

RAISONNEMENT FLOU APPLIQUE A L'ANALYSE D'IMAGES ECHOCHARDIOGRAPHIQUES SOUS INCIDENCE APICALE

A. THERY, A. GARBI, JP. DUBUS

Laboratoire de Mesures Automatiques
Université des Sciences et Technologies de Lille
Bat. P3, 3ième étage, 59655 Villeneuve d'Ascq Cedex

RESUME

Cette publication décrit la mise en oeuvre d'une méthode d'analyse d'images échocardiographiques prise sous incidence apicale afin d'y extraire automatiquement le contour du ventricule gauche. Pour s'affranchir de la mauvaise qualité de ce type d'images et de leurs interprétations difficiles, nous utilisons une méthode qui fait coopérer la technique du modèle et celle du raisonnement flou.

1. INTRODUCTION

Au cours d'un examen échocardiographique, l'équipement habituel fournit des séquences d'images bidimensionnelles représentant l'activité myocardique qui malgré l'amélioration des équipements donne un signal entaché de bruit. L'interprétation de ce type d'images est difficile car la mise en évidence de la cavité ventriculaire est faite par les tissus qui l'entourent. Ces tissus sont d'échogénéité différente, ce qui fait apparaître des zones de fort contraste de niveau de gris et des zones avec un gradient de niveau de gris. De plus, il faut s'affranchir des pièges anatomiques présents sur les vues apicales tels que les piliers qui se confondent avec le contour, et appartiennent à la cavité ventriculaire.

Pour obtenir une segmentation automatique la plus fidèle possible de la cavité ventriculaire prise sous

ABSTRACT

This paper deals with a new method of echocardiographic images analysing. The images are taken under apical incidence in order to extract automatically the left ventricle borders. Generally the quality of these images is not very good and they are difficult to interpret. In order to get rid of these drawbacks, we propose a new algorithm using the fuzzy reasoning in conjunction with the model technique.

incidence apicale des clichés échocardiographiques et pour s'affranchir au maximum des difficultés inhérentes à ce type d'image, nous faisons coopérer la technique du modèle (1-2) et celle du raisonnement flou (1).

Dans une première partie, nous donnons les principes de base du raisonnement flou. La deuxième partie décrit la méthode d'analyse d'échocardiogramme par la coopération du modèle et du raisonnement flou. Dans une troisième partie nous montrons les résultats obtenus, puis nous concluons de l'intérêt de cette méthode.

2. PRINCIPE DE BASE DU RAISONNEMENT FLOU

Le raisonnement flou (3-4) est utilisé lorsque l'on désire décrire une information dont le contenu n'est



pas clairement défini (imprécis) ou que la vraisemblance de l'information est incertaine. Dans ce cas, il n'est plus possible de quantifier numériquement l'information, alors on définit plusieurs classes que l'on étiquette (classes linguistiques) dans lesquelles on range l'information (variables linguistiques) en donnant un poids (degré d'appartenance) à chacune de ces classes.

exemple : degré d'appartenance de la variable "carré" aux différentes sous classe de "forme" :

$$\mu_{\text{forme}}(\text{carré}) = \{0,5/\text{rond}; 0,5/\text{rectangle}; 0/\text{triangle}\}$$

Ainsi une variable linguistique appartient partiellement à chaque une de ces classes. Ce que l'on modélise mathématiquement par la fonction d'appartenance $\mu_{\text{classe linguistique}}(\text{variable linguistique})$.

Soit G une série d'éléments, $G = \{x_0 \dots x_M\}$

soit A une sous série floue de G , $A \subset G$

et μ_A la fonction d'appartenance associée à série floue A

$$\text{On a : } \begin{cases} G \text{ -----} \rightarrow [0, 1] \\ x \text{ -----} \rightarrow \mu_A(x) \end{cases}$$

alors la sous série A est définie par un ensemble de couples : $A = \{(x, \mu_A(x)) / x \in G\}$

Dans ce formalisme, il est défini des relations entre les différentes classes linguistiques suivant la valeur que prend les variables. Ces relations sont du type "Modus Ponens Généralisé", elles s'expriment de la manière suivante :

régle : SI la variable E vaut A dans la classe X
ALORS la variable U vaut B dans la classe Y

connaissance : OR la variable E vaut A' dans la classe X

conclusion : DONC la variable U vaudra B' dans la classe Y .

3. METHODE D'ANALYSE D'ECHOCARDIOGRAMMES

L'extraction du contour ventriculaire se fait par une étude locale de l'image, car l'information recherchée varie suivant la zone considérée dans celle-ci. Chaque zone est définie par deux paramètres : la

direction et la distance par rapport au centre de la cavité ventriculaire. Ces variables traduites en logique floue se décomposent en classes linguistiques de la manière suivante :

direction : { nord, nord ouest, ..., est, nord est }

distance : { très proche, proche, éloigné, très éloigné }

L'information indiquant la présence du contour ventriculaire est la variation de l'intensité du niveau de gris existant entre la cavité ventriculaire et les tissus l'environnant. La traduction en classes floues de l'intensité du niveau de gris est donnée par : { blanche, claire, moyenne, sombre, noire }

L'étude de l'échocardiogramme modèle, nous donne les relations existantes entre ces différentes classes. Par exemple, le haut de la cavité possède un gradient de niveau de gris dû à la faible épaisseur de sang qui fait apparaître la paroi du fond de la cavité qui est d'échogénéité plus importante que celle du sang, tandis que la transition du niveau de gris située à l'"est" et à l'"ouest" est abrupte. De plus, on peut "grossièrement" assimiler la forme ventriculaire à celle d'une ellipse de direction de grand axe "nord-sud". Ce qui se traduit par les relations suivantes :

SI la direction est "nord" ALORS l'intensité à l'intérieur du contour est "sombre" et à l'extérieur elle est "moyenne".

SI la direction est "est" ALORS l'intensité à l'intérieur du contour est "noire" et à l'extérieur elle est "claire".

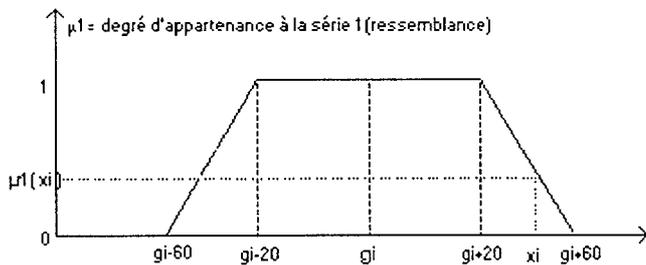
Les relations déduites à partir du modèle comme il est fait précédemment sont utilisées d'une manière générale pour toutes les coupes apicales prises sous la même incidence. La recherche des points du contour ventriculaire d'une vue se fait en considérant les points d'une direction et en leur définissant un degré d'appartenance à une nouvelle classe suivant un critère que l'on se donne.

Le premier critère est celui de la ressemblance de la variation du niveau de gris $g(x_i)$ qui existe entre les points d'une direction et le modèle correspondant à cette direction g_i . Nous définissons le degré

d'appartenance à la série ressemblance μ_1 de la manière suivante :

- ressemblance totale quand $g(x_i) = g_i + ou - 20$ niveaux de gris (marge de 20 qui donne le flou entre l'échocardiogramme étudié et le modèle).
- ressemblance partielle proportionnelle à l'écart quand il est compris entre 20 et 60 niveaux de gris.
- ressemblance nulle pour un écart au delà de 60.

Ce qui se met sous la représentation graphique suivante :



Le deuxième critère prend en compte le voisinage x_j d'un point donné x_i . Ainsi l'appartenance à la deuxième série $\mu_2(x_i)$ pour un point donné x_i est d'autant plus élevée que ce point est entouré de points x_j ayant une valeur de ressemblance forte à la première série $\mu_1(x_j)$.

$$\mu_2(x_i) = \frac{\sum_{j=1}^n \mu_1(x_j)}{n : \text{nbr de pts considérés dans le voisinage}}$$

L'appartenance à la troisième série $\mu_3(x_i)$ d'un point donné x_i est d'autant plus importante que la distance $d(x_i, x_j)$ le séparant au modèle est faible.

$$\mu_3(x_i) = 1 - d(x_i, x_j)$$

La synthèse de ces trois critères (μ_1, μ_2, μ_3) permet de définir un ensemble de "points probables" de forte probabilité d'appartenir au contour. La valeur d'appartenance à cet ensemble probable se traduit par les relations :

- | | |
|---|------------------|
| Si $\mu_1(x_i)$ est proche de A | $A \in [0,6; 1]$ |
| Si $\mu_2(x_i)$ est proche de B | $B \in [0,8; 1]$ |
| Si $\mu_3(x_i)$ est proche de C | $C \in [0,8; 1]$ |
| Alors μ_{probable} est proche de D | $D \in [0,6; 1]$ |

$$\begin{cases} \text{si : } \mu_1(x_i) > 0,6, \mu_2(x_i) > 0,8, \mu_3(x_i) > 0,8 \\ \mu_{\text{probable}}(x_i) = \frac{1}{3} [\mu_1(x_i) + \mu_2(x_i) + \mu_3(x_i)] \\ \text{sinon} \\ \mu_{\text{probable}}(x_i) = 0 \end{cases}$$

Parmi les points de l'ensemble probable, il faut sélectionner dans chacune des directions un point qui représente réellement le contour. Pour cela, dans chaque direction, on considère un point représentatif du contour qui est le point médian des points retenus dans cette direction. Ce point représentatif est réajusté par un critère de compacité entre les points du contour car les points appartenant réellement au contour sont concentrés autour de celui-ci. On calcule donc la fonction distance qui mesure la distance $\mu_4(x_i)$ séparant les points probables aux points représentatifs du contour les environnants, valeur que l'on pondère par la ressemblance au modèle μ_1 .

$$\mu_4(x_i) = 1 - \frac{\sum_{\text{voisinage : } j=1}^n [1 - \mu_1(x_j)] * d(x_i, x_j)}{n : \text{nbr de pts considérés dans le voisinage}}$$

Le point retenu comme point du contour pour une direction donnée est le point milieu du point représentatif et du point ayant la plus courte distance de la direction considérée. L'ensemble de ces points sont interpolés puis le contour obtenu est lissé pour ce rapprocher du contour réel.

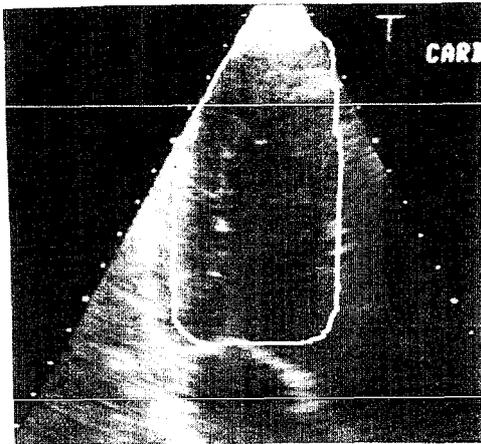
4. RESULTATS-CONCLUSIONS

L'analyse d'une vue échocardiographique ne peut être faite par des méthodes classiques de détection telles que le filtrage-détection, la relaxation, la morphologie mathématique ... car l'information recherchée varie suivant la position dans l'image. C'est pour cela que les méthodes existantes sont complexes et souvent semi-automatiques (5-7-6).

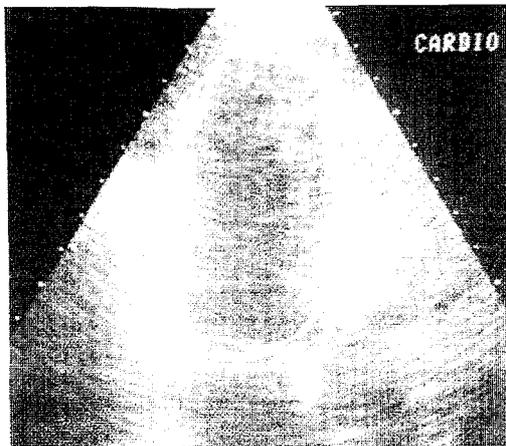
Les résultats de la méthode entièrement automatique utilisant la coopération du modèle et du raisonnement flou sont donnés par les photos ci-dessous. La première vue est l'image qui a servi de modèle avec le contour modèle pris manuellement. La



deuxième vue représente le coeur à un moment différent du cycle cardiaque pris sous la même incidence apicale sur laquelle on a superposé le contour détecté automatiquement (contour le plus irrégulier) et le contour pris manuellement afin de tester la validité de l'algorithme mise en oeuvre. On constate que celui-ci doit être affiné pour mieux se rapprocher du contour réel. Le pré-traitement effectué sur ces vues a été celui de la suppression de l'information inutile (niveaux de gris n'intervenant pas dans la détection ventriculaire).



vue 1 : contour de l'image modèle.



vue 2 : contour détecté automatiquement et contour pris manuellement.

Cette méthode établie pour une détection de contour en mode apical (2-7-8) peut s'adapter au mode oesophagien (1-5-6-9-10-11) en modifiant la valeur des paramètres (seuil d'appartenance aux séries).

Le modèle (taille de la chambre et contraste) établi localement permet de s'affranchir des pièges anatomiques (apparition de la paroi du fond, piliers)

car les caractéristiques de ces éléments sont pris en considération dans les relations déduites du modèle. De plus le modèle assure la non divergence de cet algorithme.

L'utilisation du raisonnement flou donne une certaine souplesse pour la recherche des points du contour qui doivent se rapprocher le plus du modèle sans nécessairement lui être identique. Cette méthode n'élimine pas un point noyé dans le bruit mais lui donne une faible valeur d'appartenance à un ensemble. De plus, les critères de détection considèrent un point et son environnement ce qui permet de s'affranchir du bruit contenu dans l'image.

5. BIBLIOGRAPHIE

- [1] J. Feng, WC. Lin, CT. Chen : "Epicardial boundary detection using fuzzy reasoning". IEEE trans. on medical imaging, vol.10, n°2, june 1991, pp.187-199.
- [2] M. Neveu, A. Dipanda, D. Plantamp, H. Diebold : "Segmentation d'images échocardiographiques par analyse de texture". Innov. Tech. Biol. Med., vol.10, n°4, 1989, pp.413-428.
- [3] A. Kaufmann : "Introduction à la théorie des sous-ensembles flous. Tome 1 : éléments théoriques de base". Ed. Masson 1973.
- [4] E. Levrat : "Introduction à la logique floue". Ecole d'hiver de Saint-Sorbin d'Arves : Logique floue et reseaux de neurones, les 3,4 et 5 février 1993, tome 2.
- [5] W. Klingler, CL. Vaughan, TD. Fraker, LT. Andrews : "Segmentation of echocardiographie images using mathematical morphology". IEEE trans. on biomedical engineering, vol.35, n°11, nov.1988, pp.925-934.
- [6] IE. Magnin, R. Brion, F. Cazalot, G. Gonnot, JP. Bodart, G. Dalleau : "Détection et suivi automatique du contour endocardiaque en échographie d'effort". Symposium échocardiographie & analyse d'images ventriculaires. Les 25 et 26 mars 1993, Dijon, pp59-66.
- [7] D. Adam, O. Hareuveni, S. Sideman : "Semiautomated border tracking of cine echocardiographic ventricular images". IEEE trans. on medical imaging, vol. MI6, n°3, sept. 1987, pp.266-271.
- [8] N. Friedlang, D; Adam : "Automatic ventricular cavity boundary detection from sequential ultrasound imaging using simulated annealing". IEEE trans. on medical imaging, vol. 8, n°4, dec.1989, pp.344-353.
- [9] CH. Chu, EJ. Delp, AJ. Buda : "Detecting left ventricular endocardial and epicardial boundaries by digital two-dimensional echocardiography". IEEE trans. on medical imaging, vol.7, n°2, june 1988, pp.81-90.
- [10] LF. Zang, EA. Geiser : "An effective algorithm for extracting serial endocardial border from 2-dimensional echocardiograms". IEEE trans. on biomedical engineering, vol. BME31, n°6, june 1984, pp.441-447.
- [11] E. Petit : "Detection de contours. Application des méthodes de segmentation numérique d'images à l'échocardiographie bidimensionnelle". Symposium échocardiographie & analyse d'images ventriculaires. Les 25 et 26 mars 1993, Dijon, pp3-18.