et la classification par les réseaux connexionnistes.



Bibliographie

[1] J. Serra, Image analysis and mathematical morphology. Vol 1, Academic Press.

[2] Schmit M, F. Pretteux, Un nouvel algorithme en morphologie mathématique: les rh-maxima et rh-minima. 2D image symposium, vol 2, Nice, 1986, pp 469-475.

[3] L. Germain, A. Sebbar, A. Strauss, Détection de microcalcifications à partir de mammographies digitalisées. Journées d'informatique médicale, Mars 1990, Actes, ed ENSTP-Rennes, pp 133-138.

[4] A. Strauss, Rapport d'activité de recherche 1991, Contrat de l'ARC n° 6533. CITI2, Université de Paris V, 1991.

[5] C. Frouge, P.A. Goumot, M. Le Gal, P. Bousser, M. Blery, Morphometry of breast calcifications. Poster RSNA

[6] L. Vincent, P. Soille. Watersheds in digital spaces: an efficient algorithm based on immersion simulations. Centre de Morphologie mathématique, ENSMP, Fontainebleau. C1-5493.

[7] M. Le Gal, G. Chavanne, D. Pellier, "Valeur diagnostique des microcalcifications groupées découvertes par mammographies". BULL, Cancer, Paris 1984.

[8] I. Jadal. Un système pour l'identification et la localisation des formes en robotique. Thèse de Doctorat, Université d'Orsay, 1985.

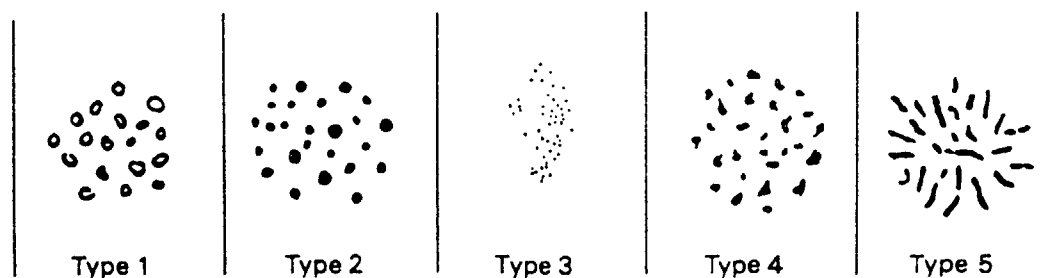


FIG. 1. - Morphologie des microcalcifications avec leur classement en 5 types :

Type 1 : annulaires.

Type 2 : punctiformes régulières.

Type 3 : trop fines pour pouvoir préciser leur forme.

Type 4 : punctiformes irrégulières.

Type 5 : vermiculaires.

Morphology of microcalcifications with their classification into 5 types.

Type 1: annular.

Type 2: regular punctiform.

Type 3: too fine for precizing the shape.

Type 4: irregular punctiform.

Type 5: vermicular.