

MODELES HARMONIQUES MULTI-DIMENSIONNELS APPLICATION A L'ECHOCARDIOGRAPHIE

*CI. BONCIU, **R. LEDEE, **C. LEGER

* Technical University “ Gh. Asachi ” of IASI, Electrical Engineering Faculty, Department of Power Systems, Bd. D. Maneron 51-53, IASI-6600-ROMANIA

** LESI (Laboratoire d'Electronique, Signaux, Images), Université d'ORLEANS, 12 rue de Blois, BP 6744, 45067 ORLEANS cedex 2

Plan

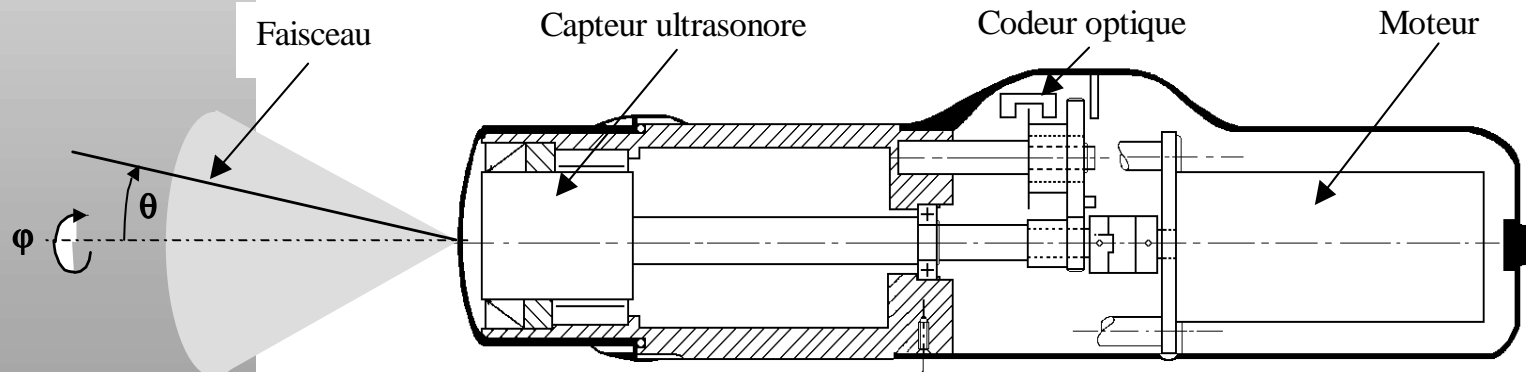
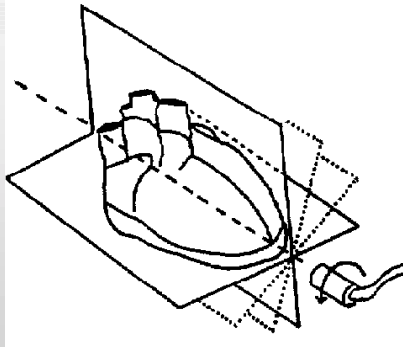
- **Introduction**
- **Modèle harmonique 3D**
- **Modèle harmonique 4D**
- **Conclusion**

Introduction

- **Objectif : Reconstruire le ventricule gauche du coeur (VG) à partir de coupes échocardiographiques apicales obtenues avec une sonde tournante.**
- **Méthode : Modèle déformable dont les valeurs des paramètres sont estimées à partir des données.**
- **Deux approches sont proposées:**
 - **Modèle 3D**
 - **Modèle 4D**

Le système d'acquisition

Une sonde tournante



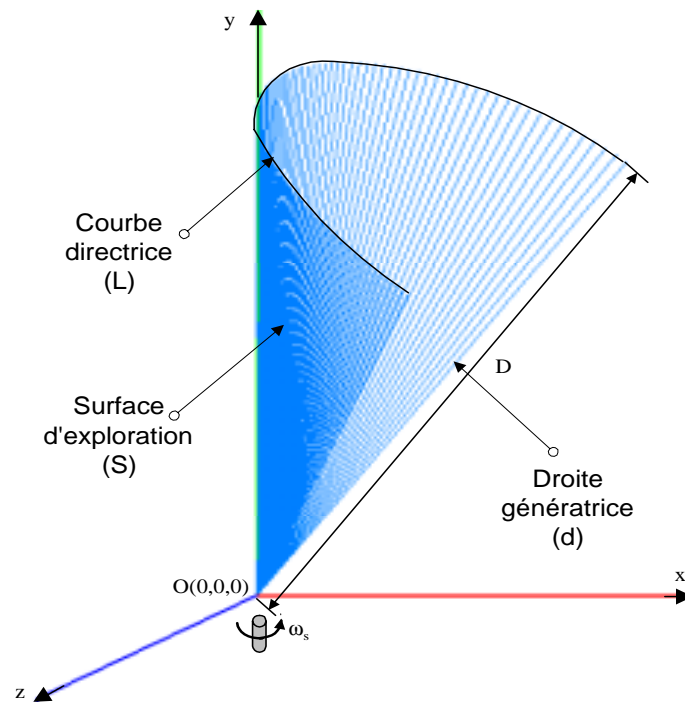
Le modèle harmonique 3D

Principe

- **Description géométrique du système d'acquisition**
- **Les images sont reportées dans un plan (φ, τ)**
 - $(\varphi$ est l'angle de rotation de la sonde, τ le temps normalisé)
- **Hypothèse de stationnarité du VG pendant un intervalle de temps $\Delta\tau$ du cycle cardiaque**
- **Les contours sont positionnés dans un repère 3D**
- **Transformation en coordonnées sphériques par rapport à une origine interne => plan $\rho(\theta, \varphi)$ incomplet**
- **Algorithme itératif basé sur la TF2D**

Le système d'acquisition

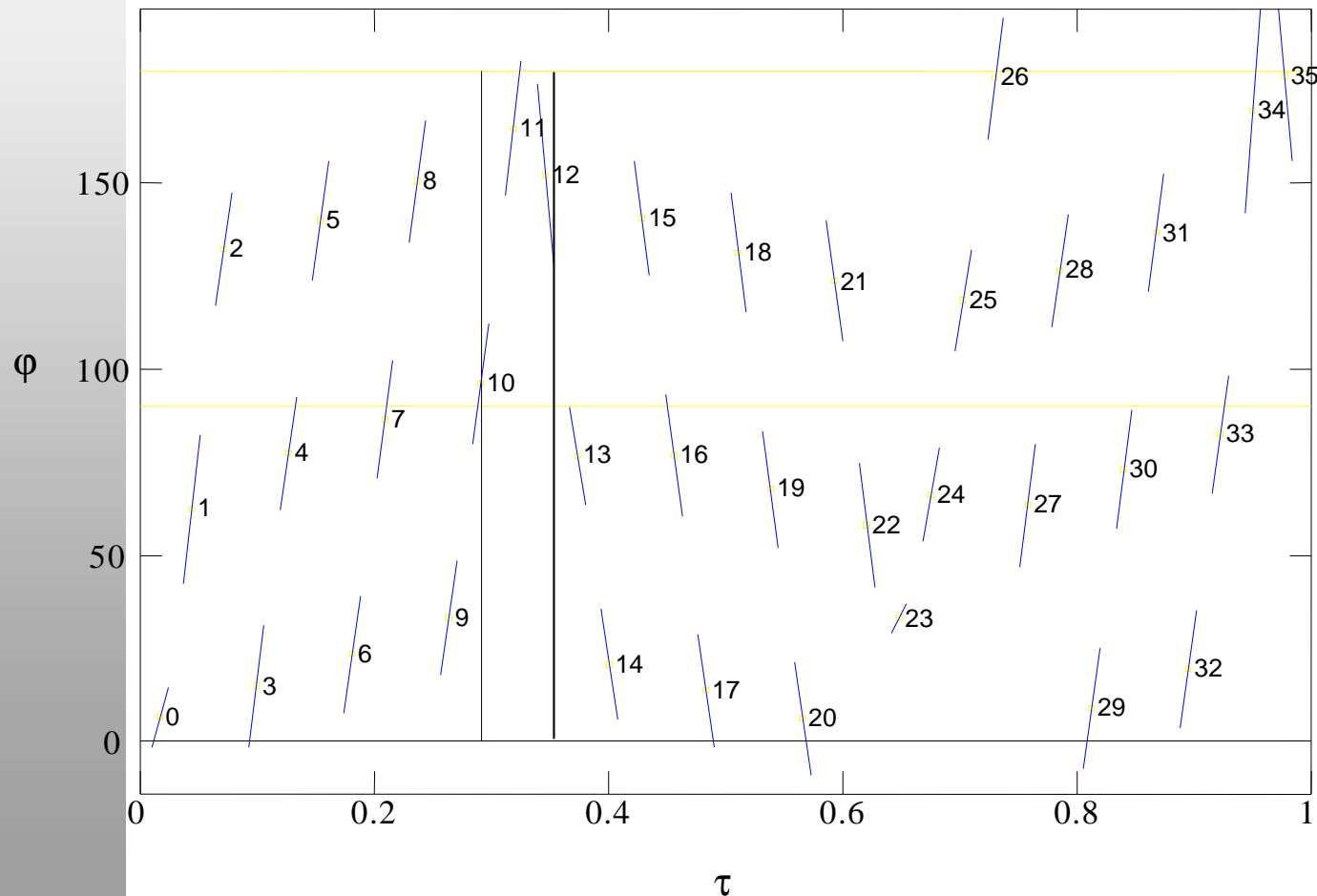
Description géométrique du système



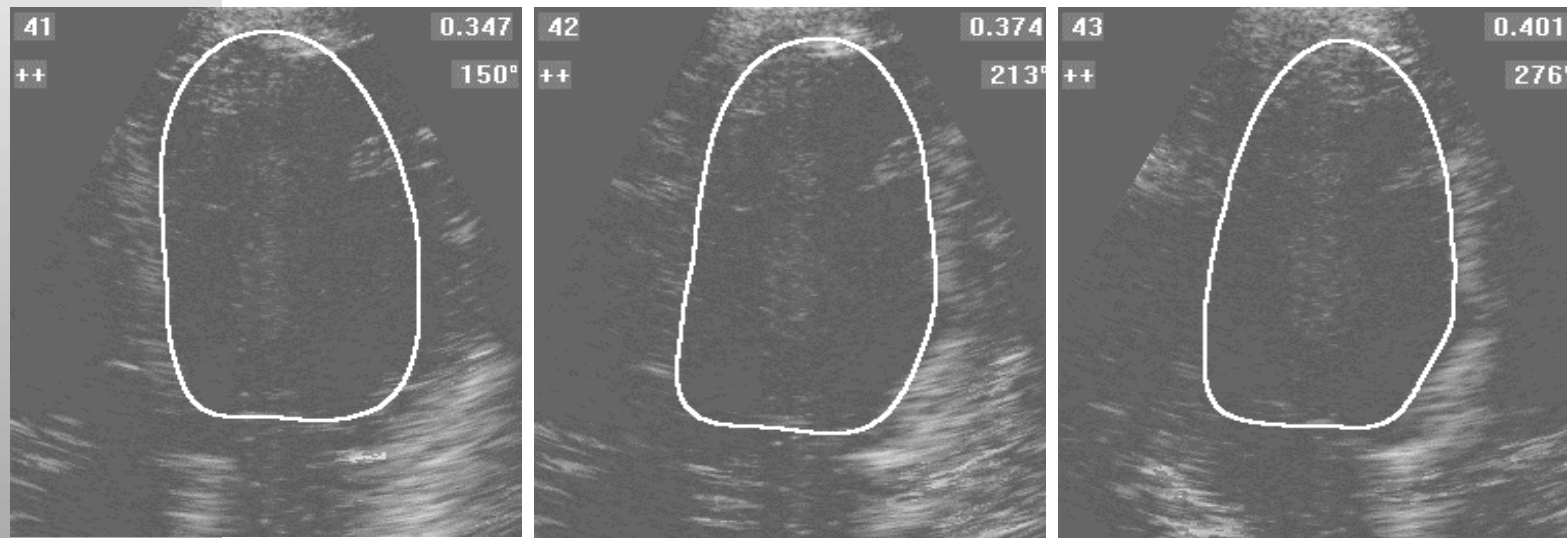
Surface d'exploration du faisceau ultrasonore représentée dans le système $\mathcal{R} (Oxyz)$.

Le plan (φ, τ) des images

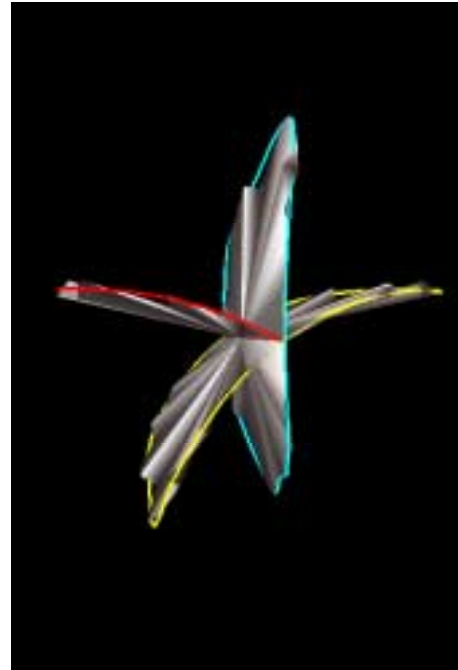
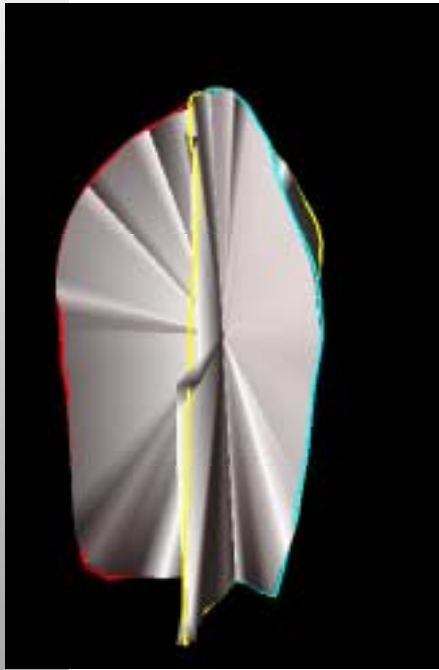
Chronogramme réduit du cycle



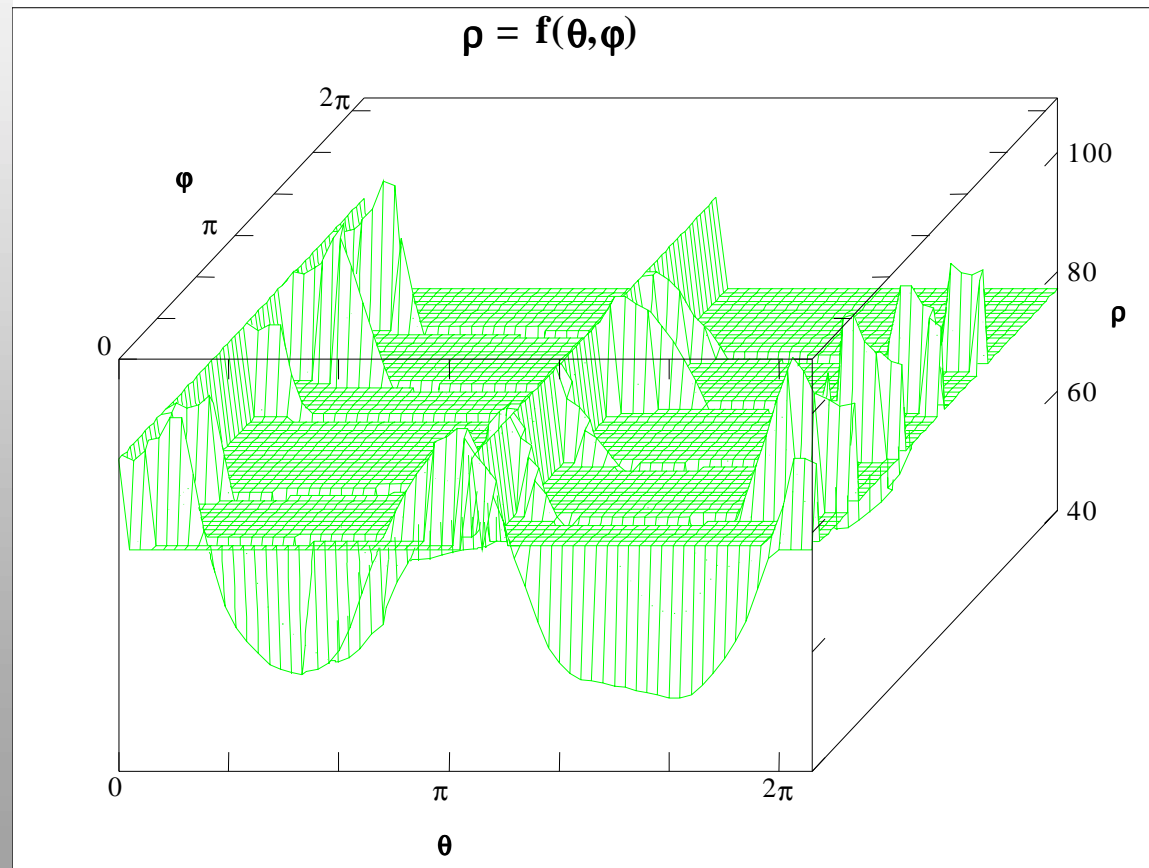
Images acquises en phase diastolique avec les contours superposés



Les données 3D dans un repère $\mathcal{R}(Oxyz)$



Transformation en coordonnées sphériques

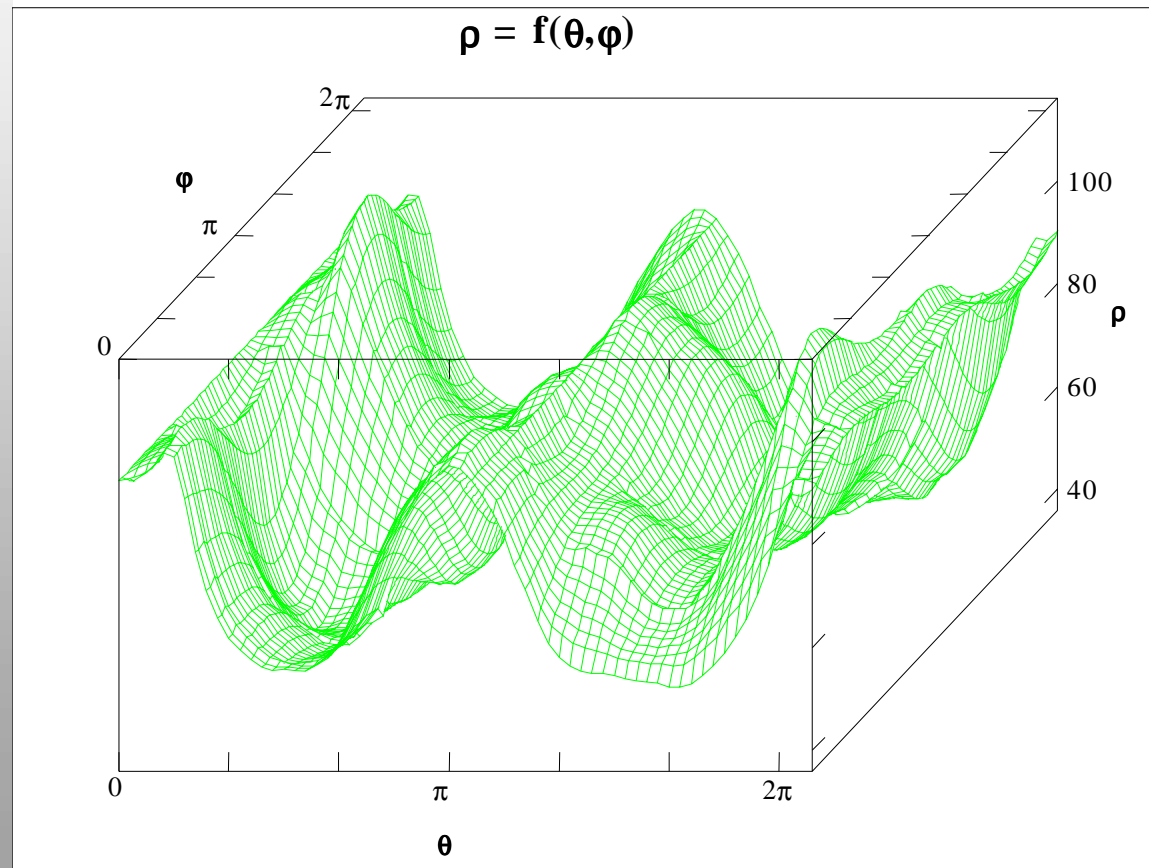


Le modèle harmonique

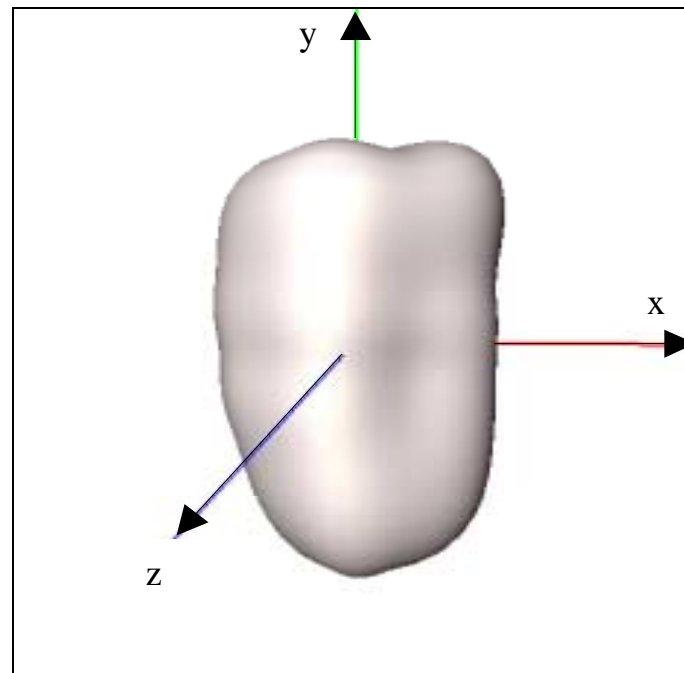
A chaque itération

- Calcul de la TFD2D de $\rho(\theta, \varphi) \Rightarrow \rho'(u, v)$
- Filtrage passe-bas: $\rho'_m(u, v) = \rho'(u, v) \times H(u, v)$
- Calcul de la TFD2D⁻¹ de $\rho'_m(u, v) \Rightarrow \rho^*_{i-1}(\theta, \varphi)$
pour obtenir les rayons manquants
- Les rayons de départ + $\rho^*_{i-1}(\theta, \varphi) \Rightarrow$ entrée
pour l'itération suivante
- critère d'arrêt basé sur une mesure d'écart
maximum de restitution des rayons de départ
uniquement

Restitution de l'ensemble des rayons

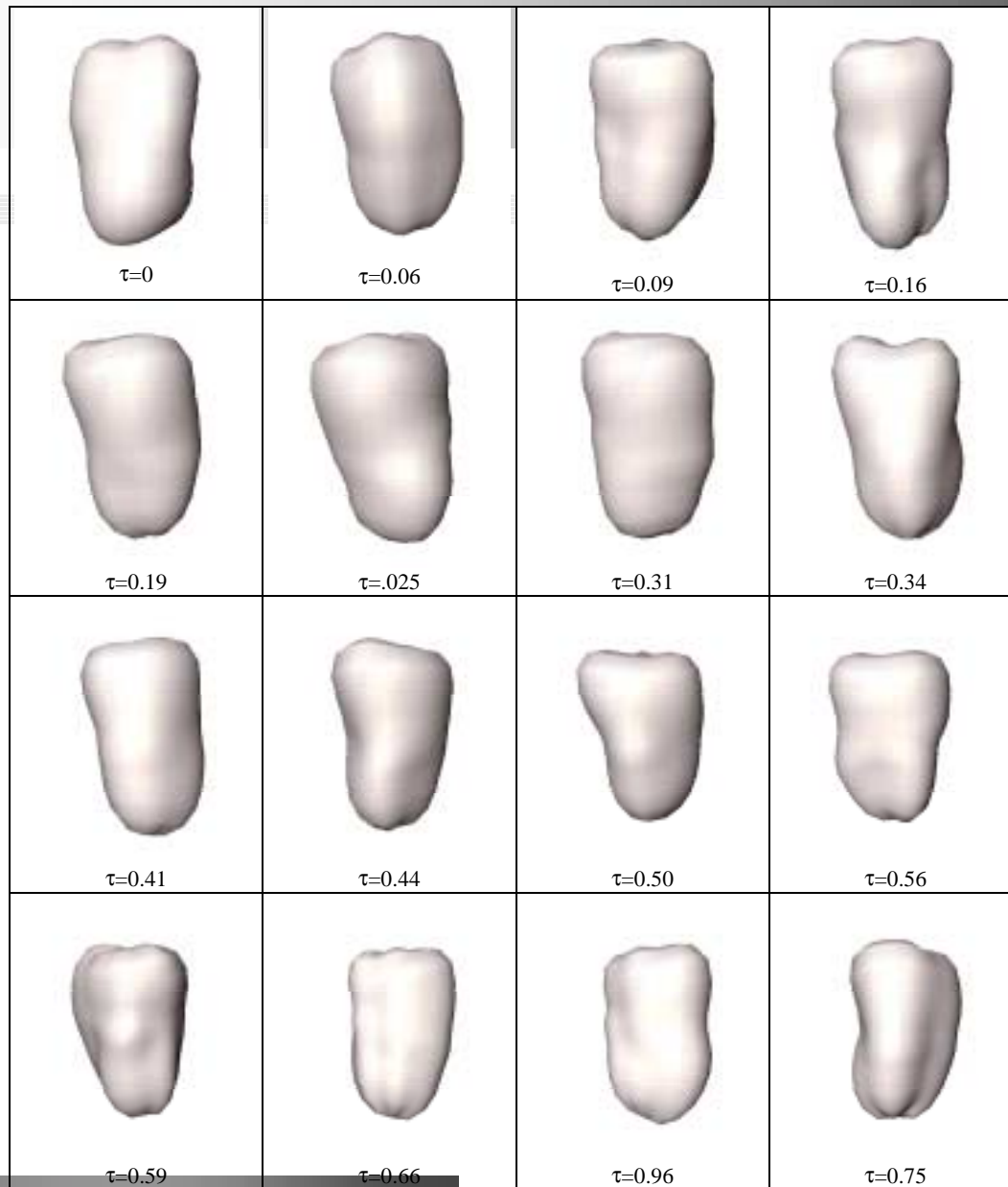


Reconstruction 3D



Reconstruction 3D du VG.

Volumes au cours d'un cycle



Avantages et Inconvénients

- **Avantages:**

- Méthode directe
 - pas de calcul de centre et d'axes d'inertie
- Possibilité d'estimer des paramètres fonctionnels du VG (évolution du volume, du centre, des axes,...)
- Restitution au cours du temps dans une fenêtre temporelle glissante

- **Inconvénients:**

- Hypothèse de stationnarité pendant un temps $\Delta\tau$
- L'information temporelle n'est pas prise en compte

MH4D : Extension de MH3D

- **MH3D**

- **Segmentation du cycle cardiaque en intervalles temporels $\Delta\tau$ discrets**

- ⇒ **Reconstruction d'un volume à un instant donné à partir de quelques images**

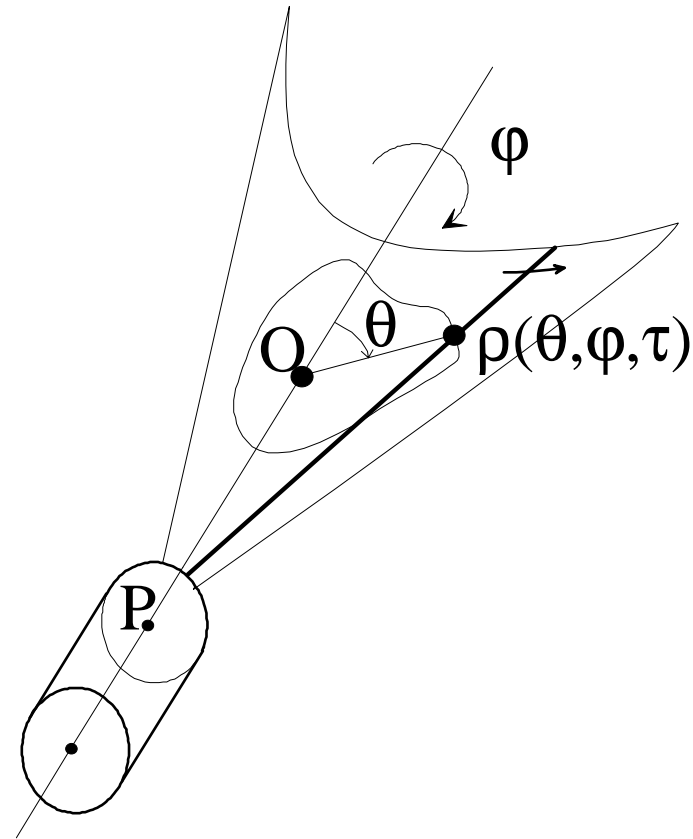
- **MH4D**

- **Non séparation de la variable temporelle τ des variables angulaires θ et φ**

- **Reconstruction de tous les volumes à partir de toutes les images du cycle**

Géométrie du problème

- On part des points (x,y,z,τ) des contours du VG sur chacune des images du cycle
- Passage aux coordonnées sphériques $\rho(\theta,\varphi,\tau)$
- Origine interne (sur l'axe de la sonde)

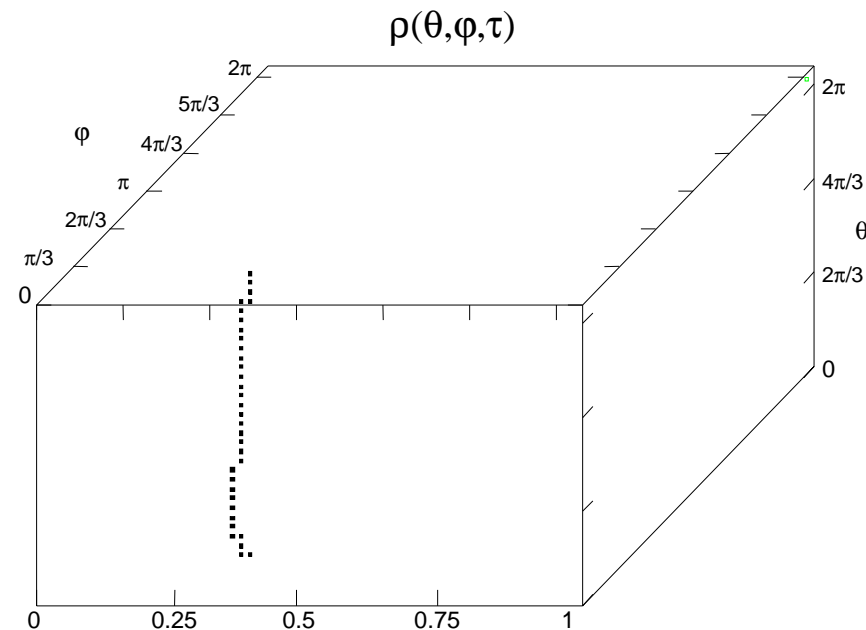
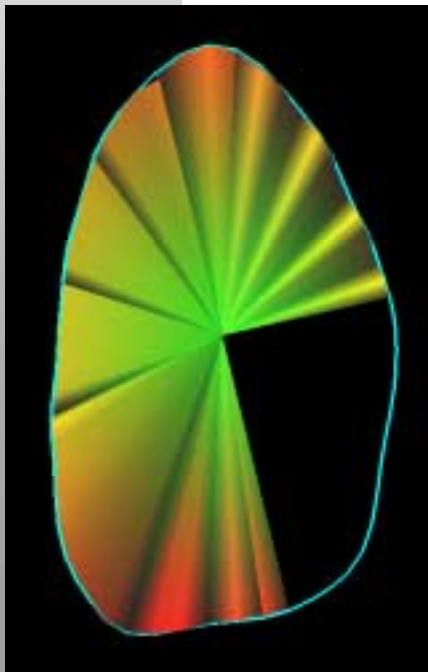


Hypothèses

- **Régularité de forme**
 - origine identique pour toutes les images, qui n'entraîne pas de multivaluation
- **Périodicité des données**
 - périodicité vraie en θ
 - périodicité vraie en φ } comme MH3D
 - pseudo-périodicité en τ (\Rightarrow vérification)
 - généralement le cas sur un cycle pour les patients qui ne souffrent pas d'arythmie
 - conditionnement éventuel par recalage

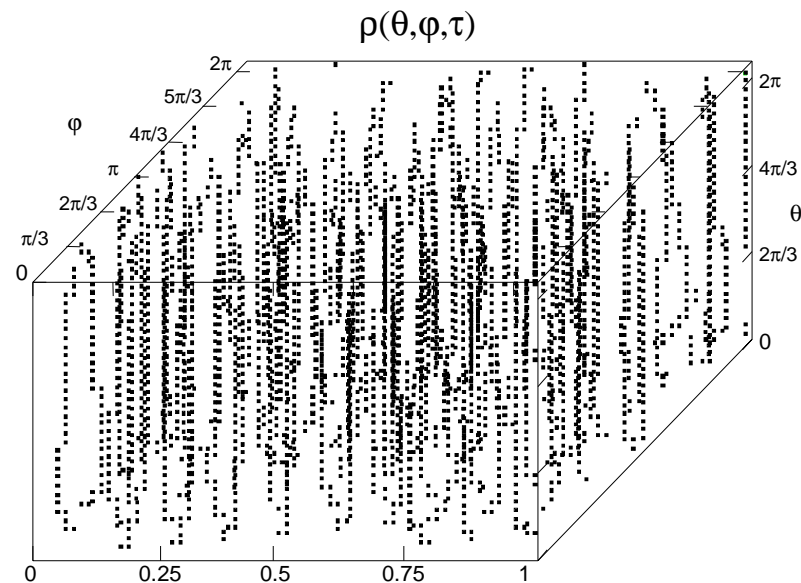
Données brutes

- On place chaque rayon dans une grille 3D dont les cotés représentent les axes θ , φ et τ
- Ex : grille $64 \times 64 \times 64 \Rightarrow$ pas temporel $\delta\tau = T/64$



Grille 3D des données

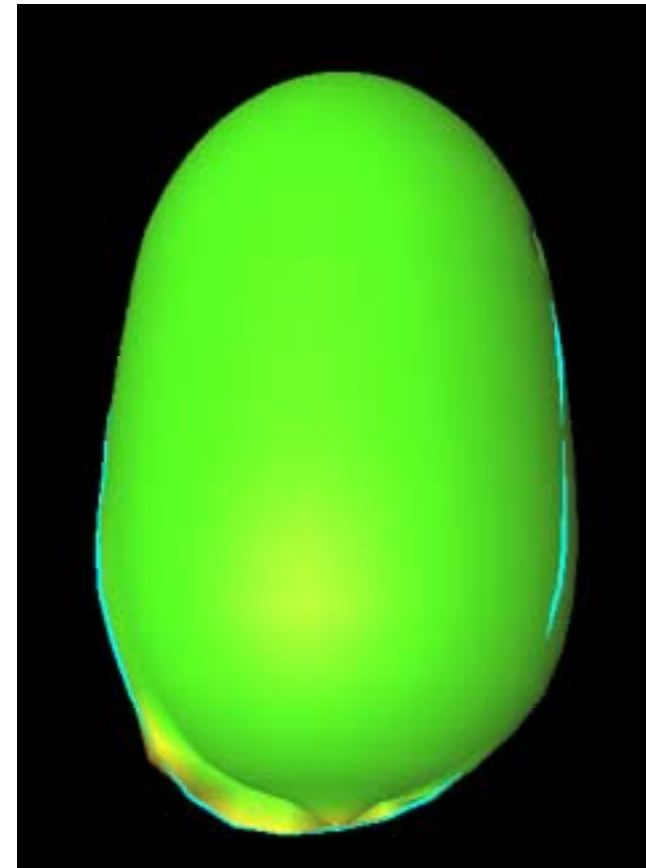
- Tous les rayons $\rho(\theta, \varphi, \tau)$ obtenus à partir des contours sur toutes les images du cycle sont placés dans la grille 3D θ, φ, τ



- Chaque trait « vertical » représente un contour, chaque point la position d'un rayon

Conditionnement des données

- Périodisation $[0, 2\pi]$ en θ et φ
- Moyennage des rayons aux angles $\theta=0$ et $\theta=\pi$, à chaque pas temporel $\delta\tau$
- Affectation du rayon moyen des données pour les rayons manquants, pour φ qui varie entre 0 et 2π à θ fixé



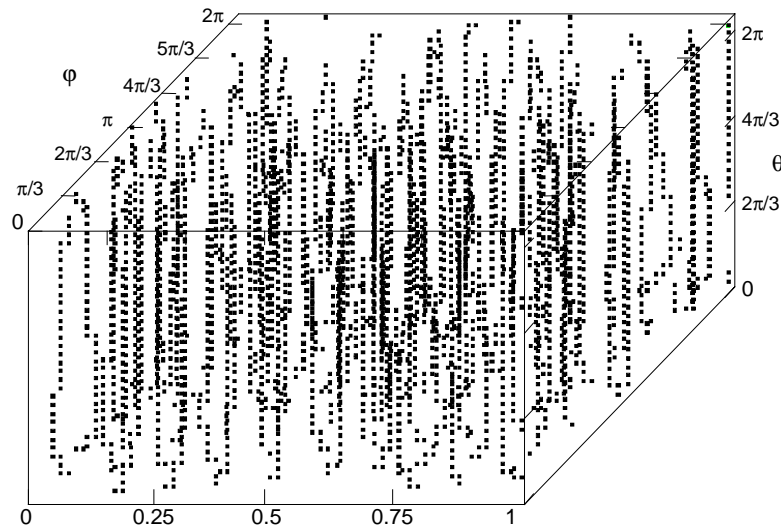
Volume initial pour un pas $\delta\tau$

Interpolation données manquantes

FFT 3D

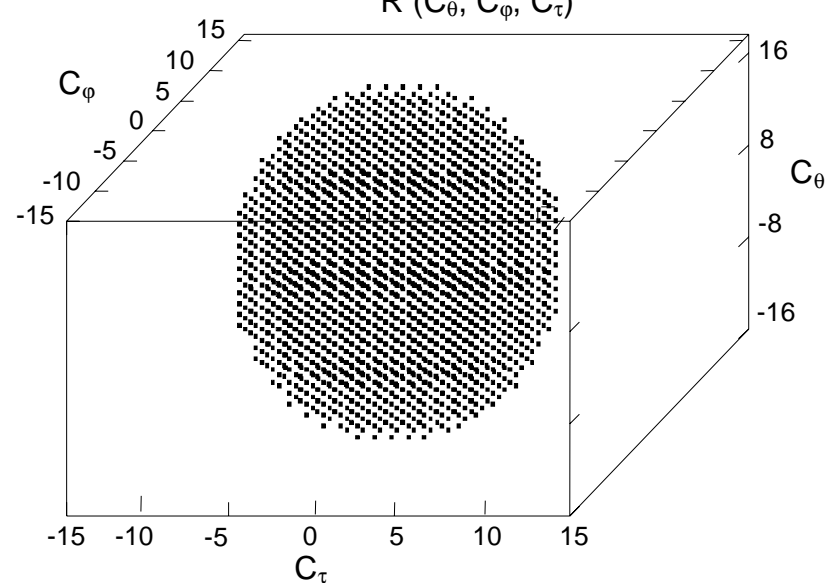
Domaine temporel

$\rho(\theta, \varphi, \tau)$



Domaine fréquentiel

$R(C_\theta, C_\varphi, C_\tau)$



Grille 3D des données

Ellipsoïde de troncature

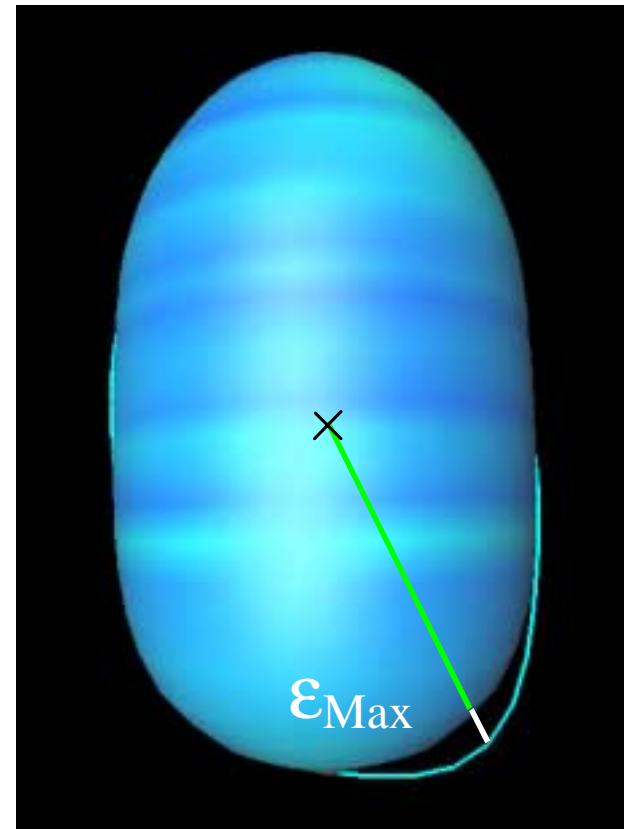
FFT⁻¹ 3D

Ellipsoïde de troncature

- **Lié à l'acquisition et au patient**
 - 48,33 images par seconde
 - 8,7 tours de sonde par seconde
 - pouls du patient à 662 ms
 - ⇒ acquisition à 35 images par cycle
- **Dans le cas présent**
 - En C_θ : $N_\theta=64$ rayons par image $\Rightarrow K_\theta=32$
 - En C_φ : $N_\varphi=6$ images par tour $\Rightarrow K_\varphi=3$
 - En C_τ : $N_\tau=35$ images par cycle $\Rightarrow K_\tau=17$
 - ⇒ ellipsoïde de « dimension » (32,3,17)

Critère d'arrêt des itérations

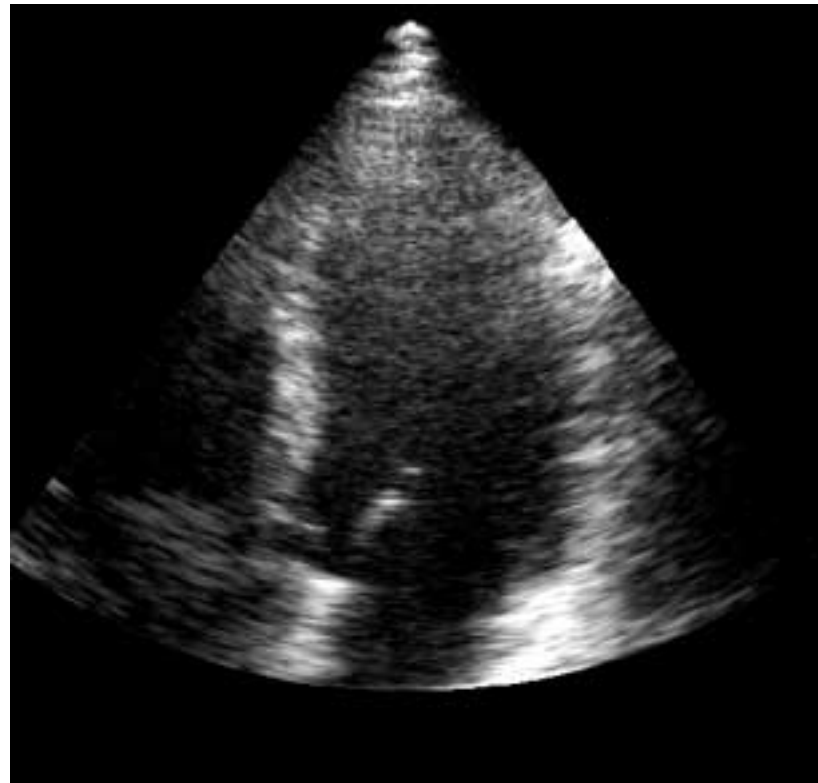
- Estimation de l'écart relatif maximum ε_{Max} entre les rayons connus initialement et ceux restitués après modélisation
- Arrêt lorsque l'écart ε_{Max} est inférieur à un certain seuil (% du rayon)



Volume après 1 itération

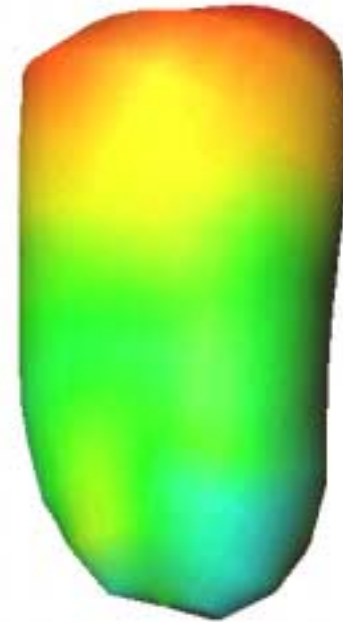
Images par sonde tournante

- **Séquence cinéloop**
- **135 images**
- **Images 508×508**
- **Codage sur 8 bits**
- **Secteur écho 60°**
- **Acquisition en 2,4s**
- **3,6 cycles**
- **Axe VG \approx axe sonde**



Volumes sur un cycle

- **Grille/FFT 64×64×64**
- **Ecart ε_{Max} de 5%**
 - 64 volumes en 52 itérations et 3' 04
- **Grille/FFT 32×32×32**
- **Ecart ε_{Max} de 5%**
 - 32 volumes en 17 itérations et 0' 09
- **Bi-pentium 300 MHz, 128 Mo de RAM**



Conclusion

- **Analyse et modélisation harmonique**
 - induite par la périodicité des données
- **MH2D**
 - Développement polaire des contours
- **MH3D**
 - Le temps $\Delta\tau$ est une variable séparée
- **MH4D**
 - Prise en compte du temps $\delta\tau$ pour déterminer tous les volumes d'un cycle

Perspectives

- **MH3D/MH4D**
 - Formalisation de l'algorithme itératif
 - Méthode directe d'interpolation
- **MH3D**
 - Comparaison avec d'autres modèles relativement à un volume cardiaque de référence (Mayo Clinic ?)
- **MH4D**
 - Comparaison avec d'autres modalités 4D (tomoscintigraphie synchronisée)