

Applications

Modélisation de Fourier du contour parasternal du ventricule gauche.

Fourier Modeling of the Left Ventricle Parasternal Boundary

par Christophe LÉGER*, Jacques THIEL*, Roger LÉDÉE*,
Frédéric PATAT**, Léandre POURCELOT**

* Laboratoire d'Électronique, Signaux, Images (LESI) et GDR 134 du CNRS
ESPEO, Université d'Orléans, BP 6744, 45067 Orléans Cedex 2
e-mail : leger@lesi.univ-orleans.fr

** Laboratoire de Biophysique Médicale (LBM),
Université de Tours, BP 3223, 37032 Tours Cedex.

Résumé

Tout contour parasternal du ventricule gauche du cœur, extrait manuellement sur une image échocardiographique, est modélisable par lissage en tronquant la série de Fourier de son développement polaire autour d'une origine interne. Le choix d'une origine centrale, qui correspond à l'annulation du coefficient de Fourier au premier harmonique, minimise l'écart quadratique entre le contour manuel et le contour modélisé. Les paramètres du modèle sont les coordonnées de cette origine centrale ainsi que les coefficients de Fourier non tronqués. L'interprétation géométrique de ces paramètres, très simple, leur confère une signification utile pour le diagnostic médical. D'autre part, l'analyse de l'évolution des contours lissés pendant le cycle cardiaque conduit à une mesure de l'isotropie des contractions. Enfin, il est possible d'extraire les paramètres d'un contour non fermé par interpolation implicite sur les portions manquantes.

Mots clés : Échographie, échocardiographie, imagerie médicale, modélisation de contours, contours ventriculaires, transformée de Fourier, interpolation-lissage.

Abstract

Any parasternal boundary of the left ventricle of the heart, manually extracted from an echocardiographic image, can be modeled using smoothing by truncating the Fourier series of its polar development round an inner origin. The choice of a central origin, that annulates the Fourier coefficient at the first harmonic, minimizes the quadratic distance between the manual boundary and the modeled one. The parameters of the model are the coordinates of this central origin, and the non-truncated Fourier coefficients. The geometrical interpretation of each of these parameters, very simple, gives them a useful significance for the medical diagnosis. In an other hand, the analysis of the smoothed boundaries evolution for a complete cardiac cycle yields to measuring the isotropy of the contractions. Finally, it is possible to extract the parameters of a non-closed boundary by implicit interpolation on the lacking portions.

Key words : Echography, echocardiography, medical imaging, boundary modeling, ventricular boundary, Fourier transform, smoothing-interpolation.

1. Introduction

L'échocardiographie est un thème de recherche très actuel, en particulier pour restituer l'évolution spatio-temporelle du cœur en temps réel. L'utilisation conjointe de sondes miniatures à balayage selon plusieurs axes, aujourd'hui en cours de développement, et de logiciels de restitution tridimensionnelle (3D) permettra d'obtenir des représentations volumiques du cœur. Plusieurs algorithmes ont déjà été proposés pour extraire le contour interne du Ventricule Gauche (VG) à partir d'images tomographiques [1-5]. La difficulté provient du fait que des portions du contour sont

indiscernables lorsque les ondes ultrasonores ne sont que très peu réfléchies par les tissus de la paroi ventriculaire, ou non significatives lorsque les images incluent l'oreillette gauche, les valves mitrales ou les piliers cardiaques [6]. Il apparaît donc nécessaire d'estimer ces portions absentes ou déformées par interpolation spatiale des portions voisines de la même image, ou par interpolation temporelle des mêmes portions extraites sur les images voisines d'une séquence. Simultanément, d'autres algorithmes de restitution 3D ont été développés pour reconstruire le volume du VG à partir d'un jeu complet de contours extraits manuellement sur des images échographiques [7-9] ou automatiquement sur des images de résonance magnétique [10-11], ou bien encore à partir d'images de synthèse [12]. La méthode mise en œuvre consiste

d'abord en un échantillonnage de ces contours, puis en une restitution des échantillons, isolés ou groupés en voxels. Les résultats obtenus sont encourageants, mais ne respectent pas la contrainte temps réel dans le cas d'un cœur en mouvement, pour lequel une restitution volumique complète doit être obtenue en un temps très inférieur à la durée d'un cycle cardiaque. On est donc loin de disposer d'un algorithme d'extraction de contours 2D et de restitution 3D des parois ventriculaires qui soit suffisamment simple, robuste et rapide pour permettre la visualisation volumique du VG en temps réel.

Une autre stratégie est basée sur la modélisation volumique du VG qui doit être complètement caractérisé par un jeu de paramètres aussi restreint que possible [13-15]. Après initialisation de ces paramètres, au besoin par intervention manuelle du médecin, leurs variations d'une image à l'autre dans un cycle cardiaque pourraient être automatiquement déterminées en utilisant la continuité de la séquence d'images ainsi que, éventuellement, l'électrocardiogramme. Cette approche paramétrique devrait aboutir à des algorithmes rapides d'extraction et de restitution grâce à une compression d'information, ainsi qu'à des algorithmes plus robustes grâce à une décomposition du problème. La présente étude est une contribution à une telle modélisation 3D du VG, dont chaque coupe parasternale est caractérisée par un modèle 2D de contour. Elle met en œuvre un modèle dénommé SFDP [Série de Fourier du Développement Polaire] qui est basé sur le développement en série de Fourier d'une courbe fermée exprimée en coordonnées polaires à partir d'une origine centrale [16-17]. Les paramètres du modèle sont les coordonnées de cette origine centrale et les premiers coefficients de Fourier complexes du contour développé. Après avoir déterminé le nombre de coefficients nécessaires pour décrire précisément une coupe tomographique du VG, nous interprétons géométriquement chacun d'eux, discutons de leur intérêt pour le diagnostic, puis présentons un algorithme qui permet d'obtenir une courbe fermée à partir d'un contour initial incomplet.

2. Présentation du modèle SFDP

Après avoir rappelé le principe du lissage de l'échantillonnage idéal d'une fonction périodique par troncature de sa série de Fourier, nous l'appliquons à un contour fermé en développant celui-ci autour d'une origine choisie pour optimiser la troncature, et donc économiser les paramètres de la modélisation.

2.1. LISSAGE PAR MOINDRES CARRÉS D'UNE FONCTION PÉRIODIQUE

Soit une fonction réelle positive $\rho(\theta)$, de période 2π , et dont toutes les dérivées sont bornées. D'après le théorème de Bernstein [18],

son développement en série de Fourier ne contient qu'un nombre fini de termes, soit $N + 1$.

$$\rho(\theta) = \sum_{m=-N/2}^{N/2} C_m e^{im\theta} \quad (1)$$

Dans cette somme, $i = \sqrt{-1}$ et C_m est le $(m + 1)$ ème coefficient de Fourier :

$$C_m = \frac{1}{2\pi} \int_0^{2\pi} \rho(\theta) e^{-im\theta} d\theta \quad (2)$$

La fonction $\rho(\theta)$ est complètement définie par les $N + 1$ valeurs complexes $\{C_{-N/2}, \dots, C_{N/2}\}$ qui apparaissent comme les composantes d'un vecteur complexe sur la base des exponentielles $e^{im\theta}$ qui est orthogonale relativement au produit scalaire complexe usuel. On a évidemment $C_m = C_{-m}^*$, où le signe * indique la conjugaison. $\rho(\theta)$ est également complètement définie par les N échantillons réels $\rho_n = \rho(\theta_n)$, avec $\theta_n = 2\pi n/N$ et $0 \leq n \leq N - 1$, puisque toute autre valeur se déduit de ces échantillons périodisés -2π par interpolation de Shannon. En tronquant la somme (1) aux $2K + 1$ termes centraux, avec $K < N/2$, on définit une courbe $\rho_K(\theta)$, également de période 2π , continue,

$$\rho_K(\theta) = \sum_{m=-K}^K C_m e^{im\theta} \quad (3)$$

qui est représentée par un vecteur dont les $2K + 1$ composantes sont $\{C_{-K}, \dots, C_K\}$ dans la base orthogonale des exponentielles, et $\{\rho_{K,0}, \dots, \rho_{K,2N-1}\}$ avec $\rho_{K,n} = \rho_K(\theta_n)$ dans la base définie par le support d'échantillonnage $\{\theta_n\}$, $0 \leq n \leq N - 1$.

$\rho_K(\theta)$ est la meilleure approximation de $\rho(\theta)$ au sens des moindres carrés (MC), ce qui signifie que la somme S_K des écarts quadratiques entre les deux fonctions, mesurés sur le support d'échantillonnage, est minimum. En termes vectoriels, S_K est le carré de la distance entre les vecteurs $\rho(\theta)$ et $\rho_K(\theta)$:

$$S_K = \sum_{n=0}^{N-1} (\rho_n - \rho_{K,n})^2 = 2 \sum_{m=K+1}^{N/2} |C_m|^2 \quad (4)$$

Elle est minimum car $\rho_K(\theta)$ est la projection de $\rho(\theta)$ dans le sous-espace vectoriel de dimension $2K + 1$ (théorème de projection). Dans ce contexte, chaque paire de coefficients (C_m, C_{-m}) , $m > 0$, intervient dans le développement (1) avec un poids relatif

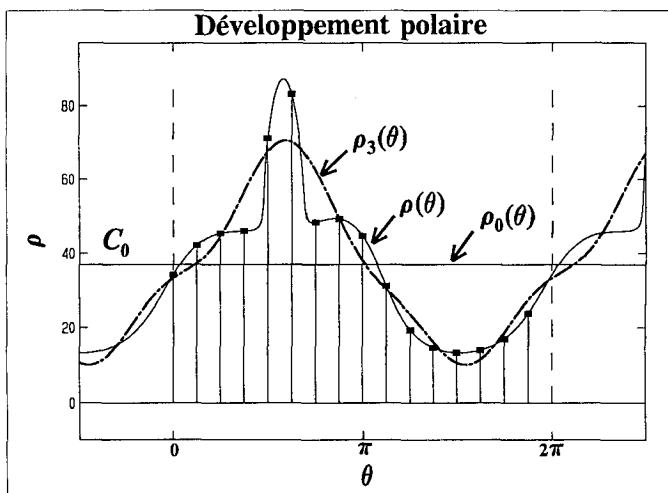
$$p_m = \frac{2|C_m|^2}{\sum_{m=-N/2}^{N/2} |C_m|^2} \quad (5)$$

qui représente sa contribution relative au carré de la norme du vecteur-fonction $\rho(\theta)$. L'approximation de cette fonction par $\rho_K(\theta)$ est d'autant meilleure que ce sont des coefficients de faible

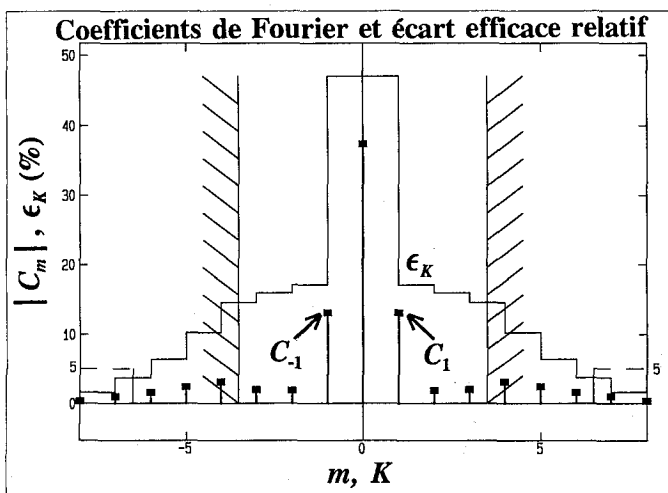
pois qui sont tronqués. Plutôt que S_K , nous utiliserons par la suite l'écart efficace moyen relatif, ϵ_K défini par

$$\epsilon_K = \sqrt{\frac{1}{N} \sum_{n=0}^{N-1} \left(\frac{\rho_n - \rho_{K,n}}{\rho_0} \right)^2} \quad (6)$$

où $\rho_0 = C_0$ est le premier coefficient de Fourier réel positif. Un exemple de décroissance de ϵ_K en fonction de K est présenté sur la figure 1 qui illustre l'approximation MC d'une courbe continue périodique -2π à 16 échantillons par troncature de sa série de Fourier aux ordres $K = 0$ et $K = 3$ (C_0 est la moyenne de $\rho(\theta)$). Avant d'utiliser ces résultats pour modéliser le contour du VG par lissage MC, transposons-les au cas de contours fermés plans.



a) Fonction initiale $\rho(\theta)$ et fonctions lissées aux ordres 0 et 3, respectivement $\rho_0(\theta)$ et $\rho_3(\theta)$.



b) Modules C_m des coefficients de Fourier et écart relatif ϵ_K en fonction de l'ordre de troncature K .

Figure 1. - Lissage par moindres carrés d'une fonction périodique -2π par troncature de sa série de Fourier.

2.2. LISSAGE PAR MOINDRES CARRÉS D'UN CONTOUR FERMÉ

Soit un contour initial, continu et fermé. A partir d'une origine $O(x_0, y_0)$ et d'une direction D_0 quelconques, la courbe développée de ce contour est construite en mesurant la distance $\rho(\theta)$ dans chaque direction D_θ faisant un angle θ constant avec D_0 ($0 \leq \theta \leq 2\pi$). Ce contour est complètement défini par l'échantillonnage $\{\rho_n = \rho(\theta_n)\}$, $0 \leq n \leq N - 1$, lorsque N est choisi pour vérifier strictement le critère de Shannon-Nyquist. Il est donc aussi complètement défini par ses $N + 1$ coefficients de Fourier complexes, $C_m = c_m \exp(i\phi_m)$, $-N/2 \leq m \leq N/2$. Après annulation des coefficients C_m tels que $|m| > K$, le contour lissé $\rho_K(\theta)$ est obtenu par transformée de Fourier inverse. La figure 2 présente un contour initial $\rho(\theta)$ à $N = 16$ échantillons, ainsi que deux contours lissés $\rho_K(\theta)$ pour $K = 0$ (cercle) et $K = 3$. Les courbes développées $\rho(\theta)$, $\rho_0(\theta)$ et $\rho_3(\theta)$ correspondantes sont, en fait, celles de la figure 1a. Le graphe ϵ_K de la figure 1b donne donc directement l'écart radial moyen entre les contours $\rho(\theta)$ et $\rho_K(\theta)$, relativement au rayon $\rho_0 = C_0$ du cercle obtenu par minimisation MC centré en O . On déduit de ces valeurs ϵ_K qu'un écart relatif moyen inférieur à 5% est obtenu en tronquant la série de Fourier à partir de l'ordre $K = 6$. Avec l'origine O ainsi choisie, le contour est donc approché à mieux de 5% par les 7 coefficients $C_0, C_1, \dots, C_5, C_6$.

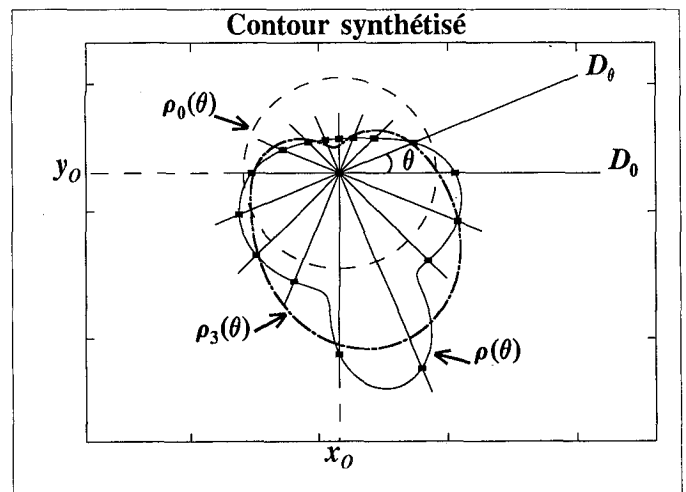


Figure 2. - Lissages MC d'un contour aux ordres 0 et 3 à partir d'une origine quelconque O .

Le développement en série de Fourier d'un contour dépend cruciallement du choix de l'origine des coordonnées polaires. A chaque origine n'entraînant pas de multivaluation est en effet associé un développement polaire différent, et donc des coefficients de Fourier différents. Trouver le développement le plus efficace d'un contour pour le modéliser par troncature consiste à déterminer une origine qui maximise les contributions des premiers termes de ce développement. Ainsi, à précision égale, il y a

diminution du nombre des coefficients conservés. Nous définissons ci-après l'origine centrale C comme étant celle qui annule le coefficient C_1 . Le choix de cette origine centrale C a pour conséquence de répartir la contribution du coefficient C_1 sur les coefficients voisins. Les variations d'amplitude des rayons $\rho(\theta)$ issus de C se trouvent donc atténués, et il y a compression d'information vers les basses fréquences. Ceci se traduit généralement par une diminution des poids aux harmoniques élevés et, pour un même écart ϵ_K , le nombre K de coefficients non tronqués est moindre. Ainsi, lorsque l'origine excentrée O du contour de la figure 2 est remplacée par l'origine centrale C de la figure 3, un écart ϵ_K inférieur à 5% est obtenu avec $K = 4$ (au lieu de $K = 6$ avec l'origine excentrée O) et donc avec seulement 4 coefficients C_0, C_2, C_3 et C_4 , au lieu de 7, puisque le coefficient nul C_1 n'est plus à considérer. La figure 4 reproduit, avec le même format que celui de la figure 1, les fonctions développées autour de l'origine centrale ainsi que les coefficients de Fourier et les écarts relatifs. Ceux-ci sont très sensiblement diminués pour un même ordre de troncature. Le lissage MC d'un contour par troncature de sa série de Fourier est donc optimal avec l'origine centrale C .

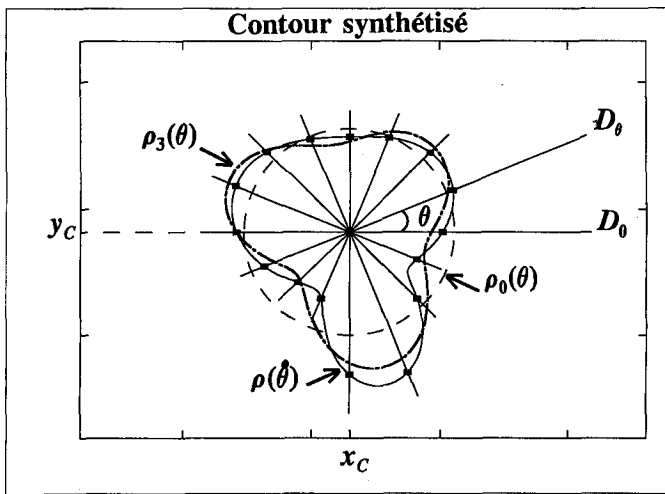
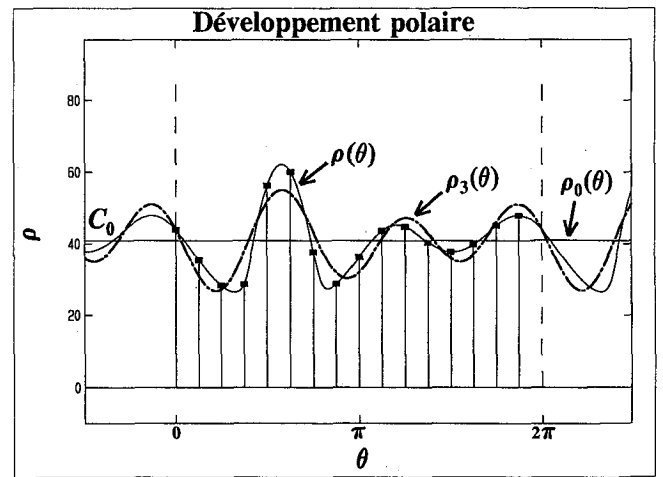


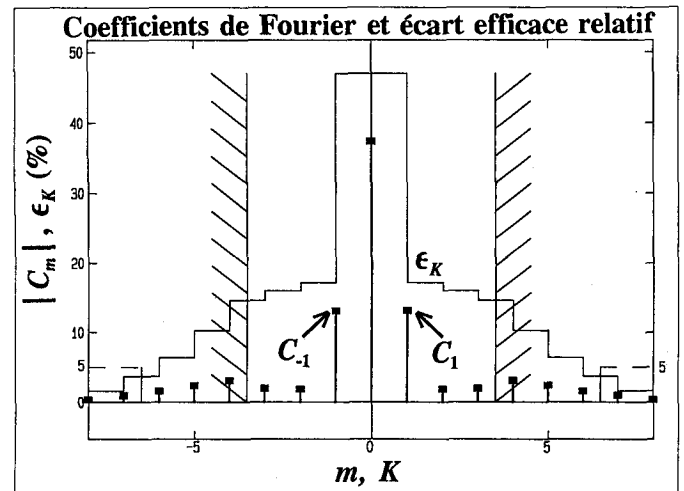
Figure 3. – Lissages MC d'un contour aux ordres 0 et 3 à partir d'une origine quelconque C .

2.3. ORIGINE CENTRALE D'UN CONTOUR FERMÉ

L'origine centrale C d'un contour circulaire correspond au centre de ce cercle. Les calculs approchés de l'appendice montrent que le choix de ce centre, pour le développement polaire du contour, conduit à une compression des coefficients de Fourier vers les basses fréquences. Ceci explique pourquoi, dans ce cas, l'écart efficace moyen relatif entre les échantillons du contour et les échantillons lissés est diminué pour un même ordre de troncature. Il est également démontré dans l'appendice que l'origine centrale C est le centre du plus grand cercle de lissage MC du contour, et que le rayon de ce cercle, maximum, correspond à un écart relatif ϵ_0 minimum. Validés sur des contours circulaires, ces calculs approchés



a) Fonction initiale $\rho(\theta)$ et fonctions lissées aux ordres 0 et 3, respectivement $\rho_0(\theta)$ et $\rho_3(\theta)$.



b) Modules C_m des coefficients de Fourier et écart relatif ϵ_K en fonction de l'ordre de troncature K .

Figure 4. – Développement polaire du contour de la figure 3 autour de l'origine centrale.

doivent rester valables pour des contours quasi-circulaires comme ceux du VG relevés sur les coupes parasternales.

L'origine centrale d'un contour fermé est-elle le centre d'inertie de ce contour? Pour répondre à cette question, il faut tout d'abord remarquer qu'à toute définition d'un centre d'inertie doit être associée une pondération massique des points du contour. Dans le cas continu, qui implique un calcul intégral, on pondère généralement chaque point par l'abscisse curviligne parcourue lors d'un déplacement angulaire infinitésimal $d\theta$. Le centre d'inertie ainsi défini ne correspond alors pas à l'annulation du coefficient de Fourier C_1 . Dans le cas discret, le centre d'inertie est communément défini comme le barycentre des échantillons non pondérés. Mais l'échantillonnage angulaire régulier d'un contour relativement à une origine interne dépend de cette origine, et il en est de même pour le centre d'inertie des échantillons. L'ori-

gine centrale qui annule le premier coefficient de Fourier C_1 du contour développé n'est donc confondu avec le centre d'inertie des échantillons que lorsque celui-ci est lui-même confondu avec l'origine choisie pour échantillonner. Sa localisation pose un problème auto-consistant, qui ne peut être résolu qu'itérativement. Assimiler l'origine centrale au centre d'inertie d'un contour fermé constitue donc un abus de langage simplificateur.

L'interprétation géométrique des coefficients de Fourier en termes de contours élémentaires [19] fournit un moyen très simple pour localiser l'origine centrale C d'un contour. Soit une origine quelconque initiale O . Le premier coefficient de Fourier C_0 est le rayon $\rho_0(\theta)$ du cercle de lissage MC centré en O , qui est excentré par rapport à $\rho(\theta)$. Le doublet (C_0, C_1) définit une ovoïde-cardioïde $\rho_1(\theta)$ qui indique l'éloignement de O par rapport à C puisque cette ovoïde est pratiquement centrée en C . Des calculs approchés, exposés dans l'appendice, établissent en effet que, pour un contour circulaire, la distance OC est égale à $2c_1$, et que

l'angle de OC avec D_0 vaut $-\phi_1$. Donc le vecteur $\overrightarrow{OO'}$ de module $2c_1$ et de phase $-\phi_1$ définit un point O' voisin de C comme illustré sur la figure 5. En développant à nouveau le contour, mais cette fois autour de la nouvelle origine O' , on obtient un coefficient de Fourier C_1 d'amplitude moindre, et donc un nouveau vecteur $\overrightarrow{O'O''}$ avec O'' encore plus près de C que O' . De proche en proche l'origine du développement se déplace vers un point toujours plus voisin de C , qui correspond, par définition, à l'annulation de C_1 .

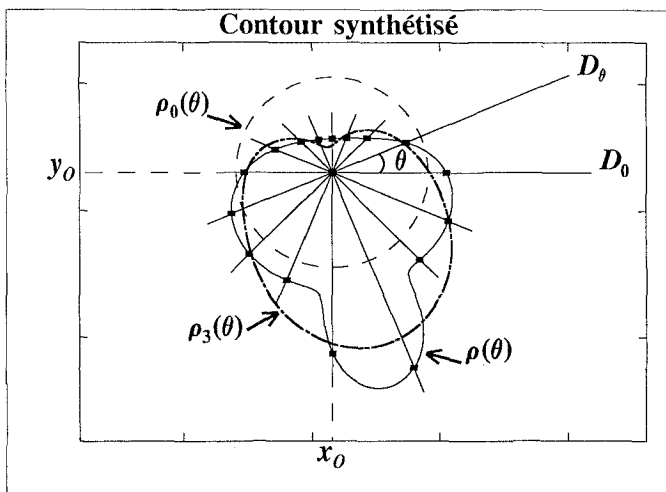
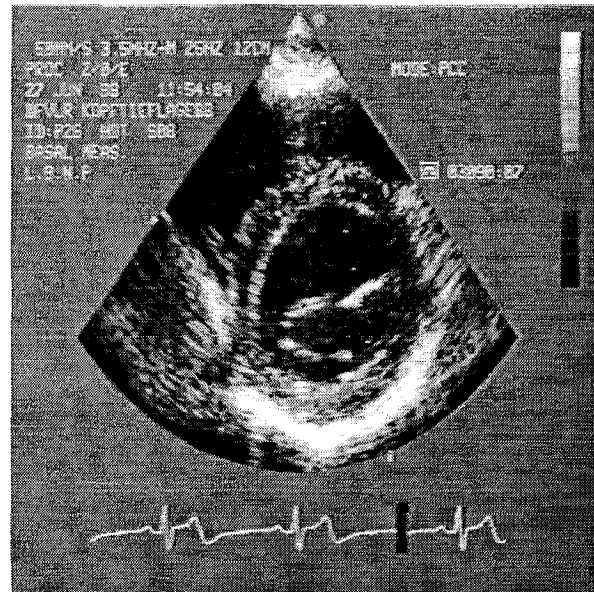


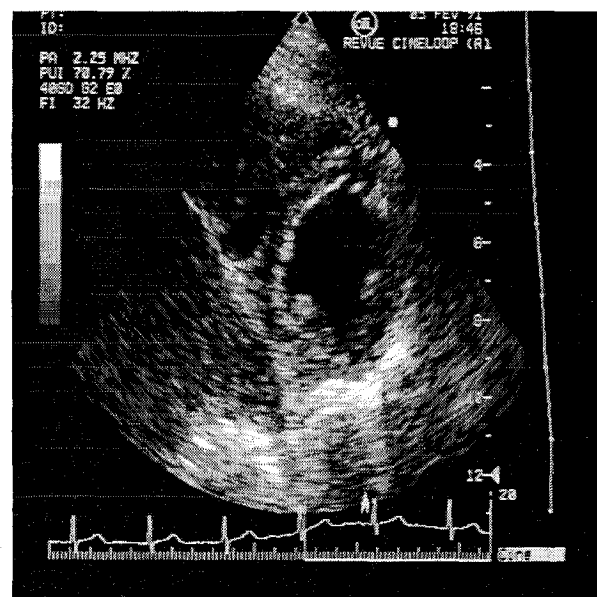
Figure 5. – Recherche itérative de l'origine centrale C d'un contour à partir d'une origine initiale quelconque O .

La plupart des coupes parasternales petit axe obtenues lors des examens échocardiographiques, analogues à celles de la figure 6a, donnent un contour du VG quasiment circulaire. Lorsque les piliers cardiaques sont visibles, ce qui dépend de la distance du plan de coupe par rapport à l'apex, la forme du contour est plus complexe, comme illustré sur la figure 6b.

Dans les deux cas, le modèle SFDP permet de modéliser correctement le contour avec peu de coefficients de Fourier. Sans



a) Sans piliers (l'écho central correspond aux valves mitrales).



b) Avec piliers.

Figure 6. – Exemples de coupes tomographiques parasternales du VG.

piliers, deux coefficients suffisent puisque le doublet (C_0, C_2) définit une forme elliptique centrée sur l'origine centrale C . Remarquons que le choix de l'origine centrale (qui annule le coefficient C_1) a pour conséquence d'augmenter la contribution du coefficient C_2 , puisque l'ovoïde (C_0, C_1) est bien approchée par l'ellipse (C_0, C_2) . Avec piliers, quelques coefficients supplémentaires sont nécessaires pour modéliser le contour du VG mais la situation est généralement plus favorable que celle de la figure 2. Par sécurité, et afin d'obtenir des résultats satisfaisants même en présence de déformations pathologiques du ventricule, nous avons décidé de conserver trois coefficients C_0, C_2 et C_3 pour

modéliser le contour du VG. Sur nos données, et avec ces trois coefficients, l'écart radial moyen obtenu est toujours inférieur à 5% pour les coupes parasternales avec piliers, et à 1% pour les coupes parasternales sans piliers.

3. Mise en œuvre du modèle SFDP

Les coefficients de Fourier du contour sont directement calculables par un algorithme de transformée de Fourier discrète (TFD) d'un échantillonnage complet du contour du VG relevé sur une image échocardiographique. Soit un tel échantillonnage $\{\rho_n\}$ avec $0 \leq n \leq N - 1$; la valeur de sa TFD à la $n^{\text{ème}}$ fréquence harmonique est :

$$R_m = \sum_{n=0}^{N-1} \rho_n e^{-2i\pi nm/N} \quad (7)$$

Si l'échantillonnage est réalisé en stricte conformité avec le critère de Shannon-Nyquist, la fonction continue périodique construite par interpolation de Shannon entre les échantillons périodisés a pour coefficients de Fourier

$$C_{-N/2} = \frac{R_{N/2}}{2N}, C_{-N/2-1} = \frac{R_{N/2+1}}{N}, \dots, C_{-1} = \frac{R_{N-1}}{N},$$

$$C_0 = \frac{R_0}{N}, C_1 = \frac{R_1}{N}, C_{N/2-1} = \frac{R_{N/2-1}}{N}, C_{N/2} = \frac{R_{N/2}}{2N}$$

En conséquence, tous les coefficients de Fourier d'un contour $\rho(\theta)$ seront simultanément calculés sans aucune approximation avec un algorithme FFT (Fast Fourier Transform) de dimension N puissance entière de 2. D'autres algorithmes moins connus, comme celui de transformée de Fourier par quart de période [20], sont encore plus rapides et pourront avantageusement être mis en œuvre. Pour un contour aussi régulier que celui du VG sans piliers, le critère de Shannon-Nyquist est pleinement respecté avec $N = 16$ échantillons [21], mais ce nombre doit être doublé en présence de piliers. C'est pourquoi, dans tous nos algorithmes, nous fixons N à 32. Tous les coefficients de Fourier C_0, C_1, \dots, C_{15} sont donc simultanément calculés par un algorithme FFT de dimension 32.

Nous proposons maintenant un algorithme itératif pour déterminer automatiquement l'origine centrale C qui annule le coefficient de Fourier C_1 . La méthode mise en œuvre pour cette recherche est robuste et converge rapidement puisqu'elle s'apparente à une méthode du gradient. A partir d'une origine quelconque, il faut en effet calculer seulement C_1 , dont le module c_1 et la phase ϕ_1 indiqueront respectivement à quelle distance et dans quelle direction il faut positionner l'origine suivante. Après rééchantillonnage du contour de cette nouvelle origine, la valeur nouvelle de C_1 obtenue est utilisée pour rapprocher de C l'origine courante, et ainsi de suite jusqu'à obtention de la précision

requis. Plutôt que d'utiliser un algorithme FFT qui calcule simultanément tous les coefficients de Fourier du contour, C_1 est directement déterminé à partir de la formule suivante :

$$C_1 = \frac{1}{N} \sum_{n=0}^{N-1} \rho_n e^{-2i\pi n/N} = \frac{1}{N} \sum_{n=0}^{N-1} \rho_n \cos \theta_n - \frac{i}{N} \sum_{n=0}^{N-1} \rho_n \sin \theta_n = \langle x_n \rangle - i \langle y_n \rangle \quad (8)$$

où $\langle x_n \rangle$ et $\langle y_n \rangle$ sont respectivement les abscisses et ordonnées moyennes des échantillons courants du contour. En considérant que $C_1 = 0$, on a $\langle x_n \rangle = \langle y_n \rangle = 0$ d'après (8) et l'origine centrale apparaît comme le centre d'inertie des échantillons finalement retenus pour le contour. Le nombre d'échantillons $\{\rho_n\}$ n'influence pratiquement pas le calcul de C_1 à la première fréquence harmonique qui est toujours inférieure à la fréquence d'échantillonnage dès lors que $N \geq 16$, et donc a fortiori pour $N = 32$. Les itérations étant toujours convenablement amorcées, il reste à choisir un critère d'arrêt qui fixera la précision sur la position de l'origine centrale C . Compte tenu des éventuels mouvements du patient et/ou de la sonde échographique pendant un cycle cardiaque, il est très suffisant de positionner ce centre à moins de 1% du rayon moyen du contour. Ceci correspond à un critère d'arrêt $c_1/c_0 \leq 0.01$, qui sera généralement atteint en 6 ou 7 itérations, quelle que soit l'origine initiale. Si, pour analyser une séquence d'images acquises à la cadence vidéo pendant un cycle cardiaque, on prend pour origine initiale d'une image l'origine centrale de l'image précédente, 2 ou 3 itérations suffisent. La recherche itérative de l'origine centrale du contour est donc en définitive robuste et rapide.

Tout comme C_1 , les coefficients de Fourier nécessaires à la modélisation SFDP du contour du VG peuvent être calculés rapidement, indépendamment les uns des autres. Cependant, l'analyse complète de l'erreur de troncature exige la connaissance de tous les coefficients de Fourier. Chaque coefficient apparaissant comme une composante d'un vecteur-contour complexe sur la base orthogonale des exponentielles éternelles, il contribue à la norme carrée de ce vecteur par le double du carré de son module, ce qui fixe son poids relatif. Avec un nombre de coefficients fixé à l'avance, la somme des poids relatifs des coefficients tronqués fournit une indication chiffrée de la précision du modèle. C'est donc un indicateur bien adapté à la modélisation. On peut même compléter cette information par la mention du numéro d'ordre d'un coefficient tronqué de poids anormalement important, ce qui traduit une rupture du modèle. En tout état de cause, la caractérisation d'un contour du VG par les trois coefficients C_0, C_2 et C_3 est d'autant plus attractive que chacun des 7 paramètres réels $\{x_0, y_0, c_0, c_2, \phi_2, c_3, \phi_3\}$ du modèle à une interprétation géométrique très simple.

4. Interprétation des paramètres

L'analyse des variations des paramètres de la modélisation SFDP pendant un cycle cardiaque apporte un complément utile au diagnostic. Pour fixer les idées, nous nous appuyerons dans tout ce paragraphe sur les valeurs des 7 paramètres du modèle, extraites d'une séquence de 24 images échocardiographiques, reproduite à la figure 7 et qui couvre un cycle cardiaque complet. Les contours du VG ont été tracés manuellement sur ces coupes parasternales petit axe, dont la position pendant le cycle est repérée sur l'électrocardiogramme. Pendant toute la durée de l'examen, la position de la sonde a été contrôlée avec attention. En effet, pour pouvoir obtenir des coupes réellement transversales du ventricule, la sonde a été maintenue perpendiculairement au grand axe du VG. De même, il a été demandé au patient de retenir sa respiration durant l'acquisition des images, de manière à limiter d'éventuels déplacements de la sonde. En respectant ces conditions, chacun des 7 paramètres du modèle fournit des indications précises sur la physiologie du VG.

Les deux premiers paramètres du modèle SFDP indiquent la position du centre du VG. Leurs variations sont donc représentatives du déplacement de ce centre. Les figures 8a et 8b présentent respectivement l'amplitude et la direction de ce déplacement du centre du VG, relevé sur les 24 images, relativement au début du cycle. Une pathologie cardiaque de type ischémie, myocardiopathie ou infarctus est généralement caractérisée par l'incapacité du myocarde à se contracter normalement. Or une partie du myocarde qui reste statique pendant les battements cardiaques peut amplifier de manière significative les déplacements du centre du VG. L'analyse des variations des coordonnées de l'origine centrale C permet donc de détecter rapidement une défaillance cardiaque, due par exemple à un infarctus du myocarde.

Le premier coefficient réel positif de Fourier (troisième paramètre du modèle) correspond au rayon C_0 du plus grand cercle de meilleure approximation du contour au sens des moindres carrés. La valeur de ce rayon peut être utilisée pour estimer les diamètres télédiastolique (D) et télésystolique (S) du VG ainsi que leur écart relatif r , qui sont trois résultats caractéristiques d'un examen échocardiographique. La figure 8c reproduit les variations de C_0 pendant la durée du cycle cardiaque analysé pour lequel $r = 0,33$. En modélisant le VG par une sphère, une ellipsoïde, ou même un modèle plus élaboré, les diamètres déterminés sont directement liés à son volume. Avec un nombre suffisant d'images, il est alors possible de représenter la variation du volume du VG pendant le cycle cardiaque et de mesurer la fraction d'éjection, qui peut révéler aussi bien des atteintes de la contractilité myocardique que des surcharges ventriculaires volumétriques importantes dues à des lésions valvulaires.

L'amplitude et la phase du troisième coefficient de Fourier (quatrième et cinquième paramètres) donnent directement les valeurs de l'ellipticité du VG, ainsi que l'inclinaison de l'ellipse de meilleure approximation du contour au sens des moindres carrés. Le rapport c_2/C_0 indique l'ellipticité du contour du VG; dans notre cas, il est pratiquement constant et égal à 10% comme indiqué sur la figure 8d. Sur la figure 8e, l'angle d'inclinaison $-\phi_2/2$ de l'ellipse ne varie lui aussi que très peu, et indique une rotation de l'ellipse de l'ordre d'un quart de tour. Ces deux informations peuvent mettre en évidence des défaillances cardiaques d'une manière encore plus précise qu'avec la seule étude des déplacements du centre du VG. En effet, la superposition centre à centre des contours du VG en phases télédiastolique et télésystolique permet de rendre compte de l'isotropie de ses contractions, et ainsi de déceler rapidement un éventuel état pathologique : dans le cas d'un fonctionnement normal du cœur, on peut considérer le contour du VG en phase télédiastolique comme homothétique de celui en phase télésystolique, même si la contractilité du myocarde n'est pas homogène sur tout le contour en coupe parasternale. Une bonne isotropie des contractions indiquera un cœur sain alors qu'une diminution de la capacité contractile de certaines portions du VG sera le signe d'une défaillance cardiaque. La figure 9 présente la superposition centre à centre des contours du VG obtenus en phases télédiastolique et télésystolique, avant et après modélisation. Dans chaque direction θ issue de C , on mesure les rayons vecteurs télédiastolique $\rho_D(\theta)$ et télésystolique $\rho_S(\theta)$. Puis, comme indiqué sur la figure 10, on reporte la valeur $1 - \rho_S(\theta)/\rho_D(\theta)$, ainsi que le cercle qui correspond à une isotropie parfaite (en traits pointillés) pour faciliter l'interprétation. Cette mesure de l'isotropie est particulièrement précise puisque la superposition centre à centre des contours permet de s'affranchir des éventuels mouvements de la sonde ou du patient pendant l'examen.

L'amplitude et la phase du quatrième coefficient de Fourier (sixième et septième paramètres du modèle) précisent enfin la nature des écarts entre le contour réel et le contour elliptique. Leur contribution rend compte de la triangularité du contour du VG. Cette nouvelle information peut être utilisée pour modéliser des contours incluant les piliers cardiaques, qui superposent une forme triangulaire au contour elliptique du VG. Les deux paramètres C_3 et ϕ_3 complètent donc la description géométrique du ventricule. Ils améliorent de manière significative la précision obtenue en ne retenant que les cinq premiers paramètres, puisqu'ils permettent de prendre en compte de petites déformations du contour du ventricule.

Pris indépendamment, chaque coefficient de Fourier correspond donc à un indice de forme dont l'évolution peut être corrélée à l'électrocardiogramme. Nous allons maintenant montrer que ces informations peuvent également être extraites d'un contour non fermé du VG.

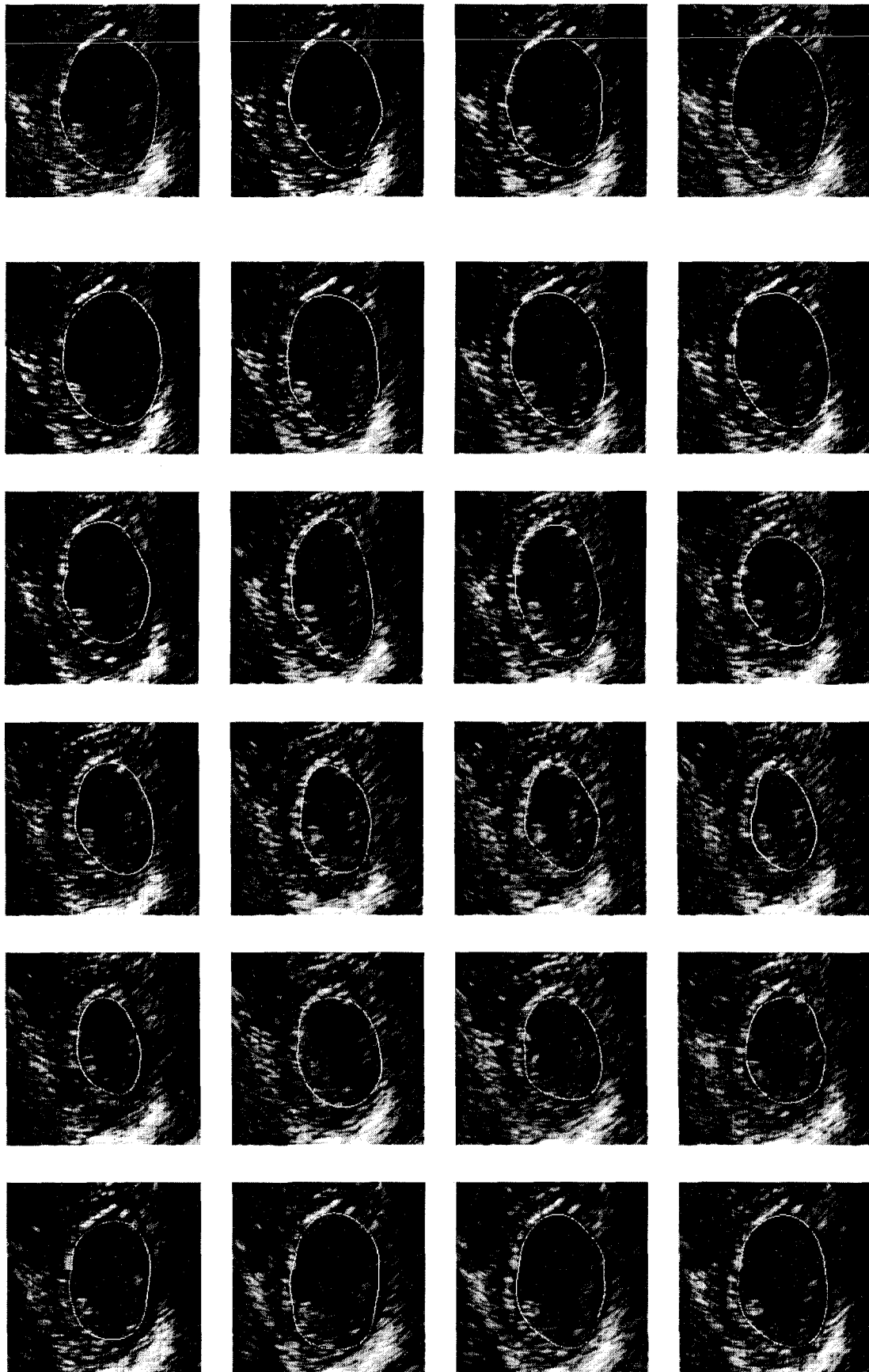
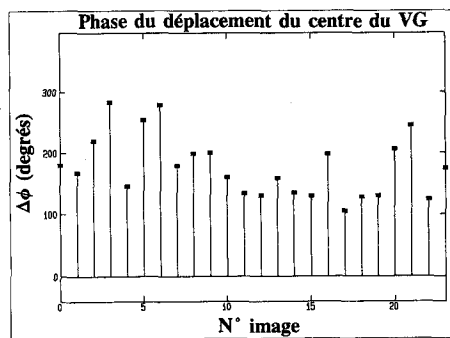
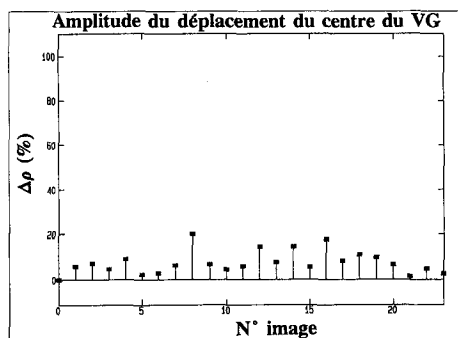
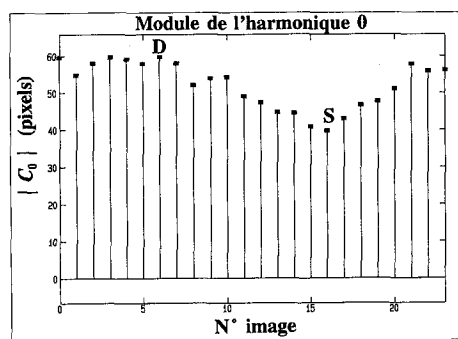


Figure 7. – Séquence de 24 images parasternales couvrant un cycle cardiaque complet.

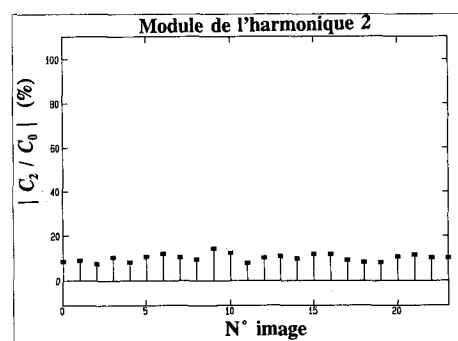


a) Amplitude des déplacements de l'origine centrale du contour relativement à la première image du cycle.

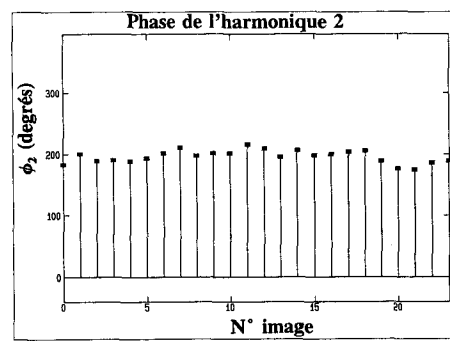
b) Phase des déplacements de l'origine centrale, relativement à la première image.



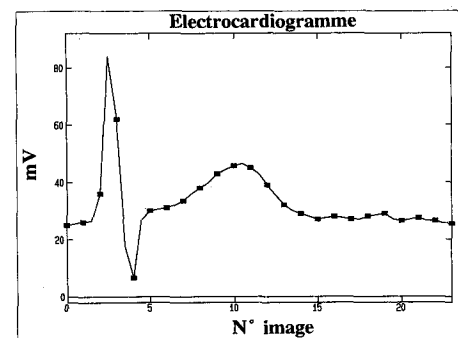
c) Amplitude du rayon moyen C_0 du contour.



d) Amplitude du coefficient C_2 relativement au rayon moyen C_0 .



e) Phase du coefficient C_2 , relativement au premier contour.



f) Electrocardiogramme.

Figure 8. - Variations des premiers paramètres d'une séquence de 24 images par cycle cardiaque.

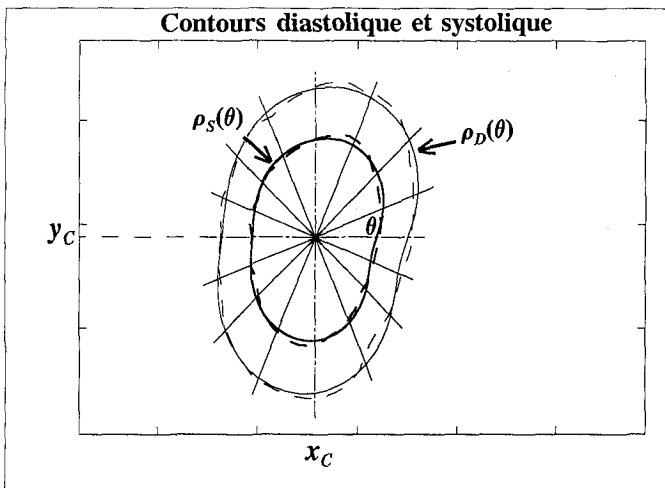


Figure 9. - Superposition des contours télédiastolique et télésystolique, avant (traits pointillés) et après (traits continus) modélisation.

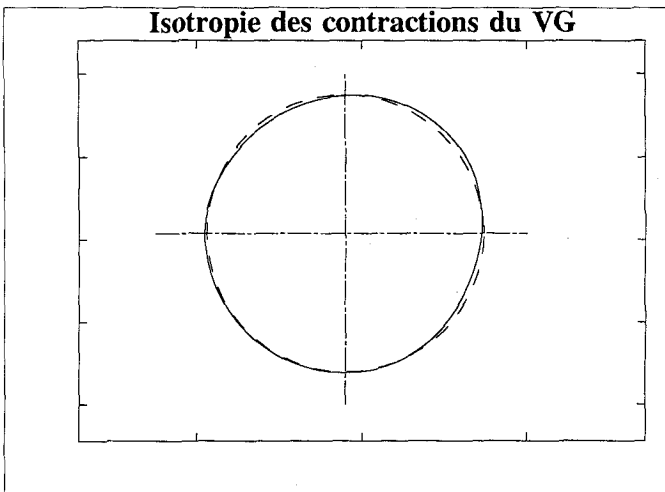


Figure 10. - Représentation de l'isotropie des contractions ventriculaires entre diastole et systole (isotropie parfaite en traits pointillés).

5. Cas des contours non fermés

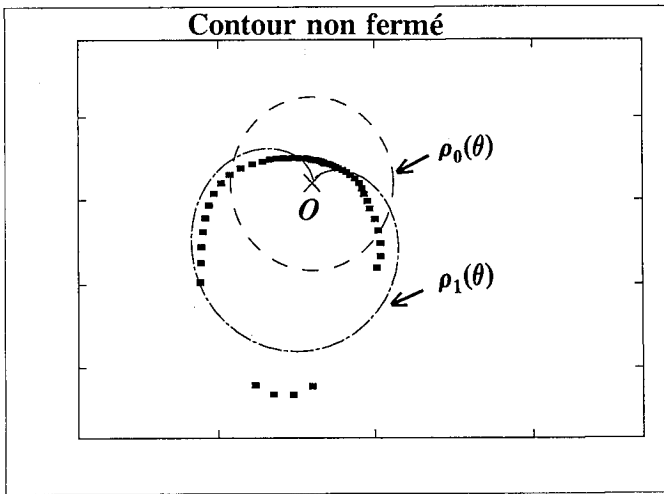
Le modèle SFDP est applicable lorsque l'échantillonnage d'un contour du VG n'est pas fermé, ce qui est souvent le cas en échocardiographie où la qualité moyenne des images et la morphologie du VG conduisent à utiliser des données incomplètes. Pratiquement, certaines parties des contours parasternaux du VG sont indiscernables lorsque l'onde ultrasonore n'est pas réfléchiée par les tissus myocardiques, ou sont très déformées lorsque le contour inclut les piliers cardiaques. Il faut alors estimer les paramètres du modèle SFDP à partir d'échantillons $\{\rho'_n\}$ de $\rho(\theta)$ où $0 \leq n \leq 2N$ mais $n \notin I$, I étant l'ensemble des parties du support d'échantillonnage où $\rho(\theta)$ n'est pas défini. L'objectif est

de déterminer les premiers coefficients de Fourier C_0, C_2 et C_3 qui minimisent l'écart efficace

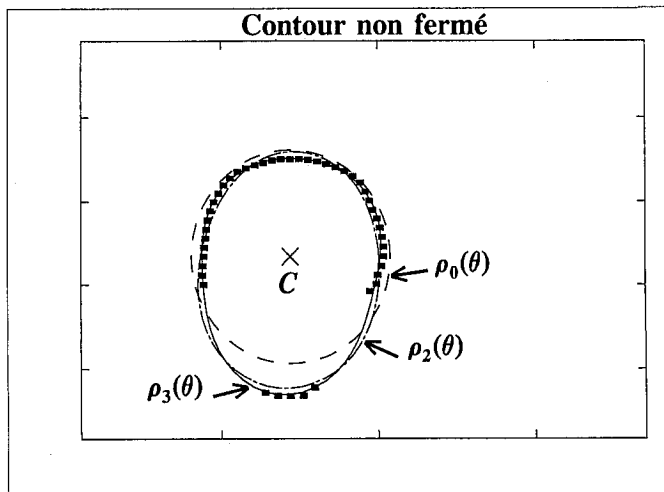
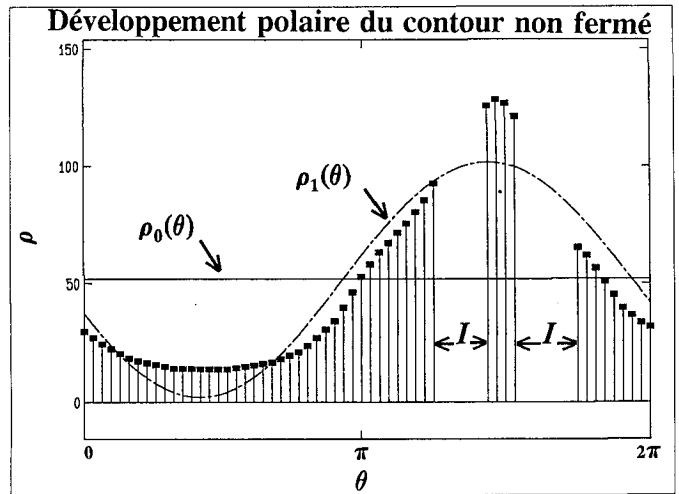
$$\epsilon'_K = \sqrt{\sum_{\substack{n=0 \\ n \notin I}}^{N-1} (\rho'_n - \rho_{K,n})^2} \quad (9)$$

Mathématiquement, ceci se traduit par une interpolation des échantillons manquants sur l'intervalle I . Ce problème est équivalent à une optimisation sans contrainte, qui consiste à trouver les coefficients $\{C_0, C_1, C_2, C_3\}$ qui minimisent ϵ'_K à partir d'une origine quelconque O . En cherchant à déterminer simultanément les coefficients $\{C_i\}$ et l'origine centrale C pour le développement polaire du contour, on aboutit à une optimisation avec contrainte en imposant $C_1 = 0$. Nous développons ici un algorithme simple pour résoudre ce problème, suivi d'une version plus rapide.

La méthode d'interpolation retenue résulte directement d'un lissage MC. Comme la base des exponentielles éternelles $\{e^{im\theta}\}$ est orthogonale relativement au produit scalaire complexe, tous les coefficients de Fourier C_i peuvent être calculés indépendamment les uns des autres. L'algorithme mis en œuvre consiste donc, après avoir fixé arbitrairement une origine O quelconque pour le développement polaire de l'échantillonnage, à déterminer la valeur du coefficient C_1 qui permet de déplacer cette origine O vers l'origine centrale C . Ensuite, les valeurs des coefficients C_0, C_2 et C_3 sont évaluées successivement, jusqu'à ce que la variation de ϵ'_K entre deux itérations soit inférieure à un certain seuil. L'algorithme se décompose de la manière suivante : tout d'abord, une estimation de la moyenne des échantillons du contour incomplet permet d'obtenir C_0 . Ensuite, l'amplitude c_1 et la phase ϕ_1 de C_1 sont estimées par minimisations successives de ϵ'_1 , en ajustant sur l'échantillonnage incomplet l'amplitude et la phase d'une sinusoïde de période 2π et de biais C_0 . L'ajustement de cette sinusoïde est poursuivi itérativement jusqu'à l'obtention d'un minimum stable pour ϵ'_1 . La valeur de C_1 est alors utilisée pour déplacer l'origine du développement polaire du contour vers l'origine centrale C , à partir de laquelle un nouvel échantillonnage du contour est réalisé. Après plusieurs itérations, lorsque la précision requise sur C est atteinte, C_0 est à nouveau déterminé en calculant la moyenne des échantillons. Puis des sinusoïdes de périodes π et $\frac{2\pi}{3}$, dont les amplitudes et les phases sont ajustées comme précédemment, sont superposées pour estimer respectivement C_2 et C_3 . Ensuite, le contour interpolé et fermé du VG est restitué sans difficulté par TFD inverse des coefficients ainsi déterminés. La figure 11a présente les contours ρ_0 et ρ_1 obtenus à partir d'une origine O quelconque. Après localisation de l'origine centrale C , les contours ρ_0, ρ_2 et ρ_3 sont obtenus à l'aide des coefficients C_0, C_2 et C_3 , comme indiqué sur la figure 11b. La comparaison des résultats obtenus avec les deux origines O quelconque et C centrale montre qu'il est indispensable d'itérer conjointement sur l'estimation des coefficients de Fourier et la localisation de C . Pour un écart ϵ'_K inférieur à 1%, il faut en effet conserver $K = 7$ coefficients pour la modélisation à partir



a) A partir d'une origine quelconque O (ordres 0 et 1).



b) A partir de l'origine centrale C (ordres 0 et 3).

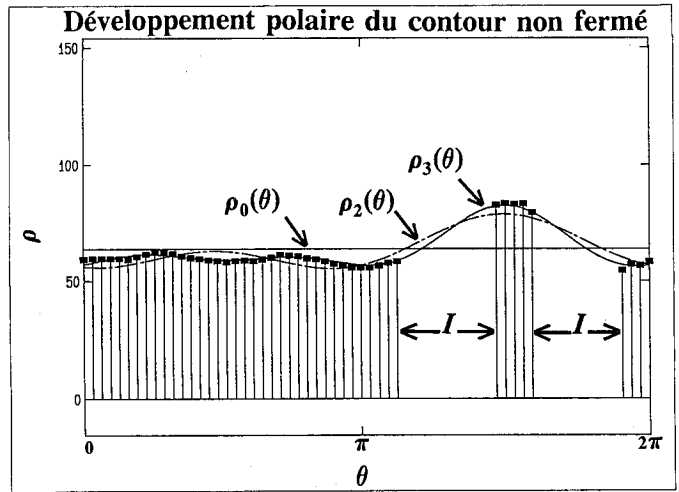
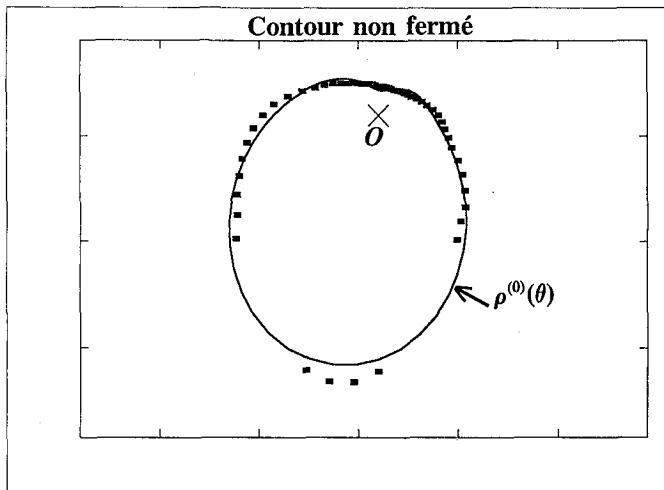


Figure 11. – Interpolation-lissage MC d'un contour non fermé.

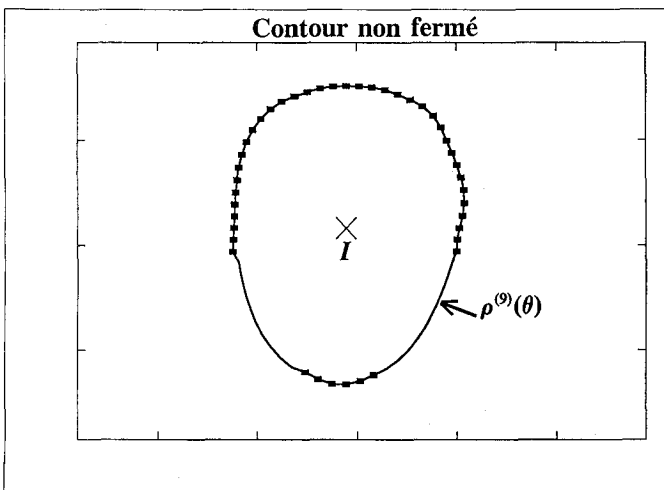
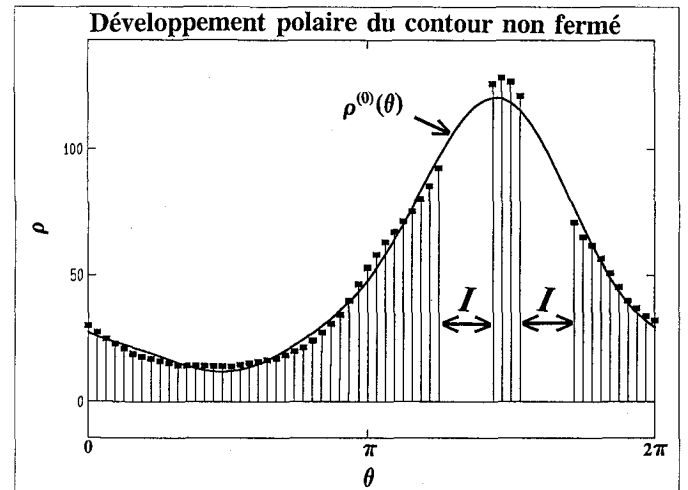
de O , tandis qu'il suffit de $K = 3$ coefficients (sept paramètres) à partir de l'origine centrale C .

Une version rapide de l'algorithme consiste à estimer simultanément les 7 paramètres du modèle SFDP, c'est-à-dire à localiser l'origine centrale C avec une précision fixée et calculer les 3 coefficients de Fourier C_0, C_2 et C_3 qui minimisent ϵ'_K . L'algorithme proposé remplace à chaque itération les échantillons manquants par ceux du contour défini par les valeurs des 7 paramètres de l'itération précédente. A partir d'une origine quelconque $O^{(0)}$ de départ, il est initialisé en remplaçant les échantillons manquants par ceux interpolés linéairement entre les deux échantillons mitoyens disponibles. En réalisant cette interpolation linéaire sur le développement polaire du contour, les portions manquantes se trouvent interpolées par une spirale, dont le rayon varie progressivement entre les valeurs des rayons des deux échantillons mitoyens. La TFD de l'échantillonnage ainsi

complété fournit les premières valeurs $C_0^{(0)}, C_1^{(0)}, C_2^{(0)}$ et $C_3^{(0)}$ des 4 premiers coefficients de Fourier, qui eux-mêmes permettent d'obtenir un premier contour $\rho_3^{(0)}$ par TFD inverse. $C_1^{(0)}$ est alors utilisé pour déplacer l'origine courante $O^{(0)}$ en $O^{(1)}$, plus proche de l'origine centrale C . Puis $\rho_3^{(0)}$ permet de fermer le contour initial, en remplaçant les échantillons initiaux manquants par les échantillons correspondants de $\{\rho_n^{(0)}\}$, comme illustré sur la figure 12a. Un nouvel échantillonnage est alors réalisé à partir de $O^{(1)}$ par interpolation linéaire sur l'échantillonnage de départ complété par l'échantillonnage $\{\rho_n^{(0)}\}$. A chaque itération, on procède de la même manière : un contour fermé $\{\rho_3^{(i)}\}$ est obtenu par TFD de l'échantillonnage, troncature après les 4 premières valeurs $C_0^{(i)}, C_1^{(i)}, C_2^{(i)}$ et $C_3^{(i)}$, puis TFD inverse; $C_1^{(i)}$ est utilisé pour déplacer l'origine $O^{(i)}$ en $O^{(i+1)}$; les échantillons initiaux manquants sont remplacés par les échantillons $\{\rho_n^{(i)}\}$; un nouvel échantillonnage est réalisé à partir de $O^{(i+1)}$. En poursuivant l'al-



a) Après 1 itération.



b) Après 10 itérations.

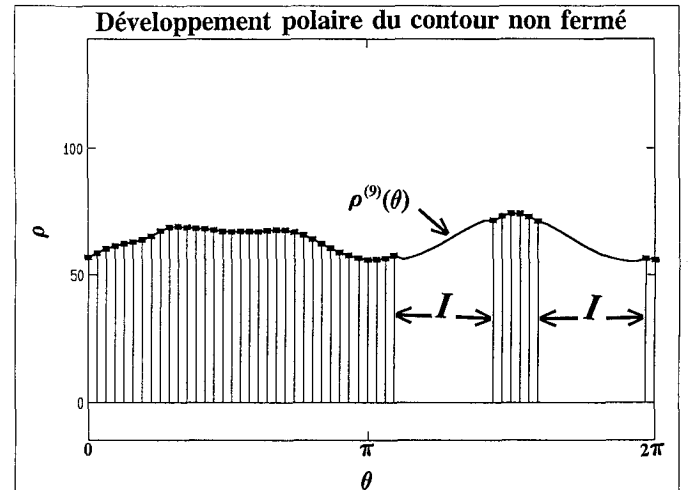


Figure 12. – Interpolation des échantillons manquants avec recherche simultanée de l'origine centrale.

gorithme itérativement, l'origine courante devient aussi proche que désiré de la précédente, et le minimum courant ϵ'_K devient aussi voisin que désiré du précédent. De cette manière, l'algorithme converge et conduit très rapidement à des contours fermés du ventricule. La figure 12b reproduit le contour ainsi obtenu en 10 itérations à partir des mêmes données qu'à la figure 11, le critère d'arrêt étant que la distance entre deux origines successives soit inférieure à 1% de C_0 .

Un nombre restreint de paramètres permet donc de décrire d'une manière suffisamment précise les contours du VG même avec un ensemble incomplet de données. La seule limitation intrinsèque à la méthode tient à la forme du ventricule, les erreurs introduites par une modélisation SFDP étant d'autant plus faibles que le contour analysé est proche d'un cercle. L'algorithme utilisé pour interpoler les échantillons manquants est rapide et performant, et s'inscrit donc complètement dans une résolution temps-réel du problème.

6. Conclusion

La technologie des sondes échographiques 3D ne permet pas aujourd'hui de pouvoir acquérir simultanément plusieurs coupes du ventricule. La restitution 3D des mouvements du VG exigera donc de nombreuses extrapolations, interpolations et lissages sur une séquence d'images échocardiographiques. Le contour d'une nouvelle image sera déterminé par extrapolation des contours des images précédentes puis ajustement, l'initialisation étant réalisée manuellement à partir de la meilleure image de la séquence. Des interpolations entre les contours seront nécessaires pour distinguer les variations spatiales des variations temporelles du ventricule, afin d'utiliser pour la restitution 3D des instants différents d'un même cycle cardiaque. Il faudra aussi effectuer, pour une même représentation 3D, des lissages entre les diffé-

rents contours qui composent le volume afin de le restituer de la manière la plus utile pour le diagnostic. Pour réaliser ces interpolations spatio-temporelles, sur un volume nécessairement lisse, une approche modèle semble bien adaptée.

La double périodicité spatiale (contours fermés) et temporelle (cycle cardiaque) du problème invite à explorer des modèles basés sur la transformée de Fourier. Nous avons présenté ici le modèle SFDP [Série de Fourier du Développement Polaire] en nous limitant aux seules coupes parasternales du VG. Ce modèle consiste à lisser un contour par simple troncature de la série de Fourier de la fonction continue périodique obtenue en le développant autour de son origine centrale qui annule le coefficient de Fourier au premier harmonique. Les paramètres du modèle sont alors les coordonnées de cette origine et les coefficients de Fourier non tronqués pour obtenir la précision requise. Leur petit nombre limitera les calculs de restitution d'attitude (angles d'Euler) pour la reconstruction 3D. Les algorithmes de calcul de ces paramètres sont particulièrement rapides et robustes, y compris lorsque le contour n'est pas fermé. De plus, chaque paramètre a une interprétation géométrique simple qui donne directement la morphologie du ventricule. Lorsque sera résolu le problème du suivi de contour, problème très actuel en échocardiographie, le modèle SFDP devrait permettre de visualiser en temps-réel l'évolution du volume du VG.

Appendice

Cet appendice propose quelques calculs sommaires relativement aux coefficients de Fourier $\{C_m\}$ d'un contour circulaire de rayon ρ_0 développé autour d'une origine O proche de son centre C . La méthode utilisée consiste à remplacer les expressions analytiques exactes des coefficients par des développements limités au voisinage de C . Les résultats obtenus ne sont donc que des approximations.

Les coefficients de Fourier $\{C_m\}$ du cercle de départ sont obtenus à partir de l'expression (2) en remplaçant $\rho(\theta)$ par ρ_0 . Ils sont tous nuls sauf C_0 qui est égal à ρ_0 . Lorsque ce même cercle est développé autour d'une origine quelconque O distincte de C , le rayon vecteur ρ_0 issu de C doit être remplacé par le rayon vecteur $\rho'(\theta')$ issu de O . Si nous choisissons comme origine des angles θ et θ' la direction OC (figure 1A), on déduit de $OM = OH + HM$, où H est la projection de C sur le nouveau rayon vecteur OM , que $\rho'(\theta')$ a pour expression

$$\rho'(\theta') = \Delta r \cos \theta' + \sqrt{\rho^2(\theta) - \Delta r^2 \sin^2 \theta'}$$

où Δr est la distance OC .

Si O est très proche de C relativement à tout rayon vecteur ($\Delta r \ll \rho(\theta)$), on pose $\epsilon = \Delta r/\rho_0$ et le développement limité de (1A) au voisinage de $\epsilon = 0$ s'écrit :

$$\rho'(\theta') \cong \rho_0 \left[1 + \epsilon \cos \theta' - \frac{\epsilon^2}{2} \sin^2 \theta' - \frac{\epsilon^4}{8} \sin^4 \theta' - \frac{\epsilon^6}{16} \sin^6 \theta' + \dots \right]$$

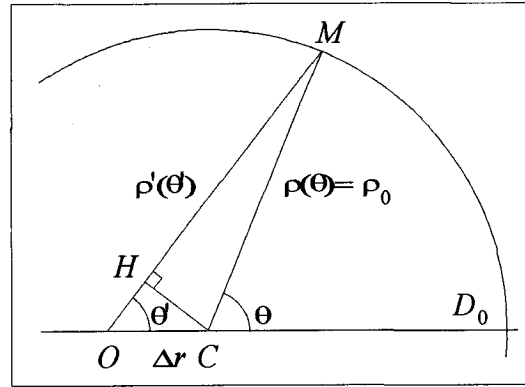


Figure 1A.

Cette expression peut être utilisée pour calculer les nouveaux coefficients C'_m du contour circulaire de rayon ρ_0 autour de O . On obtient, à l'ordre 6 en ϵ :

$$C'_0 = \rho_0 \left[1 - \frac{1}{4}\epsilon^2 - \frac{3}{64}\epsilon^4 - \frac{5}{256}\epsilon^6 \right]$$

$$C'_1 = \rho_0 \frac{\epsilon}{2}$$

$$C'_2 = \rho_0 \left[\frac{1}{8}\epsilon^2 + \frac{1}{32}\epsilon^4 + \frac{15}{1024}\epsilon^6 \right]$$

$$C'_3 = 0$$

$$C'_4 = \rho_0 \left[-\frac{1}{128}\epsilon^4 + \frac{3}{512}\epsilon^6 \right]$$

$$C'_5 = 0$$

$$C'_6 = \rho_0 \frac{1}{1024}\epsilon^6$$

Le premier coefficient C_0 est donc diminué de la quantité positive :

$$\frac{1}{4}\epsilon^2 + \frac{3}{64}\epsilon^4 + \frac{5}{256}\epsilon^6$$

ce qui confirme que ρ_0 est le rayon du plus grand cercle de lissage par moindres carrés du contour circulaire. Pour les contours quasi-circulaires que nous considérons, le choix d'une origine quelconque doit entraîner une diminution du même ordre par rapport au choix de l'origine centrale. Nous en déduisons que C_0 est maximum avec une origine centrale et que cette origine correspond au centre du plus grand cercle obtenu par minimisation MC du contour.

La valeur du coefficient $C'_1 = c'_1 \exp(i\phi'_1)$ est $\rho_0 \frac{\epsilon}{2}$. Il est clair que si l'origine des angles θ' avait été décalée de $\Delta\theta$ par rapport à OC , nous aurions trouvé $C'_1 = \rho_0 \frac{\epsilon}{2} \exp(i\Delta\theta)$. Au premier ordre en ϵ , on obtient donc une indication du déplacement à réaliser à partir d'une origine quelconque O pour atteindre le centre C . En effet, $\Delta r \exp(i\Delta\theta) \sim 2C'_1$ étant la représentation complexe du vecteur \vec{OC} (voir figure 1A), il faut déplacer O de deux fois c'_1 dans la direction $-\phi'_1$.

Avec l'origine quelconque O , les coefficients C_2, C_4 et C_6 sont maintenant non nuls, alors qu'ils l'étaient avec le centre C . Ce

dernier correspond donc à une compression d'information vers les basses fréquences. Un tel résultat doit logiquement persister avec des contours quasi-circulaires.

Un examen plus détaillé de cette compression basse fréquence peut être conduit en comparant les poids des premiers coefficients. Des calculs simples mais fastidieux conduisent aux résultats suivants à l'ordre 4 en ϵ :

	P_0	P_1	P_2
Centre C	1	0	0
Origine quelconque O	$1 - \frac{\epsilon^2}{2} - \frac{\epsilon^4}{32}$	$\frac{\epsilon^2}{2}$	$\frac{\epsilon^4}{32}$

les poids P_4 et P_6 des coefficients C'_4 et C'_6 étant aux ordres 8 et 12, respectivement. Dans ce tableau, il apparaît que l'augmentation de poids des coefficients C_1 et C_2 est égale à la diminution de poids du coefficient C_0 . Réciproquement, le choix du centre C reporte les poids des deux coefficients C_1 et C_2 sur le seul coefficient C_0 . A un degré supérieur d'approximation, on constate que l'augmentation de poids du coefficient C_1 correspond à une diminution des poids de tous les autres coefficients. Réciproquement, le choix du centre C reporte donc le poids du coefficient C_1 sur tous les coefficients voisins, avec prépondérance de C_0 . Il doit en être de même avec les contours quasi-circulaires pour lesquels l'ancienne contribution de C_1 est répartie sur tous les autres coefficients, et ce d'autant moins que leur fréquence est grande. Or, plus les poids des coefficients de Fourier d'ordres supérieurs à K sont forts, plus l'écart quadratique S_K défini par l'équation (4) est élevé. On en déduit que le cercle de centre C est non seulement celui de plus grand rayon, mais aussi celui qui correspond à une erreur de troncature minimum, propriété qui doit rester vraie pour des contours quasi-circulaires.

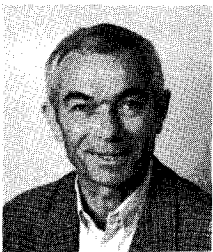
BIBLIOGRAPHIE

- [1] J.Y. BOIRE, J.C. CAUVIN, M. ZANCA, J. MAUBLANT and J.M. BONNY. « 3D Segmentation Method in Medical Imaging », *Fourteenth Annual Conference of the IEEE Engineering in Medicine and Biology Society*, Vol. 5, pp. 2216-2217, 1992
- [2] G. MONTILLA, V. BARRIOS, L. RODRIGUEZ, F. MORA, G. PASIARELLO and C. ROUX. « Detection Endocardial Boundaries by Texture in Two-Dimensional Echocardiography », *Fourteenth Annual Conference of the IEEE Engineering in Medicine and Biology Society*, Vol. 5, pp. 2253-2254, 1992
- [3] W.Y. LIU, I. MAGNIN, G. GIMENEZ. « A Statistic Based Approach for Segmentation », *Fourteenth Annual Conference of the IEEE Engineering in Medicine and Biology Society*, Vol. 5, pp. 1924-1925, 1992
- [4] N. FRIEDLAND and D. ADAM. « Automatic Ventricular Cavity Boundary Detection from Sequential Ultrasound Images Using Simulated Annealing », *IEEE Transactions on Medical Imaging*, Vol. 8, N°4, pp. 344-353, 1989.
- [5] B. HUNG and K. CHIANG. « Reconstruction of 3-D Images of Left Ventricle from the Rotating 2-D Echocardiograms and Calculating Its Volume », *Eleventh Annual Conference of the IEEE Engineering in Medicine and Biology Society*, 1989.
- [6] B. DIEBOLD. « Détection de Contours Ventriculaires; Pièges Anatomiques, Perspectives Cliniques », *Symposium Échocardiographie et Analyse d'Images Ventriculaires*, Dijon, 1993.
- [7] R. MARTIN, G. BASHEIN, M. NESSLY. « Left-Ventricular Transesophageal Ultrasound 3D Scanning and Reconstruction », *IEEE/Eleventh Annual Conference of the Engineering in Medicine and Biology Society*, pp. 421-422, 1989.
- [8] R. MARTIN, M. GRAHAM, R. KAO and G. BASHEIN, « Measurement of Left Ventricular Ejection Fraction and Volumes with Three-Dimensional Reconstructed Transesophageal Ultrasound Scans : Comparison to Radionuclide and Thermal Dilution Measurements », *Journal of Cardiothoracic Anesthesia*, Vol. 3, N°3, pp. 260-268, 1989.
- [9] E. PAQUET, J. MEUNIER, M. BERTRAND, T. LEUNG and R. LEMERY. « Segmentation and 3-D of Histological Sections of the Heart, *Fourteenth Annual Conference of the IEEE Engineering in Medicine and Biology Society*, Vol. 5, pp. 2253-2254, 1992.
- [10] A. MAURICE, J. MEUNIER, M. BERTRAND and J. LESPÉRANCE. « Improved Method for the 3-D Reconstruction of the Left Ventricle from Biplane Cineangiograms », *Fourteenth Annual Conference of the IEEE Engineering in Medicine and Biology Society*, Vol. 5, pp. 2237-2238, 1992.
- [11] W. OHLEY, P. DALY, H. GEWIRTZ. « Generation of 3-D Cardiac Images from Magnetic Resonance Data », *Eleventh Annual Conference of the IEEE Engineering in Medicine and Biology Society*, 1989.
- [12] C. BRECHBÜHLER, G. GERIG and O. KÜBLER. « Surface Parametrization and Shape Description », *Visualization in Biomedical Computing 1992*, Vol. 1808, pp. 90-104, 1992.
- [13] C. BALDY-PORCHER, I. MAGNIN, J.P. BODART, F. CAZALOT. « Automated Detection of Serial Endocardial Borders from 2D-Magnetic Resonance Images of the Left Ventricle », *Fourteenth Annual Conference of the IEEE Engineering in Medicine and Biology Society*, Vol. 5, pp. 1977-1978, 1992.
- [14] L.H. STAIB and J.S. DUNCAN. « Deformable Fourier Models for Surface Finding in 3D Images », *Visualization in Biomedical Computing 1992*, Vol. 1808, pp. 90-104, 1992.
- [15] L.H. STAIB and J.S. DUNCAN. « Boundary Finding with Parametrically Deformable Models », *IEEE Transactions on Pattern Analysis and Machine Intelligence*, Vol. 14, N°11, pp. 1061-1075, 1992.
- [16] C. LÉGER, J. THIEL, R. LÉDÉE, F. PATAT and L. POURCELOT. « Left Ventricular Modeling By Discrete Polar Fourier Transform Using Echocardiographic Images », *Fourteenth Annual Conference of the IEEE Engineering in Medicine and Biology Society*, Vol. 2, pp. 410-411, 1992.
- [17] C. LÉGER, J. THIEL, R. LÉDÉE, F. PATAT and L. POURCELOT. « Restitution Complète d'un Contour Non Fermé du VG par le modèle SFDP », *Symposium Échocardiographie et Analyse d'Images Ventriculaires*, Dijon, 1993.
- [18] E. ROUBINE. « Introduction à la théorie de la communication », tome 1 : Signaux non aléatoires, p. 92-94, Masson, Paris, 1970.
- [19] M. COSTER and J.L. CHERMANT. « Précis d'Analyse d'Images », Éditions du CNRS, p. 315-317, 1985.
- [20] P. LOOSFELT, P. DESPLANQUES and A. CHERRADI. « Transformée de Fourier Rapide par Quart de Période », à paraître dans *Traitement du Signal*, 1993.
- [21] C. LÉGER, J. THIEL, R. LÉDÉE, J. FANTINI, G. LAMARQUE, C. BONCIU. « Caractérisation d'une surface fermée convexe par interpolation de Shannon circulaire », 4^{èmes} journées ORASIS, p. 178-181, 1993.

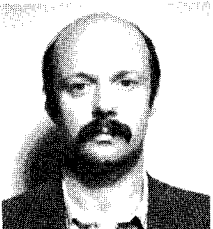
LES AUTEURS



Christophe LÉGER a obtenu en 1990 un Diplôme d'Études Supérieures Spécialisées « Systèmes Temps Réel, Signaux, Images », à l'Université d'Orléans. En 1993, il a soutenu dans cette même université une thèse de Doctorat sur le suivi volumique et en temps réel du ventricule gauche du cœur par échocardiographie. Actuellement, il fait partie du Laboratoire d'Électronique Signaux Images (LESI) de l'Université d'Orléans où il continue ses recherches en temps qu'Attaché Temporaire d'Enseignement et de Recherche.



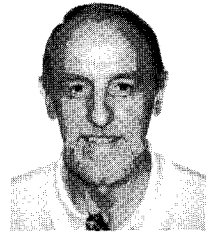
Jacques THIEL est Professeur de Traitement du Signal et d'Informatique à l'Université d'Orléans où il dirige l'École Supérieure des Procédés Électronique et Optiques (ESPEO). Après une thèse d'état sur le sondage RF des magnétoplasmas chauds (1981), il a orienté ses recherches vers le traitement du signal et des images. Il est actuellement directeur du Laboratoire d'Électronique, Signaux, Images (LESI), qui est membre du GDR 134 du CNRS.



Roger LÉDÉE est maître de conférences à l'ESPEO (École Supérieure des Procédés Électroniques et Optiques) de l'Université d'Orléans. Après une thèse en électronique microondes de l'Université de Lille Flandres Artois (1987), il est rentré au LESI, Laboratoire d'Électronique Signaux Images de l'Université d'Orléans. Son domaine de recherche est axé sur les problèmes d'imagerie échocardiographique.



Frédéric PATAT est né le 24 juin 1958 à Lyon. Ingénieur de l'École Polytechnique en 1980, il se spécialise dans les applications médicales des ultrasons à la Faculté de Médecine de Tours, où il passe sa thèse de physique acoustique en 1985 et son doctorat de médecine en 1993. Actuellement MCU-PH en biophysique médicale, il mène une activité de recherche en instrumentation acoustique au sein du GIP Ultrasons à Tours où il dirige le groupe physique acoustique et modélisation.



Léandre POURCELOT, ancien élève de l'INSA de Lyon, Docteur Ingénieur et Docteur en Médecine, est Professeur de Biophysique Médicale. Chef du Service de Médecine Nucléaire et Ultrasons du CHU de Tours, il est également Directeur de l'Unité INSERM U 316 et du Groupement d'Intérêt Public Ultrasons. Pionnier dans le domaine de la recherche sur les applications médicales des ultrasons en médecine, a développé avec son équipe de nombreux dispositifs basés sur l'effet Doppler et les capteurs complexes à balayage électronique utilisés en échographie. Plusieurs de ces appareils ont été commercialisés ou utilisés lors de vols spatiaux russes ou américains. Ces travaux ont également permis la création de la Société Vermon SA spécialisée dans les capteurs ultrasonores. Léandre Pourcelot est titulaire de nombreuses publications scientifiques dans le domaine du Génie Biologique et Médical. Il a été membre de commissions nationales d'évaluation comme le Conseil Scientifique de l'INSERM et le Comité des Programmes Scientifiques du CNES.

Manuscrit reçu le 16 juillet 1993.