



ESTIMATION DU FLUX OPTIQUE SUR UNE SEQUENCE D'IMAGES  
ECHOCARDIOGRAPHIQUES.

J.LEMOINE, E.PETIT, M.ABDELLAOUI, P.BUNEL

Laboratoire de Génie Electrique de Créteil  
Université Paris Val de Marne, 94010 Créteil CEDEX.

RÉSUMÉ

Nous présentons dans cet article une méthode fondée sur l'estimation du flux optique qui permet d'obtenir une cartographie des mouvements myocardiques. Une pré-segmentation des régions mobiles de l'image est tout d'abord réalisée au moyen d'un critère spatio-temporel. Ensuite un vecteur mouvement est estimé en chaque point des régions mobiles ainsi définies.

Le calcul du flux optique est réalisé grâce à une méthode itérative initialisée par l'amplitude du mouvement dans la direction perpendiculaire aux contours myocardiques. La méthode proposée est générale pourvu que des hypothèses de stabilité de la luminance au cours du temps et de continuité de mouvement soient respectées.

ABSTRACT

The analysis of ventricular wall motion using echocardiographic images provides an efficient mean to diagnose and quantify cardiac pathologies. In this paper, we use the optical flow method to assess motions in the myocardium. First, a spatio-temporal segmentation is carried out in order to obtain a rough segmentation of the myocardium in the image.

Then we compute, on every point of a sequence of digitized images and inside the myocardial region, a velocity vector which characterizes the motion from one image to the next. The computation assumes that the velocity field has a low variance in the region of interest. The iterative assessment of motion vectors is initiated by using the magnitude of the movement perpendicular to the myocardial boundaries.

## 1. INTRODUCTION

L'échocardiographie permet de visualiser en temps réel (à la cadence vidéo) des images du cœur selon un plan de coupe. Cette technique d'exploration fonctionnelle donne au clinicien un aperçu général de l'anatomie et de la fonction cardiaque et a l'avantage d'être atraumatique, non invasive et d'une mise en œuvre relativement simple.

Cette technique est, en conséquence, très répandue mais pourrait apporter des informations diagnostiques beaucoup plus riches et précises si une exploitation quantitative de ces images pouvait être réalisée ce qui permettrait d'estimer des paramètres caractéristiques de la fonction cardiaque comme, par exemple, la variation de volume des cavités au cours du temps ou des indices de contractilité du muscle cardiaque.

Dans les quinze dernières années de nombreux travaux ont été réalisés dans cet objectif [1,2]. L'extraction automatique des paramètres passe généralement par la détection des contours des cavités cardiaques ce qui pose de nombreux problèmes en raison de la faible qualité des images échocardiographiques. La dégradation de ces images est principalement liée au bruit de diffusion attaché à la propagation des ultra-sons dans les tissus et à la varia-

tion de l'intensité des échos en fonction de la direction des structures myocardiques. En conséquence les méthodes de segmentation fondées sur des opérateurs de détection de contour ne conduisent pas à des résultats satisfaisants.

Dans cet article, nous présentons une méthode qui permet d'estimer un paramètre caractéristique important de la fonction cardiaque: le mouvement des structures myocardiques. Cette approche a deux intérêts majeurs: d'une part elle s'affranchit d'une détermination précise des limites myocardiques et d'autre part elle s'applique à des images de qualité moyenne.

Mailloux [3] a proposé d'estimer les mouvements myocardiques en calculant le flux optique sur une séquence d'images échocardiographiques. On peut définir le flux optique comme la distribution des vitesses apparentes de la luminance dans une séquence d'images [4].

Pour obtenir une estimation du flux optique on doit supposer que la variation spatiale des vitesses est lente. Néanmoins, cette hypothèse ne peut pas être vérifiée dans les zones de contour ou des discontinuités importantes de vitesse apparaissent.

Horn et Schunk [5] ont proposé une méthode d'estimation du flux optique. Cornelius et Kanad [6] ont tenté d'améliorer cette méthode en



s'affranchissant de la contrainte de stabilité de la luminance des points de l'image au cours de la séquence.

Dans le cas particulier des séquences d'images échocardiographiques nous considérons que cette contrainte est vérifiée en raison de la faible amplitude des mouvements cardiaques et de la cadence importante de formation des images. Nous introduisons une amélioration significative à ces méthodes classiques en réalisant une pré-segmentation des régions mobiles de l'image grâce à un critère de segmentation fondé sur la détermination d'une matrice de co-occurrence temporelle [7]. Ainsi le flux optique n'est estimé que dans les régions mobiles.

## 2. DESCRIPTION DE LA METHODE

### 2.1 Pré-segmentation des régions mobiles

Nous supposons dans cette méthode de segmentation que deux régions peuvent être distinguées dans les images échocardiographiques: la première est mobile et de luminance forte (elle correspond aux structures myocardiques très échogènes); la seconde est non mobile et de faible luminance (elle correspond aux cavités cardiaques peu échogènes).

Un seuil optimal de séparation de ces deux régions peut être déduit des matrices de co-occurrences temporelles [8,9] dont les éléments sont définies comme suit:

$$P_{n,n'} = \text{Card} \{ (i,j) / L(i,j,t)=n \text{ et } L(i,j,t+1)=n' \}$$

où  $n$  et  $n'$  sont éléments de  $Z$ , et  $Z$  correspond à l'ensemble des valeurs de niveaux de gris.

$C(S)$  est défini comme suit:

$$C(S) = \sum_{n=0}^S \sum_{n'=S+1}^k P_{n,n'} + \sum_{n=S+1}^k \sum_{n'=0}^S P_{n,n'}$$

avec  $k = \max \{Z\}$  et  $S \in Z$ .

Le seuil optimal  $S_0$  correspond à la valeur de niveau de gris  $S$  pour laquelle le critère  $C(S)$  est maximum:

$$C(S_0) = \text{Max}_{S \in Z} (C(S))$$

Grâce à ce seuil optimal  $S_0$  deux images consécutives de la séquence à traiter sont binarisées.

Afin que le choix de ce seuil ne soit pas biaisé par l'existence de bruits dans l'image (bruit de quantification en particulier), on ajoute une contrainte supplémentaire dans la détermination de  $S_0$  en modifiant le critère  $C(S)$ :

$$C(S) = \sum_{n=0}^{S-\Delta S} \sum_{n'=S+\Delta S+1}^k P_{n,n'} + \sum_{n=S+\Delta S+1}^k \sum_{n'=0}^{S-\Delta S} P_{n,n'}$$

Ainsi, la variation temporelle de luminance d'un point est considérée, quand elle est inférieure à  $2\Delta S$ , comme un phénomène de bruit et ne sera pas prise en compte dans la détermination du critère  $C(S)$ .

Le choix de  $\Delta S$  dépend des conditions d'acquisition des images. Pour un système d'acquisition donné on trace l'évolution de  $S_0$  en fonction de  $\Delta S$  (Fig 1). Cette courbe a l'allure d'une sigmoïde. On en déduit une valeur optimale de  $\Delta S$  ( $\Delta S_0$ ) qui correspond au point d'inflexion de cette courbe.

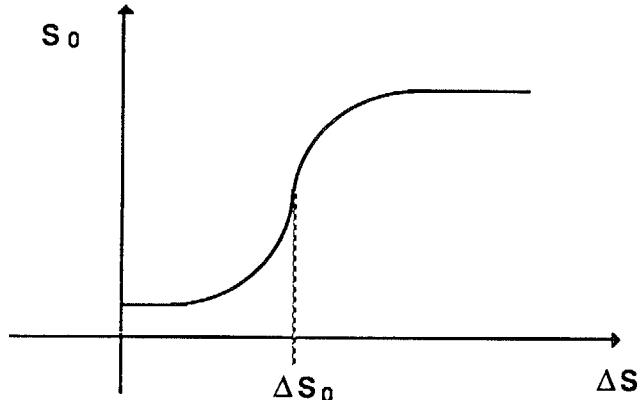


Fig 1: Optimisation expérimentale de  $\Delta S_0$ .

### 2.2 estimation du flux optique

Soient  $L(x_p, y_p, t)$  la luminance d'un point  $P$  de coordonnées  $(x_p, y_p)$  appartenant à un objet  $O$  par rapport à un repère lié à l'image. La luminance de ce point dans ce même repère au temps  $t+dt$  et après déplacement  $(dx_p, dy_p)$  est:

$$L(x_p + dx_p, y_p + dy_p, t+dt)$$

La contrainte de conservation de la luminance de ce point de l'image au cours du temps s'exprime par:

$$L(x_p + dx_p, y_p + dy_p, t+dt) = L(x_p, y_p, t) \quad (1)$$

Soient deux points voisins dans l'image de coordonnées respectives  $(x, y)$  et  $(x+dx, y+dy)$ , en supposant qu'il n'existe pas de discontinuités de luminance dans le temps et dans l'espace, on peut écrire :

$$L(x+dx, y+dy, t+dt) = L(x, y, t) + \frac{\partial L}{\partial x} dx + \frac{\partial L}{\partial y} dy + \frac{\partial L}{\partial t} dt + e \quad (2)$$

où  $e$  représente les développements d'ordre supérieur ou égal à deux.

Les deux équations (1) et (2) doivent être vérifiées pour tout point de l'image, on en déduit alors l'équation de contrainte du flux optique:

$$\frac{\partial L}{\partial x} \frac{dx}{dt} + \frac{\partial L}{\partial y} \frac{dy}{dt} + \frac{\partial L}{\partial t} = 0$$

qui peut s'exprimer sous la forme :

$$G_x \cdot U + G_y \cdot V + G_t = 0$$

$$\text{avec: } U = \frac{dx}{dt}, V = \frac{dy}{dt}, G_x = \frac{\partial L}{\partial x}, G_y = \frac{\partial L}{\partial y} \text{ et } G_t = \frac{\partial L}{\partial t}$$

Les valeurs des dérivées  $G_x$ ,  $G_y$  et  $G_t$  peuvent être calculées d'après les deux images consécutives considérées dans la séquence traitée.

L'estimation du champ des vecteurs vitesses est initialisée en calculant les composantes ( $U_0, V_0$ ) du vecteur mouvement dans la direction du gradient aux points de contours de l'objet mobile pré-segmenté.

Le champ de vecteurs vitesses est ensuite construit par propagation grâce à l'association de deux contraintes  $e_s$  et  $e_c$ .

La contrainte  $e_c$  est déduite de l'équation de contrainte de flux optique et s'exprime par:

$$e_c = \iint_D \{ G_x \cdot U + G_y \cdot V + G_t \}^2 dx dy$$

La contrainte  $e_s$  correspond à une hypothèse additionnelle sur la faible variation du champ de vecteurs vitesses dans le voisinage  $D$  et s'exprime par:

$$e_s = \iint_D \{ [u_x^2 + u_y^2] + [v_x^2 + v_y^2] \} dx dy$$

$$\text{avec : } u_x = \frac{\partial U}{\partial x}, \quad u_y = \frac{\partial U}{\partial y}, \quad v_x = \frac{\partial V}{\partial x} \quad \text{et} \quad v_y = \frac{\partial V}{\partial y}$$

Ces deux contraintes sont associées dans une expression linéaire à minimiser  $e_s + \lambda e_c$  (où  $\lambda$  est un facteur de pondération).

Afin de minimiser cette expression on utilise, une méthode de calcul variationnel qui conduit à un système:

$$\nabla^2 U = \lambda (G_x \cdot U + G_y \cdot V + G_t) G_x$$

$$\nabla^2 V = \lambda (G_x \cdot U + G_y \cdot V + G_t) G_y$$

Le Laplacien peut être approché sous la forme discrète par l'expression ( $\bar{U}$ - $U$ ) où  $\bar{U}$  représente la moyenne des vitesses dans un voisinage "8-connexités".

Finalement, le flux optique est estimé grâce aux deux expressions itératives suivantes :

$$U_{ij}^{n+1} = \bar{U}_{ij}^n - \frac{G_x \cdot \bar{U}_{ij}^n + G_y \cdot \bar{V}_{ij}^n + G_t}{1 + \lambda (G_x^2 + G_y^2)} \lambda G_x$$

$$V_{ij}^{n+1} = \bar{V}_{ij}^n - \frac{G_x \cdot \bar{U}_{ij}^n + G_y \cdot \bar{V}_{ij}^n + G_t}{1 + \lambda (G_x^2 + G_y^2)} \lambda G_y$$

On notera que, d'un point de vue expérimental, ce processus itératif converge après une trentaine d'itérations.

### 3. RESULTATS

Le traitement nécessite deux images consécutives d'une séquence. Chaque image est échantillonnée

avec une résolution de 512x512 et quantifiée avec une profondeur de 256 niveaux de gris puis pré-segmentée afin de définir grossièrement les régions mobiles correspondant aux structures myocardiques dans lesquelles l'estimation du flux optique est réalisée.

L'estimation peut être effectuée localement ou globalement. Dans le premier cas on obtient des informations sur les mouvements d'ensemble du myocarde; dans le second cas le clinicien sélectionne des régions d'intérêt (piliers, septum interventriculaire, paroi distale ou proximale, etc...) dans lesquelles une estimation fine des mouvements est effectuée.

La figure 2 montre une image de la séquence originale (2-a), l'estimation globale des mouvements (2-b), la sélection interactive de zones d'intérêt (2-c) et l'estimation locale des mouvements dans ces zones (2-d).

La méthode, appliquée à l'estimation de mouvements sur des images de synthèse représentant des objets subissant des mouvements parfaitement connus (rotation, dilatation, translation), donne des résultats satisfaisants.

Appliquée aux images échocardiographiques, cette méthode permet d'obtenir, dans des zones où l'on décèle visuellement des mouvements, une information objective sur ceux-ci.

Cette cartographie des mouvements myocardiques pourrait constituer un outil diagnostique précieux pour le clinicien dans l'étude de la contractilité cardiaque et lui permettre de confronter son appréciation subjective des mouvements à une mesure objective et précise.

La figure 2-d, met par exemple en évidence un mouvement de rotation du ventricule gauche en phase de contraction.

### 4 CONCLUSION.

Dans cet article nous présentons une méthode qui permet d'obtenir une cartographie locale ou globale des mouvements des structures myocardiques, grâce à une pré-segmentation des régions mobiles de l'image puis à une estimation du flux optique dans ces régions. Par rapport aux méthodes classiques de quantification des images échocardiographiques, notre méthode présente plusieurs avantages majeurs:

- une détection fine des contours myocardiques n'est pas nécessaire;
- une grande qualité d'image n'est pas requise;
- aucune hypothèse sur l'isotropie ou l'homogénéité de la contraction ventriculaire n'est utilisée car notre méthode permet d'estimer à la fois les composantes radiales et tangentialles du vecteur mouvement;
- l'estimation du mouvement est réalisée en tout point des régions mobiles pré-segmentées.

Nos travaux démontrent qu'une exploitation informatique des images échocardiographiques peut permettre au clinicien de poser des diagnostics quantifiés qui présentent l'avantage d'être plus



précis, mieux transmissibles et assurent un meilleur suivi dans le temps d'une pathologie.

Les outils de traitement d'images développés pour obtenir ces résultats ne sont pas spécifiques des images échocardiographiques et peuvent facilement être adaptés à d'autres séquences d'images (médicales ou non) pourvu qu'un certain nombre de conditions soient respectées comme la stabilité de la luminance au cours de la séquence, la continuité des mouvements ou la cohérence spatiale des régions mobiles.

#### REFERENCES.

- (1) SKORTON & ALL "Digital signal and image processing in echocardiography", American heart journal, N°6, Vol 110, Dec 85, pp 1266-1283.
- (2) CHU C.H., DELP E.G. "A computer vision approach to the automatic analysis of two-dimensional echocardiograms", Automedica, Vol 10, 1988, pp 49-65.
- (3) MAILLOUX G.E., BLEAU A., BERTRAND M., PETITCLERC R. "Computer analysis of heart motion from two-dimensional echocardiograms", IEEE BME-3 N°5, May 87, pp 441-447.
- (4) HORN B. *ROBOT VISION*, M.I.T. Press, 1986, pp 278-298.
- (5) HORN B., SCHUNK B. "Determining optical flow", Artificial Intelligence, 17, 1981, pp 185-203.
- (6) CORNELIUS N., KANAD T. "Adapting optical flow to measure object motion in reflectance and X-ray image sequences", ACM-Motion: representation and motion, 1986, pp 145-153.
- (7) HARALICK R.M "A facet model for image data: Regions, Edge and Texture", INRIA, Traitement et Analyse Numérique d'Images, 1980, pp 311-331.
- (8) PETIT E., LEDEVEHAT C., LORETTE G., GAUDIARE M. "Automatic detection of myocardic boundaries on two-dimensional echocardiographic image sequences", Proceeding of the 4th Scandinavian Conference on Image Analysis, June 85, pp 363-372.
- (9) ZHANG L.F., GEISER E.A. "An effective algorithm for extracting serial endocardial borders from two-dimensional echocardiographic images" IEEE BME-31 n°6, June 1984, pp. 441-447.



Fig 2-a Image originale

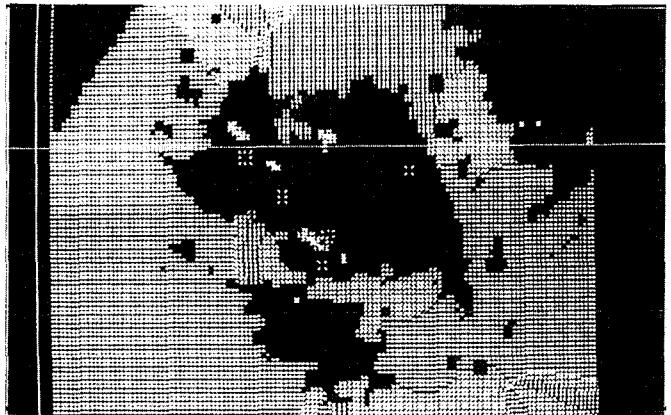


Fig 2-b Estimation globale des mouvements



Fig 2-c Sélection de deux zones d'intérêt

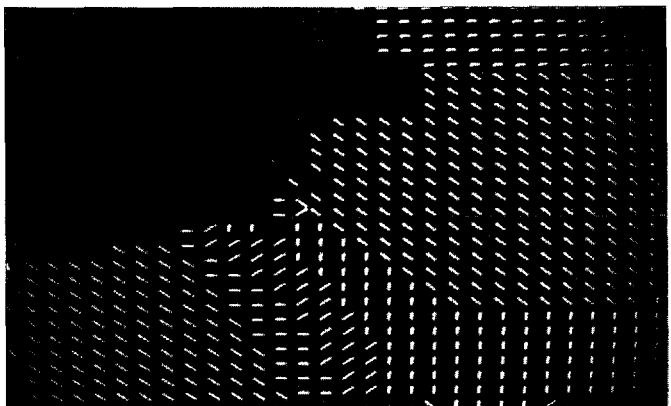


Fig 2-d Estimation locale des mouvements

Fig 2: Estimation du flux optique sur des images échocardiographiques.