



**HAL**  
open science

# Étude tridimensionnelle de la synchronisation de contraction des ventricules cardiaques en tomographie cavitaire

Jean-Christophe Souplet

► **To cite this version:**

Jean-Christophe Souplet. Étude tridimensionnelle de la synchronisation de contraction des ventricules cardiaques en tomographie cavitaire. Imagerie médicale. 2005. dumas-01797916

**HAL Id: dumas-01797916**

**<https://dumas.ccsd.cnrs.fr/dumas-01797916>**

Submitted on 22 May 2018

**HAL** is a multi-disciplinary open access archive for the deposit and dissemination of scientific research documents, whether they are published or not. The documents may come from teaching and research institutions in France or abroad, or from public or private research centers.

L'archive ouverte pluridisciplinaire **HAL**, est destinée au dépôt et à la diffusion de documents scientifiques de niveau recherche, publiés ou non, émanant des établissements d'enseignement et de recherche français ou étrangers, des laboratoires publics ou privés.



CHU Tours

Année 2004-2005

**MASTER RECHERCHE  
SCIENCES ET TECHNOLOGIES  
DE L'UNIVERSITÉ D'ORLÉANS**

**Mention : Électronique, Signal et Microsystèmes**

**Étude tridimensionnelle de la synchronisation  
de contraction des ventricules cardiaques  
en tomographie cavitaire**

**Jean-Christophe Souplet**

**Encadrant recherche : Christophe Léger**  
Laboratoire d'Électronique Signaux Images  
Université d'Orléans

**Encadrant hospitalier : Véronique Eder**  
CHU Trousseau de Tours  
Université François Rabelais

## Remerciements

Le travail de recherche présenté dans ce mémoire a été effectué au sein du Laboratoire d'Électronique, Signaux, Images de l'Université d'Orléans. Sa réalisation a été menée sous la direction scientifique de Christophe Léger, Maître de Conférences au LESI, qui a su me transmettre avec un enthousiasme permanent sa passion pour la recherche. Je tiens à lui témoigner toute ma reconnaissance pour sa disponibilité quotidienne, sa patience et son grand dévouement.

J'exprime ma profonde gratitude au Docteur Véronique Eder de l'Hôpital Trousseau de Tours, avec qui j'ai collaboré pendant toute la durée de ce stage.

Je tiens à exprimer tous mes remerciements à tous les collègues du LESI et particulièrement à son directeur, Rachid Harba, pour son accueil et sa bonne humeur.

J'adresse mes plus vifs remerciements à Philippe Briandet, SEGAMI Corporation, Columbia, USA qui a bien voulu consacrer de son temps à l'examen des méthodes développées.

Pour conclure, je dédie ce mémoire à mes parents pour leur soutien aussi bien financier que moral dans mes études.

# SOMMAIRE

---

Tables des illustrations .....	3
Glossaire.....	4
Préambule médical .....	5
Rôle du cœur.....	5
Rythme cardiaque .....	5
L'imagerie isotopique du coeur .....	6
Introduction.....	7
1    État du projet au début du stage .....	8
1.1 Historique du projet .....	8
1.2 Les partenaires du projet.....	10
1.3 Le contexte scientifique .....	11
1.4 L'analyse planaire : méthode médicale de référence .....	13
2    Nouvelles méthodes d'analyse isotopique.....	14
2.1 Analyse cinétique segmentaire (rappel de la méthode).....	15
2.2 Analyse isotopique 2D.....	16
2.3 L'analyse isotopique 3D .....	17
2.4 Tableaux récapitulatifs.....	18
3    Exploitation des courbes d'évolution .....	19
3.1 Méthodes appliquées.....	19
3.2 Ergodisme des courbes d'évolution .....	22
4    Implémentation des méthodes .....	25
4.1 Collecte des données.....	25
4.2 Interface Homme Machine.....	26
4.3 Compte-rendu médical.....	29
5    Résultats et discussion.....	30
5.1 Comparaison d'ACS, ACI 2D et ACI 3D avec l'analyse planaire .....	30
5.2 Discussion.....	33
5.3 Bilan.....	34
5.4 Perspectives.....	34
6    Activités de recherche .....	36
6.1 La vie en laboratoire .....	36
6.2 La publication des travaux .....	37
6.3 Planning de travail .....	37
Conclusion.....	38
Références.....	39
Annexes.....	40

# TABLES DES ILLUSTRATIONS

---

## Figures

Figure 1 : Le coeur .....	5
Figure 2 : Le cycle cardiaque .....	5
Figure 3 : Enregistrement des images en scintigraphie .....	6
Figure 4 : Images issues d'un examen de tomographie cavitaire .....	11
Figure 5 : Enregistrement d'images en scintigraphie .....	13
Figure 6 : Courbe d'évolution du volume ventriculaire .....	14
Figure 7 : Volume du VG reconstruit par ACS .....	15
Figure 8 : Le VG découpé en 17 segments .....	15
Figure 9 : Exemples de résultats d'une ACS .....	15
Figure 10 : Principe de l'ACI 2D .....	16
Figure 11 : Principe de l'ACI 3D .....	17
Figure 12 : Interpolation linéaire d'une courbe d'évolution .....	19
Figure 13 : Approximation par une sinusoïde d'une courbe d'évolution .....	20
Figure 14 : Approximation par interpolation de Shannon d'une courbe d'évolution .....	21
Figure 15 : Les différents types de moyenne .....	22
Figure 16 : Réseaux DICOM .....	25
Figure 17 : Ouverture des images de tomographie cavitaire .....	26
Figure 18 : Positionnement du masque et choix du traitement .....	27
Figure 19 : Résultats de l'ACI 3D du VG .....	27
Figure 20 : Résultats de l'ACI 3D du VG et VD .....	28
Figure 21 : Représentation volumique du VG et du VD .....	28
Figure 22 : Compte-rendu ACI 3D .....	29
Figure 23 : Résultats bruts (Fraction d'éjection et Phase) du VG déterminés pour les 30 patients .....	30
Figure 24 : Résultats pour les 3 méthodes relativement à l'analyse planaire .....	31
Figure 25 : Assemblée générale du LESI (juin 2005) .....	36

## Tableaux

Tableau 1 : Récapitulatif des méthodes d'analyse cinétique cardiaque pour le VG .....	18
Tableau 2 : Récapitulatif des méthodes d'analyse cinétique cardiaque pour le VD .....	18
Tableau 3 : Coefficient de corrélation entre chaque méthode et l'analyse planaire .....	32
Tableau 4 : Test de Student entre chaque méthode et l'analyse planaire .....	32

# GLOSSAIRE

---

IHM	Interface Homme Machine	Partie visuelle du logiciel qui permet à l'utilisateur de lui faire réaliser des actions.
VG	Ventricule Gauche	Ventricule gauche du cœur.
VD	Ventricule Droit	Ventricule droit du cœur.
ACS	Analyse Cinétique Segmentaire	Méthode géométrique d'analyse de la cinétique cardiaque.
ACI	Analyse de la Contraction basées sur les données Isotopique	Méthode d'analyse de la cinétique cardiaque réalisant ses calculs directement sur les données isotopiques.
3D	3 Dimensions	Les calculs se font en utilisant les 3 coordonnées.
2D	2 Dimensions	Les calculs se font en utilisant 2 coordonnées.
LESI	Laboratoire d'Électronique Signaux Images	Laboratoire où le stage s'est déroulé.
ESPEO	École Supérieure des Procédés Électronique et Optique	Ancienne école d'ingénieur d'Orléans qui a depuis fusionné avec une autre école d'ingénieur pour donner Polytech'Orléans.
Polytech'Orléans	Polytech'Orléans	Appellation de l'École Polytechnique de l'Université d'Orléans
Fej	Fraction d'éjection	Valeur caractérisant le volume de sang relatif éjecté par le cœur lors d'un cycle cardiaque.
TF	Transformée de Fourier	Opérateur mathématique permettant de passer du plan temporel au plan fréquence.
HTML	Hyper Text Markup Language	Langage de balisage de texte qui permet la création de documents affichables par un navigateur Web.
CHU	Centre Hospitalier Universitaire	Type d'hôpital rattaché à un centre universitaire.
DRT	Diplôme de Recherche Technologique	Diplôme en 18 mois liant des travaux de recherche au monde industriel

## Rôle du cœur

Le cœur est un muscle qui sert de pompe pour l'ensemble de la circulation sanguine. Il est constitué de deux ventricules qui se contractent simultanément (cf. Figure 1).

Chaque ventricule est associé à une oreillette. Celles-ci se contractent en opposition de phase avec les ventricules. Le VG a une forme d'ellipsoïde tronqué. Le VD est constitué de deux chambres désaxées.

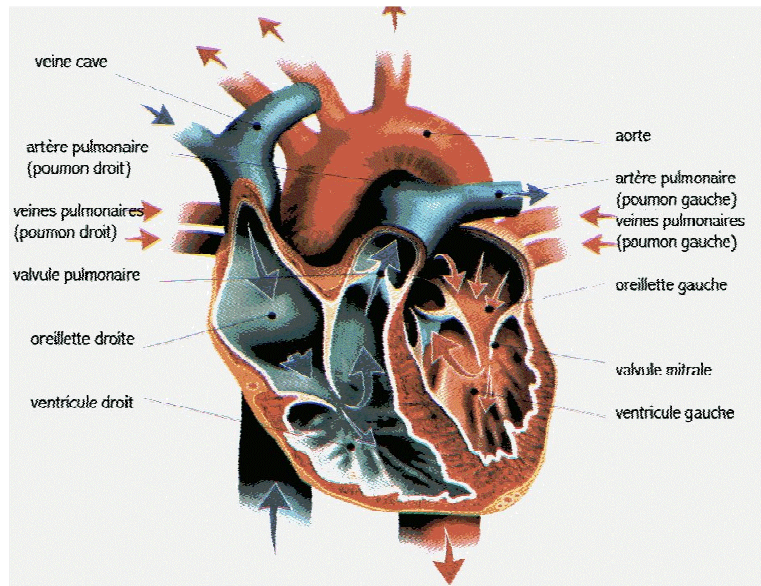


Figure 1 : Le coeur

## Rythme cardiaque

Le cœur se contracte grâce à une stimulation électrique qui naît à sa base et se propage vers sa pointe. Les cellules myocardiques se dépolarisent, ce qui a pour effet d'activer l'entrée de calcium et la contraction. L'électrocardiogramme est un enregistrement de cette activité électrique. L'activation survient de façon répétée et régulière (cycle cardiaque) à une fréquence imposée par l'activation sympathique du cœur.

Après une contraction appelée systole, un ventricule contient un volume sanguin minimum (volume télé-systolique). Le ventricule se remplit ensuite de façon passive à partir du sang de retour veineux contenu dans l'oreillette. Ce remplissage est complété par la contraction de l'oreillette, qui permet de remplir la cavité d'un volume sanguin maximal (volume télé-diastolique). Puis le cycle recommence (cf. Figure 2).

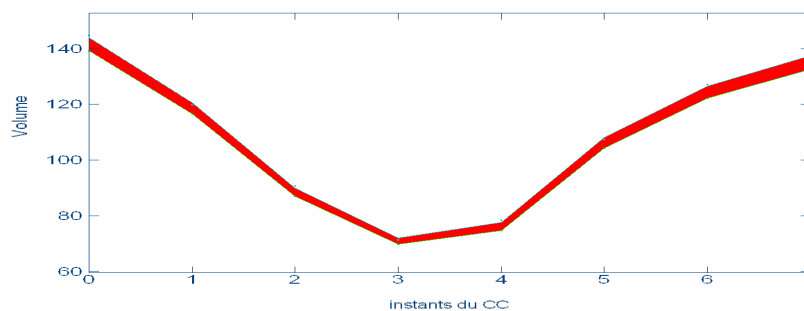


Figure 2 : Le cycle cardiaque

## L'imagerie isotopique du coeur

La scintigraphie est une méthode d'imagerie médicale. Elle consiste à acquérir des images après administration, dans l'organisme, d'isotopes radioactifs émetteurs de rayonnements gamma. La détection de l'émission gamma de ces isotopes, est réalisée par une caméra qui comporte un scintillateur solide qui permet de produire une image médicale centrée sur les organes à examiner (cf. Figure 3). Pour l'examen du coeur on utilise soit des traceurs qui se fixent sur le myocarde (scintigraphie myocardique de perfusion) soit des traceurs qui marquent le sang circulant. Ces derniers permettent de visualiser les cavités cardiaques (scintigraphie cavitaire ou gamma angiographie).



Figure 3 : Enregistrement des images en scintigraphie

### *La scintigraphie myocardique*

Les traceurs (Thallium-201 ou molécules marquées au Technétium-99m) sont extraits par la cellule myocardique à partir du sang apporté par la perfusion coronaire.

Une image de l'irrigation du muscle cardiaque ventriculaire est obtenue. La fixation est homogène sur l'ensemble du muscle cardiaque ventriculaire chez le sujet normal. En révélant des anomalies de fixation, la scintigraphie permet de diagnostiquer et d'explorer la maladie coronaire (défaut de l'irrigation du coeur lié à la présence de sténoses coronaires).

### *La scintigraphie cavitaire*

Le marquage isotope se porte plus directement sur le sang circulant. Cette analyse permet l'étude de la contraction globale et régionale des deux ventricules. L'enregistrement des images se fait de façon synchronisée à l'électrocardiogramme et permet d'obtenir une série d'images (16 images en général) qui représentent les cavités à différents moments du cycle cardiaque. Les variations de la radioactivité (dans la zone d'intérêt correspondant aux cavités cardiaques) sont le reflet des variations du volume intra cavitaire au cours du cycle cardiaque (remplissage et contraction). Cet examen permet donc de réaliser une étude indirecte du mouvement des parois du coeur, notamment des ventricules droit et gauche.



# INTRODUCTION

---

Avec une mortalité de 180 000 personnes par an, les maladies cardiovasculaires sont la première cause de décès en France. Les maladies coronaires ont une prévalence croissante du fait du vieillissement de la population. Dans leur évaluation, les médecins ont à disposition différents examens complémentaires, dont ceux de médecine nucléaire, pour établir un diagnostic et évaluer le pronostic. L'analyse de la cinétique globale et segmentaire permet de caractériser et d'évaluer la gravité des maladies du cœur qui entraînent une insuffisance cardiaque. A côté des traitements médicaux, il est possible dans certains cas d'améliorer la fonction cardiaque chez des patients atteints d'insuffisance cardiaque sévère en re-synchronisant la contraction des cœurs (droit et gauche) par l'implantation de pacemakers multi site, c'est-à-dire avec activation des deux ventricules. L'étude de l'asynchronisme est donc très utile pour déterminer quels patients peuvent bénéficier de cette technique d'électrostimulation.

L'imagerie médicale propose de nouvelles solutions de dépistage des maladies coronaires, justifiant la formation de groupes de recherche composés de médecins, de chercheurs et d'ingénieurs. Aujourd'hui, ce secteur est en plein essor. En France, l'État favorise la recherche et le développement dans le secteur biomédical. Le Laboratoire d'Électronique, Signaux, Images (LESI) de l'Université d'Orléans fait partie des laboratoires et des entreprises qui développent, en collaboration avec le corps médical, des logiciels qui traitent des images cardiaques et améliorent le diagnostic des maladies cardiovasculaires.

L'objectif de ce stage est d'améliorer un outil de diagnostic, nommé ACS, par l'étude et l'implémentation de méthodes basées sur les données radio isotopiques. Celles-ci, contrairement à l'Analyse Cinétique Segmentaire, déjà développée et implémentée dans le logiciel, ne réaliseront pas de segmentation.

Ce mémoire comporte donc plusieurs parties. La première décrit l'état de l'outil de diagnostic au début du stage ainsi que le contexte des recherches et la méthode de référence actuelle. La seconde explique les méthodes d'analyse développées. Après une description sommaire de la méthode d'analyse cinétique segmentaire, développée précédemment, les deux méthodes d'analyse de la cinétique isotopique sont décrites. La troisième partie présente les différentes méthodes de traitement du signal. On explique ensuite comment ces méthodes ont été implémentées. Puis les résultats obtenus sont présentés et discutés. La dernière partie représente le déroulement du stage et la motivation qu'il m'a donnée pour la recherche.

# 1 ÉTAT DU PROJET AU DEBUT DU STAGE

---

Le travail présenté dans ce mémoire est la continuité de projets d'élèves ingénieurs ou d'étudiants en Master Recherche et Diplômes de Recherche Technologique. Cette partie rappelle brièvement les travaux réalisés, les partenaires impliqués, ainsi que le contexte scientifique de la tomographie cavitaire.

## 1.1 Historique du projet

### 1.1.1 *Thèse du Docteur Véronique Eder (1997-2000)*

L'approche de l'Analyse Cinétique Segmentaire sur le VG obtenue à l'aide d'images de tomographie cavitaire fut abordée par le Docteur Véronique Eder, Cardiologue au CHU Trousseau de Tours, lors de sa thèse post-doctorale. L'hypothèse de base était de relier la contraction des parois à la variation d'éléments de volume délimités par cette paroi et le barycentre volumétrique du ventricule. Le développement d'un outil de diagnostic a été débuté en collaboration avec l'ESPEO et le CHU Trousseau de Tours, sous la responsabilité scientifique du LESI.

### 1.1.2 *Projet et stage de Marc Drumm (1998-1999)*

Le sujet sur l'ACS a été proposé à Marc Drumm en 1999 par le Docteur Véronique Eder dans le cadre d'un projet industriel d'élève ingénieur ESPEO, poursuivi par un stage de dernière année d'école. Celui-ci a développé les premiers algorithmes d'ACS et les a implantés dans le logiciel VG4D qui permettait de reconstruire un volume tridimensionnel.

Ce travail a permis de mettre en place une première version validée sur des fantômes mathématiques. La première version de l'ACS permettait de lire les images tomographiques et d'extraire les contours du VG. Mais la reconstruction du VG n'a pu être finalisée.

### 1.1.3 *Stage de DRT de François Bernis (2000-2001)*

François Bernis a repris les travaux déjà réalisés dans le cadre d'un Diplôme de Recherche Technologique (DRT) de 18 mois en partenariat avec l'entreprise SEGAMI qui développe des systèmes de traitement d'images pour la Médecine Nucléaire. Il a mis en place la lecture des données médicales à partir de différents types d'acquisition et d'imagerie (tomographie cavitaire, tomographie myocardique synchronisée à l'électrocardiogramme et échographie cardiaque). Il a proposé un prétraitement nécessaire à l'exploitation des images de tomographie cavitaire. Il a ensuite isolé les contours de la cavité cardiaque gauche par gradient morphologique, après application d'un masque puis seuillage des images. Les données

brutes obtenues sont découpées en plans d'altitude constante, puis densifiées par interpolation spatiale de Fourier.

Le VG est ensuite découpé en 13 segments, ce qui permet d'obtenir une estimation de l'amplitude et de la phase de contraction, par segment ou globalement. L'affichage des résultats se fait sous forme de bullseyes et de volumes dynamiques.

#### ***1.1.4 Projet de Nicolas Druguet (2001-2002)***

Lors de son projet de fin d'études, Nicolas Druguet a amélioré la segmentation du VG. Une méthode de morphologie mathématique a permis d'éviter que des points isolés soient détectés comme faisant partie du VG. La segmentation du plan séparant les ventricules et les oreillettes a été améliorée en tenant compte de leur mouvement en opposition de phase. Une segmentation 3D et non 2D a permis d'obtenir des surfaces du VG plus lisses. Un compte-rendu d'examen au format HTML, annexé au compte-rendu délivré à l'issue de la consultation, a été implanté.

#### ***1.1.5 Projet de Damien Rousseau (2002-2003)***

Damien Rousseau, également en projet de fin d'études, a travaillé sur l'isolement du VG et du VD grâce à un masque en deux parties afin de générer et d'afficher les volumes des deux ventricules. Il a mis à jour la page HTML de résultats, annexée au compte-rendu. Celle-ci contient les résultats de l'ACS ainsi que les images caractéristiques de l'examen. Damien Rousseau a aussi amélioré l'affichage des coupes afin que leurs couleurs suivent une échelle de fausses couleurs plus adaptée à la visualisation des cavités ventriculaires.

A ces objectifs principaux s'ajoutait le passage de Visual C++ 6.0 à Visual.NET ainsi que le débogage d'ACS. Les objectifs principaux ont été globalement atteints cependant la forme et la position des volumes étaient incorrectes en raison d'une mauvaise distinction des contours au niveau de la zone de séparation des ventricules.

#### ***1.1.6 Emploi de Pierre Couratier (2004)***

Pierre Couratier a réalisé un travail de clarification du code et de retrait des bogues. Il a modifié les techniques d'affichage et a porté le nombre de segments de l'analyse segmentaire de 13 à 17. Il a également rendu possible le téléchargement du logiciel sur Internet :

[www.univ-orleans.fr/lesi/index.php?telechargement](http://www.univ-orleans.fr/lesi/index.php?telechargement).

## 1.2 Les partenaires du projet

### 1.2.1 LESI

Le Laboratoire d'Électronique, Signaux, Images (LESI), développe des recherches théoriques et technologiques étroitement liées à la formation Polytech'Orléans et à l'IUT de Chartres. Ses 45 membres (20 enseignants-chercheurs, 12 doctorants et 13 autres personnels) travaillent sur 3 thèmes :

- Signal,
- Images,
- Nanomatériaux.

Le laboratoire bénéficie des soutiens de l'État (salaires et fonctionnement, contrats publics, bourses de thèse, label EA 1715), de la Région Centre (bourses de thèse et équipements), des collectivités locales et des entreprises (contrats de recherche). Il adhère au groupement ISIS (Information, Signal, Images, viSion) des laboratoires nationaux en traitement du signal. Pour la validation clinique de ses travaux, il collabore très étroitement avec les hôpitaux d'Orléans et de Tours. Il est laboratoire pilote du Master Recherche Électronique, Signal et Microsystèmes des Universités d'Orléans et de Tours.

Les personnes suivantes du LESI (Laboratoire d'Électronique, Signaux, Images) ont été les moteurs du projet :

**Christophe Léger** : Maître de Conférences, superviseur du projet.

**Jean-Christophe Souplet** : Ingénieur - chercheur stagiaire chargé du travail d'analyse et du développement du logiciel.

### 1.2.2 CHU Trousseau de Tours

Le projet ACS a vu le jour sous l'impulsion du Docteur **Véronique Eder**. Cardiologue au CHU Trousseau de Tours elle a fait appel au LESI pour développer un outil de diagnostic non disponible sur les consoles de traitement d'image utilisées couramment en médecine nucléaire.

Véronique Eder a procédé à la validation clinique du logiciel ACS, sur des images de tomographie cavitaire.

## 1.3 Le contexte scientifique

### 1.3.1 La tomographie cavitaire

Un examen de tomographie cavitaire (TC) est constitué d'une série de 64 images transversales horizontales (64x64 pixels) interceptant le volume des cavités cardiaques de haut en bas pour les 16 instants représentant le cycle cardiaque.

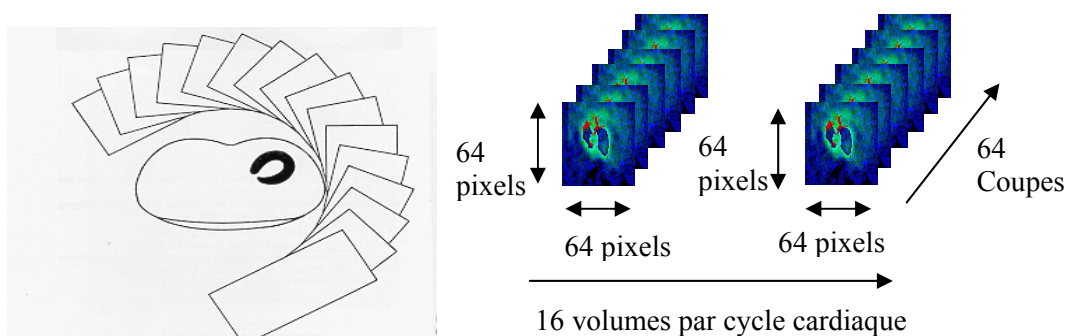


Figure 4 : Images issues d'un examen de tomographie cavitaire

### 1.3.2 Méthodes de génération d'échantillons de courbe d'activité

L'analyse de la contraction est basée sur l'analyse de l'évolution de la radioactivité intra cavitaire qui représente l'évolution du volume intra cavitaire au cours du cycle. Des courbes d'évolution du volume doivent donc être générées. Une étude cherchant à comparer six différentes méthodes de génération de ces courbes a été réalisée en collaboration entre différents hôpitaux français [1].

La première est la méthode de surface. Elle consiste en la génération d'une courbe d'activité au cours du temps à partir de l'activité des voxels de la surface d'un ventricule segmenté. Les méthodes radiales consistent aussi en la génération de ces courbes d'activité mais à partir de la somme des activités des voxels présents sur un rayon.

Il y a trois différentes façons de définir ce rayon. La méthode cylindrique utilise la distance entre un voxel de la surface du ventricule et le centre de gravité du plan (perpendiculaire à l'apex) correspondant. La méthode sphérique utilise la distance entre un voxel de la surface du ventricule et le centre de gravité du ventricule. Puis la méthode hybride se sert de la méthode cylindrique précédente pour la partie apicale du ventricule et de la méthode sphérique pour le reste du ventricule.

Les trois méthodes radiales sont appliquées sur un volume obtenu après seuillage du premier volume tomographique à 45% de la valeur de l'activité maximale d'un voxel. Les méthodes sphérique et hybride sont aussi appliquées avec un seuillage multiple. On obtient donc cinq méthodes radiales différentes.

Chaque méthode a été testée sur 30 patients et sur les deux ventricules du cœur. Il a été conclu que les méthodes hybride et cylindrique à seuil fixe étaient les méthodes optimums pour le ventricule gauche et que concernant le ventricule droit il en est de même pour la méthode sphérique à seuil fixe.

### **1.3.3 Analyse des échantillons des courbes d'évolution**

Le caractère périodique de la contraction cardiaque suggère très naturellement l'emploi de la décomposition du phénomène en harmoniques au moyen de la transformation de Fourier [2]. Si l'on considère, par exemple, l'évolution temporelle au cours d'un cycle cardiaque de l'activité d'un pixel appartenant aux cavités cardiaques, la courbe correspondante est assez proche d'une sinusoïde, qu'il s'agisse d'un pixel ventriculaire ou d'un pixel auriculaire. Une analyse de Fourier limitée à la première harmonique est suffisante dans la plupart des cas et décrit assez convenablement la cinétique d'un pixel cardiaque.

Si l'on a besoin d'une modélisation plus fine, on peut par contre faire appel à des harmoniques d'ordre supérieur et la courbe théorique ainsi construite est alors plus proche de la courbe réelle, et permet en particulier de décrire assez bien la deuxième partie du cycle cardiaque, celle qui correspond à la diastole. Ainsi les logiciels actuellement disponibles sur le marché, utilisent les 4 premières harmoniques de Fourier pour la scintigraphie cavitaire en mode planaire.

L'amplitude s'exprime en nombre de coups comme la différence entre le maximum et le minimum de la courbe. La phase s'exprime généralement en degrés (parfois en millisecondes) et correspond à la localisation du minimum de la sinusoïde sur une échelle allant de 0° (début du cycle cardiaque) à 360° (fin de la diastole). La phase moyenne se situe donc aux environs de 130° pour les deux ventricules, mais cette phase peut varier en fonction d'une avance ou d'un retard de contraction.

### **1.3.4 Utilisation des données**

Dès 1989, Jerry J.Sychra, Dan G Pavel et Enrique Olea se sont intéressés aux informations radio isotopiques [3]. Ils ont cherché à mettre au point une méthode de classification d'image par analyse de Fourier, FCI (Fourier Classification Image). L'intensité des pixels obtenus par FCI dépend des coordonnées du pixel, de ses paramètres de distribution et des courbes d'activités temporelles. L'intensité des pixels exprime alors le diagnostic de région cardiaque à contraction anormale, RWMA (Regional Wall Motion Abnormalities).

Cette méthode reste cependant, plus une manière de montrer comment un ordinateur peut émuler un diagnostic de médecin qu'un moyen fiable de faire ce diagnostic. Même en augmentant le nombre de paramètres le médecin aura toujours plus d'informations (condition physique, antécédents médicaux, autres examens) que l'ordinateur et produit ainsi un meilleur diagnostic.

Cette étude confirme donc qu'il vaut mieux chercher à donner des outils aux médecins que chercher à émuler un diagnostic.

Dans cette optique, l'analyse de phase est utile pour mettre en évidence des asynchronismes de contraction cardiaque qui conditionnent les pronostics car ils pénalisent la performance mécanique globale du cœur et ils peuvent être à l'origine de foyers de troubles du rythme entraînant le décès des patients.

## 1.4 L'analyse planaire : méthode médicale de référence

### 1.4.1 Principe

L'analyse planaire est une méthode utilisée actuellement dans les services médicaux de Médecine Nucléaire. Son principe consiste à réaliser un enregistrement bidimensionnel du cœur du patient. Les images obtenues ne sont pas directement celles de la paroi ventriculaire, mais représentent le sang marqué contenu dans la cavité délimitée par cette paroi.

Les images sont la projection du volume de radioactivité sur le plan correspondant à celui de la tête de la caméra contenant le scintillateur. Un logiciel<sup>1</sup> détermine alors pour chaque point son amplitude et sa phase. Un exemple de compte-rendu de ce dernier est donné en annexe B.1.

### 1.4.2 Limites

Lorsque la caméra est positionnée sur le côté gauche du thorax (incidence en oblique de 45 degrés) (cf. Figure 5) elle se trouve en face des cavités ventriculaires et il est possible de distinguer le volume du ventricule gauche de celui du ventricule droit. Cependant, compte tenu de la position du cœur dans le thorax (pointe vers la gauche et le bas), le plan de projection n'est pas axé par rapport à la direction de déplacement du ventricule au cours de sa contraction, ce qui induit des problèmes de superposition indésirable des cavités et constitue une limite de cette méthode.



Figure 5 : Enregistrement d'images en scintigraphie

L'image projetée est aussi brouillée par les parties du corps incluses dans la projection mais qui ne font pas partie de l'organe cible à étudier.

---

<sup>1</sup> Logiciel BPGS, Cedars-Sinai Medical Center, 2005.

## 2 NOUVELLES METHODES D'ANALYSE ISOTOPIQUE

---

Ce chapitre présente deux nouvelles méthodes de détermination des courbes d'évolutions de la radioactivité isotopique au cours du temps (cf. Figure 6) pour analyser la contraction ventriculaire.

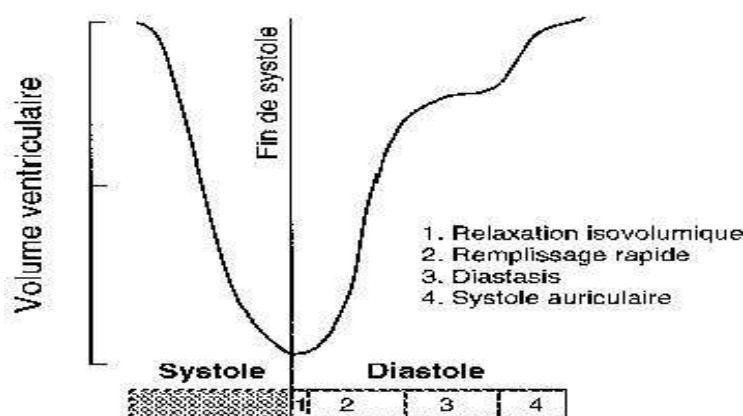


Figure 6 : Courbe d'évolution du volume ventriculaire

1. ACI 2D effectue une analyse de l'amplitude et de la phase de la contraction à partir de la courbe d'évolution de la radioactivité établie par projection 2D sur un plan frontal (vertical perpendiculaire au grand axe du cœur) et sommation des voxels comprenant le volume ventriculaire
2. ACI 3D réalise une analyse de l'amplitude et de la phase de la contraction à partir de la courbe d'évolution de la radioactivité établie voxel par voxel (3D).

Basées sur l'étude de la radioactivité, ces deux méthodes diffèrent de l'analyse cinétique segmentaire ACS qui reconstruit le volume ventriculaire en 3D puis réalise une analyse de la contraction ventriculaire à partir d'une détection des contours du ventricule. Pour expliciter ces différences, la méthode ACS sera présentée au début de ce chapitre, d'autant plus qu'elle a été complétée puis appliquée au VD dans le cadre de mon stage.

Une fois les courbes d'évolution de la radioactivité au cours du temps obtenues, elles seront utilisées pour déterminer l'amplitude et la phase de la contraction ventriculaire, comme précisé dans le chapitre suivant.



## 2.1 Analyse cinétique segmentaire (rappel de la méthode)

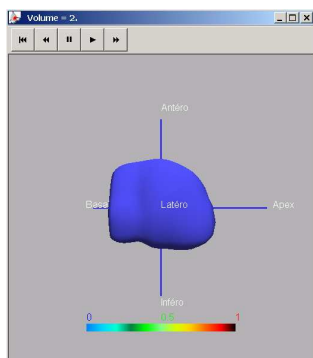


Figure 7 : Volume du VG reconstruit par ACS

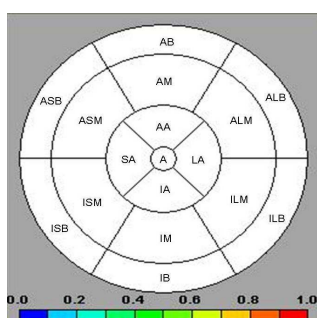


Figure 8 : Le VG découpé en 17 segments

L'analyse cinétique segmentaire (ACS) est basée sur les caractéristiques géométriques du volume reconstruit du ventricule gauche. Les étapes sont les suivantes :

1. Détermination des contours des ventricules (masque, seuillage, morphologies mathématiques).
2. Reconstruction de l'enveloppe des ventricules (interpolation) (cf. Figure 7).
3. Segmentation géométrique des ventricules en 17 segments (cf. Figure 8 et Annexe A.2).
4. Courbes d'évolution du volume des ventricules dans chaque secteur. Détermination des  $F_{ej}$  et phases sur ces courbes.

L'évolution du volume au cours du temps est déterminée dans chacun des segments. Des représentations en bullseyes et graphiques (cf. Figure 9) regroupent les différents résultats segmentaires et globaux : Fraction d'éjection, Instants systole et diastole, variation du rayon moyen associé au volume segmenté....

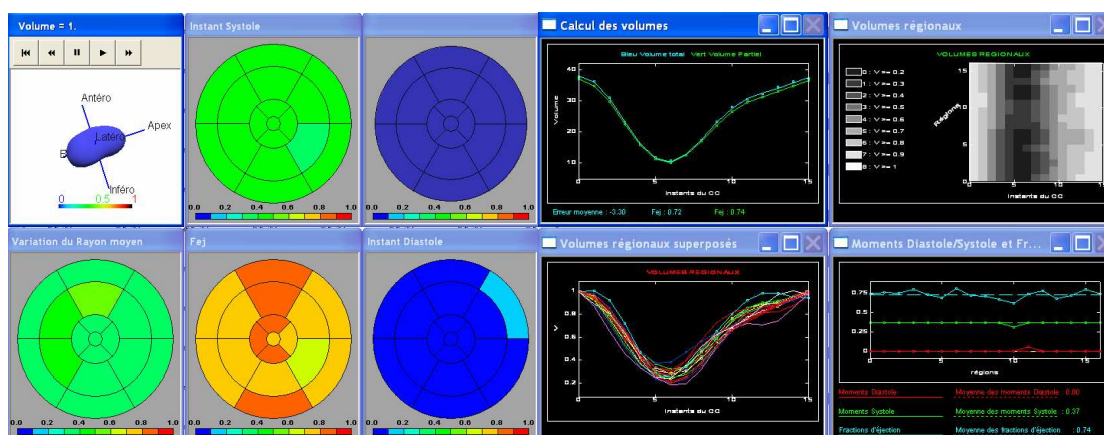


Figure 9 : Exemples de résultats d'une ACS

Une analyse ponctuelle est aussi possible. Les calculs ne sont plus faits sur un volume mais sur les points qui composent l'enveloppe du ventricule.

## 2.2 Analyse isotopique 2D

Après l'acquisition, l'empilement de 64 images, chacune représentant une coupe à une altitude différente du cœur, représente le volume cardiaque à un instant donné. Sans prétraitement, l'analyse est rendue difficile en raison des tissus présents dans les images autour du ventricule (oreillettes, etc.). Pour isoler le ventricule, un masque ellipsoïdal est donc appliqué sur l'ensemble des images. Une fois ceci réalisé, l'ensemble des données 3D est projeté dans un plan image. En réalisant cette opération aux 16 instants du cycle cardiaque, on établit les courbes d'évolution de la radioactivité au cours du temps pour chaque pixel du plan image (ACI 2D = Analyse de la Contraction par les données Isotopiques 2D). A partir de ces courbes, la phase moyenne, l'amplitude moyenne et les écarts types respectifs sont déterminés. Une représentation sous forme de carte polaire (bullseyes) permet de faciliter la lecture des résultats.

Les étapes sont les suivantes :

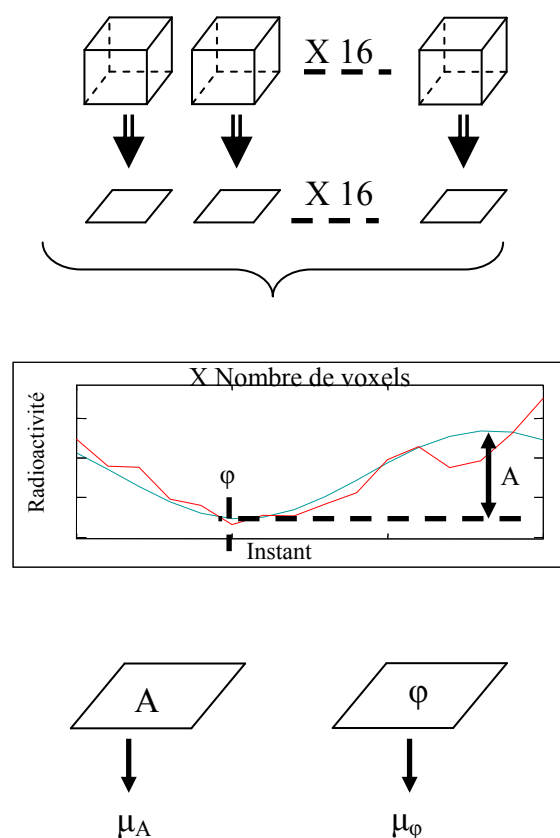


Figure 10 : Principe de l'ACI 2D

1. Évolution d'un volume (inclus dans un masque) sur 16 moments du cycle cardiaque.
2. Par projection frontale de ce volume à chaque instant, on obtient une image qui évolue sur 16 instants.
3. Pour chaque pixel de cette image, on obtient différentes approximations de sa courbe d'évolution. Dans chaque cas, l'amplitude et la phase sont calculées.
4. On obtient une image bullseye d'amplitude (A) et une de « phase » ( $\varphi$ ). En moyennant les valeurs des pixels de chacune de ces images on obtient la moyenne des amplitudes ( $\mu_A$ ) et celle des phases ( $\mu_\varphi$ ).

On réalise aussi le calcul de la courbe moyenne d'évolution. Celle-ci est la moyenne des courbes d'évolution des pixels des images projetées. On détermine aussi l'amplitude relative et l'instant systole de cette courbe moyenne.

## 2.3 L'analyse isotopique 3D

De même que pour l'ACI 2D, l'empilement des 64 images, chacune représentant une coupe du cœur, permet d'obtenir le volume de ce dernier à différents instants du cycle cardiaque. Là aussi, le ventricule est isolé en appliquant un masque ellipsoïdal sur ces images. Pour chaque voxel contenu dans le masque, on établit la courbe d'évolution de radioactivité au cours du temps (ACI 3D = Analyse de la Contraction par les données Isotopiques 3D). On obtient la phase moyenne, l'amplitude moyenne et les écarts types respectifs. Une lecture facilitée est obtenue à l'aide de bullseye.

Les étapes sont les suivantes :

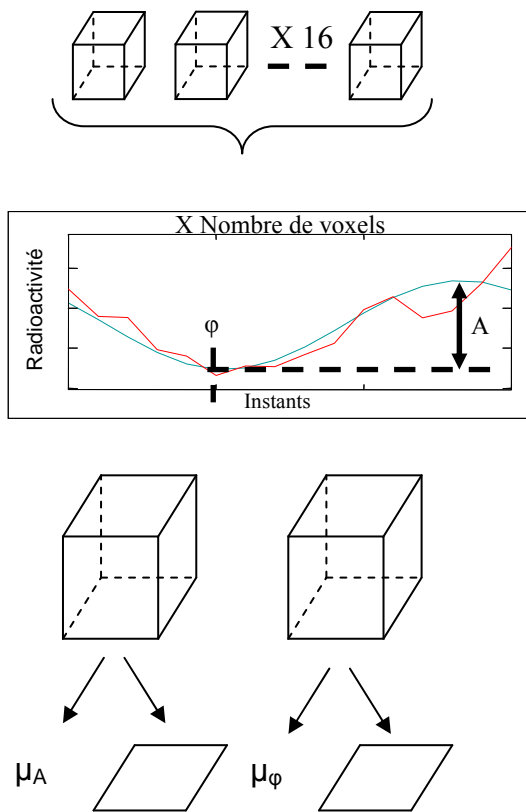


Figure 11 : Principe de l'ACI 3D

On réalise aussi le calcul de la courbe moyenne d'évolution. Celle-ci est la moyenne des courbes d'évolution des voxels à partir de laquelle l'amplitude relative et l'instant systole sont exprimés.

1. Évolution d'un volume (inclus dans un masque) sur 16 moments du cycle cardiaque.
2. Pour chaque voxel du volume on obtient différentes approximations de sa courbe d'évolution. Dans chaque cas on calcule l'amplitude et la phase.
3. On obtient un volume d'amplitude (A) et un de « phase » ( $\phi$ ).
4. En moyennant les valeurs des voxels de chaque volume on obtient la moyenne des amplitudes ( $\mu_A$ ) et celle des phases ( $\mu_\phi$ ). En moyennant selon l'axe frontal de ces volumes on obtient un bullseye d'amplitude et un de phase.

## 2.4 Tableaux récapitulatifs

Les tableaux suivants récapitulent les avantages et les inconvénients de chacune des 3 méthodes développées, pour les deux ventricules cardiaques gauche et droit, relativement à l'analyse planaire qui est utilisée couramment pendant l'examen de Médecine Nucléaire (gold standard). Ils rappellent aussi la manière dont les courbes d'évolution sont obtenues.

**Tableau 1 : Récapitulatif des méthodes d'analyse cinétique cardiaque pour le VG**

	Masque			Courbe d'évolution
	Type	Adapté à la forme	Raison	Provenance
Analyse planaire	2D (Dessiné manuellement)	+	On est en 2D	Données isotopiques issues de la projection de direction imposée par l'incidence de l'acquisition. On superpose les structures en arrière du cœur (oreillettes).
ACS	3D (Ellipsoïde)	++	Le VG a une forme très proche de celle d'un ellipsoïde.	Volume 3D reconstruit (global ou segmenté)
ACI 2D	3D (Ellipsoïde)	++		Données isotopiques du cœur (car le masque est 3D et adapté) projetées
ACI 3D	3D (Ellipsoïde)	++		Données isotopiques du cœur (car le masque est 3D et adapté) prises individuellement

**Tableau 2 : Récapitulatif des méthodes d'analyse cinétique cardiaque pour le VD**

	Masque			Courbe d'évolution
	Type	Adapté à la forme	Raison	Provenance
Analyse planaire	2D (Dessiné manuellement)	+	On est en 2D	Données isotopiques du patient (car le masque est 2D) projetées
ACS	3D (Ellipsoïde + Morphologie mathématique)	=	On se rapproche de la forme du VD par morphologie	Volume 3D reconstruit (global ou segmenté)
ACI 2D	3D (Ellipsoïde)	-	Le VD est composé de deux chambres désaxées dans le sens vertical et antéropostérieur.	Données isotopiques du cœur et de sa périphérie (car le masque est 3D et non adapté) projetées
ACI 3D	3D (Ellipsoïde)	-		Données isotopiques du cœur et de sa périphérie (car le masque est 3D et non adapté) prises individuellement

Pour le ventricule droit deux problèmes se posent :

- Pour l'ACS, la reconstruction du volume ventriculaire par MH3D est adaptée à la forme elliptique du VG mais pas à celle pyramidale du VD.
- Le masque s'adapte mal à cette forme. Un modèle plus complexe doit être implémenté.

### 3 EXPLOITATION DES COURBES D'ÉVOLUTION

Ce chapitre présente trois méthodes mises en œuvre pour obtenir les courbes d'évolution continues à partir d'échantillons temporels discrets et limités. En effet, quelle que soit la méthode d'analyse des données choisie (ACS, ACI 2D, ACI 3D), on obtient des estimations discrètes (généralement 16, qui correspondent au nombre de volumes cardiaques obtenus par cycle) des courbes d'évolution à analyser. L'objectif est d'interpoler les courbes entre les échantillons disponibles pour améliorer la détermination de l'amplitude relative et la phase de ces courbes :

$$Amplitude_{relative} = \frac{C_{Max} - C_{Min}}{C_{Max}} \quad Phase = \varphi$$

Où :  $C_{Max}$  = valeur maximale de la courbe d'approximation,  
 $C_{Min}$  = valeur minimale de la courbe d'approximation,  
 $\varphi$  = Instant correspondant à  $C_{Min}$  = Instant systole

#### 3.1 Méthodes appliquées

Trois méthodes ont été appliquées pour interpoler/lisser les courbes d'évolution entre les échantillons :

- Interpolation linéaire
- Lissage par une sinusoïde
- Interpolation circulaire de Shannon.

##### 3.1.1 Interpolation linéaire (Min-Max)

Dans ce cas la courbe d'évolution est considérée comme étant la suite des segments liant les différents échantillons.

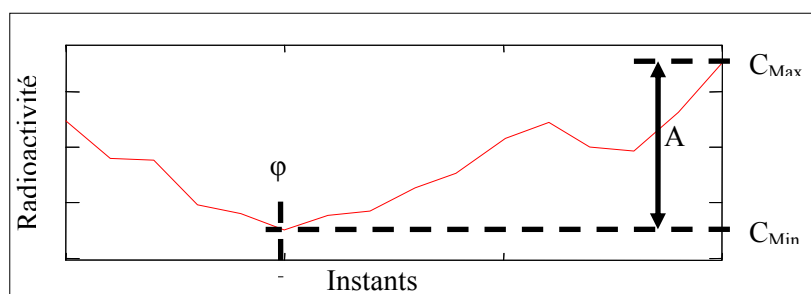


Figure 12 : Interpolation linéaire d'une courbe d'évolution

On détermine directement l'échantillon ayant la plus forte valeur et celui ayant la plus faible. Ceux-ci correspondent respectivement au maximum et au minimum de la courbe d'évolution du volume.

### 3.1.2 Approximation par une sinusoïde (Fourier)

Cette méthode approche la courbe d'évolution du volume par une sinusoïde, dont l'amplitude et la phase sont utilisées comme estimateur de l'amplitude et de la phase de la courbe d'évolution. En pratique, la détermination du deuxième coefficient  $C_1$  de la transformée de Fourier des échantillons de la courbe d'évolution donne directement l'amplitude et la phase de la sinusoïde. Les calculs qui vérifient cela sont détaillés à l'annexe A.1. L'amplitude et la phase de ce second coefficient complexe de Fourier  $C_1$  fournissent respectivement l'amplitude et l'instant systole de la sinusoïde qui interpole la courbe d'évolution.

Pour estimer la fraction d'éjection à partir de l'amplitude de la sinusoïde, il a fallu déterminer la moyenne de la sinusoïde, égale au premier coefficient de Fourier  $C_0$ . En effet, la fraction d'éjection est une valeur relative :

$$Fej = \left( \frac{V \max - V \min}{V \max} \right)$$

Pour l'estimer, il suffit de diviser l'amplitude de la sinusoïde par sa valeur maximale :

$$Amplitude_{relative} = \frac{R \max - R \min}{R \max} = \frac{C_0 + AC_1 - (C_0 - AC_1)}{C_0 + AC_1} = \frac{2 \times AC_1}{C_0 + AC_1}$$

Où  $R_{Max}$  = Radioactivité maximale et  $R_{Min}$  = Radioactivité minimale (de la courbe d'évolution).

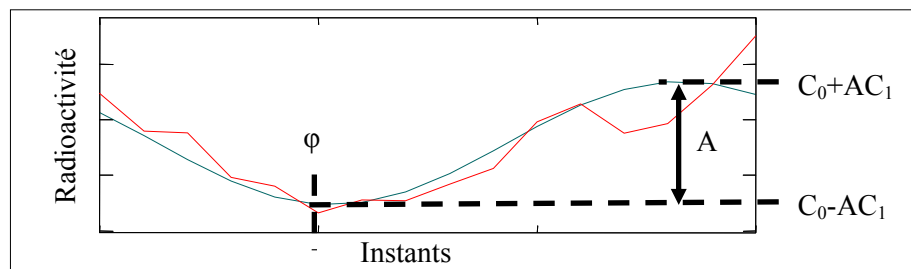


Figure 13 : Approximation par une sinusoïde d'une courbe d'évolution

L'amplitude relative ainsi calculée était une image de la fraction d'éjection. En effet :

$$Amplitude_{relative} = \frac{R \max - R \min}{R \max} \Leftrightarrow \frac{V \max - V \min}{V \max} = Fej.$$

Car le marquage du sang circulant est homogène (notion d'activité spécifique) et le sang est considéré comme un fluide incompressible

### 3.1.3 L'interpolation de Shannon

Même si l'approximation par une sinusoïde des courbes d'évolution de la radioactivité au cours du temps est très couramment utilisée en médecine, il m'a semblé intéressant d'étudier la mise en œuvre d'une autre méthode de traitement du signal. L'interpolation de Shannon étant réputée pour être la meilleure interpolation d'un échantillonnage périodique uniforme, c'est donc tout naturellement que mon choix s'est porté vers cette méthode, en faisant l'hypothèse que le nombre d'échantillons disponibles (généralement 16), satisfait le critère d'échantillonnage de Shannon (échantillonnage à une fréquence double de la fréquence maximale du signal).

On obtient la courbe suivante (cf. Figure 14) qui passe par tous les échantillons (interpolation), contrairement à l'approximation par une sinusoïde (lissage).

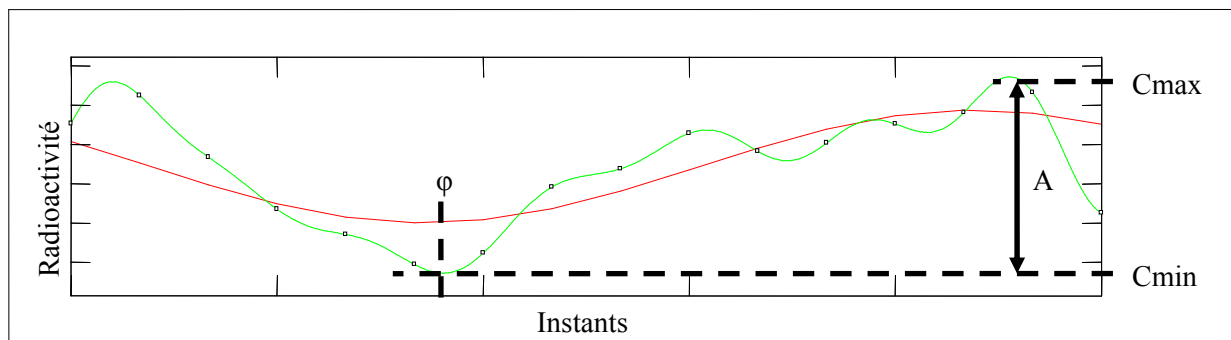


Figure 14 : Approximation par interpolation de Shannon d'une courbe d'évolution

Le nombre d'échantillons de départ étant puissance entière de 2, l'interpolation peut être facilement obtenue par zero-padding (détermination de la transformée de Fourier directe des échantillons initiaux, introduction d'échantillons à 0 dans le domaine fréquentiel, transformée de Fourier inverse). Dans le cas où le nombre d'échantillons n'est pas un nombre puissance entière de 2, un algorithme par sommes finies peut être utilisé [4].

En pratique, la courbe d'évolution de la Figure 14 a été interpolée par 1024 échantillons. En déterminant l'échantillon maximal et l'échantillon minimal de cette courbe interpolée on obtient les résultats recherchés.

$$Amplitude_{relative} = \frac{C_{Max} - C_{Min}}{C_{Max}} \quad \text{et} \quad Phase = \varphi$$

### 3.1.4 Comparaison

On constate généralement que l'approximation par une sinusoïde donne des valeurs d'amplitude inférieures à celles données par l'interpolation linéaire ou de Shannon (cf. Figure 13 et Figure 14). Cependant on cherche à obtenir une Fej ou une amplitude relative. Chacune des méthodes a donc un sens réel pour approximer la courbe d'évolution. Nous avons donc implémenté l'ensemble de ces méthodes pour les tester en comparaison avec les valeurs de Fej de références obtenues en analyse planaire. Ces résultats seront présentés au chapitre 5.1 page 30, puis discutés au chapitre 5.2 page 33.

## 3.2 Ergodisme des courbes d'évolution

L'ergodicité de signaux est souvent supposée mais non démontrée. Dans le cas des courbes d'évolution de la radioactivité au cours du temps, j'ai cherché à vérifier si les propriétés temporelles et ensemblistes des signaux manipulés sont égales.

### 3.2.1 Calculs temporels et calculs ensemblistes

Deux possibilités existent et sont illustrées sur la figure suivant :

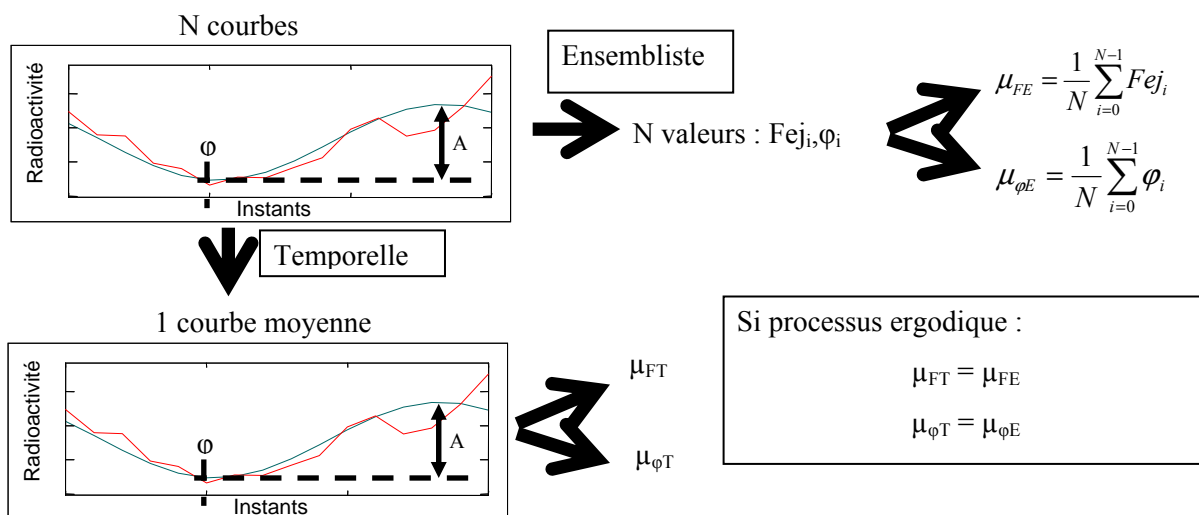


Figure 15 : Les différents types de moyenne

Le cas temporel est le plus simple. A chaque instant de l'étude on moyenne les échantillons de toutes les courbes d'évolution. On obtient les échantillons d'une seule courbe d'évolution, courbe d'évolution moyenne. Sur ces échantillons on applique les différentes méthodes de traitement du signal énoncées précédemment en 3.1. On obtient pour chacune une valeur d'amplitude relative ou de  $Fe_j$  et une valeur de phase. Celles-ci sont appelées moyenne de  $Fe_j$ ,  $\mu_{FT}$  et moyenne de phase temporelle,  $\mu_{\varphi T}$ .

Dans le cas ensembliste, pour chaque courbe d'évolution, on calcule sa  $Fe_j$  ou amplitude relative et sa phase selon chacune des différentes méthodes de traitement du signal énoncées précédemment en 3.1. Pour chaque méthode on calcule la moyenne des valeurs qu'elle a permises d'acquérir ainsi que l'écart type de ces valeurs. On obtient donc une moyenne de  $Fe_j$  ensembliste,  $\mu_{FE}$ , et une moyenne de phase ensembliste,  $\mu_{\varphi E}$ .

Si  $\mu_{FT} = \mu_{FE}$  et  $\mu_{\varphi T} = \mu_{\varphi E}$  notre phénomène d'étude est ergodique. En fait, nous n'avons qu'une pseudo ergodicité car les calculs de  $Fe_j$  ou d'amplitude relative ainsi que de phase introduisent un traitement temporel dans tous les cas. Le cas « temporel » est donc en fait ensembliste (calcul de la courbe moyenne) puis temporel (calcul de la  $Fe_j$  et Phase). Le cas appelé « ensembliste » est donc en fait temporel (calculs des différentes  $Fe_j$  et Phases) puis ensembliste (calcul des moyennes).



### 3.2.2 Non ergodisme des courbes d'évolution

Soient deux courbes d'évolution :

- $C_1$  de maximum  $C_{\text{Max}1}$ , de minimum  $C_{\text{Min}1}$  et d'amplitude  $A_1 = C_{\text{max}1} - C_{\text{min}1}$ ,
- $C_2$  de maximum  $C_{\text{Max}2}$ , de minimum  $C_{\text{Min}2}$  et d'amplitude  $A_2 = C_{\text{max}2} - C_{\text{min}2}$ .

Par commodité de calcul on se place dans le cas où  $C_1$  et  $C_2$  ont leur maximum et minimum en même temps.

On a alors :

- Dans le cas ensembliste :

$$\mu_{FE} = \frac{1}{2} \left( \frac{C_{\text{max}1} - C_{\text{min}1}}{C_{\text{max}1}} + \frac{C_{\text{max}2} - C_{\text{min}2}}{C_{\text{max}2}} \right) = \frac{1}{2} \left( \frac{A_1}{C_{\text{max}1}} + \frac{A_2}{C_{\text{max}2}} \right)$$

- Dans le cas temporel :

$$\mu_{FT} = \frac{(C_{\text{max}1} + C_{\text{max}2}) - (C_{\text{min}1} + C_{\text{min}2})}{C_{\text{max}1} + C_{\text{max}2}} = \frac{(C_{\text{max}1} - C_{\text{min}1}) + (C_{\text{max}2} - C_{\text{min}2})}{C_{\text{max}1} + C_{\text{max}2}}$$

$$\rightarrow \mu_{FT} = \frac{A_1 + A_2}{C_{\text{max}1} + C_{\text{max}2}}$$

Or :

$$\frac{A}{B} + \frac{C}{D} = \frac{AD + BC}{BD} \neq \frac{A + C}{B + D}$$

Dans le cas où  $C_1$  et  $C_2$  ont leur maximum et minimum en même temps les deux moyennes sont différentes. Nous avons un contre exemple et notre phénomène n'est donc pas ergodique concernant les amplitudes relatives.

De même concernant les phases, la phase du signal moyen n'est pas la même chose que la moyenne des phases des signaux. Par exemple si  $C_{\text{Min}1}$  et  $C_{\text{Min}2}$  ne se produisent pas en même temps et que  $C_{\text{Min}1}$  est très faible par rapport à toutes les valeurs de  $C_2$  le minimum de  $C_1 + C_2$  sera  $C_{\text{Min}1} + C_{2(\varphi_1)}$  qui se produira au même instant  $\varphi_1$  que  $C_{\text{Min}1}$  et non à  $\frac{\varphi_1 + \varphi_2}{2}$ . Nous avons donc un contre exemple et notre phénomène n'est pas non plus ergodique concernant les phases.

### 3.2.3 Le sens physique des différents calculs

Les calculs du paragraphe précédent montrent que la moyenne ensembliste correspond à une moyenne de rapport correctement calculée. Ce n'est pas le cas de la moyenne temporelle.

D'un point de vue physique, on cherche à connaître la variation du volume global  $Fej_g = \frac{V \max_g - V \min_g}{V \max_g}$  et les variations de N segments volumiques qui le composent  $Fej_i = \frac{V \max_i - V \min_i}{V \max_i}$ .

De même qu'en 3.2 dans le cas où tous les segments volumiques ont leur instant diastole au même moment et leur instant systole au même autre moment :

$$Fej_g = \frac{V \max_g - V \min_g}{V \max_g} = \frac{\sum_{i=1}^N V \max_i - \sum_{i=1}^N V \min_i}{\sum_{i=1}^N V \max_i} (\text{temporel}) \neq \frac{1}{N} \sum_{i=1}^N \frac{V \max_i - V \min_i}{V \max_i} (\text{ensembliste})$$

La Fej ou amplitude globale est donc donnée par le calcul temporel. Les Fej calculées segment par segment (cas ensembliste) nous renseignent sur le taux de contraction du segment pris individuellement. Le calcul de la moyenne de ces Fej segmentaires n'a logiquement aucune signification sur la Fej du volume global (car le phénomène n'est pas ergodique). Ce calcul permet de comparer le taux de contraction (Fej) d'une partie du ventricule par rapport à celui d'une autre partie et ceci même si les deux segments sont de taille différente. L'écart type des Fej des segments nous renseigne donc sur l'homogénéité du taux de contraction du ventricule.

Ceci se retrouve pour la phase. La phase globale est donnée par le calcul temporel. L'écart type des phases de chaque segment nous renseigne sur l'homogénéité de l'instant de contraction du ventricule.

Ce raisonnement est théorique et applicable en ACS, ACI 2D et ACI 3D. En ACS les segments sont les segments volumiques précédemment définis (voir Annexe A.2), en ACI 2D les segments sont les pixels issus des droites de projection et en ACI 3D les segments sont les voxels (segment volumique le plus fin possible).

## 4 IMPLEMENTATION DES METHODES

---

Pour comparer les différentes méthodes proposées, j'ai développé un logiciel. Celui-ci a été testé par l'équipe médicale du Docteur Véronique Eder, dans le service de Médecine Nucléaire et Ultrasons du Centre Hospitalier Universitaire Trousseau de Tours. La mise en situation et l'utilisation permanente par des médecins ont permis de résoudre en temps réel les problèmes pratiques soulevés.

### 4.1 Collecte des données

L'exploitation et l'échange des images médicales évoluent en permanence. La majorité des équipements produisent actuellement des documents au format DICOM pour permettre leur transfert et leur intégration dans des dossiers médicaux informatisés. Ce format de fichiers informatiques permet de sauvegarder les données de l'examen et celles du patient dans le même fichier. Il est donc parfaitement adapté au transfert de données entre les différentes machines (cf. Figure 16). Pour tester les différentes méthodes proposées sur de nouveaux patients et pour avoir un outil adapté au nouvel environnement informatique hospitalier j'ai développé des classes de lecture de fichiers DICOM.

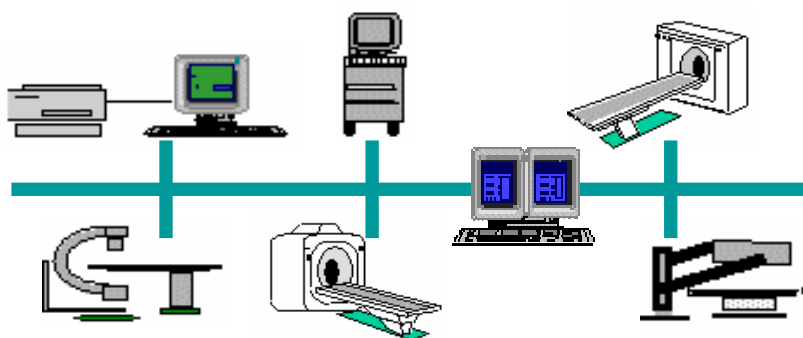


Figure 16 : Réseaux DICOM

Si son utilisation est largement répandue, le format DICOM reste relativement complexe à manipuler (plusieurs types de syntaxes de transfert, données pouvant être compressées ou non, ...). Seuls les fichiers DICOM ayant une syntaxe de transfert du type « implicit VR Little Endian » et des données non compressées peuvent être lus par les classes que j'ai développées. Ces fichiers sont ceux produits par les consoles d'examen disponibles dans le service de Médecine Nucléaire de du Centre Hospitalier Universitaire Trousseau de Tours.

Pour développer ces classes de lecture de fichiers Dicom, qui ont un intérêt pour le laboratoire, un cahier des charges sous la forme d'une seule page a été rédigé. Il est présent en Annexes A.3, et pourra donc faire l'objet de développements complémentaires futurs.

## 4.2 Interface Homme Machine

Pour une utilisation pratique de la part des médecins une IHM conviviale a été développée. Les échanges permanents avec les cardiologues ont permis de définir un protocole aussi simple que possible à utiliser. Il a ainsi été possible de tester pratiquement les concepts théoriques dans des conditions normales d'investigation clinique.

Les principales commandes sont similaires à celles d'un outil de bureautique classique (traitement de texte). Par exemple, l'ouverture d'un fichier au format DICOM se fait simplement via un bouton Data (identique au menu : fichier → ouvrir). Son utilisation conduit à une visualisation immédiate des 64 images disponibles au premier instant du cycle cardiaque (cf. Figure 17). Une barre de navigation simple de type magnétoscope (avancer, reculer, mise à zéro, défilement) permet de naviguer parmi tous les volumes disponibles.

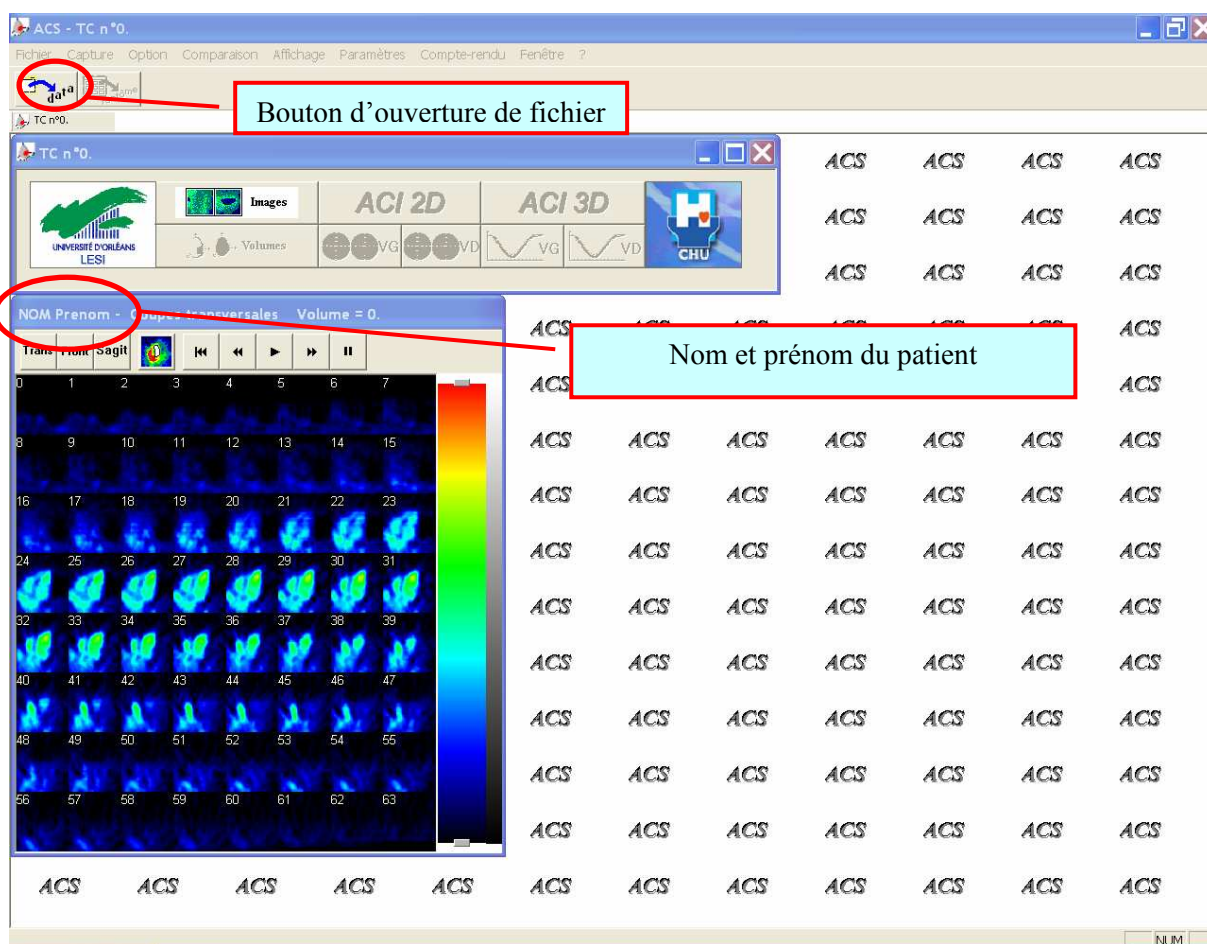


Figure 17 : Ouverture des images de tomographie cavitaire

Dans un souci d'efficacité, les données d'identification du patient et de l'examen récupérées dans le fichier sont affichées en permanence. Sur la figure précédente, le texte : « NOM Prénom » apparaît à l'emplacement prévu pour préserver le secret médical.

Tous les paramètres des différentes méthodes implémentées sont regroupés dans une boîte de dialogue unique (cf. Figure 18). Par exemple, le masque qui isole le ventricule est positionné simplement au moyen de la souris avant de lancer l'analyse.

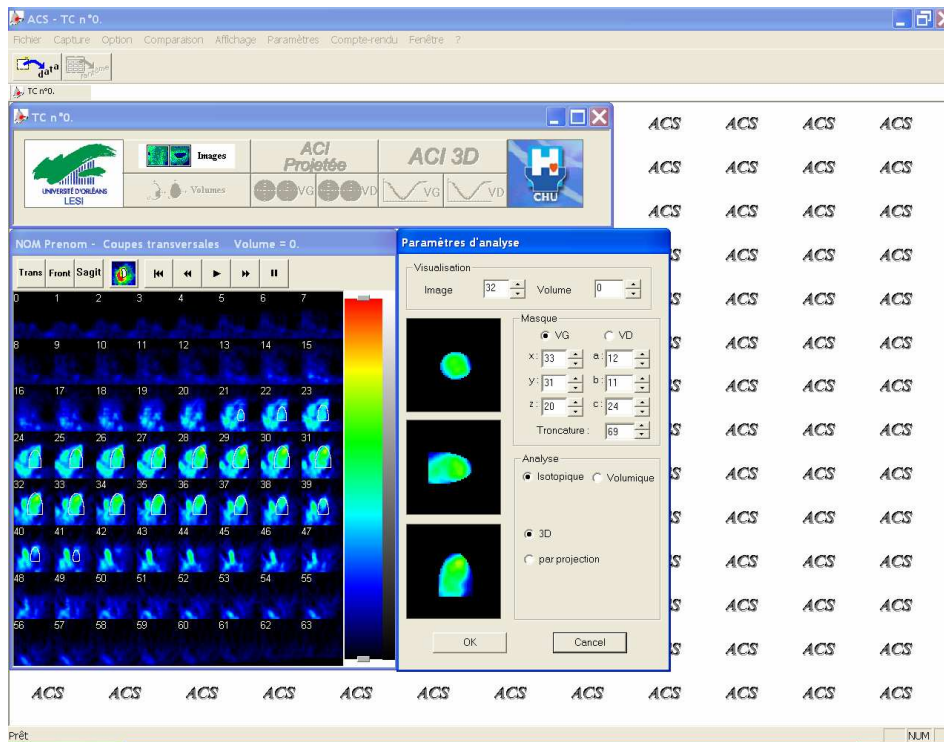


Figure 18 : Positionnement du masque et choix du traitement

Lorsque les calculs sont terminés, l'affichage bascule automatiquement dans le mode d'analyse demandée (cf. Figure 19).

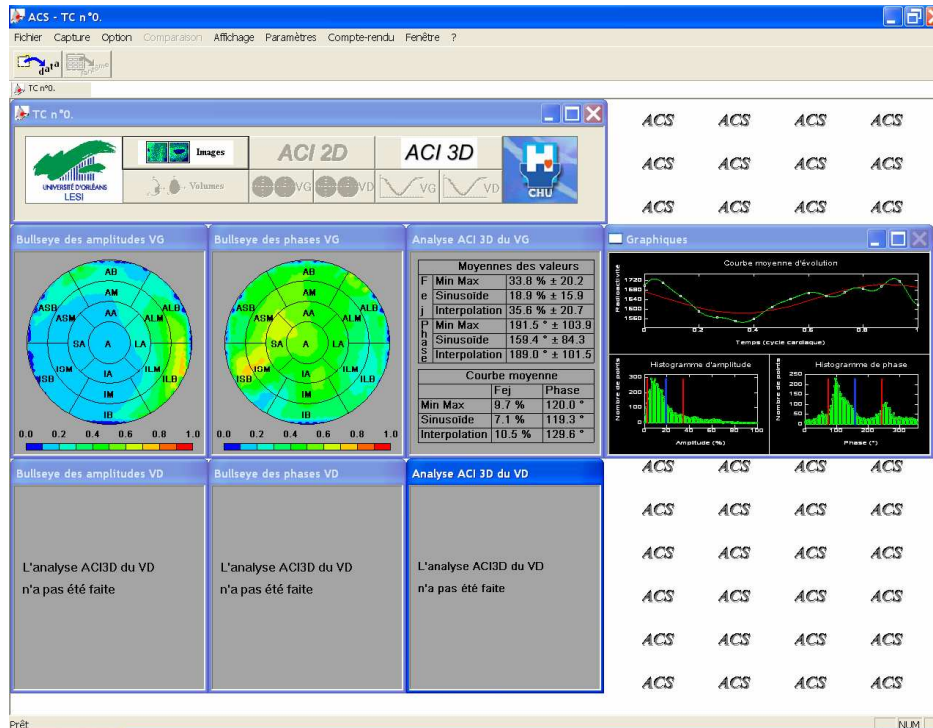


Figure 19 : Résultats de l'ACI 3D du VG

Exécutées par défaut pour le ventricule gauche, les méthodes peuvent également être appliquées sur le ventricule droit. Dans ce cas, l'examen est réalisé de la même manière que pour le ventricule gauche. L'affichage des informations du ventricule droit complètent alors la page de résultat précédente. L'affichage des résultats est simultané pour le VG et le VD, afin de pouvoir comparer facilement les résultats obtenus pour les deux ventricules (cf. Figure 20). Dans le cas du VD, le découpage en 13 segments qui n'a pas lieu d'être n'apparaît pas.

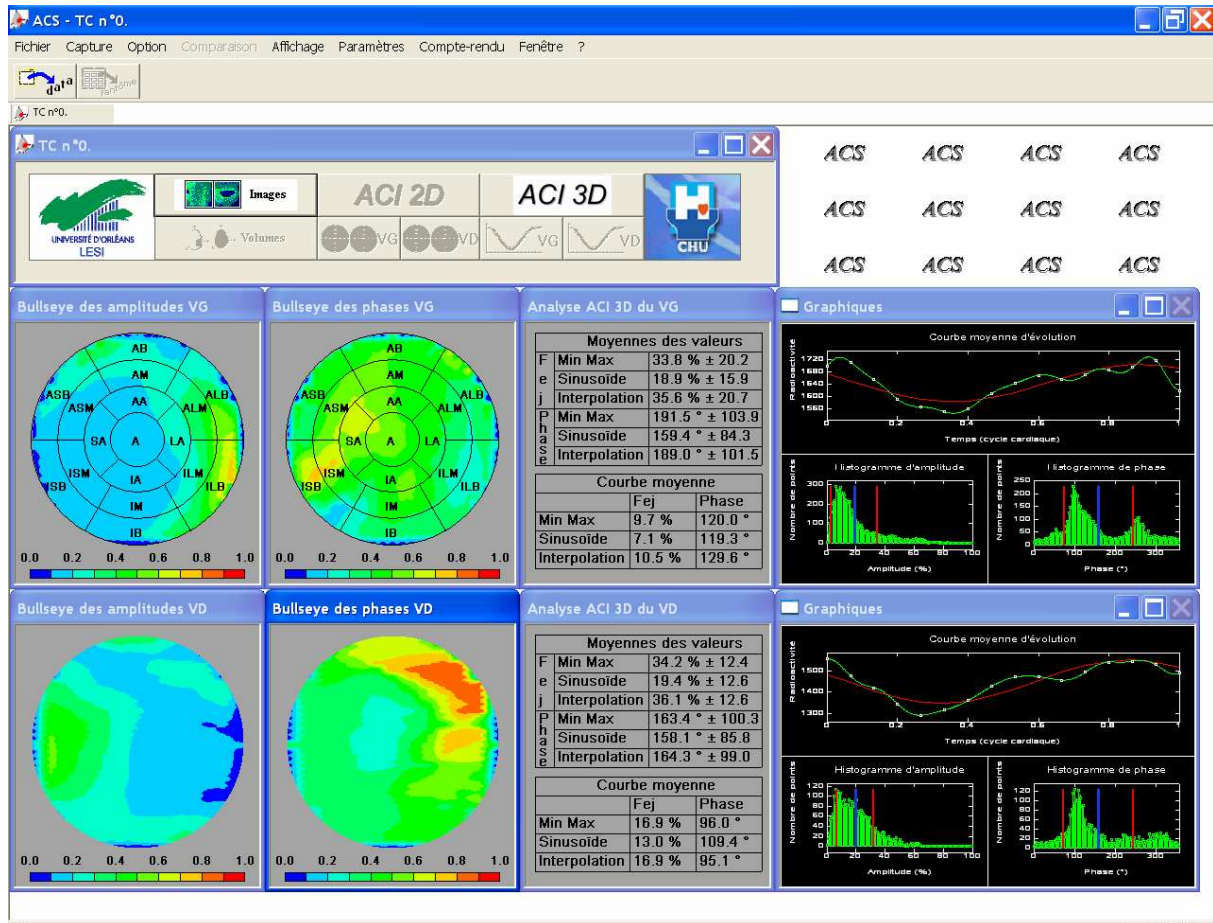


Figure 20 : Résultats de l'ACI 3D du VG et VD

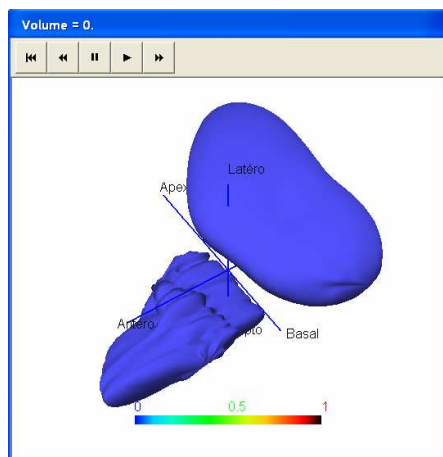


Figure 21 : Représentation volumique du VG et du VD

Le fonctionnement des analyses ACI 2D et ACI 3D sont similaires. Les résultats d'ACS sont affichés séparément pour le VG et le VD. Seule la représentation volumique permet de visualiser les deux ventricules dans une même vue (cf. Figure 21). Sur cette figure, on remarque que les algorithmes de reconstruction du VD doivent encore être améliorés.

L'architecture du logiciel autorise l'application de plusieurs méthodes à la suite les unes des autres sans avoir à relancer celui-ci.

### 4.3 Compte-rendu médical

Il est très important pour les médecins de pouvoir conserver la trace des analyses réalisées. C'est la raison pour laquelle un compte-rendu est conservé à l'issue de chaque examen. Réalisé au format du Web standard HTML, il peut facilement être imprimé pour être joint au dossier des patients ou bien être aisément échangé entre praticiens puisqu'un navigateur Web classique suffit à le visualiser.

La Figure 22 présente un exemple de compte-rendu pour l'analyse ACI 3D.

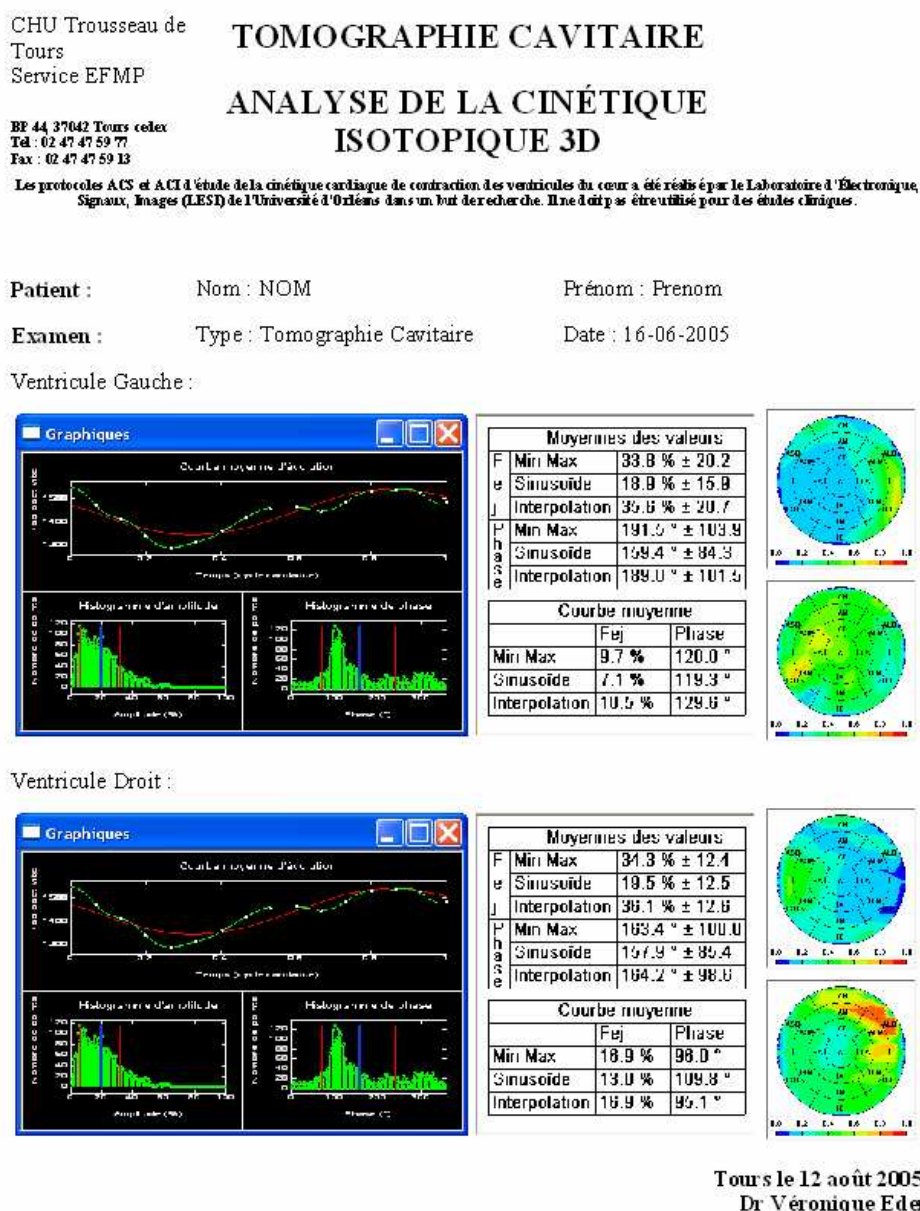


Figure 22 : Compte-rendu ACI 3D

Des exemples supplémentaires de comptes-rendus qui correspondent aux autres analyses sont disponibles à l'Annexe B.

## 5 RESULTATS ET DISCUSSION

La validation clinique des méthodes développées a débuté dans le service de Médecine Nucléaire et Ultrasons du Centre hospitalier Universitaire Trousseau de Tours. Cette étude, démarrée au mois d'août 2005 par le Docteur Véronique Eder, porte sur 30 patients. L'ensemble des tableaux de résultats obtenus sont disponibles à l'annexes C. La Figure 23 présente les résultats bruts de la fraction d'éjection et de la phase du VG déterminés pour les 30 patients, pour 4 méthodes : ACS, ACI 2D, ACI 3D et l'analyse planaire utilisée couramment pour l'examen classique de Médecine Nucléaire, qui sert donc de référence à notre étude. On mesure ainsi (qualitativement) la similarité de l'évolution des valeurs par les différentes méthodes.

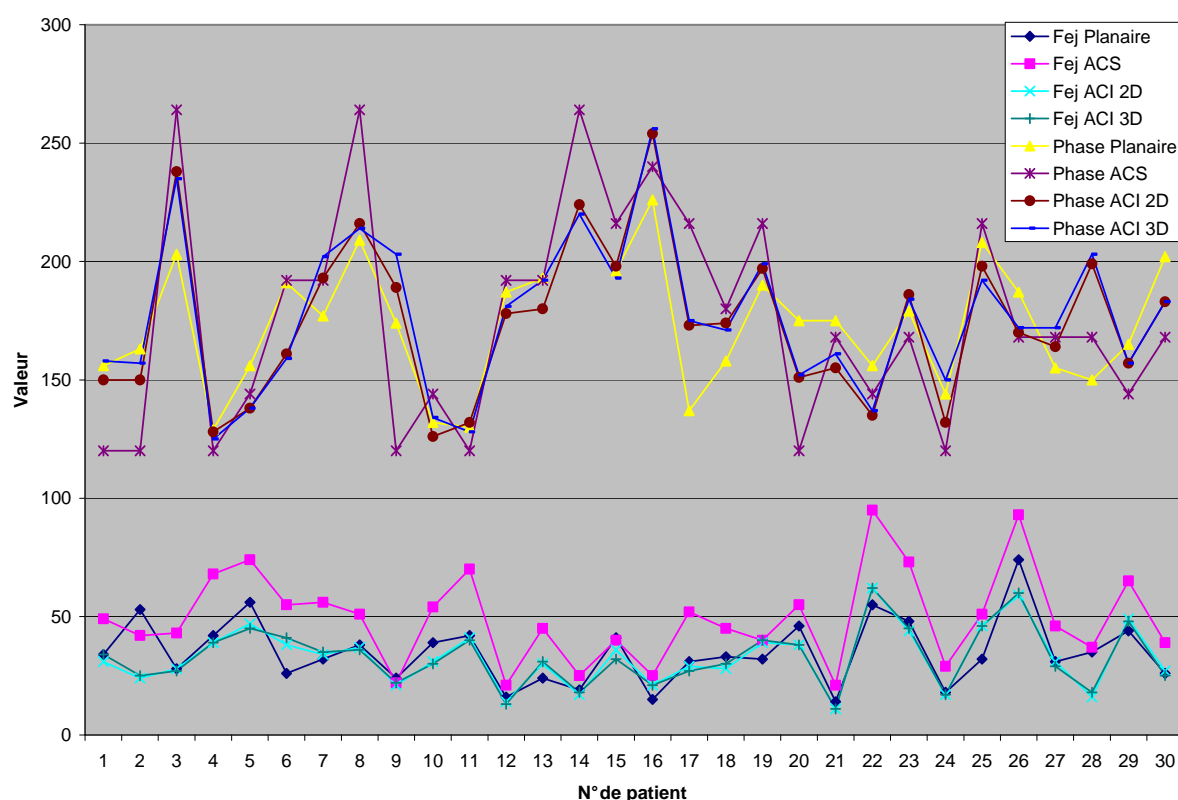
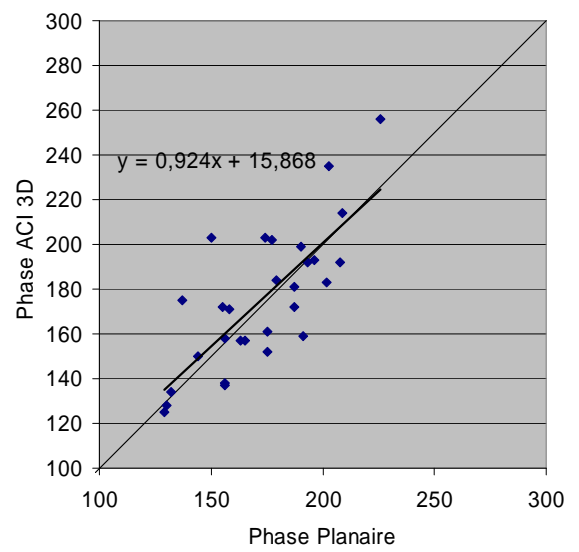
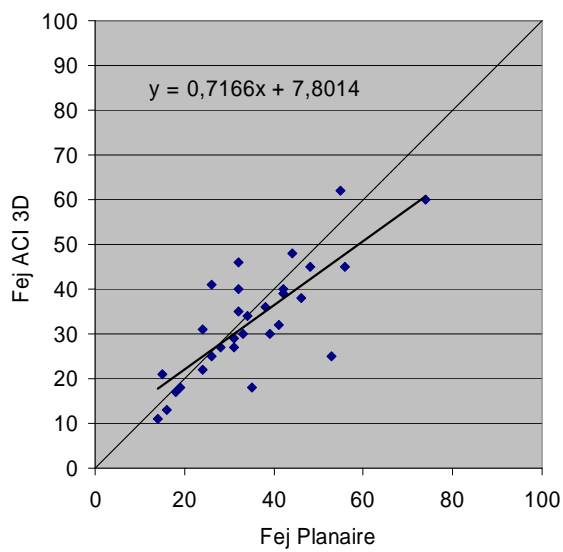
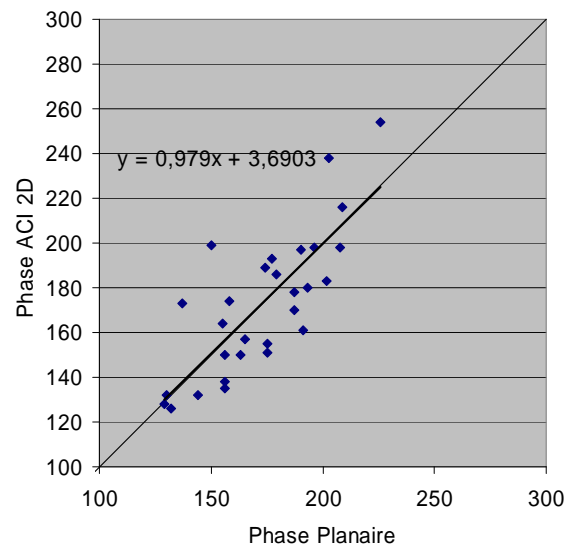
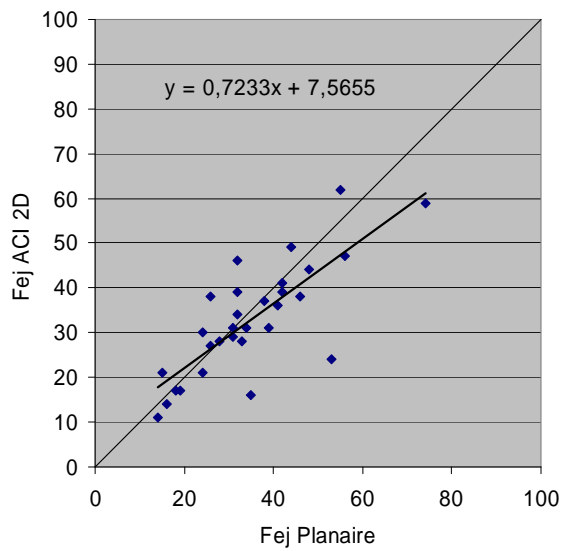
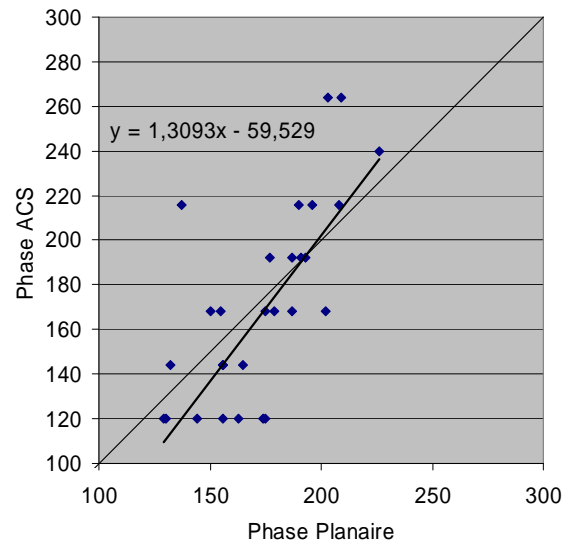
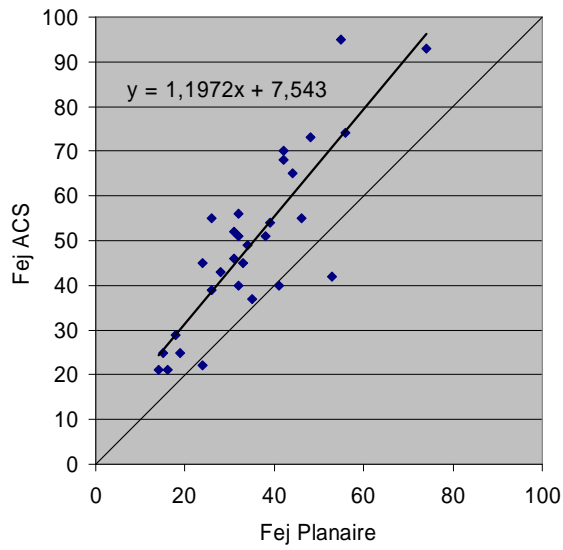


Figure 23 : Résultats bruts (Fraction d'éjection et Phase) du VG déterminés pour les 30 patients

### 5.1 Comparaison d'ACS, ACI 2D et ACI 3D avec l'analyse planaire

Les figures suivantes comparent les résultats de Fraction d'éjection et de phase pour les 3 méthodes ACS, ACI 2D et ACI 3D, relativement à l'analyse planaire qui sert de référence. La méthode de traitement du signal appliquée aux courbes d'évolution au cours du temps est l'approximation par une sinusoïde puisque c'est la méthode utilisée par défaut pour l'analyse planaire. Sur chaque graphique, la droite  $y=x$  est tracée pour apprécier la dispersion des résultats. La droite de régression linéaire ainsi que son équation sont également indiquées sur chaque graphique.





**Figure 24 : Résultats pour les 3 méthodes relativement à l'analyse planaire**

Le Tableau 3 regroupe les coefficients de corrélation obtenus entre les résultats de chaque méthode (ACS, ACI 2D et ACI 3D) et ceux de l'analyse planaire, pour les ventricules gauche et droit des 30 patients de l'étude. Les colonnes 2 et 5 fournissent les résultats pour la fraction d'éjection, les colonnes 3 et 6 donnent la phase. L'écart type de la phase est également indiqué en colonnes 4 et 7.

**Tableau 3 : Coefficient de corrélation entre chaque méthode et l'analyse planaire**

	VG			VD		
	Fej	Phase	Std Phase	Fej	Phase	Std Phase
ACS	0,89	0,73		0,32	0,44	
ACI 2D (Min-Max)	0,81	0,76	0,59	0,58	0,79	0,30
ACI 2D (Fourier)	0,84	0,81	0,71	0,45	0,76	0,48
ACI 2D (Shannon)	0,79	0,75	0,45	0,52	0,81	0,23
ACI 3D (Min-Max)	0,78	0,75	0,62	0,66	0,81	0,37
ACI 3D (Fourier)	0,83	0,78	0,63	0,49	0,77	0,55
ACI 3D (Shannon)	0,76	0,74	0,48	0,59	0,88	0,32

Les résultats ont aussi été comparés deux à deux par le test de student pour des séries non appariées. Une valeur de  $p < 0,05$  a été considérée comme significative.

**Tableau 4 : Test de Student entre chaque méthode et l'analyse planaire**

	VG			VD		
	Fej	Phase	Std Phase	Fej	Phase	Std Phase
ACS	0,00098	0,90214		0,00963	0,50706	
ACI 2D (Min-Max)	0,01088	0,91734	0,00000	0,55531	0,43715	0,00000
ACI 2D (Fourier)	0,62784	0,97950	0,09982	0,00036	0,60947	0,00001
ACI 2D (Shannon)	0,00288	0,79997	0,00000	0,80979	0,50406	0,00000
ACI 3D (Min-Max)	0,00023	0,75219	0,00000	0,01146	0,90071	0,00000
ACI 3D (Fourier)	0,62738	0,72708	0,00025	0,01216	0,78538	0,00000
ACI 3D (Shannon)	0,00003	0,64752	0,00000	0,00116	0,75556	0,00000

Ces deux tableaux contiennent également les résultats pour chacune des 3 méthodes d'approximation des courbes d'évolution : Min-Max, Fourier, Shannon. Ces résultats seront utilisés pour comparer ces 3 méthodes entre elles.

## 5.2 Discussion

La reconstruction du ventricule gauche par ACS est satisfaisante et nous avons retrouvé un coefficient de corrélation très bon et conforme à celui d'une étude précédente [5] pour le calcul de la fraction d'éjection avec les valeurs obtenues en gamma angiographie planaire.

En planaire la projection des oreillettes amène à sous estimer la valeur de la fraction d'éjection (valeur normale à 55% (valeur physiologique de l'ordre de 80%). Les méthodes isotopiques incluent des pixels contenus dans le masque mais qui n'appartiennent pas au ventricule puisqu'il n'y a pas d'étape de segmentation.

Pour le ventricule droit les fractions d'éjection estimées par ACS ne sont pas bonnes. Trois problèmes se posent. L'inadéquation du masque et de MH3D à la forme du ventricule droit. MH3D définit une division du volume ventriculaire droit à partir d'un seul barycentre volumique alors qu'il y a physiologiquement deux chambres dans le VD.

Ainsi les méthodes isotopiques sont bien meilleures pour la détermination de la fraction ventriculaire droite car elles n'imposent pas l'hypothèse géométrique. La méthode min max est la plus efficace car les autres méthodes induisent un lissage des données qui modifient les résultats car la contraction est beaucoup plus hétérogène dans le VD que dans le VG (cf. Annexe C.6. : Déviation standard des FE du VD).

En ce qui concerne la phase, les résultats d'ACS sont corrects pour le VG, insuffisant pour le VD. Les méthodes isotopiques sont meilleures surtout en ce qui concerne la méthode de Fourier, ce qui n'est pas étonnant puisque en planaire les données sont « filtrées » en ne prenant en compte que la sommation des quatre premières harmoniques de Fourier.

Il n'y a pas de différences importantes entre la méthode isotopique 3D et 2D sauf pour l'analyse de la cinétique segmentaire car les contrastes de contraction sont mieux visibles par la méthode 3D. L'absence de différence peut être en partie liée à l'absence de segmentation dans le masque qui induit la prise en compte de pixels extraventriculaires. Si une segmentation était effectuée la méthode 3D pourrait être plus précise à condition d'avoir un signal suffisant dans chaque voxel. Dans le cas contraire le fait de moyenniser les données améliore la précision des résultats car les désintégrations radioactives suivent une loi de poisson.

La différence de la méthode 2D avec la méthode planaire est que la projection respecte la direction de l'axe du cœur et que les oreillettes sont exclues par la présence du masque.

Des points restent à préciser concernant l'interprétation de la méthode 3D. Les courbes utilisées représentent en effet une valeur de la radioactivité qui devrait être constante (élevée pour les voxels à l'intérieur du cœur, faible pour les autres).

Les différentes méthodes de traitement du signal (Interpolation linéaire - Min-Max, Sinusoïde approchée - Fourier, Interpolation de Shannon) utilisées pour approcher les courbes d'évolution au cours du temps fournissent des résultats comparables. L'approximation par une sinusoïde est celle donnant le plus fort taux de corrélation avec l'analyse planaire qui utilise l'interpolation de Fourier d'ordre 4. Il est important de remarquer qu'elle est aussi celle pour laquelle les résultats sont les moins significatifs selon le test de Student. Les résultats par interpolation de Shannon sont donc moins corrélés avec l'analyse planaire mais ils n'en sont pas moins justes car l'analyse planaire fait des approximations.

### 5.3 Bilan

Les trois méthodes (ACS, ACI 2D et ACI 3D) sont complémentaires et présentent des avantages et des inconvénients en fonction des paramètres à analyser. Le logiciel finalisé devra par conséquent intégrer l'ensemble de ces méthodes et les faire intervenir successivement en fonction des paramètres étudiés. Le problème de la reconstruction du ventricule droit reste entier. Il faudra dans un premier temps adapter le masque puis, en fonction des résultats, développer une méthode spécifique de reconstruction du volume ventriculaire.

### 5.4 Perspectives

Voici les points à poursuivre en recherche :

- Création d'un masque adapté à la forme du VD.
- Adaptation de MH3D au VD.
- Mise au point d'un indicateur médical sur la re-synchronisation possible ou non des ventricules. En cas d'infarctus les cellules du cœur meurent. On constate donc un déphasage. La re-synchronisation de ces cellules n'est pourtant pas utile puisque celles-ci ne se contractent plus. L'idée est d'utiliser ACI 3D pour détecter les voxels qui se contractent ( $F_{ej}$  supérieure à un seuil). On déterminera la phase moyenne de ces voxels. Puis pour chaque voxel (se contractant) on calcule son écart de phase avec la moyenne précédente. Les voxels dont cet écart est supérieur à un seuil sont alors comptés et on donne les résultats suivant :
  - le pourcentage de voxels se contractant,
  - le pourcentage de voxels déphasés parmi ceux se contractant.

Voici les points à poursuivre en développement informatique :

- Extension de l'ouverture de fichier Dicom de syntaxe « implicit VR Little Endian » à tout type de fichier Dicom.
- Création d'une interface pour modifier les paramètres du patient.
- Création d'une interface pour saisir les paramètres de l'hôpital.
- Passage des boutons d'analyse en barre d'outils.
- Déterminer pourquoi il est impossible de compiler en attachant les bibliothèques.
- Corriger le bogue qui se présente (dans de rares cas) lorsque l'on redimensionne les fenêtres de bullseyes.
- Faire appel à la boîte de dialogue de création du fantôme volumique à partir d'un bouton semblable à « Load Data » et non à partir de la touche « Annuler » de la fenêtre « Load Data ». Attention ceci est plus compliqué que de juste déplacer l'appel de la fonction.

## 6 ACTIVITES DE RECHERCHE

---

Dans ce chapitre, j'ai souhaité regrouper plusieurs facettes du métier de chercheur que j'ai découvertes à l'occasion du stage de Master Recherche que j'ai effectué au LESI.

### 6.1 La vie en laboratoire

Le travail au sein d'un laboratoire était pour moi quelque chose de nouveau. Celui-ci n'est toutefois pas très différent de celui au sein d'une entreprise, que j'ai découvert à l'occasion de mes stages d'ingénieur. Il possède certains atouts comme une relative liberté par rapport aux horaires. Chacun travaillant sur un domaine précis, chacun a une assez grande autonomie. Ceci n'empêche cependant pas un travail en collaboration avec l'ensemble des chercheurs de l'équipe. Les divers travaux de recherche peuvent se recouper ; lorsque l'on vit pleinement son sujet, il est souvent utile de confronter ses conclusions à l'avis général.

La découverte du fonctionnement du LESI m'a beaucoup apporté. Ce laboratoire a fusionné il y a un an avec le laboratoire de Physique Électronique de Chartres ; une nouvelle structure a vu le jour. Participer à ce regroupement a été très enthousiasmant. Par exemple, j'ai participé à une assemblée générale qui a eu lieu courant juin (cf. Figure 25). Lors de celle-ci, Rachid Harba, le directeur du LESI, a expliqué les points sensibles de la gestion du laboratoire et la façon d'y remédier avec un nouveau fonctionnement. Il a aussi exposé l'enjeu de la rédaction du rapport d'activité du LESI en vue de la reconduction de l'habilitation du Laboratoire, cruciale pour la pérennité des recherches.



Figure 25 : Assemblée générale du LESI (juin 2005)

Toutes ces actions ne sont pas des travaux de recherche au sens strict mais elles m'ont montré et fait comprendre que le travail d'enseignant chercheur était un tout englobant à la fois des activités de recherche et des travaux administratifs.

## 6.2 La publication des travaux

La valorisation des travaux de recherche est un élément fondamental de l'activité d'un chercheur. J'ai la chance de pouvoir présenter mon travail de recherche à l'occasion du congrès « Computers In Cardiology » qui se déroulera du 25 au 28 septembre 2005 à Lyon. En effet, le résumé envoyé en vue de publication a été accepté au début de l'été. J'aurai donc le plaisir de participer à ma première conférence internationale de renom puisque organisée sous l'égide de l'organisation américaine IEEE. Le résumé de cette communication se trouve en annexe D.2. Les autres documents de publication seront rédigés dans le courant du mois de septembre afin de bénéficier des retours sur les différentes soutenances et de ce rapport concernant mon travail.

## 6.3 Planning de travail

Le tableau en Annexe D.3 présente un résumé chronologique sommaire des travaux que j'ai réalisés pendant mon stage. Il montre les différentes étapes et cheminements des réflexions menées pendant ce stage.

Après un travail de prise en main et d'étude du savoir faire actuel dans le domaine de recherche, une première hypothèse de méthode de calcul à partir des données isotopiques en 3D a été faite. Pour la tester, je l'ai implémentée. J'ai alors pu exploiter de premiers résultats sur des examens anciens, et chercher à modifier la méthode pour corriger certaines erreurs. Pour tester la méthode sur de nouveaux patients, il a fallu que je développe l'ouverture et la lecture de fichiers DICOM. Ceci m'a ensuite permis de tester l'implémentation d'une deuxième méthode plus proche de l'analyse planaire, puis de comparer les différentes méthodes entre elles.

Pour mieux comprendre ce que représentaient les résultats que j'obtenais (moyenne et écart type) j'ai été amené à travailler de nouvelles formes de représentations graphiques à partir d'histogrammes. Cette étape a été pour moi l'occasion de prendre conscience de toute la rigueur nécessaire à la réalisation de courbes scientifiques. J'ai ensuite travaillé sur l'application au ventricule droit des traitements développés pour le ventricule gauche. L'affichage du logiciel a été retravaillé pour permettre de gérer le grand nombre de résultats obtenus.

Finalement, j'ai cherché à améliorer les résultats obtenus en introduisant des méthodes classiques de traitement du signal (Min-Max, Fourier, Shannon) pour exploiter de manière originale en imagerie médicale les courbes d'évolution de la radioactivité au cours du temps. Ce travail, à priori loin des préoccupations des médecins, a permis d'explorer de nouvelles pistes et d'avoir des discussions scientifiques passionnantes avec les praticiens. J'ai ainsi beaucoup apprécié de pouvoir travailler sur un sujet à la lisière de plusieurs disciplines (traitement du signal et médecine). Dans la même ligne, j'ai aussi eu la chance fin juillet de pouvoir rencontrer, exposer mes travaux et discuter avec Philippe Briandet, PDG de la société SEGAMI et précurseur mondial des travaux sur la tomographie cavitaire. Il a su apporter un œil extérieur et un éclairage averti à mes travaux. Il a également apporté des réponses très pertinentes aux nombreuses questions que je me posais.

## CONCLUSION

---

Au cours de ce stage, nous avons développé deux méthodes médicales d'analyse cinétique cardiaque à partir des données isotopiques fournies par un examen de tomographie cavitaire.

La première, l'ACI 2D, est une amélioration de l'analyse planaire (méthode de référence actuelle). La région d'intérêt est isolée à l'aide d'un masque, ce qui permet de ne pas prendre en compte les oreillettes. On n'analyse pas la contraction de chaque voxel mais on regarde, par projection frontale, la contraction globale d'une colonne de voxels.

La seconde, l'ACI 3D, est un nouveau concept. La segmentation du ventricule est la plus fine possible puisque l'on considère chaque voxel indépendamment des autres. Cette méthode fournit les meilleurs contrastes en représentation sous forme de bullseye. A ce titre, elle donne un excellent rendu des problèmes d'asynchronisme.

Ces deux méthodes fonctionnent très bien sur le ventricule gauche (taux de corrélation avec l'analyse planaire proche de 0.85). Les résultats sur le ventricule droit ne sont pas excellents à cause du masque ellipsoïdal qui n'est pas, pour l'instant, adapté à la forme de ce ventricule.

L'étude des méthodes d'approximation des courbes d'évolution a montré que l'analyse de Shannon donne des résultats plus significatifs que les autres méthodes. Il reste que l'approximation par Fourier est la méthode la plus largement utilisée en imagerie médicale cardiaque.

L'ensemble de ces résultats a été obtenu grâce à la poursuite du développement d'un outil d'analyse : le logiciel ACS. Celui-ci permet, à partir d'un fichier DICOM créé par la console d'examen, d'effectuer les différentes méthodes ci-dessus, ainsi que l'analyse cinétique segmentaire (ACS) basées sur la reconstruction volumique du ventricule. Ce stage a du reste permis de commencer à étendre cette dernière au ventricule droit même si le traitement MH3D actuel n'est pas complètement adapté à la forme de ce ventricule.

Lorsqu'un masque adapté au ventricule droit sera développé, cette étude ouvrira la voie à de futurs travaux, comme la mise au point d'un indicateur sur l'utilité ou non de re-synchroniser les ventricules par la pose de pacemakers multi-site.



## RÉFÉRENCES

---

- [1] Didier Vilain, Doumit Daou, Danielle Casset-Senon, Marc Faraggi, and Dominique Le Guludec, Optimal 3-dimensional method for right and left ventricular Fourier phase analysis in electrocardiography-gated blood-pool SPECT. *Journal of Nuclear Cardiology* May/June 2001.
- [2] Professeur Roland Itti, [http://laennec.univ-lyon1.fr/SCIENTIFIQUE/IFC/instn/m4/m4\\_17.html](http://laennec.univ-lyon1.fr/SCIENTIFIQUE/IFC/instn/m4/m4_17.html), Chapitre 2) B), L'analyse de Fourier de la cinétique cardiaque. (Dernière consultation : 16 août 2005)
- [3] JERRY J. SYCHRA, DAN G. PAVEL, AND ENRIQUE OLEA. Fourier Classification Images in Cardiac Nuclear Medicine. *IEEE TRANSACTIONS ON MEDICAL IMAGING*, VOL 8, NO 3, SEPTEMBER 1989
- [4] Cl. Bonciu, thèse de Doctorat, « Restitution 4D du ventricule gauche du cœur par échocardiographie », décembre 1997.
- [5] Cl. Bonciu, R. Weber, C. Léger, “4D reconstruction of the left ventricle during a single heart beat, from ultrasound imaging”, *Image and Vision Computing, Elsevier Eds*, vol. 19, n°6, pp. 401–404, April 2001.
- [6] F. Bernis, V. Eder, M. Drumm, C. Léger, Modélisation de la cinétique segmentaire du ventricule gauche. Forum Jeunes Chercheurs en Génie Biologique et Médical, Tours juin 2000.
- [7] François Bernis, Rapport de DRT, Analyse de la cinétique segmentaire du ventricule gauche.
- [8] Véronique Eder, Cours de Médecine Nucléaire Cardiologiques, CHU Trousseau de Tours, Tours, France.
- [9] Christine CAVARO-MENARD, Cours de DEA, Signaux et Images en Biologie et Médecine, LISA, Université d’Angers, Service de Médecine Nucléaire et de Biophysique CHU d’Angers, Angers, France.
- [10] Benoît DENIZOT, Cours Techniques scintigraphiques, Service de Médecine Nucléaire et de Biophysique CHU d’Angers, Angers, France.

# ANNEXES

---

Annexe A : Analyses .....	41
Annexe A.1 : Lissage d'échantillons par une sinusoïde.....	42
Annexe A.2 : Découpage du ventricule en 17 segments.....	47
Annexe A.3 : Cahier des charges pour finaliser l'ouverture Dicom .....	48
Annexe B : Comptes-rendus d'analyse .....	49
Annexe B.1. : Compte-rendu de l'analyse planaire .....	50
Annexe B.2. : Compte-rendu ACS du VG pour un patient anonyme (Nom – Prénom) .....	51
Annexe B.3. : Compte-rendu ACS du VD pour un patient anonyme (Nom – Prénom) .....	52
Annexe B.4 : Compte-rendu ACI 2D pour un patient anonyme (Nom – Prénom).....	53
Annexe B.5 : Compte-rendu ACI 3D pour un patient anonyme (Nom – Prénom).....	54
Annexe C : Résultats .....	55
Annexe C.1. : Fraction d'éjection du VG selon les méthodes .....	56
Annexe C.2. : Ecart type de la fraction d'éjection du VG selon les méthodes .....	57
Annexe C.3. : Phase du VG selon les méthodes .....	58
Annexe C.4. : Ecart type de la phase du VG selon les méthodes.....	59
Annexe C.5. : Fraction d'éjection du VD selon les méthodes .....	60
Annexe C.6. : Ecart type de la fraction d'éjection du VD selon les méthodes .....	61
Annexe C.7. : Phase du VD selon les méthodes .....	62
Annexe C.8. : Ecart type de la phase du VD selon les méthodes.....	63
Annexe D : Publication .....	64
Annexe D.1 : Call for papers .....	65
Annexe D.2 : Résumé accepté .....	66
Annexe D.3 : Planning du stage.....	67

## ANNEXE A : ANALYSES

## Annexe A.1 : Lissage d'échantillons par une sinusoïde

Par définition on a :

$$S_1 = \frac{1}{N} \sum_{n=0}^{N-1} s_n \times e^{-\frac{2i\pi \times n}{N}}$$

D'où pour un sinus ( $s_n = A \sin\left(\frac{2\pi \times n}{N} + \varphi\right)$ ) ( $\varphi$  en radian) :

$$S_1 = \frac{1}{N} \sum_{n=0}^{N-1} A \sin\left(\frac{2\pi \times n}{N} + \varphi\right) \times \cos\left(\frac{2\pi \times n}{N}\right) - \frac{1}{N} \sum_{n=0}^{N-1} A i \sin\left(\frac{2\pi \times n}{N} + \varphi\right) \times \sin\left(\frac{2\pi \times n}{N}\right)$$

Car la fonction cosinus est paire et la fonction sinus est impaire

Or

$$\sin(a) \times \cos(b) = \frac{1}{2} [\sin(a+b) + \sin(a-b)] \text{ et } \sin(a) \times \sin(b) = \frac{1}{2} [\cos(a-b) - \cos(a+b)]$$

$$S_1 = \frac{A}{2N} \left[ \sum_{n=0}^{N-1} \sin\left(\frac{4\pi \times n}{N} + \varphi\right) + \sum_{n=0}^{N-1} \sin(\varphi) + i \sum_{n=0}^{N-1} \cos\left(\frac{4\pi \times n}{N} + \varphi\right) - i \sum_{n=0}^{N-1} \cos(\varphi) \right]$$

par linéarité de  $\sum$

$\sum_{n=0}^{N-1} \sin\left(\frac{4\pi \times n}{N} + \varphi\right) = 0$  et  $\sum_{n=0}^{N-1} \cos\left(\frac{4\pi \times n}{N} + \varphi\right) = 0$  car on somme sur une période entière du cosinus et du sinus.

D'où

$$S_1 = \frac{A}{2N} [N \sin(\varphi) - iN \cos(\varphi)] = \frac{A}{2} [\sin(\varphi) - i \cos(\varphi)]$$

Et :

$$|S_1| = \sqrt{\frac{A^2}{2^2} [\sin^2(\varphi) + \cos^2(\varphi)]} = \frac{A}{2} \text{ car } \sin^2(\varphi) + \cos^2(\varphi) = 1$$

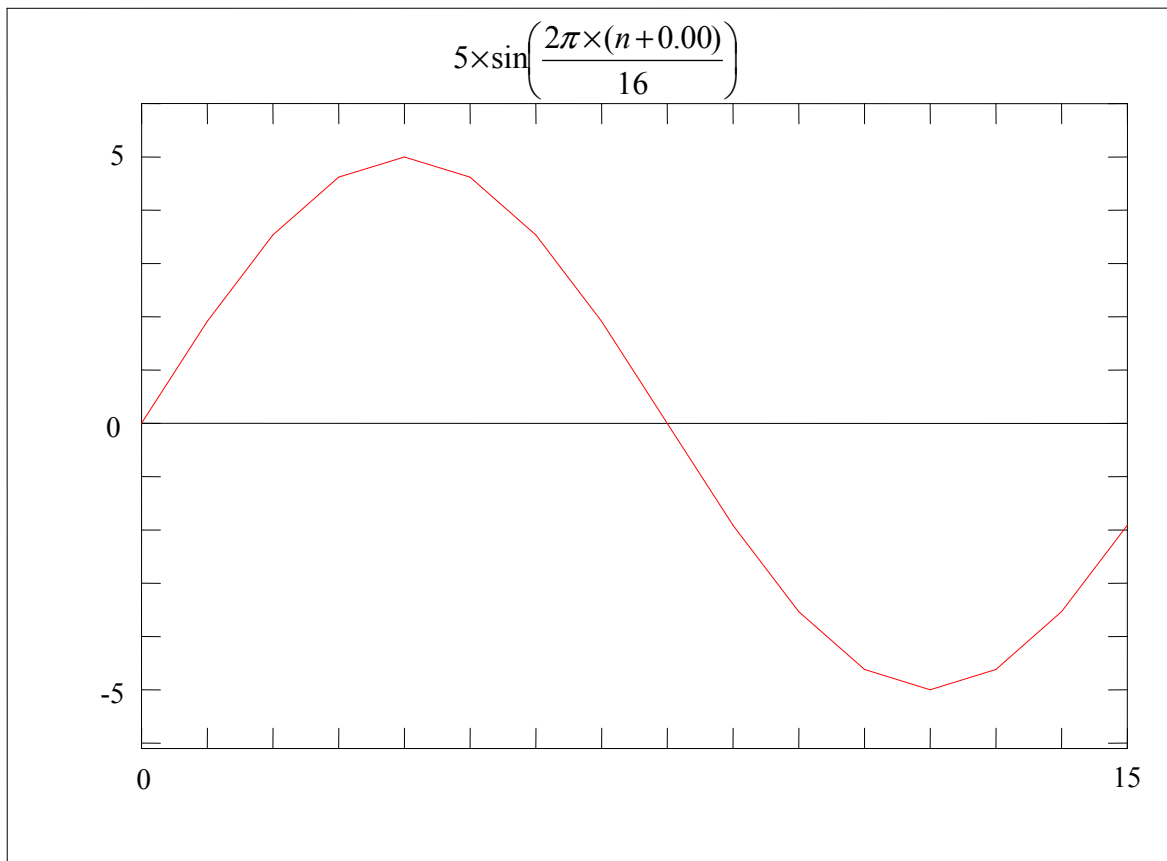
$$\varphi_{S_1} = \arctan 2 \left[ \frac{-\cos(\varphi)}{\sin(\varphi)} \right] = -\arctan 2 \left[ \frac{1}{\tan(\varphi)} \right] = \left( \varphi + \frac{\pi}{2} \right) [\text{mod}(2\pi)] - \pi$$

En outre

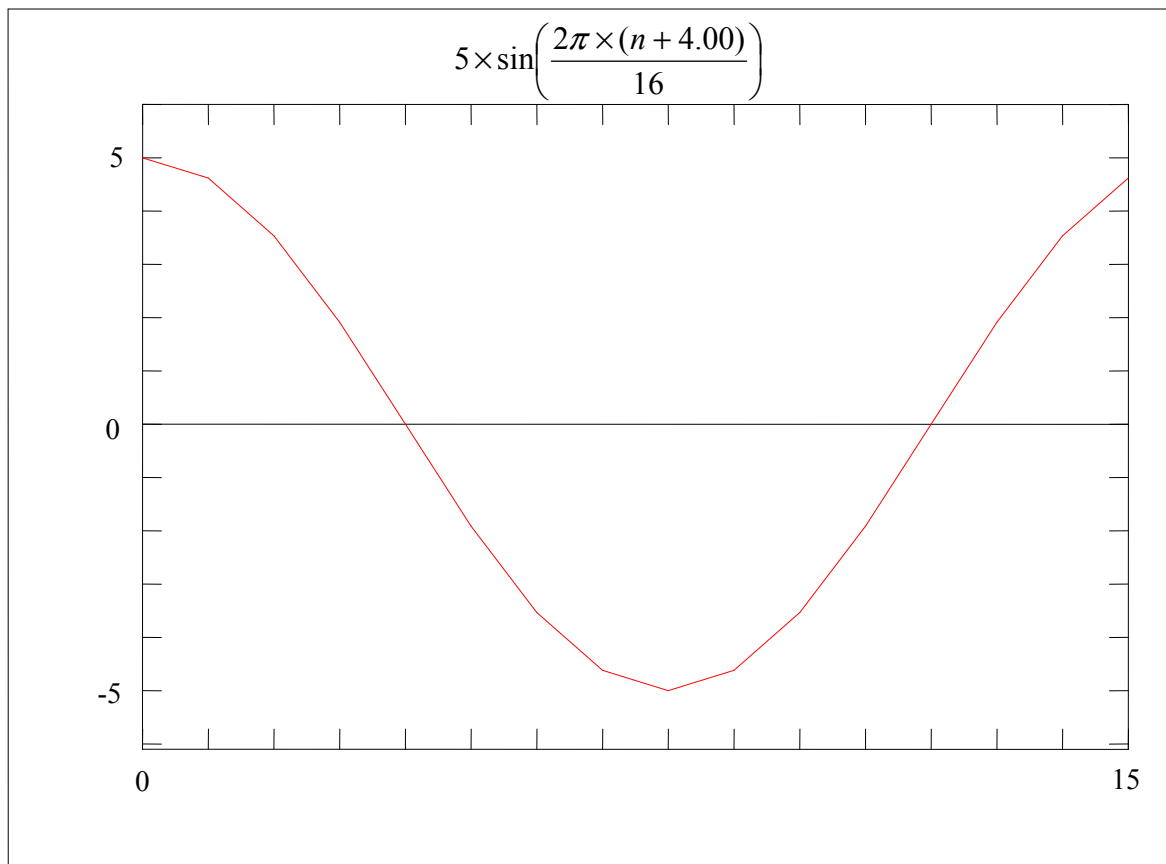
Pour un sinus :  $A \sin\left(\frac{2\pi \times n}{N} + \varphi\right)$  on a :  $-\varphi$  correspond au début de la période.

Par exemple :

$\varphi = 0 \rightarrow$  début de la période en 0



$\varphi = \frac{\pi}{2} \rightarrow$  début de la période en  $-\frac{\pi}{2}$



L'instant systole est donc obtenu à  $-\varphi - \frac{\pi}{2}$

Pour avoir la valeur positive on a, à cet instant :  $\left(-\varphi - \frac{\pi}{2} + 2\pi\right) [\text{mod}(2\pi)] = -\varphi_{S_1} + \pi$

Car comme  $\varphi_{S_1} \leq \pi \rightarrow$  La valeur sera positive

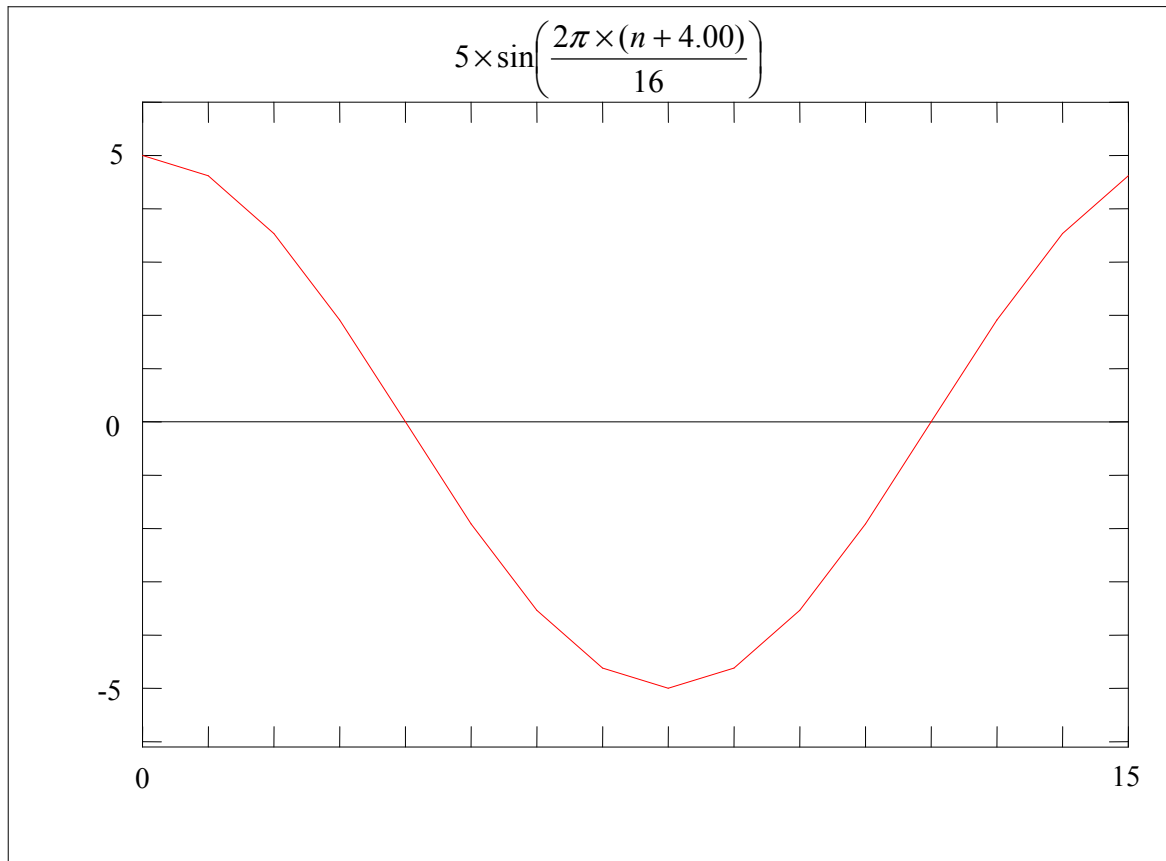
**D'où :**

$$\mathbf{A} = 2|S_1|$$

$$\mathbf{Instant\ systole} = -\varphi_{S_1} + \pi$$

Exemple pour  $5 \times \sin\left(\frac{2\pi \times (n + 4.00)}{16}\right)$

La courbe commence en  $-\frac{\pi}{2} \Leftrightarrow 16 - 4 = 12$

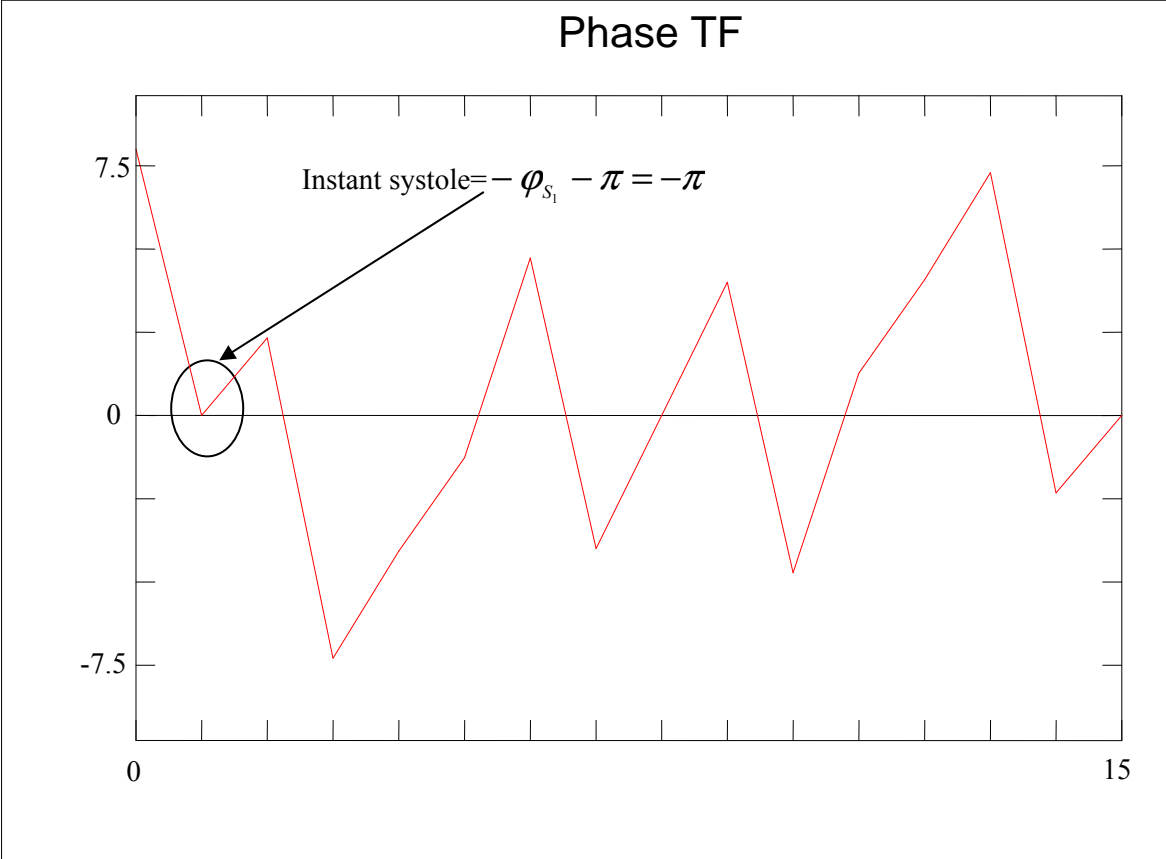
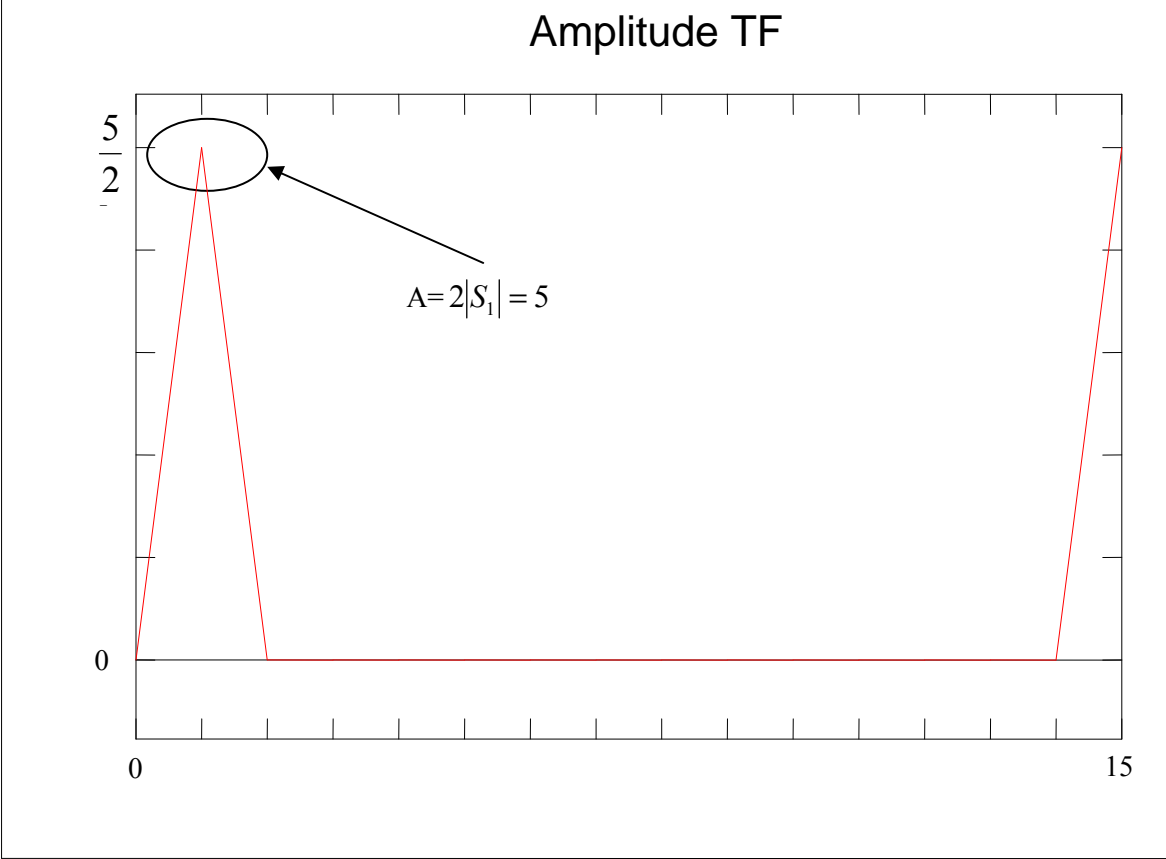


On a alors

$$|S_1| = 2,5$$

$$\varphi_{S_1} = 0$$

Comme le prouve la TF :





## Annexe A.2 : Découpage du ventricule en 17 segments

"A" Apex

"AA" Antéro Apical

"AM" Antéro Moyen

"AB" Antéro Basal

"IA" Inféro Apical

"IM" Inféro Moyen

"IB" Inféro Basal

"SA" Septo Apical

"LA" Latéro Apical

"ASM" Antéro Septo Moyen

"ASB" Antéro Septo Basal

"ISM" Inféro Septo Moyen

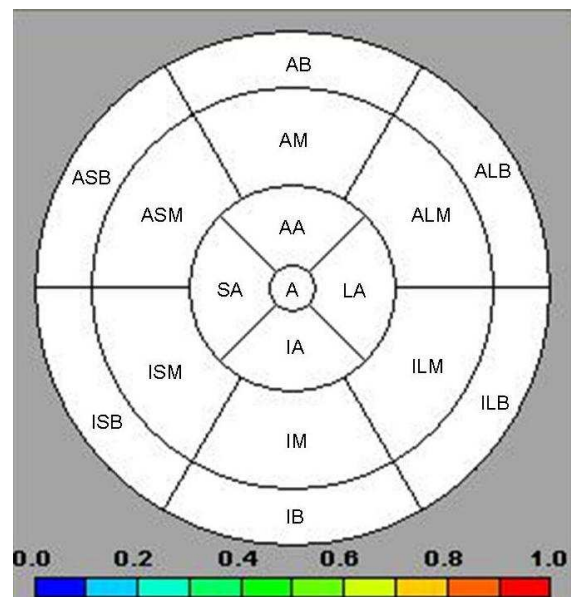
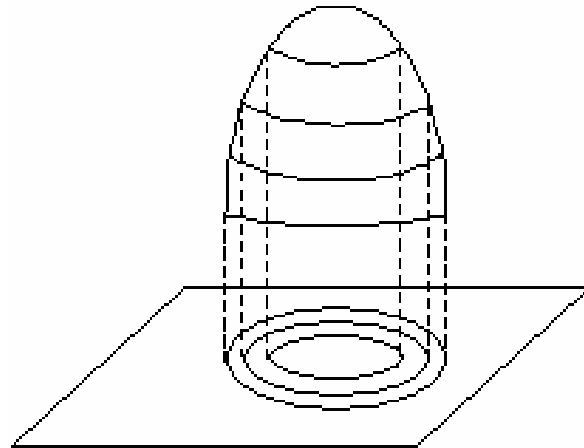
"ISB" Inféro Septo Basal

"ILM" Inféro Latéro Moyen

"ILB" Inféro Latéro Basal

"ALM" Antéro Latéro Moyen

"ALB" Antéro Latéro Basal



## Annexe A.3 : Cahier des charges pour finaliser l'ouverture Dicom

### Historique :

Dernière mise à jour : 06-2005

Création : juin 2005 par JC Souplet & C Léger

### Le répertoire dicom contient 5 fichiers :

Dicom.h	Dicom.cpp	//Classe de base pour la lecture
DicomHeader.h	DicomHeader.cpp	//Champs lus du header
DicomTag.h		//Définition du format des tags du header

### Fichiers supplémentaires nécessaires :

La CImage4D du Dicom.h nécessite des fichiers inclus dans les répertoires image et lib. Pour ne pas inclure ces fichiers il faut remplacer la CImage4D par un unsigned short\*\*\*\*.

### Format de lecture :

Implicit VR Little Endian                                          UID : 1.2.840.10008.1.2

### Utilisation :

Créer un objet CDicom et appeler le constructeur en indiquant en paramètre le nom du fichier à ouvrir.

### Etat de fonctionnement :

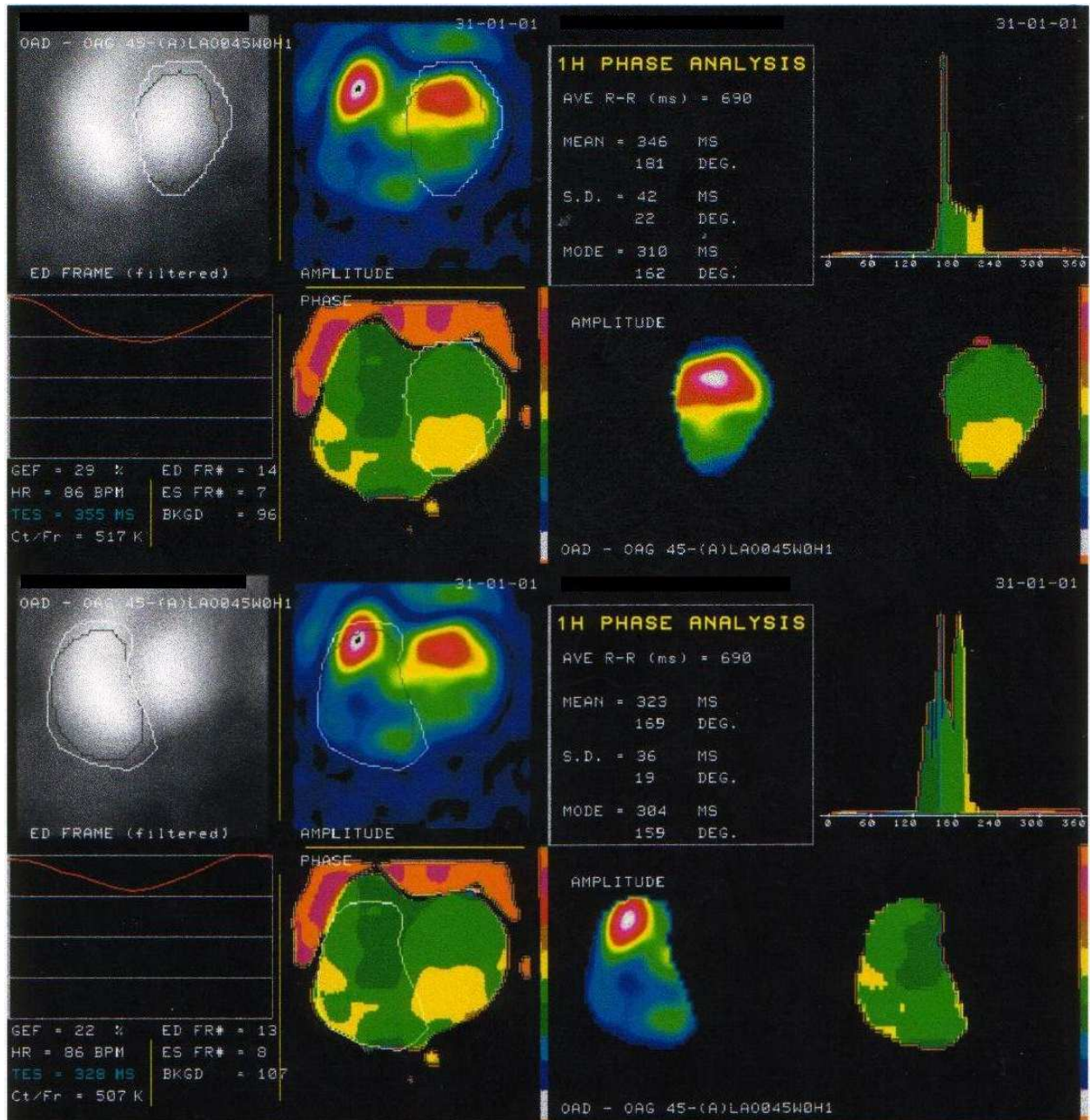
- Le implicit VR Little Endian est la seule syntaxe de transfert que peuvent lire les classes. Il faut vérifier manuellement ou par un freeware que les fichiers que l'on veut ouvrir sont de ce type. Pour le vérifier manuellement il suffit d'ouvrir le fichier et de regarder les champs situés après le tag : 00020010.
- Les classes vérifient tout de même que le fichier est au format Dicom (Caractères : « D » « I » « C » « M » après le 128<sup>ème</sup> caractère).
- Lors de la lecture des tags. Certains tags peuvent être à VR implicite et contenir des séquences. Les classes ne lisent pas ces séquences mais déterminent leur fin, ce qui permet de lire le tag suivant. Le contenu de la séquence n'est pas stocké dans pBuf.
- Le Header ne contient pour l'instant que le nom du patient et les nombres caractéristique de l'image 4D (nombre d'instant, nombre d'images par instant, nombre de lignes, nombre de colonnes).
- Pour rajouter un champ au header. Il suffit de définir le tag correspondant dans DicomTag.h et de rajouter un case à la fonction TagToValue() définie dans DicomHeader.cpp.

### Suite à donner lors d'un projet :

- Faire le test sur la « transfer syntax ». Dans un premier temps refuser de traiter les fichiers qui ne sont pas en Implicit VR Endian.
- De même il faut tester si les données ne sont pas compressées. Dans un premier temps refuser de traiter les fichiers à données compressées.
- Entrer tous les tags possibles et programmer les « case » pour leur lecture dans la fonction TagToValue().
- Lire les séquences. Stocker l'élément inclus dans la séquence dans pBuf puis rajouter le champ dans le header.
- Lire les autres types de transfer syntax : explicit VR Little Endian et Explicit VR Big Endian. Ceci ne doit pas être difficile en se basant sur la lecture (déjà programmée) des tags commençant en 0002 et qui sont toujours explicites.
- En fonction du type de compression détectée, permettre la lecture des données (lecture de différents jpeg, filters etc. ....

## ANNEXE B : COMPTES-RENDUS D'ANALYSE

## Annexe B.1. : Compte-rendu de l'analyse planaire



## TOMOGRAPHIE CAVITAIRE

### ANALYSE DE LA CINÉTIQUE SEGMENTAIRE DU VG

Le protocole de ACS d'étude de la cinétique segmentaire de contraction du ventricule gauche du cœur a été réalisé par le Laboratoire d'Électronique, Signaux, Images (LESI) de l'Université d'Orléans dans un but de recherche. Il ne doit pas être utilisé pour des études cliniques.

Centre Hospitalier Universitaire  
Trousseau de Tours  
Service EFMP

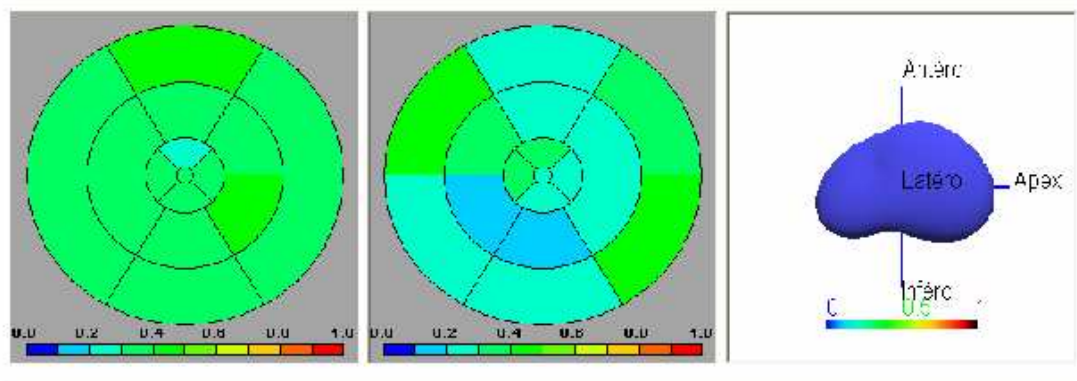
BP 44 37042 Tours cedex  
Tél : (0)2 47 47 59 77  
Fax : (0)2 47 47 59 13

Patient

Nom : NOM  
Prénom : Prenom

#### Résultats

Volume télé-diastolique :	96.95 cm <sup>3</sup>
Volume télé-systolique :	75.89 cm <sup>3</sup>
Fraction d'éjection :	21%
Phase :	120°



Tours le 12 août

Copyright © LESI 2003. Laboratoire d'Électronique, Signaux, Images, Université d'Orléans. Tous droits réservés.

## TOMOGRAPHIE CAVITAIRE

### ANALYSE DE LA CINÉTIQUE SEGMENTAIRE DU VD

**Le protocole ACS d'étude de la cinétique segmentaire de contraction du ventricule gauche du cœur a été réalisé par le Laboratoire d'Électronique, Signaux, Images (LESI) de l'Université d'Orléans dans un but de recherche. Il ne doit pas être utilisé pour des études cliniques.**

Centre Hospitalier Universitaire  
Trousseau de Tours  
Service EFMP

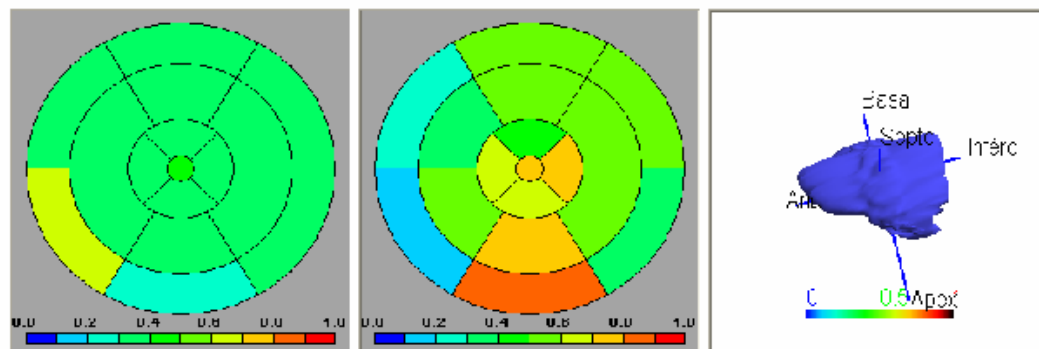
BP 44, 37042 Tours cedex  
Tél : (0)2 47 47 59 77,  
Fax : (0)2 47 47 59 13

#### Patient

Nom : NOM  
Prénom : Prenom

#### Résultats

Volume télé-diastolique :	42.95 cm <sup>3</sup>
Volume télé-systolique :	17.5 cm <sup>3</sup>
Fraction d'éjection :	59%
Phase :	96°



Tours le 12 août

Copyright © LESI 2003. Laboratoire d'Électronique, Signaux, Images, Université d'Orléans. Tous droits réservés.

# Annexe B.4 : Compte-rendu ACI 2D pour un patient anonyme (Nom – Prénom)

CHU Trousseau de  
Tours  
Service EFMP

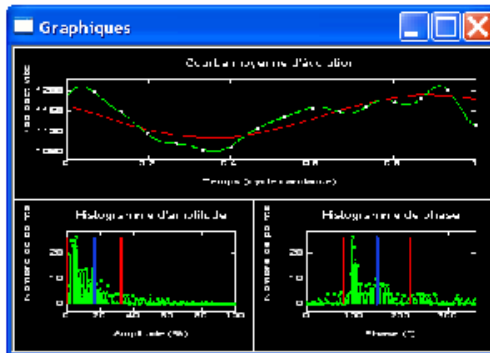
## TOMOGRAPHIE CAVITAIRE ANALYSE DE LA CINÉTIQUE ISOTOPIQUE 2D

BP 44, 37042 Tours cedex  
Tél : 02 47 47 59 77  
Fax : 02 47 47 59 13

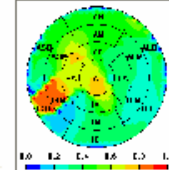
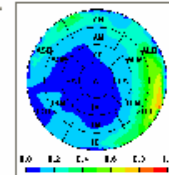
Les protocoles ACS et ACI d'étude de la cinétique cardiaque de contraction des ventricules du cœur a été réalisé par le Laboratoire d'Électronique, Signaux, Images (LESI) de l'Université d'Orléans dans un but de recherche. Il ne doit pas être utilisé pour des études cliniques.

Patient : Nom : NOM Prénom : Prenom  
Examen : Type : Tomographie Cavitaire Date : 16-06-2005

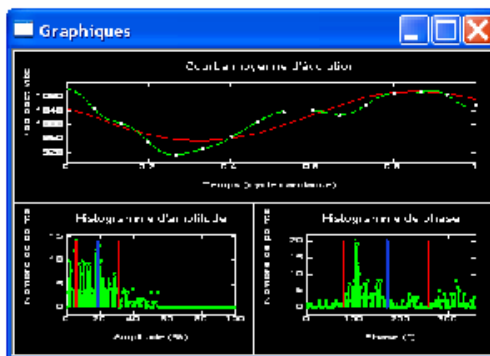
Ventricule Gauche :



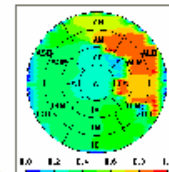
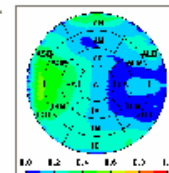
Moyennes des valeurs		
F	Min Max	27.1 % ± 20.2
	Sinusoides	18.2 % ± 18.2
	Interpolation	28.3 % ± 20.5
e	Min Max	195.1 ° ± 107.7
	Sinusoides	150.3 ° ± 70.7
	Interpolation	189.7 ° ± 105.0
Courbe moyenne		
	Fej	Phase
Min Max	9.7 %	120.0 °
Sinusoides	7.1 %	119.3 °
Interpolation	10.6 %	129.6 °



Ventricule Droit :



Moyennes des valeurs		
F	Min Max	29.2 % ± 11.7
	Sinusoides	18.5 % ± 12.7
	Interpolation	30.6 % ± 11.7
e	Min Max	182.7 ° ± 111.0
	Sinusoides	169.3 ° ± 89.1
	Interpolation	181.3 ° ± 109.7
Courbe moyenne		
	Fej	Phase
Min Max	18.9 %	98.0 °
Sinusoides	13.0 %	109.8 °
Interpolation	16.9 %	95.1 °



Tours le 12 août 2005,  
Dr Véronique Eder

Copyright © LESI 2005, Laboratoire d'Électronique, Signaux, Images, Université d'Orléans. Tous droits réservés.

# Annexe B.5 : Compte-rendu ACI 3D pour un patient anonyme (Nom – Prénom)

CHU Trousseau de  
Tours  
Service EFMP

## TOMOGRAPHIE CAVITAIRE ANALYSE DE LA CINÉTIQUE ISOTOPIQUE 3D

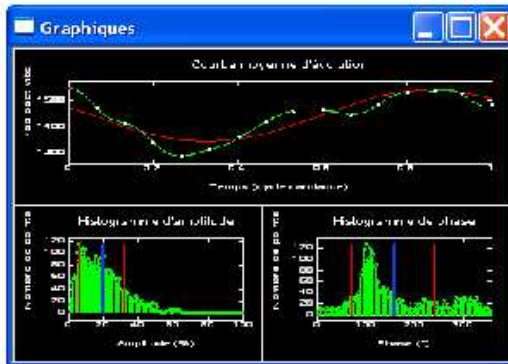
BP 44 37042 Tours cedex  
Tel : 02 47 47 59 77  
Fax : 02 47 47 59 13

Les protocoles ACS et ACI d'étude de la cinétique cardiaque de contraction des ventricules du cœur a été réalisé par le Laboratoire d'Électronique, Signaux, Images (LESI) de l'Université d'Orléans dans un but de recherche. Il ne doit pas être utilisé pour des études cliniques.

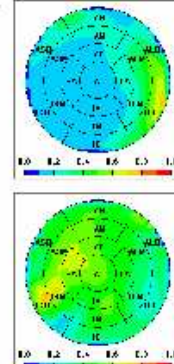
Patient : Nom : NOM Prénom : Prénom

Examen : Type : Tomographie Cavitaire Date : 16-06-2005

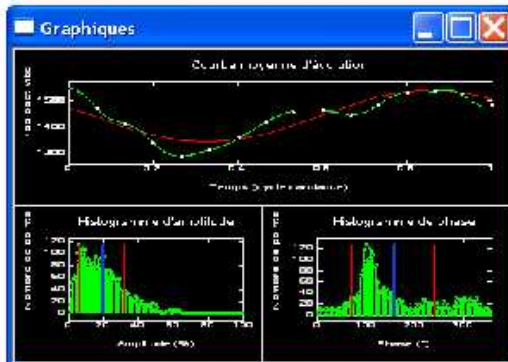
Ventricule Gauche :



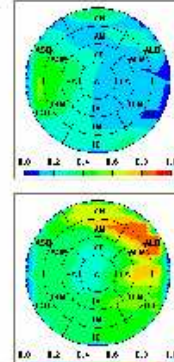
Moyennes des valeurs		
F	Min Max	33.8 % ± 20.2
e	Sinusoïde	18.8 % ± 15.8
J	Interpolation	35.6 % ± 20.7
P	Min Max	191.0 ° ± 103.9
h	Sinusoïde	159.4 ° ± 84.3
a	Interpolation	189.0 ° ± 101.5
s	Courbe moyenne	
e		
	Fej	Phase
	Min Max	9.7 % 120.0 °
	Sinusoïde	7.1 % 119.3 °
	Interpolation	10.5 % 129.6 °



Ventricule Droit :



Moyennes des valeurs		
F	Min Max	31.3 % ± 12.4
e	Sinusoïde	19.5 % ± 12.5
J	Interpolation	36.1 % ± 12.6
P	Min Max	163.4 ° ± 100.0
h	Sinusoïde	157.9 ° ± 85.4
a	Interpolation	164.2 ° ± 98.6
s	Courbe moyenne	
e		
	Fej	Phase
	Min Max	16.9 % 98.0 °
	Sinusoïde	13.0 % 109.8 °
	Interpolation	16.9 % 95.1 °



Tours le 12 août 2005,  
Dr Véronique Eder

Copyright © LESI 2005, Laboratoire d'Électronique, Signaux, Images, Université d'Orléans. Tous droits réservés.



## ANNEXE C : RESULTATS

## Annexe C.1. : Fraction d'éjection du VG selon les méthodes

Patient	Planaire	ACS	ACI 2D			ACI 3D		
	Valeur	Valeur	Min Max	Fourier	Shannon	Min Max	Fourier	Shannon
1	34	49	42	31	43	51	34	53
2	39	42	36	24	37	40	25	42
3	28	43	36	28	38	41	27	43
4	42	68	58	39	61	58	39	60
5	56	74	56	47	57	58	45	60
6	26	55	45	38	46	52	41	54
7	32	56	44	34	46	52	35	55
8	38	51	48	37	50	51	36	53
9	24	22	31	21	32	35	22	37
10	39	54	42	31	43	44	30	46
11	42	70	49	41	51	52	40	53
12	16	21	22	14	24	28	13	30
13	24	45	36	30	37	39	31	40
14	19	25	28	17	30	36	18	39
15	41	40	47	36	48	45	32	46
16	15	25	27	21	29	33	21	35
17	31	52	38	29	40	41	27	44
18	33	45	59	28	65	64	30	70
19	32	40	49	39	51	52	40	54
20	46	55	49	38	50	51	38	53
21	14	21	21	11	23	27	11	29
22	55	95	73	62	74	77	62	79
23	48	73	53	44	54	58	45	60
24	18	29	29	17	31	33	17	35
25	32	51	55	46	58	60	46	63
26	74	93	63	59	64	66	60	68
27	31	46	41	31	42	42	29	44
28	35	37	28	16	29	35	18	37
29	44	65	57	49	59	60	48	62
30	26	39	38	27	39	40	25	42
	Coef Cor	0,89027	0,81442	0,83793	0,78558	0,78021	0,82981	0,75830
	Student	0,00098	0,01088	0,62784	0,00288	0,00023	0,62738	0,00003

## Annexe C.2. : Ecart type de la fraction d'éjection du VG selon les méthodes

	Planaire	ACS	ACI 2D			ACI 3D		
Patient	Valeur	Valeur	Min Max	Fourier	Shannon	Min Max	Fourier	Shannon
1			15	14	16	19	16	20
2			13	12	14	12	11	12
3			14	13	14	15	13	15
4			18	16	19	20	17	21
5			16	14	15	16	15	16
6			11	9	11	16	15	17
7			18	17	18	20	18	21
8			21	25	21	19	23	20
9			18	16	19	18	15	18
10			18	17	18	18	19	18
11			15	15	15	15	14	15
12			13	12	14	12	10	13
13			16	16	17	18	17	18
14			13	13	13	13	11	13
15	Ne donne pas cette valeur	Ne donne pas cette valeur	20	21	20	18	19	19
16			15	13	15	18	13	19
17			14	11	14	14	12	14
18			10	9	13	13	13	16
19			21	22	21	22	24	22
20			22	19	22	21	20	21
21			8	7	9	10	8	11
22			13	16	14	15	17	16
23			18	17	18	20	19	21
24			17	14	18	15	13	15
25			18	21	21	21	20	24
26			14	16	14	14	16	14
27			20	19	21	19	18	19
28			13	10	13	13	9	13
29			22	23	22	21	23	22
30			20	19	21	18	17	18

### Annexe C.3. : Phase du VG selon les méthodes

	Planaire	ACS	ACI 2D			ACI 3D		
Patient	Valeur	Valeur	Min Max	Fourier	Shannon	Min Max	Fourier	Shannon
1	156	120	141	150	141	149	158	150
2	163	120	134	150	134	137	157	138
3	203	264	227	238	223	229	235	226
4	129	120	122	128	126	123	125	125
5	156	144	150	138	149	150	138	150
6	191	192	187	161	188	183	159	184
7	177	192	196	193	196	201	202	202
8	209	264	213	216	212	215	214	210
9	174	120	161	189	156	166	203	164
10	132	144	135	126	133	145	134	144
11	130	120	136	132	135	132	128	131
12	187	192	181	178	182	177	181	178
13	193	192	193	180	194	203	192	203
14	220	264	238	224	243	228	220	230
15	196	216	161	198	161	170	193	171
16	226	240	265	254	265	246	256	245
17	137	216	190	173	188	195	175	194
18	158	171	181	174	196	172	171	188
19	190	216	171	197	172	181	199	181
20	175	120	139	151	138	141	152	140
21	175	168	162	155	163	161	161	162
22	156	144	128	135	129	129	137	131
23	179	168	193	186	195	190	184	192
24	144	120	145	132	146	159	150	162
25	208	216	205	198	217	200	192	210
26	187	168	180	170	183	180	172	181
27	155	168	161	164	161	169	172	170
28	150	168	202	199	207	205	203	205
29	165	144	157	157	158	161	157	162
30	202	168	194	183	194	198	183	198
	Coef Cor	0,73469	0,76295	0,80969	0,75245	0,74859	0,78226	0,74364
	Student	0,90214	0,91734	0,97950	0,79997	0,75219	0,72708	0,64752

## Annexe C.4. : Ecart type de la phase du VG selon les méthodes

Patient	Planaire	ACS	ACI 2D			ACI 3D		
	Valeur	Valeur	Min Max	Fourier	Shannon	Min Max	Fourier	Shannon
1	20		55	38	53	64	56	64
2	17		57	47	57	71	57	71
3	37		63	38	67	67	45	69
4	10		41	27	40	50	28	53
5	19		18	9	17	23	13	23
6	19		25	15	27	29	16	29
7	31		34	37	34	69	55	66
8	22		62	41	63	66	48	69
9	47		77	61	77	94	74	91
10	22		27	25	26	52	43	52
11	21		40	26	39	31	17	31
12	28		64	50	64	80	63	78
13	32		38	25	38	49	41	47
14	44		78	54	76	85	65	85
15	37		61	42	61	60	40	59
16	44		54	39	55	89	55	88
17	18		40	10	39	53	25	54
18	24		97	22	136	100	33	136
19	41		60	62	60	64	60	63
20	15		35	19	35	44	30	47
21	24		61	39	58	80	59	79
22	13		17	7	19	28	23	30
23	41		50	30	49	54	32	53
24	29		56	41	51	73	58	71
25	40		73	48	59	73	48	63
26	15		31	14	29	30	11	30
27	27		46	40	47	63	50	62
28	32		56	36	63	78	46	76
29	16		32	11	31	34	14	33
30	33		59	34	58	66	49	66
	Coef Cor		0,58590	0,70946	0,45074	0,61609	0,63348	0,47620
	Student		0,00000	0,09982	0,00000	0,00000	0,00025	0,00000

## Annexe C.5. : Fraction d'éjection du VD selon les méthodes

	Planaire	ACS	ACI 2D			ACI 3D		
Patient	Valeur	Valeur	Min Max	Fourier	Shannon	Min Max	Fourier	Shannon
1	28	16	35	23	37	43	26	45
2	39	39	35	20	36	47	25	49
3	52	65	33	22	35	43	27	45
4	42	67	40	28	41	46	29	48
5	31	38	31	22	32	38	23	40
6	16	18	28	21	30	38	23	40
7	40	33	39	28	41	52	37	55
8	45	55	61	53	63	68	56	71
9	56	35	50	39	51	62	47	64
10	58	19	31	22	32	51	26	43
11	28	37	41	31	43	49	34	50
12	32	29	35	25	36	42	26	44
13	49	45	40	32	42	54	40	56
14	66	28	42	31	43	59	40	62
15	44	43	34	34	44	50	35	52
16	59	39	51	40	52	60	48	63
17	31	40	29	42	46	30	48	42
18	37	10	45	14	50	52	17	57
19	41	14	39	27	41	45	29	47
20	53	48	49	36	51	55	37	57
21	10	16	19	8	21	37	15	40
22	36	17	41	31	43	48	31	50
23	53	21	46	38	46	48	37	49
24	21	13	34	25	36	42	27	45
25	46	27	50	40	52	57	43	59
26	44	23	48	44	49	56	47	58
27	50	46	45	35	46	53	37	55
28	62	24	44	29	45	51	31	53
29	39	14	32	23	34	41	26	43
30	42	34	51	44	53	59	46	61
	Coef Cor	0,32061	0,58468	0,45278	0,52490	0,66252	0,49246	0,59405
	Student	0,00963	0,55531	0,00036	0,80979	0,01146	0,01216	0,00116

Annexe C.6. : Ecart type de la fraction d'éjection du VD selon les méthodes

Patient	Planaire	ACS	ACI 2D			ACI 3D		
	Valeur	Valeur	Min Max	Fourier	Shannon	Min Max	Fourier	Shannon
1	Ne donne pas cette valeur	Ne donne pas cette valeur	13	13	13	14	14	14
2			11	10	11	16	15	17
3			11	12	11	14	15	13
4			18	17	18	18	19	18
5			9	7	9	15	11	15
6			18	17	18	19	19	19
7			14	15	14	21	22	21
8			22	26	22	22	26	23
9			16	18	16	21	22	22
10			11	10	11	17	15	17
11			19	19	19	21	22	22
12			14	16	15	16	16	16
13			12	15	11	18	20	19
14			13	14	12	21	22	22
15			11	12	11	13	13	14
16			15	18	15	22	25	22
17			18	18	19	18	19	19
18			13	7	15	13	8	15
19			8	8	9	12	11	12
20			14	14	13	15	16	15
21			5	5	6	19	11	21
22			17	18	17	19	19	20
23			14	13	14	14	14	14
24			15	16	15	17	16	17
25			12	15	12	16	18	16
26			15	18	15	20	21	21
27			16	15	16	20	21	20
28			15	14	15	17	17	18
29			9	10	9	16	16	16
30			21	26	21	21	26	21

## Annexe C.7. : Phase du VD selon les méthodes

	Planaire	ACS	ACI 2D			ACI 3D		
Patient	Valeur	Valeur	Min Max	Fourier	Shannon	Min Max	Fourier	Shannon
1	140	120	119	151	122	136	154	137
2	149	96	138	147	137	147	147	147
3	143	144	184	174	182	175	164	174
4	127	120	127	130	126	135	135	133
5	133	134	128	122	129	127	119	127
6	195	216	203	208	206	202	216	202
7	173	144	150	162	151	157	163	160
8	167	144	162	161	164	160	158	161
9	151	144	139	152	144	139	149	144
10	123	120	125	139	124	127	134	126
11	158	192	154	171	154	160	167	160
12	155	120	130	151	129	140	146	140
13	175	192	165	198	169	171	186	172
14	200	216	193	162	194	186	168	187
15	153	144	135	153	135	140	155	141
16	172	192	170	177	168	166	166	169
17	129	163	167	162	162	167	164	129
18	152	286	141	193	155	168	186	162
19	143	120	138	138	140	140	137	142
20	156	120	144	149	145	147	145	148
21	189	144	182	193	181	189	188	186
22	143	168	133	139	131	142	140	141
23	162	144	159	173	160	163	173	162
24	114	96	108	111	109	124	123	126
25	187	192	193	184	190	194	185	191
26	188	68	177	167	180	180	165	181
27	156	168	153	162	152	162	170	162
28	128	96	143	148	141	142	140	143
29	156	144	145	147	146	141	140	140
30	208	192	174	195	174	176	191	177
	Coef Cor	0,43818	0,79092	0,75879	0,81352	0,81310	0,77443	0,88389
	Student	0,50706	0,43715	0,60947	0,50406	0,90071	0,78538	0,75556



## Annexe C.8. : Ecart type de la phase du VD selon les méthodes

	Planaire	ACS	ACI 2D			ACI 3D		
Patient	Valeur	Valeur	Min Max	Fourier	Shannon	Min Max	Fourier	Shannon
1	71		48	64	51	69	63	69
2	11		61	39	62	74	54	73
3	42		75	60	72	75	62	74
4	9		67	43	63	72	53	71
5	18		30	22	31	44	32	44
6	79		89	71	88	99	81	100
7	22		71	58	72	69	52	69
8	12		46	22	45	49	26	50
9	12		52	38	50	50	38	50
10	13		60	53	60	66	59	64
11	15		67	58	63	70	57	69
12	43		60	42	59	71	62	70
13	34		79	75	79	75	68	73
14	33		85	73	84	87	72	86
15	17		41	44	41	55	53	55
16	21		60	59	62	58	49	58
17	34		62	54	64	69	56	70
18	11		118	76	151	125	72	142
19	17		32	20	34	43	29	43
20	13		35	27	35	46	30	46
21	41		68	51	65	86	73	85
22	9		57	52	55	66	57	66
23	23		32	20	33	35	20	34
24	23		45	60	47	72	68	74
25	24		63	61	63	65	53	64
26	13		37	20	37	45	26	45
27	8		31	18	30	56	33	55
28	14		51	43	53	62	50	63
29	13		38	23	35	65	45	63
30	22		74	59	74	67	55	67
	Coef Cor		0,30373	0,48222	0,23150	0,36925	0,55121	0,31505
	Student		0,00000	0,00001	0,00000	0,00000	0,00000	0,00000

## ANNEXE D : PUBLICATION

## Annexe D.1 : Call for papers

**LYON, France, September 25-28, 2005**

Dear Colleague,

You are cordially invited to attend the 32nd annual international conference on **Computers in Cardiology** to be held **September 25-28, 2005** at the **Congress Palace** of **Lyon in France** and to submit an abstract for an oral or poster presentation. All abstracts must be submitted on line at <http://www.cinc.org> by May 2, 2005.

The main topics of the conference are:

**Medical Informatics:** Telemedicine, Pervasive computing & Ambient intelligence, Intranet/Internet, Electronic Health Record, Interfaces, DICOM & communication standards, Automated decision support, PACS, Databases, Systems & Instrumentation.

**Cardiovascular Imaging:** Echocardiography, Angiography, SPECT & PET, MRI, 3D-imaging, Multimodality imaging, Knowledge-based image processing, Novel methods.

**Computerized ECG:** Repolarization, Ischemia, High-resolution ECG, Arrhythmia, Diagnosis, Serial comparison, Apnea detection from the ECG.

**Electrophysiology:** Mapping, Ablation, Fibrillation / Defibrillation, Implantable devices.

**Molecular Techniques in Cardiology:** Bioinformatics, Genetic causes of cardiac diseases, communication between cells, angiogenesis, tissue engineering.

**Modeling & Simulation:** Cellular models, Forward and inverse solutions.

**Cardiovascular System:** Heart Rate Variability, Baroreflex control of circulation, Methods and applications, Nonstationarity and nonlinearity.

**Cardiovascular Mechanics:** Contractile and valvular function, Arterial biomechanics, Coronary artery measurements, Instrumentation, Blood pressure.

Papers accepted for presentation will be published in the **IEEE Computers in Cardiology 2005 proceedings**.

The conference provides an international forum for scientific presentations focusing on computer applications in clinical cardiology and cardiovascular research. The conference fosters interdisciplinary discussions and collaboration between physicians, engineers, physicists, biologists, computer scientists and others engaged in research in this area.

Don't miss this opportunity to visit the famous World Heritage City of Lyon.

Dr Jocelyne FAYN, Prof. Paul RUBEL and the Organizing Committee

The conference will be hosted by the **National Institute of Health & Medical Research**, the **Claude Bernard University**, the **National Institute of Applied Sciences**, and the **Hospices Civils de Lyon**, with the support of **IEEE Engineering in Medicine and Biology Society** and of the **European Society of Cardiology**, under the high patronage of the **French Minister of Health**.



## Annexe D.2 : Résumé accepté

Multi-site biventricular pacing (BVP) is a promising new therapy for chronic heart failure based on direct left ventricular (LV) electrical stimulation by pacemakers to obtain an interventricular synchronization and to improve mechanical pumping effectiveness. Gated blood pool tomography (GBP), an examination currently used in Nuclear Medicine, provides the possibility for the evaluation of asynchronism. We developed algorithms to study with GBP the dispersion of the contraction in 3D in the left ventricle.

Blood pool tomography was reconstructed by filtered back projection. First, segmentation was realized to evaluate the regional contraction. Voxels corresponding to ventricular volume were extracted using 3D thresholding and a 3D elliptic mask. The atrio ventricular plane was located by phase analysis. The reconstruction was initiated by re-sampling the initial points representing the LV wall using bi-dimensional Fourier transform. The points corresponding to the LV wall were reorganized in order to obtain a regular sampling that connected the points during the cardiac cycle and to visualize the LV ventricle in 3D. Elementary volumes were defined by four adjacent wall points and the center of the whole volume. The variation of elementary volumes during the cardiac cycle was assimilated to the wall motion. In a second step, phase analysis was performed from initial isotopic data. LV and RV were isolated by applying a 3D elliptic mask. The curve of the evolution of the radioactivity during the cardiac cycle was obtained. End-diastolic and end-systolic volumes enabled the right and left global ejection fraction to be calculated. The first Fourier coefficient computation gave the amplitude and phase for each voxel. The results were visualized on bull's eyes for a convenient interpretation.

Data for LV were compared to those obtained in vivo on a set of 59 patients by 2D radionuclide angiography (ERNA). The correlation between EF evaluated by GBPS with ACS software, and by ERNA was good ( $r=0.90$ ;  $p<0.01$ ). Correlation for segmental analysis and phase dispersion analysis was in the same range.

ACI is a novel algorithm for left ventricle contraction analysis. This software evaluates the segmental contraction of LV and the phase dispersion into the left and right ventricles. ACI is useful for selecting patients before resynchronization therapy.

## Annexe D.3 : Planning du stage

Mois	Quinzaine	Travail majeur
Mars	2	Prise en main, Visite Hôpital de Tours, Bibliographie, Recherches théoriques.
Avril	1	
		2
Mai	1	Bullseyes, Publication, Correction problème d'affichage et de logique d'ACI 3D.
	2	Masque, Histogrammes, Problème de non sens des courbes d'évolution.
Juin	1	Ouverture DICOM, Visite de l'antenne de Chartre du LESI, ACI 2D (comparaison).
	2	Graphiques, extension des méthodes au ventricule droit, Refonte Affichage.
Juillet	1	Compte-rendu, Rapport, Finalisation Min-Max et approximation par une sinusoïde.
	2	Problème sens ACI 3D, Rencontre M Briandet, Interpolation de Shannon.
Août	1	Séparation VG VD dans ACS, Tests, résolution de bogues (informatique et logique).
	2	Analyse développée des résultats, Rapport, Présentation, Publication.

## **Résumé**

Avec une mortalité de 180 000 personnes par an, les maladies cardiovasculaires sont la première cause de décès en France. L'analyse de la cinétique globale et segmentaire permet de caractériser et d'évaluer la gravité de ces maladies. L'étude de l'asynchronisme du cœur est donc un axe de recherche de nombreux laboratoires dont le Laboratoire d'Electronique Signaux Images (LESI) à Orléans.

L'objectif de ce stage est de développer de nouvelles méthodes d'analyse cinétique cardiaque. Contrairement à l'analyse cinétique segmentaire, précédemment développée au LESI, ces méthodes se basent directement sur les données radio isotopiques et ne comportent pas de segmentation. Deux méthodes ont été développées. L'analyse cinétique isotopique 2D est une amélioration de l'analyse planaire, méthode de référence actuelle. Ces deux méthodes sont basées sur le même principe mais l'analyse cinétique isotopique 2D se fait dans un masque 3D, ce qui est plus précis. L'analyse cinétique isotopique 3D correspond à la plus fine segmentation possible du ventricule. On étudie chaque voxel indépendamment des autres.

Pour les tester, ces 2 techniques ont été implémentées dans un logiciel. Véronique Eder, cardiologue au CHU de Tours, les a alors validées cliniquement grâce à une étude sur 30 patients.

## **Abstract**

Killing 180 000 persons each year, Cardiovascular sicknesses are the first death cause in France. The analysis of the cardiac kinetic gives a characterization and an evaluation of these illnesses' seriousness. The study of the heart asynchronism is a very important research topic for many laboratories all over the world, including the LESI (*Laboratoire d'Electronique Signaux Images*) in Orleans.

The aim of this work is to develop new methods of cardiac kinetic analysis. These have to be based on isotopic data and without segmentation. Two methods have been developed. The 2D isotopic kinetic analysis is an improvement of the currently reference method. Both of them are based on the same principle but the 2D isotopic kinetic analysis is done in a 3D mask. That's why this analysis gives better results. The 3D isotopic kinetic is the finest segmentation. Voxels are studied one by one.

To test these methods, they have been implemented in a software. Veronique Eder who is a cardiologist of the Tours hospital, validated them clinically by a study on 30 patients.