

VISION PAR ORDINATEUR:
Réalisation d'un système d'aide au diagnostic par analyse d'images
échocardiographiques en mode TM.

S. M. FARSSI* - O. DIOP* - A. CORENTHIN* - G. SOW*
M. KA**

**Laboratoire d'Energies Renouvelables (LER)/ Groupe Traitement d'Images*

*** Clinique médicale I du CHU Aristide Le Dantec- Dakar*

Mots clés : Traitement numérique d'image, échocardiographie, détection de contours

Résumé :

L'échographie est aujourd'hui considérée comme étant une méthode d'imagerie compétitive par rapport à d'autres techniques d'examen complémentaire comme la radiologie ou la médecine nucléaire.

Cependant, cette technique d'imagerie est mal exploitée quantitativement puisqu'aucun paramètre physiologique n'est accessible sans intervention de l'opérateur. Ce qui entraîne une certaine subjectivité dans ces mesures et surtout leur non reproductibilité.

Depuis l'introduction du traitement informatique des images dans le domaine biomédical, de nombreuses équipes de recherche travaillent à la mise au point de logiciels d'aide aux diagnostics sur des images d'échocardiographies pour permettre le traitement automatique des images afin de guider le spécialiste dans son choix de diagnostic.

Dans cet article, nous présentons une solution permettant d'évaluer la fraction de raccourcissement et d'épaississement sur les indexs, entre la diastole et la systole, dans la cadre d'un projet de recherche liant le laboratoire au C.H.U. Aristide le Dantec de Dakar.

I. INTRODUCTION

L'introduction de l'échographie dans les techniques de l'imagerie en médecine, particulièrement en cardiologie, a impulsé un progrès considérable dans les moyens de diagnostic des maladies cardio-vasculaires. Cette introduction remonte aux années 50 et constitue l'une des plus importantes techniques non invasives et atraumatiques d'exploration cardio-vasculaire.

Initialement, l'échocardiographie a été utilisée comme un outil qualitatif par les médecins, qui identifient des anomalies des fonctions spécifiques et des structures cardiaques par des altérations particulières au niveau de la forme, du mouvement et de la taille des structures cardiaques. Graduellement la nécessité d'une analyse quantitative est devenue de plus en plus importante. L'examen en échocardiographie comprend à la fois l'analyse qualitative et quantitative des fonctions cardiaques.

L'utilisation des techniques de traitement informatique d'images enrichit largement la culture échocardiographique, et apporte plus avec le développement des techniques informatiques.

Il s'agit dans un premier temps de diminuer le temps d'analyse des documents et de limiter les erreurs d'interprétation de l'opérateur. Mais il peut aussi fournir des informations supplémentaires difficilement accessibles manuellement, surtout quand il s'agit de l'étude de l'évolution dynamique du cycle de la fonction cardiaque.

II. Images échocardiographiques

II.1 Principes de l'échographie

L'échographie est une technique utilisant les ondes ultrasonores et est basée sur le principe de la réflexion des ultrasons (écho) par une interface entre deux milieux d'impédances acoustiques différentes [3][9].

II.2 Les différents modes de représentation des échos.

Les échos réfléchis sur le transducteur sont généralement présentés suivant trois modes de représentation, on distingue:

*** Le mode A (amplitude)**

C'est la représentation temporelle de l'énergie acoustique réfléchi par les discontinuités que rencontre le faisceau ultrasonore. L'écho réfléchi apparaît sur l'oscilloscope de contrôle sous la forme d'un pic lumineux vertical le long d'un axe horizontal correspondant physiquement à la direction d'où provient l'écho; et dont l'amplitude est proportionnelle à l'intensité du flux réfléchi.

* Le mode B (brillance)

Dans ce mode l'écho réfléchi par l'interface est représenté par un point lumineux dont l'intensité est proportionnelle à l'amplitude du signal reçu en mode A. Cette représentation bidimensionnelle permet d'obtenir une image en coupe de la zone anatomique balayée par le capteur (transducteur).

* Le mode T.M (temps mouvement)

C'est un mode dérivé du mode B, dans lequel le signal reçu représente les variations des interfaces acoustiques le long d'une ligne d'exploration en fonction du temps .

Cette technique permet d'étudier les mouvements de diverses structures valvulaires des parois du coeur et des vaisseaux en fonction du temps.

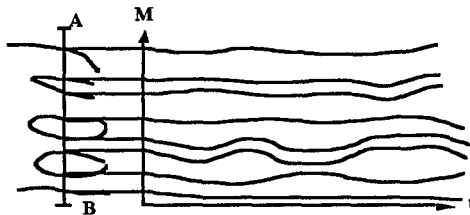


Figure 1 : échographie mode T.M

Depuis le début des années soixante-dix, le mode TM est une des techniques échocardiographiques les plus couramment employées car il est relativement moins sensible au bruit par rapport au mode B et il a une bonne résolution temporelle et axiale.

L'échocardiographie mode TM est considérée comme une méthode standard pour mesurer les épaisseurs des parois et le diamètre des cavités du ventricule gauche. Ces paramètres sont importants pour le diagnostic des maladies cardio - vasculaires.

III. Problématique

Ces images sont à considérer en prenant en compte les contraintes suivantes:

- Mauvaise représentation des structures parallèles au faisceau ultrasonore incident car l'intensité du rayon réfléchi est liée à l'angle sous lequel le rayon ultrasonore incident rencontre la surface.

- Une mauvaise représentation des structures proches du capteur car l'image présente une granularité importante causée par le phénomène en diffusion lié à la multiplicité des réflexions ultrasonores dans le tissu biologique.

- Un rapport signal sur bruit (S/B) variable en fonction de la profondeur d'exploration. En effet, lorsque la profondeur augmente, l'atténuation du signal ultrasonore entraîne une diminution sensible du rapport S/B.

Le deuxième inconvénient introduit des incertitudes sur la position des parois myocardiques en coupe apicale (grand axe du coeur).

Nous allons plus particulièrement nous intéresser à trois aspects majeurs de traitement des images:

-L'amélioration de ce type d'images pour avoir une forme plus adaptée à l'analyse ou à l'interprétation.

-la segmentation pour diminuer dans l'image les différentes entités,

-l'extraction des paramètres qui consiste à faire des mesures sur l'image.

IV. Amélioration des images échocardiographiques

Les images sont obtenues à partir d'un enregistrement vidéo. La numérisation s'effectue alors sur le signal provenant d'un magnétoscope. Ainsi, ces différentes étapes de transfert de l'information introduisent des distorsions importantes. En particulier, le signal numérique présent dans l'échographe qui correspond à la numérisation du signal vidéo, subit une conversion numérique analogique. Puis le signal vidéo est enregistré sur un magnétoscope. Ce dernier est relu et numérisé par notre système de traitement d'images.

En plus, à l'acquisition, la dynamique des niveaux de gris de l'image est de l'ordre de 20 dB [1] [2][10].

En effet, la dynamique a subi une compression pour être compatible avec les écrans de visualisation. Cette compression étant logarithmique (car l'atténuation rend linéaire le rapport S/B en fonction de la profondeur), il est donc nécessaire d'opérer une transformation exponentielle pour retrouver la dynamique de l'image d'origine.

Des études menées dans ce domaine dans de nombreux laboratoires [4][5][10] sur les méthodes existantes d'amélioration [11][12][13][15] ont montré celles qui apparaissent les mieux adaptées aux caractéristiques de ces images.

Les traitements d'amélioration que nous effectuons sur ces images :

-Transformation de l'échelle de gris:

Cette transformation augmente le contraste de l'image et permet de mieux repérer les contours dont la fonction de transfert est la suivante:

$$S = \min (- (1/ \alpha) \ln (1- p(e)))$$

α : étant un coefficient de normalisation

$p(e)$: étant la probabilité qu'un pixel ait pour niveau de gris la valeur e

L'étude menée par Corenthin [5] a montré que l'amélioration du contraste de l'image était meilleure en utilisant $\alpha = 0.02$.

- le filtrage pour enlever les différents bruits

L'étude menée par BUNEL [2] a montré que l'amélioration par un filtrage médian - moyenneur permet d'une part de diminuer le bruit d'une façon notable et que d'autre part, les contours sont préservés.

La figure 2 donne l'image améliorée par une transformation exponentielle suivie d'un filtrage médian - moyenneur.

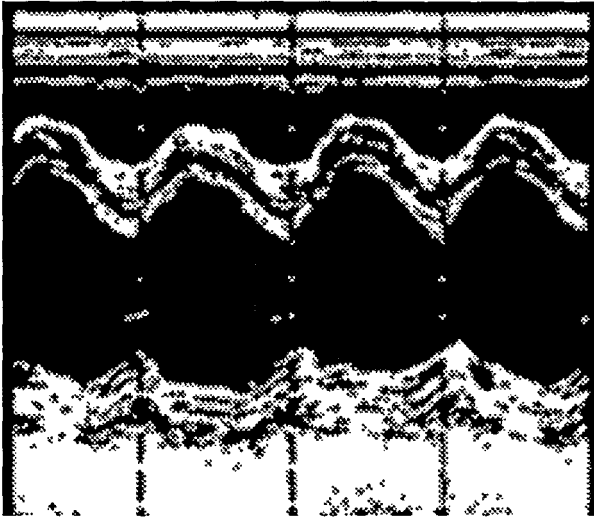


figure 2: image échocardiographique mode T.M améliorée

V. Mesures des structures cardiaques à partir des images TM

Les mesures, les calculs et les paramètres obtenus sur l'échocardiographie TM peuvent être classés dans 3 catégories suivantes:

- * les mesures sur la dimension de la cavité et l'épaisseur de la paroi,
- * les calculs des rapports de changement de dimension des épaisseurs, etc....

La figure 2 nous montre une image typique du ventricule gauche en échocardiographie mode TM, obtenue en fixant la ligne d'émission ultrasonore au ras du voile de la valve mitrale. Sur cette image, un axe sert à repérer l'évolution temporelle et un autre indique la profondeur des structures.

Les fractions d'épaississement et de raccourcissement (figure 3) sur les index respectifs, entre la diastole et la systole, de l'épaississement de la paroi postérieure du ventricule gauche et du taux de contraction du ventricule gauche ont pour expressions :

$$Frac = \frac{Dtd - Dts}{Dtd} \text{ fraction de raccourcissement. (I)}$$

$$Fep = \frac{Ets - Etd}{Etd} \text{ fraction d'épaississement (II)}$$

Etd: épaisseur du SIV en télé diastole (2)

Dts: diamètre du ventricule gauche en télé systole (3)

Dtd: diamètre du ventricule gauche en diastole (4)

Ets: épaisseur de la paroi postérieure (5)

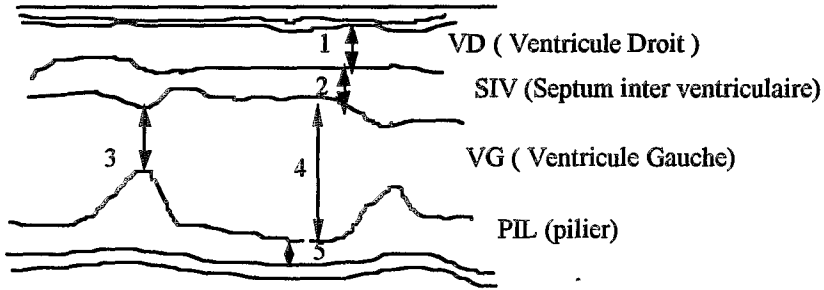


Figure 3 : Tracé en mode T.M des ventricules et des parois.

La relation (3) permet de modéliser la fonction ventriculaire gauche en systole. Cette expression illustre la dépendance de la valeur de la pente a , aux conditions de remplissage du ventricule gauche.

$$\frac{Fep}{Frac} = a \frac{Dtd}{Etd} \text{ Taux de contraction} \Rightarrow a = (Ets - Etd) / (Dtd - Dts)$$

VI. Méthode de mesure

1- Méthode semi-automatique

Dans cette méthode, l'une des premières étapes du traitement nécessite la présence d'un opérateur. Il charge l'image originale à étudier et l'affiche sur l'écran vidéo de contrôle. En faisant appel à un fichier historique comprenant les procédures qui permettent d'améliorer l'image. Cette phase est automatisée au gré de l'opérateur.

L'opérateur à l'aide de la souris marque un premier point (1) sur la face gauche du septum intra ventriculaire qui correspond au maximum pendant la télé diastole (figure 4), et un second point (2) diamétralement opposé au premier sur

l'endocarde, puis trace un vecteur joignant les deux points et la distance séparant les deux points est automatiquement affichée sur l'écran et est mémorisée ; on obtient ainsi le diamètre télé diastolique Dtd , de la même façon cette opération est recommencé pour mesurer le diamètre télé systolique Dts , l'épaisseur du septum intra ventriculaire Etd et l'épaisseur de l'endocarde Ets .

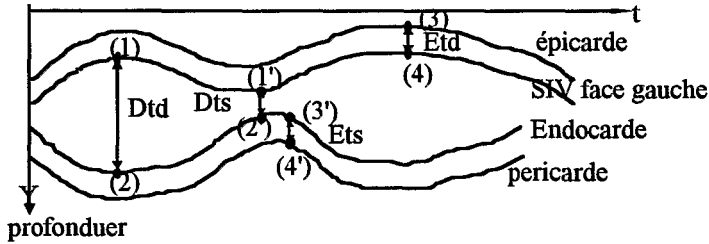


figure 4: Principe des mesures

Ainsi , nous obtenons les paramètres physiologiques demandés à savoir: la fraction de raccourcissement F_{rac} , la fraction d'épaississement F_{ep} et le taux de contraction.

Nous avons testé la méthode semi-automatique au Laboratoire d'Energies Renouvelables (L.E.R) en effectuant quelques mesures . Nous avons rencontré quelques difficultés de lectures de points sur la face gauche du septum et sur l'endocarde du fait de la discontinuité des régions au voisinage des contours, de la perception visuelle de l'opérateur et le diamètre du contour (figure 5).

Pour contourner cette difficulté, nous avons binarisé les contours pour squelettiser l'image avec huit masques. Ceci dans le but de réduire le contour à une courbe d'un seul pixel d'épaisseur .

Sur la nouvelle image obtenue après ce deuxième traitement, nous avons fait apparaître les différents contours à savoir les faces droite et gauche du septum (SIV), l'endocarde et le péricarde (figure 6). Nous avons ensuite repris les opérations manuelles permettant de déterminer les paramètres physiologiques demandés plus haut.

Enfin, pour tester la validité de nos mesures, nous avons traité certaines images dont nous connaissons préalablement les sujets.

C'est ainsi que pour les quatre séries de cinq images nous avons obtenu les résultats que nous présentons dans le tableau 1.

CMN : Cardiomyopathies non obstructives

Na : Normal adulte

Sp : Sportif

IA : Insuffisance Aortique

Nous avons intégré dans nos mesures les erreurs suivantes (tableau 1):

- l'erreur due au déplacement de la souris, est de l'ordre de 0,254 mm,
- l'erreur absolue due à la perception visuelle est donnée par l'écart type,
- la précision ((écart type + erreur souris)/distance mesurée))

La binarisation du contour nous a permis de réduire celui-ci à un pixel d'épaisseur afin de déterminer le point exact du contour.

Remarque

En comparant nos résultats avec les valeurs normalisées (tableau 2), nous constatons que les erreurs sont relativement importantes ce qui justifie encore plus l'automatisation de la méthode.

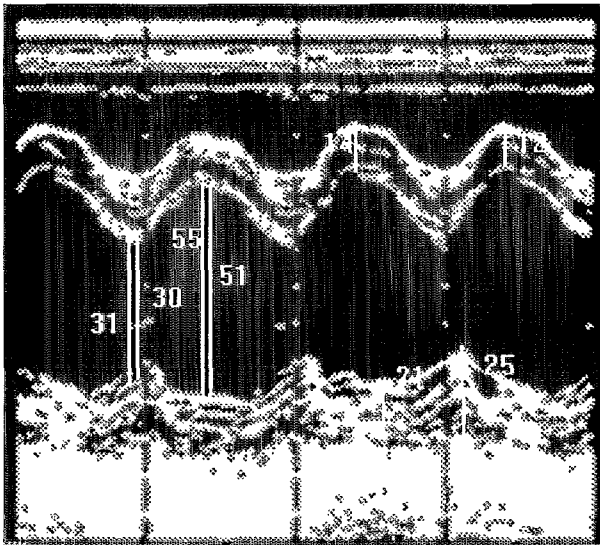


figure 5: Image T.M (1 ère procédure de mesure)

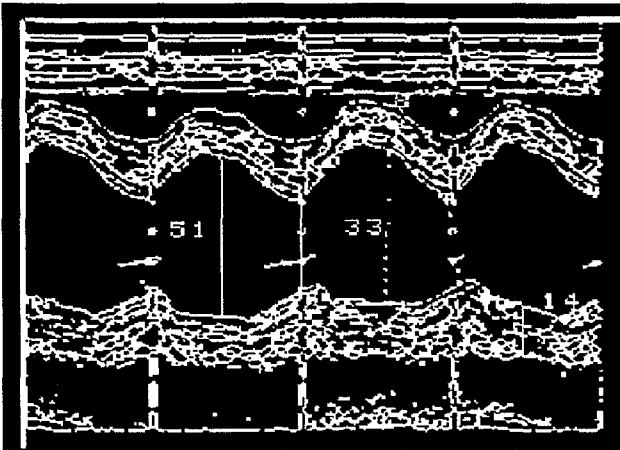


figure 6: Image T.M (2ème procédure de mesure)

Nombre de patient	SP (5)	IA (5)	NA (5)	CMN (5)
Dtd (mm)	53,4	69,6	52,4	72,2
Ecart-type	1,02	1,02	1,02	1,7
Erreur Souris	0,254	0,254	0,254	0,254
Précision (%)	2,4	1,8	2,4	2,7
Dts (mm)	33	54,8	33	62,6
Ecart-type	1,26	1,72	0,63	1,35
Erreur Souris	0,254	0,254	0,254	0,254
Précision (%)	4,6	3,6	2,7	2,6
Fracc	0,382	0,212	0,369	0,132
Ecart-type	0,018	0,034	0,010	0,032
Etd (mm)	8,9	10,8	8,4	9,4
Ecart-type	1,16	1,35	1,02	0,489
Erreur Souris	0,254	0,254	0,254	0,254
Précision (%)	15,9	14,8	15,2	7,9
Ets (mm)	16,2	17	14,2	13,4
Ecart-type	1,326	0,894	0,745	1,02
Erreur Souris	0,254	0,254	0,254	0,254
Précision (%)	9,7	6,7	7	9,5
Fep	0,820	0,626	0,715	0,427
Ecart-type	0,291	0,198	0,138	0,120
a	0,313	0,450	0,299	0,423
Ecart-type	0,106	0,138	0,039	0,094

Tableau 1: Résultats des mesures et calcul des paramètres physiologiques (Méthode semi-automatique)

Moyenne et déviation standard	valeur extrême
Epaisseur SIV (Etd)	7 à 11 mm
Epaisseur PIL (Ets)	8 à 26 mm
Diamètre VG (Dtd)	38 à 56 mm
Diamètre VG (Dts)	22 à 40 mm

**Tableau 2: Valeurs normalisées selon
EDITIONS MSD MEDICALE**

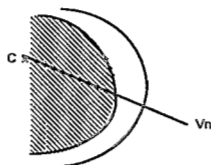
2- Méthode automatique

Pour automatiser complètement cette méthode de mesure, nous proposons la démarche suivante:

1 - détection et reconstruction du contour

-détection des points de contour

la détection du contour s'appuie sur l'idée présentée par GARCIA [8]. C'est à dire à partir d'un point défini manuellement, on fait une exploration radiale.



Pour chaque vecteur V_n , on repère le pas angulaire de l'exploration et on calcule la différence des moyennes sur une fenêtre de taille $2N+1$ centrée autour du point j traité.

$$DM(j) = \frac{1}{N} \sum_{l=j-1}^{l=j+N} V_n(l) - \frac{1}{N} \sum_{k=j-1}^{k=j+1} V_n(k)$$

Le calcul de la différence des moyennes pour détecter une variation rapide des niveaux de gris le long du vecteur V_n permet de lisser les faibles variations dues au bruit.

Un point j_0 du vecteur d'observation sera considéré comme un point de contour si $Dm(j_0)$ est max.

Par cette méthode on obtient un ensemble de point définissant le contour. Un lissage par le barycentre permet de supprimer les points aberrants. Ainsi les points de coordonnées (X_i, Y_i) sont remplacé par le barycentre calculé sur cinq points. On obtient alors les points du contour final dont les coordonnées sont:

$$x_f = \frac{x_{i-2} + x_{i-1} + x_{i+1} + x_{i+2} + \beta x_i}{4 + \beta}$$

$$y_f = \frac{y_{i-2} + y_{i-1} + y_{i+1} + y_{i+2} + \beta y_i}{4 + \beta}$$

où β représente le poids relatif du point traité par rapport à ses voisins.

-reconstruction des points du contour

Les points détectés du contour doivent être reliés. Nous avons choisi d'utiliser une fonction polynômiale pour relier les points détectés du contour. La forme du polynôme d'ordre n est la suivante:

$$P_n(x) = a_0 + a_1 x^1 + a_2 x^2 + a_3 x^3 + \dots + a_n x^n$$

La courbe C est un ensemble de N points. Pour définir cette courbe nous allons chercher à approcher les points (x,y) par une courbe de degré m .

$$P_m(x) = a'_0 + a'_1 x^1 + a'_2 x^2 + a'_3 x^3 + \dots + a'_m x^m$$

qui minimise la distance Euclidienne D :

$$D_n = \sum_{i=1}^n [y_i - P_m(x_i)]^2$$

L'approximation s'effectue ainsi par régression linéaire et par optimisation de cette distance.

La figure 7 montre le contour extrait de l'image originale.

2- Centre de l'image

La détermination du centre de l'image permet de tracer les axes (figure 7). L'axe des abscisses correspond à 7,5cm, sachant que le cadre fait 15 cm.

Nous pouvons alors effectuer la conversion des mesures des distances et des épaisseurs.

Pour la détermination automatique des points max et min pendant la télédiastole ((Dtd/2) = A) et la télésystole (Dts/2), nous avons procédé à l'échantillonnage de l'image par un pas faible.

La détermination automatique de l'épaisseur du SIV et celle de l'endocarde se fait de la même manière.

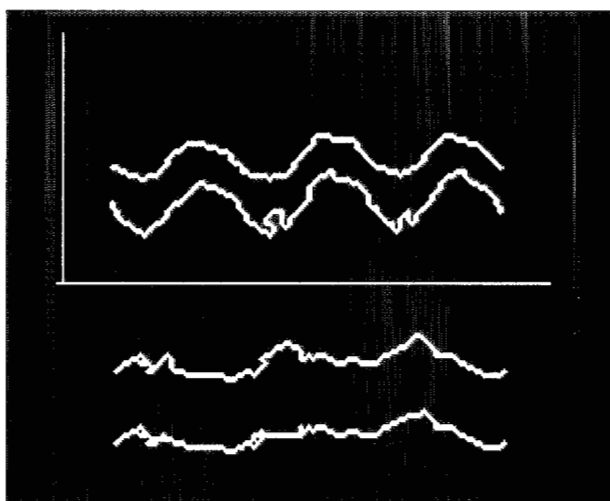


figure 7: Représentation des axes sur le contour de l'image T.M

Ainsi, pour chaque cas d'image nous avons obtenu les résultats que nous présentons dans ce tableau .

Nombre de patient	SP	IA	NA	CMN
	1	1	1	1
Dtd (mm)	53	69	51	72
Dts (mm)	34	55	33	62
Fracc	0,358	0,203	0,353	0,139
Etd (mm)	9	10	8	9
Ets (mm)	15	16	14	12
Fep	0,666	0,6	0,75	0,333
a	0,316	0,428	0,333	0,299

Tableau 3: Résultats des mesures et calcul des paramètres physiologiques (Méthode automatique)

VII. Interprétation des résultats obtenus

Nous constatons que l'utilisation de la méthode automatique, nous permet de supprimer les erreurs dues à la perception visuelle et celles engendrées par la souris.

En comparant nos résultats avec les valeurs normalisées, nous constatons que:

- pour un sujet sportif et un sujet normal, les valeurs de l'épaisseur du SIV Etd, de l'épaisseur de la paroi postérieure Ets, du diamètre télédiastolique Dtd et du diamètre systolique Dts sont du même ordre de grandeur que les valeurs normalisées.

- pour des sujets malades: insuffisance aortique (reflux anormal du sang de l'aorte dans le ventricule gauche lors de la diastole [14], nos valeurs diffèrent des valeurs normalisées, ce qui atteste que le sujet est bien malade.

Dans la littérature [6], nous avons pu constater que les sujets qui ont pour diamètres Dtd de valeurs voisines de 70 mm et de diamètres Dts voisines de 55 mm souffrent d'une insuffisance aortique. Pour ces mêmes sujets notre système d'aide a donné les résultats (voir tableau 3) suivants: Dtd # 69 mm et Dts # 55 mm. Nous constatons que nos valeurs sont également du même ordre de grandeur que celles citées dans la littérature. Notre système d'aide confirme normalement le diagnostic positif d'insuffisance aortique.

Nous pouvons affirmer après cette étude comparative que notre système d'aide fournit des valeurs cohérentes qui concordent avec les valeurs normalisées.

VIII. Conclusion

Le système d'aide réalisé permet la mise en oeuvre des procédures semi-automatiques et automatiques afin de réduire la tâche du médecin.

Les avantages de ce système sont les suivants:

- * Diminution du temps d'analyse des documents mis à la disposition du médecin;
- * Limitation des erreurs d'interprétation de l'échographe
- * Fourniture des informations supplémentaires difficilement accessible manuellement lors de l'évolution du cycle cardiaque.

Ce système d'aide est écrit autour du logiciel SAPIN [7] développé au sein du LER de l'ENSUT. De plus, il autorise par son ergonomie une simplicité d'exploitation par l'utilisateur final.

BIBLIOGRAPHIE

[1] Abdellaoui A. M.

Segmentation d'images par détection de régions ou de contours.

Application aux images échocardiographiques et introduction d'un modèle de contour de l'endocarde.

Thèse de doctorat d'université en Génie biologique et médicale, Université Paris Val de Marne, 1991.

[2] Bunel P.

Système d'aide à la quantification des paramètres physiologiques par analyse de séquences d'images échocardiographiques.

Thèse de doctorat d'université en Génie biologique et médicale, Université Paris Val de Marne, 1990.

[3] Champman J.V., Sglambro A.

Basic concept in doppler echography. Martinus Nijhoff Publishers, 1987.

[4] Claude J.M.

Améliorations et validations des techniques de traitement des images échocardiographiques.

Réalisation et implantation d'un logiciel de filtrage médian-moyenneur.

Mémoire de D.E.A. en Génie biologique et médicale, Université Paris Val de Marne, 1987.

[5] Corenthin A.

Amélioration et segmentation des images échocardiographiques.

Aide à la détection des frontières myocardiques par analyse de texture.

Thèse de doctorat de troisième cycle en Génie biologique et médicale, Université Paris Val de Marne, 1989.

[6] Farcot J.C.

Comprendre l'échocardiographie.

Editions MSD Médicales, Paris 1986.

[7] Farssi S.M., Lishou C., Corenthin A., Sow G.

Application à la réalisation d'un outil d'aide à l'analyse d'images numérisées.

1er colloque Africain sur la recherche en Informatique CARI 92, Yaoundé, octobre 1992.

[8] Garcia E., Gueret P., Bennet M., Corday E., Zwehl W., Meerbaum S., Corday S., Swah H.J.C and Bertrand D.

Real time computerization of two-dimensional Echocardiography.
American Heart Journal, June 1981, pp 783-792.

[9] Ohkawai H. , Nitta S. , Tanaka M. , Dunn F.

In vivo measurement of thickness or of speed of sond in biological Tissue structures.

I.E.E.E. Transactions on sonics and ultrasonics, Vol. 30, N°4, pp231-237,1983.

[10] Petit E.

Etude et réalisation d'un système d'analyses de sequence d'images.

Application à la détection automatique des contours mobiles des cavités cardiaques sur des images échocardiographiques.

Thèse de doctorat de troisième cycle en Génie biologique et médicale, Université Paris Val de Marne, 1985.

[11] Pratt W.K.

Digital Image Processing

Wiley-Interscience, New-York , 1978.

[12] Rosenfeld A. , Kak A.C.

Digital Picture Processing.

Academic Press, New-York , 1982.

[13] Rosenfeld A. , Kak A.C.

Digital Pattern Recognition.

Academic Press, New-York , 1976.

[14] Rullière R.

Abrégés de cardiologie 4 ème Edition Masson 1987

[15] Sinclair R.B, Oldershaw, et al.

Computing in Echocardiography.

Progress in Cardiovascular Diseases, Vol. 25, n°6, May 1983, pp 469-486.