



EVALUATION AUTOMATIQUE DE LA FONCTION VENTRICULAIRE
AUTOMATIC EVALUATION OF THE VENTRICULAR FUNCTION

Blandine LAVAYSSIERE-LECOURT, Robert VOGT

THOMSON-CGR : 48, rue Camille-Desmoulins 92130 ISSY-LES-MOULINEAUX

RESUME

L'exploration fonctionnelle du ventricule gauche par angiocardigraphie numérique permet de mesurer automatiquement le volume du coeur, les fractions d'éjection globale et locale et de préciser sa fonction cinétique.

A différents instants d'échantillonnage placés le long d'un cycle cardiaque, on effectue une détection automatique du contour ventriculaire sur l'image numérisée du ventricule opacifié par l'injection dans le sang d'un produit de contraste iodé.

L'algorithme de détection du contour diastolique est basé sur une analyse d'histogrammes locaux déterminant des seuils de segmentation. Ensuite, ce contour est lissé, puis sert de point de départ pour la recherche d'un autre contour pour une image suivante dans le cycle, par une analyse radiale des densités.

A partir de ces contours, plusieurs modèles du ventricule permettent d'évaluer la fonction pompe et muscle du coeur par les notions de volumes et de fractions d'éjection globale ou locale, ainsi que la cinétique de la contraction régionale.

SUMMARY

The functional examination of the left ventricle by digital angiography makes it possible to automatically measure the volume of the heart and its global and local ejection fractions, as well to specify its kinetic function.

At different times during the cardiac cycle, we performed for digital image of the ventricle opacified by the injection into the blood of an iodine contrast product, an automatic detection of the ventricular contour.

The detection algorithm for the diastolic contour is based on an analysis of local histograms which determines the local thresholds for segmentation. The resulting contour is smooth, and it is used to find another contour for an image which follows, by a radial analysis of densities.

From the contours which are obtained, several models of the ventricle permit one to evaluate the pumping function of the heart and the state of the cardiac muscle, by calculating the volume and the global and local ejection fractions, as well as by analysing regional wall motion during the contraction phase.



1. Introduction

L'objet de cet article est de présenter une méthode d'évaluation automatique de la fonction ventriculaire, à partir d'une séquence d'images cardio-angiographiques. Les contours ventriculaires sont détectés automatiquement en utilisant les propriétés du mouvement du coeur et du comportement de la valve aortique.

La méthode de contourage d'images se décompose en :

- une détection du contour télédiastolique, c'est-à-dire quand le ventricule présente son plus grand volume, ce qui correspond à l'onde R de l'ECG, par une méthode basée, soit sur l'étude de l'histogramme global, soit sur l'étude d'histogrammes locaux dans l'image ;
- une détection utilisant ce contour de l'image obtenue en diastole, afin d'évaluer celui d'une image acquise à un instant différent du même cycle cardiaque par une étude des profils le long d'un rayon.

On utilise ces projections monoplans du ventricule gauche acquises le long d'un cycle cardiaque pour exprimer les fonctions volumétriques et cinétiques du coeur.

2. Détection des contours ventriculaires

2.1. Principe général

Avant de commencer la détection de contours, plusieurs transformations sont réalisées. Tout d'abord, on tient compte de la physique d'absorption des rayons X en effectuant une soustraction logarithmique entre une image M prise avant opacification et chaque image I opacifiée du cycle étudié, afin d'éliminer le fond et de ne garder que les zones évoluant dans le temps avec l'injection du produit de contraste.

Soit I_0 l'intensité du rayonnement incident, m le coefficient d'absorption du milieu traversé, dx l'épaisseur traversée.

L'intensité reçue en un point de l'image I est

$$I_0 \exp(-\int m dx)$$

L'intensité reçue en un point de l'image M est

$$I_0 \exp(-\int m_0 dx)$$

Le résultat de la soustraction donne :

$$\log(I) - \log(M) = -\int (m - m_0) dx$$

La détection de contours peut alors débuter à l'aide des algorithmes présentés ultérieurement.

À l'issue de ces opérations, beaucoup de faux-contours demeurent. Pour les éliminer, plusieurs traitements s'enchaînent :

- utilisation d'outils de morphologie mathématique (fermeture, ouverture) sur des images binaires afin d'éliminer les trous et les petites barbules ;
- gradient simple afin de détecter la frontière du contour ;
- détection et suppression des petites boucles isolées ;
- détection et suppression de barbules en testant le rapport distance euclidienne à distance curviligne le long d'un contour.

Le contour obtenu est alors net, mais le contour de l'aorte opacifiée lors de l'éjection ventriculaire reste à éliminer. Le contourage est terminé lorsque seul le bord du ventricule est détecté de la première extrémité de la valve aortique à la seconde, le long du muscle myocardique.

2.2. Détection du contour télédiastolique

Pour extraire la silhouette du ventricule gauche, deux méthodes de seuillage de l'image ont été développées.

L'image angiographique traitée présente une structure simple : le coeur et l'aorte opacifiés plus sombres, le fond clair que l'on veut éliminer. Chaque cycle cardiaque, déterminé à l'aide de l'enregistrement de l'ECG (fig. 1) par l'intervalle en deux ondes R successives, permet de segmenter période diastolique et période systolique.

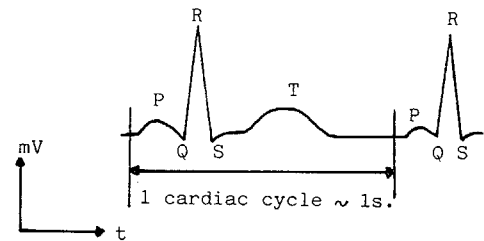


figure 1

À la télédiastole, le volume du coeur est maximal; l'histogramme global de l'image peut être considéré comme bimodal. Cependant, dans certains cas pathologiques, le coeur ne se comporte pas correctement; l'étude des histogrammes sur des régions résultant d'un découpage de l'image permet de séparer des zones à structure bimodale, dans le cas où la région couvre une partie du coeur, et des zones non-bimodales [1].

Dans le premier cas, un seuil unique est déduit pour toute l'image à partir de l'histogramme global; dans le second cas, on obtient à l'aide des histogrammes locaux, une image de seuils.

2.2.1. Etude de l'histogramme global

L'histogramme global de l'image télédiastolique est modélisé par une loi bimodale (fig. 2).

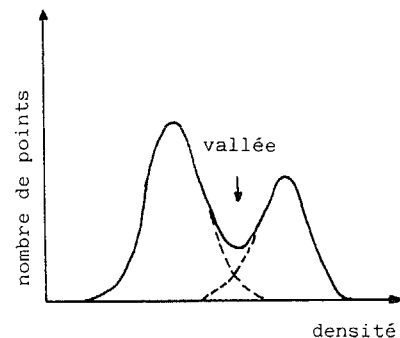


figure 2

Soient p_1 la proportion du fond ;
 p_2 la proportion de l'objet
dans l'image.

Soient m_1, v_1 la moyenne et variance du fond ;
 m_2, v_2 celles de l'objet dans l'image.



La densité de probabilité dans l'image pour le mélange de deux distributions normales s'exprime par :

$$f(x) = \frac{p_1}{\sqrt{2\pi}v_1} \exp\left(-\frac{(x-m_1)^2}{2v_1^2}\right)$$

$$f(x) = \frac{p_2}{\sqrt{2\pi}v_2} \exp\left(-\frac{(x-m_2)^2}{2v_2^2}\right) \quad (1)$$

Une méthode de régression (gradients conjugués) permet d'estimer les paramètres p_1 , p_2 , m_1 , v_1 , m_2 , v_2 pour l'image. Le calcul du seuil S découle du minimum de la probabilité de mauvaise classification de l'objet dans le fond et du fond dans l'objet, ce qui conduit à résoudre une simple équation du second degré :

$$\left(\frac{1}{v_1^2} - \frac{1}{v_2^2}\right)S^2 + 2\left(\frac{m_2}{v_2^2} - \frac{m_1}{v_1^2}\right)S + \frac{m_1^2}{v_1^2} - \frac{m_2^2}{v_2^2} + 2 \ln\left(\frac{p_2 v_1}{p_1 v_2}\right) = 0 \quad (2)$$

La dernière étape de cette détection consiste en un seuillage global de l'image à l'aide du seuil calculé, puis aux traitements finaux évoqués précédemment.

2.2.2. Etude des histogrammes locaux

L'image de format $2^n \times 2^n$ est divisée en p régions qui se chevauchent par moitié.

Un premier test sur la variance de chaque région permet de séparer celles qui sont susceptibles d'être bimodales (dans ce cas, la variance a une valeur supérieure à la moyenne des variances des p régions).

Pour ces dernières, on calcule l'histogramme ; puis on le modélise à l'aide de la densité de probabilité (1), par la méthode des gradients conjugués. Les régions retenues sont celles pour lesquelles la vallée de l'histogramme est la plus profonde (fig. 2), paramètre qui s'exprime par le rapport du minimum de $f(x)$ dans l'intervalle $[m_1, m_2]$ au minimum de $f(m_1)$ et $f(m_2)$.

Un seuil est évalué pour chacune de ces régions bimodales en minimisant la probabilité de mauvaise classification (2).

A partir de ces seuils par région, on interpole un seuil par point :

- le seuil de la région est appliqué en son centre ;
- le seuil des autres points tient compte du voisinage de la région à laquelle il appartient, et de la distance de ce point aux centres des différentes régions voisines.

Il suffit ensuite de seuiller l'image à l'aide de ces différents seuils, et finalement de traiter l'image comme expliqué ci-dessus.

2.3. Détection du contour de l'image suivante

Le contour détecté à l'aide du premier algorithme est utilisé comme information pour trouver le second. A l'aide de ses points, il est facile de trouver un point à l'intérieur du contour (centre de masse par exemple).

Pour chaque point de ce contour, on étudie le profil de densité le long de l'axe formé par ce point et le centre de masse, de part et d'autre de ce point (fig. 3) [2].

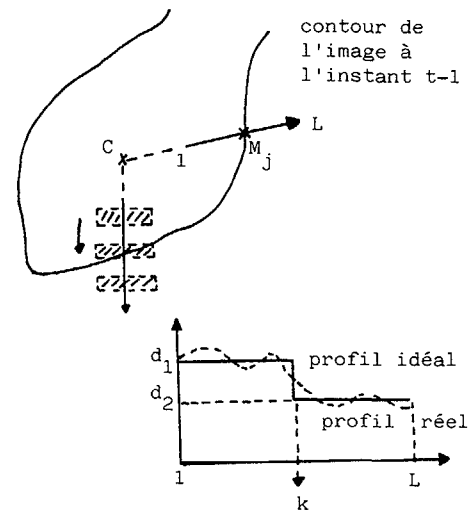


figure 3

En chaque point de l'intervalle de recherche le long du rayon, on calcule la densité moyenne sur un rectangle, puis on modélise le profil obtenu par celui que l'on aurait obtenu si la segmentation objet-fond était parfaite (fig. 3). L'erreur de modélisation le long de l'intervalle de recherche s'exprime par :

$$\text{soit } D = 1/n_j \sum_{i=1}^n \text{densité}(M_j),$$

la densité moyenne sur un rectangle centré sur un point du profil M_j ;

$$\text{erreur}(k) = \sum_{i=1}^k |D_i - d_1| + \sum_{i=k+1}^L |D_i - d_2| ;$$

avec

$$d_1 = 1/k \sum_{i=1}^k D_i ; \quad d_2 = 1/L-k \sum_{i=k+1}^L D_i$$

(fig. 3).

Le point du rayon pour lequel cette erreur est minimale correspond à la position du contour sur ce profil. Ainsi, en répétant cette opération en chaque point du contour estimateur, on obtient le contour de l'image étudiée.

2.4. Reconnaissance de la valve aortique

Les algorithmes de détection ne permettent pas de distinguer l'aorte du coeur qui est, elle aussi opacifiée du fait de l'éjection du sang du ventricule gauche vers le corps via l'aorte. Un algorithme particulier a été testé utilisant l'information sur le cheminement du sang pendant le cycle cardiaque [3].

En diastole, la valve aortique est fermée, le sang ne circule pas dans l'aorte, le profil des densités à l'intérieur de l'aorte est discontinu (fig. 4). En systole, la valve est ouverte, le sang se déplace vers le corps, le profil est continu (fig. 4).

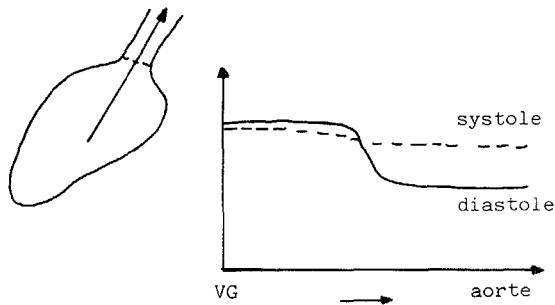


figure 4

On utilise cette information en diastole à l'aide d'un algorithme similaire à celui présenté au paragraphe 2.3. (fig. 5).

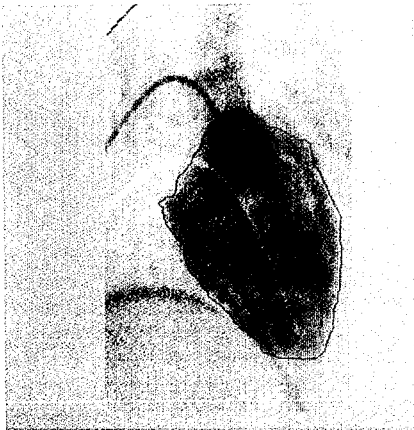


figure 5

Ventricule gauche en diastole et son contour

On déduit les points valvulaires pour les contours suivants (instant t) par l'algorithme utilisant les profils de densité le long de l'axe défini par le centre de masse du contour à l'instant t-1 et chaque point de ce contour (fig. 6).

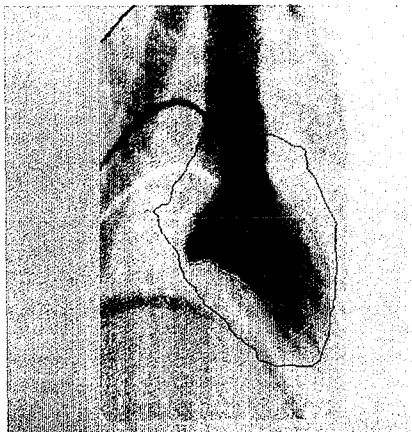


figure 6

Ventricule gauche en systole : contour diastolique (rouge) et contour systolique (vert)

Deux problèmes peuvent apparaître :

- dans le cas où le catheter est situé dans l'aorte ; on cherche alors à détecter un autre point de l'axe cardiaque,
- dans le cas d'une déficience valvulaire du patient dont la valve ne se ferme plus correctement ; d'autres méthodes de détection sont en cours d'investigation.

3. Quantification de la fonction ventriculaire

A partir des contours acquis le long d'un cycle cardiaque, des analyses globale et régionale du comportement cardiaque sont menées en utilisant, soit des modèles mathématiques approximant les formes du ventricule gauche, soit la notion de densité en appliquant le principe de Beer-Lambert.

3.1. Volumétrie cardiaque

Les volumes ventriculaires sont calculés par deux méthodes différentes :

- la méthode de Dodge approximant le volume du ventricule à celui d'un ellipsoïde de révolution ayant pour grand axe l'axe joignant le milieu de la valve aortique et l'apex et pour surface la surface intérieure au contour ventriculaire :

$$V_{\text{Dodge}} = 8 A^2 / 3 \pi L$$

- la méthode de Simpson plus précise, basée sur la somme des volumes de troncs de cône parallèles à la valve aortique, d'une hauteur h, de la base jusqu'à l'apex [4].

L'agrandissement dû au non-parallélisme des rayons X est corrigé en filmant une bille d'acier placée à la même hauteur du thorax que le coeur de diamètre connu, pour une même position de la table d'examen et de l'arceau. Les volumes sont ensuite normalisés par un modèle de régression linéaire. On obtient ainsi la courbe des volumes ventriculaires en fonction du temps (fig. 7), dont on extrait des paramètres significatifs (volume en diastole, volume en systole, temps de remplissage, ...).

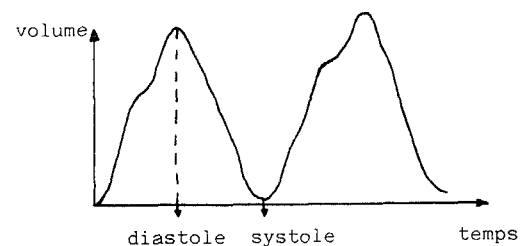


figure 7

La fraction d'éjection globale est calculée à partir des volumes pour les contours acquis en diastole et en systole.

$$\text{Fract. d'éjection globale} = \frac{V_{\text{diastole}} - V_{\text{systole}}}{V_{\text{diastole}}}$$

Les fractions d'éjection locales sont déduites également de ces deux images particulières, à l'aide d'un découpage des ventricules en demi-cylindres de part et d'autre du grand axe (fig. 8).

$$\text{Fract. d'éjection locale}_i = \frac{V_i \text{ diast.} - V_i \text{ syst.}}{V_i \text{ diast.}}$$

$$(4) I(t) = A \cdot (t-t_0)^{\alpha} \cdot e^{-\frac{(t-t_0)}{\beta}}$$

ou

$$(5) I(t) = A_m \cdot (s \cdot e^{1-s})^{\alpha}$$

$s = (t - t_0)/(t_m - t_0)$ variable réduite

$$(6) A_m = A(\alpha\beta/e)^{\alpha}$$

$$(7) t_m = t_0 + \alpha\beta$$

L'amplitude du maximum A_m est développée en tenant compte de l'approximation de Stirling [5] et des relations liant les différents variables :

$$u = Q/S = Q/\pi R^2$$

$$x = u(t_m - t_0)$$

$$\beta = L/u$$

$$\alpha\beta = x/u$$

$$(8) A_m = d/u/\rho \text{ (MD/Q)} \cdot \frac{1}{\beta} \cdot \frac{1}{\sqrt{2\pi\alpha}}$$

Ainsi donc, $1/\beta$ est une image de la vitesse moyenne de l'écoulement tandis que α mesure la distance x entre le site d'injection et le point de mesure.

2.1.2. Modèle à constantes réparties [7]

Lorsque l'on veut faire tendre le volume élémentaire vers zéro, les équations du modèle compartimental ne s'appliquent plus, et il est nécessaire de résoudre l'équation de transport avec diffusion qui s'écrit :

$$K \frac{d^2C}{dx^2} - u \frac{dC}{dx} - dC/dt = 0$$

où K est le coefficient de diffusion longitudinal.

2.2. Le modèle cardiaque sinusoidal

Le coeur est animé de mouvements périodiques de contractions extensions, on assimile la courbe de dilution $C(T_i)$ ou l'intensité des pixels de la séquence soustraite $I(T_i)$ à une sinusoïde d'amplitude A , de phase \varnothing , et de période T égale à celle d'un cycle cardiaque :

$$(9) I(t) = A \cdot \sin(2\pi t/T + \varnothing)$$

3. REGRESSION

Le critère de mesure de l'écart entre les observations $O(T_i)$ et le comportement du modèle $I(T_i)$ est la norme euclidienne ; les paramètres du modèle $P=(t_0, t_m, A_m, \dots)$ sont déterminés en minimisant par itérations successives la fonction d'erreur pondérée

$$(10) E(P) = \sum_{T_i \in [T_0..T_N]} (O(T_i) - I(T_i))^2$$

Les deux méthodes retenues pour effectuer cette régression sont :

3.1. Méthode du gradient [2]

En développant jusqu'au premier ordre l'erreur $E(P+dP)$ au voisinage du dernier point estimé \underline{P} dans l'espace des paramètres,

$$(11) E(\underline{P}+d\underline{P}) = E(\underline{P}) + \underline{G}(\underline{P}) \cdot d\underline{P}$$

où $\underline{G}(\underline{P})$ est le vecteur transposé gradient au point \underline{P} , les incréments aux paramètres du modèle $d\underline{P}$ qui minimisent E sont dans la direction opposée au gradient \underline{G} :

$$(12) d\underline{P} = -a \cdot \underline{G}$$

Cet algorithme déplace donc le point des paramètres le long des lignes de plus grandes pentes de la surface d'erreur ; il est simple à mettre en oeuvre mais sa convergence ralentit considérablement lorsque l'on se rapproche du minimum (méthode du premier ordre) de sorte qu'on ne le fait intervenir qu'au début de la descente.

3.2. Méthode de Gauss-Newton [2]

Le développement en série de Taylor de la fonction $I(t)$ autour du dernier point de meilleure approximation linéarise cette fonction en incréments paramétriques :

$$(13) I(T_i, \underline{P}+d\underline{P}) = I(T_i, \underline{P}) + \sum \frac{dI(T_i, \underline{P})}{dP} dP$$

En remplaçant cette expression dans E , les termes en $d\underline{P}$ y apparaissent linéairement et la résolution de ce système linéaire permet d'obtenir la direction à suivre dans l'espace des paramètres. Cet algorithme est coûteux car il nécessite la constitution et la résolution du système d'équations ; il déplace le point de recherche vers le centre des courbes d'iso-erreur (iso- E) et converge plus rapidement lorsqu'on est près de l'optimum.

Compte-tenu des avantages et limitations de chacune des méthodes, c'est une méthode mixte qui a été retenue, comme dans l'algorithme de MARQUARDT [1] : la direction retenue est choisie entre la direction du gradient et la direction donnée par Gauss-Newton, en ne retenant, à chaque itération, que celle qui donne l'erreur minimale.

3.3. Estimation initiale

La fonction analytique Gamma a été exprimée sous la forme (5), ce qui permet d'estimer rapidement, à partir des données de mesure, les paramètres inconnus de départ A_m , t_m , t_0 ,

sachant que $\alpha = (t_m - t_0)/(t_m - \bar{t})$ avec \bar{t} = temps moyen de transit, calculé comme la somme normalisée des échantillons pondérés par leur temps d'apparition.

3.4. Méthode de Fourier

En ce qui concerne le coeur, la régression est immédiate : elle se ramène au calcul de la première composante (amplitude et phase) de la série de Fourier sur un cycle de durée T

$$(14) A = \sqrt{AS^2 + AC^2}$$

$$(15) \varnothing = \text{Arctg}(AS/AC)$$

$$\text{avec } (16) AS = \sum_i O(T_i) \cdot \cos(2\pi T_i/T)$$

$$(17) AC = \sum_i O(T_i) \cdot \sin(2\pi T_i/T)$$

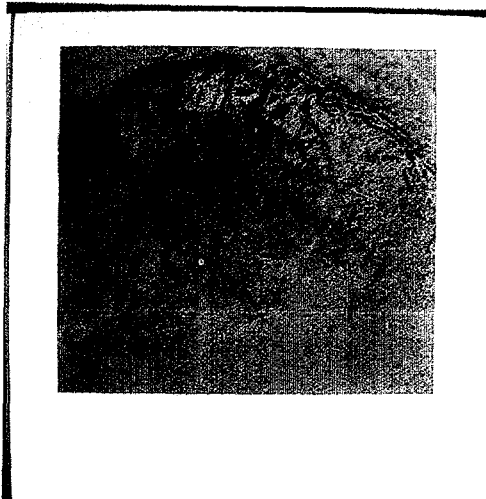
4. ESSAIS

Des séquences angiographiques, acquises en hôpital sur le système DIVAS de CGR ont été traitées par l'algorithme décrit de modélisation.

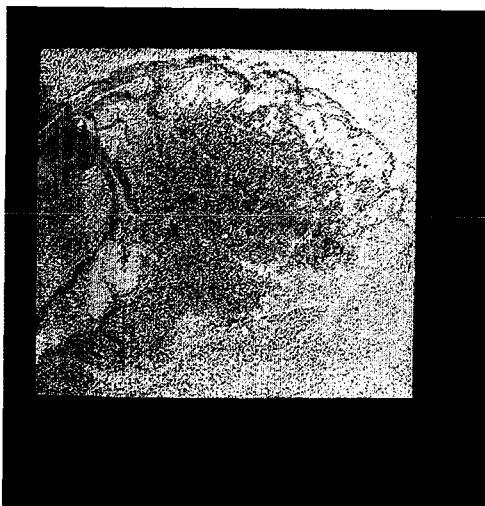
4.1. Images vasculaires :

D'une séquence angiographique des coronaires (synchronisée sur l'ECG), on a extrait l'image 1 du paramètre Amax des courbes de dilution modélisées : la sténose de la branche supérieure de l'arborescence vasculaire est mise en évidence par la discontinuité morphologique, la concentration du produit de contraste à l'amont de l'obstruction et l'insuffisance d'irrigation du muscle cardiaque à l'aval de cette pathologie.

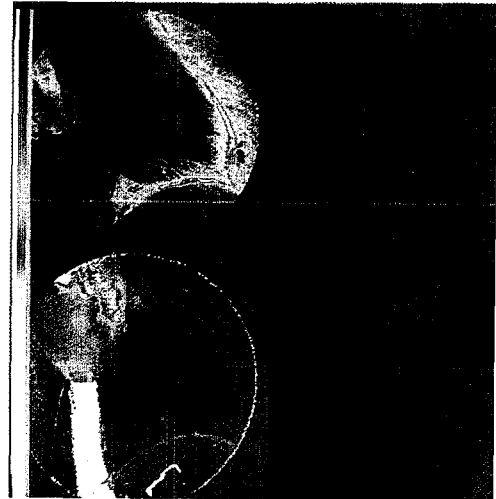
L'image 2 des vitesses moyennes d'écoulement fait apparaître d'une autre manière la même anomalie le long du vaisseau pathologique.



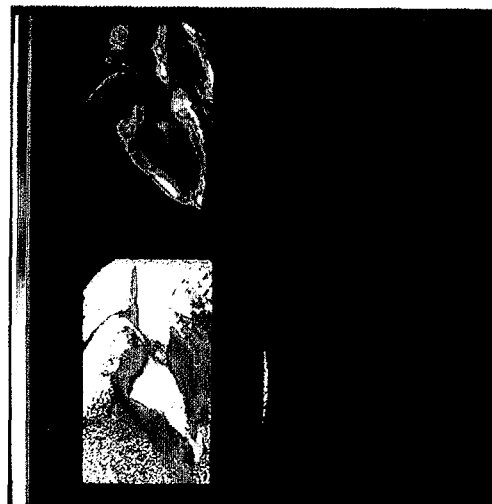
1. Amax

2. Vitesse $1/\beta = \mu/L$ 4.2. Images cardiaques :

Acquises à 25 images/sec, les images du coeur sont analysées spectralement et les photos 3 et 4 illustrent, sur 2 séquences différentes, les résultats obtenus par la technique de calcul de la première composante de Fourier.



3. A, Ø



4. A, Ø

Sur la photo 3, l'image de phase (partie inférieure) segmente aorte, oreillette et ventricule, lui-même dans ses phases systolique et diastolique.

A droite (photo 4) la phase souligne l'éjection dans l'aorte au moment de la systole. La partie inférieure droite du ventricule en diastole semble souffrir de désynchronisme. L'image d'amplitude (partie supérieure) permet de bien localiser l'aorte et d'apprécier la surface intraventriculaire.

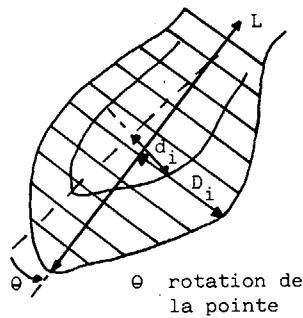


figure 8

Cette approche est basée sur l'aspect géométrique du ventricule. Une autre étude utilise l'information densitométrique des images et la loi de Beer-Lambert [5] :

Soit I_0 l'intensité des rayons X à la source ;
 M le coefficient d'absorption du milieu traversé ;
 dx l'épaisseur élémentaire traversée ;
 I l'intensité reçue.

$$I = I_0 \exp \left(- \int M dx \right)$$

L'intensité en chaque point du ventricule est proportionnelle à l'épaisseur traversée. La somme de ces valeurs sur tout le ventricule est proportionnelle au volume ventriculaire et conduit à un calcul plus rigoureux des fractions d'éjection et des volumes après avoir calculé le facteur de proportionnalité. Toutefois, on segmente ventricule et fond à l'aide du contourage automatique d'un cycle cardiaque.

3.2. Motilité de la paroi ventriculaire

La fonction muscle est analysée en modélisant les mouvements du coeur dans le thorax.

Plusieurs méthodes existent pour exprimer la cinétique de la contraction régionale et n'utilisent que l'information géométrique des contours en diastole et systole. Elles sont basées :

- sur un alignement des grands axes systoliques et diastoliques (fig. 8),
- sur une superposition des centres de rotation (fig. 9),

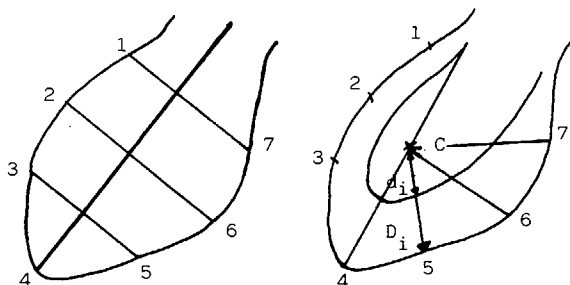


figure 9

- sur une superposition des centres de masse (fig. 10),

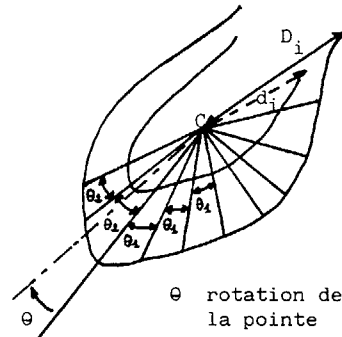


figure 10

pour lesquelles on calcule l'expression de la motilité pour chaque segment i par :

$$WM_i = \frac{D_i - d_i}{D_i}$$

- sur une segmentation curviligne des contours ventriculaires (fig. 11) [6],

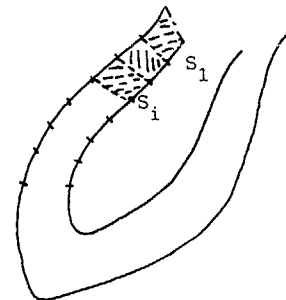


figure 11

pour laquelle la motilité s'exprime par :

$$WM_i = \frac{S_i}{S_{diast.}}$$

Il faut de plus tenir compte de la rotation de la pointe apicale afin de ne pas introduire d'erreurs dans la cinétique des segments inférieurs et antérieurs du ventricule.

4. Etude qualitative

Une étude qualitative du ventricule peut également être réalisée à l'aide de l'analyse de Fourier d'un cycle cardiaque à partir d'images cardio-angiographiques par voie intra-veineuse [7]. Cette analyse n'a pas besoin d'informations sur les contours, mais permet de segmenter l'image cardio-angiographique. Elle conduit à l'obtention de deux images paramétriques :

- une image d'amplitude permettant de segmenter le muscle cardiaque et d'apprécier sa motilité,
- une image de phase permettant de segmenter oreillettes et ventricules, et de corréler les motilités avec l'image d'amplitude.



5. Conclusion

A l'heure actuelle, l'information obtenue à partir des contours ventriculaires pour toutes les images acquises le long d'un cycle cardiaque n'est utilisée que pour analyser la courbe des volumes en fonction du temps. Les autres paramètres sont déduits des contours particuliers du cycle en télé-diastole et en télésystole, et de modèles assez grossiers du mouvement cardiaque. Les progrès futurs en angiocardigraphie numérisée permettront d'évaluer de plus en plus finement la fonction cardiaque à l'aide de l'information apportée par chaque image d'un cycle cardiaque complet et après détection automatique de chaque contour ventriculaire.

Références bibliographiques

- [1] C.K. Chow, T. Kaneko
Automatic boundary detection of the left ventricle from cineangiograms.
(Computers and Biomedical Research, n. 5, pp. 388-410, 1972)
- [2] S. Eiho, M. Kuwahara
Automatic processing of cineangiographic images of left ventricle.
(Fourth joint conference on pattern recognition, Kyoto)
- [3] C.K. Chow, T. Kaneko
Boundary detection and volume determination of the left ventricle from a cineangiogram.
(Computers in Biology and Medicine, vol. 3, pp. 13-26, 1973)
- [4] H.T. Dodge, H. Sandler
The use of single plane angiocardigrams for the calculation of LV volume in man.
(American Heart Journal, march 1968)
- [5] B.G. Trenholm, D.A. Winter
Computer determination of LV volume using videodensitometry.
(Med. Biol. Engn., march 1972, n. 10, pp. 163-173)
- [6] I. Azancot, R. Slama, Y. Bouvrain
Evaluation de la cinétique de la contraction ventriculaire gauche globale et régionale
Etude angiographique image par image sur mini-ordinateur.
(J. Physiol., Paris, 1980, vol. 76, n. 7, pp. 731-739)
- [7] J. Liénard, C. Benchimol
Imagerie paramétrique en angiographie numérique.
(Premier Colloque Image, GRETSI-CESTA, Biarritz, 21-25 Mai 1984)