

République Algérienne Démocratique et Populaire  
Ministère de l'Enseignement Supérieur et de la Recherche Scientifique

UNIVERSITE MOULOUD MAMMARI DE TIZI-OUZOU



FACULTE DU GENIE ELECTRIQUE ET D'INFORMATIQUE  
DEPARTEMENT D'ELECTRONIQUE

**Mémoire de Fin d'Etudes**  
**De MASTER ACADEMIQUE**  
Domaine : **Sciences et Technologies**  
Filière : **Electronique**  
Spécialité : **Electronique biomédicale**

*Présenté par*  
**Nora Issouli**  
**Samira Kechemir**

**Thème**

**Etude d'un système d'Echographie et application d'algorithmes pour la détection d'anomalies de la prostate.**

*Mémoire soutenu publiquement le 25 /09 / 2017 Devant le jury composé de :*

**MCA Hamid Hamiche, President**

**MCB Zirmi Rachid, Examineur**

**Dr Mohammed Tahanout, Encadreur**

**2016/2017**

# *Remerciements*

*Tout d'abord, nous remercions le bon dieu qui nous avoir donné la santé, la volonté pour finir ce travail.*

*Nous tenons à adresser nos vifs remerciements à notre promoteur Mr TAHANOUT, pour nous avoir proposé le thème de ce mémoire et de nous avoir dirigés, orientés et conseillés tout le long de notre travail.*

*Nous remercions également les membres du jury qui nous ferons l'honneur de juger notre travail.*

*Sans oublier nos chères familles, amies(s) et tous ceux de près ou de loin qui ont contribués à l'élaboration de ce mémoire.*

# *Dédicaces*

*Je dédie ce modeste travail à :*

- \* *L'être les plus chères au monde « mes ravissantes père et mère »*
- \* *Mon cher mari Moumouh et ma belle-famille.*
- \* *Mes très chèressæurs : « Fatma et sa famille », « Siham et sa petite famille », « Souhila et sa petite famille » et pour mes très chères frères « Zahir et sa petite famille » et Yanis.*
- \* *A tous mes amies (s) sans exception.*
- \* *Et toute la promotion 2016/2017.*

***Issouli NORA***

# *Dédicaces*

*Je dédie ce modeste travail a :*

- \* Mes très chers parents pour leur aide et leur soutien tout au long de mes études, et qui ont fait de moi ce que je suis aujourd'hui.*
- \* Mes chers frères Nabil et Amir.*
- \* Mes très chères sœurs Sabrina, Souhila et Ikram.*
- \* Mes très chères grands père « puisse dieu tout puissant leur accord sa Pitie » et grand-mère.*
- \* Ma chère tante « Hadda ».*
- \* Mes chères amies, et mon binôme Nora ainsi que sa famille.*
- \* Toute la promotion 2016/2017.*

**KECHEMIR SAMIRA**

# *SOMMAIRE*

# SOMMAIRE

Introduction générale.....	1
<b>Chapitre 1 : Formation de l'image échographique</b>	
1.1.Introduction .....	3
1.2. L'échographe.....	3
1.3.L'acquisition du signal.....	4
1.4. Principe physique .....	5
1.4.1. Réflexion et Réfraction.....	6
1.4.2. Diffusion dans les tissus .....	7
1.5. La sonde échographique.....	8
1.5.1. Les sondes à balayage mécanique.....	9
1.5.2. Les sondes à balayage électronique .....	10
1.5.2.1.La sonde à balayage linéaire .....	10
1.5.2.2. Les sondes à balayage sectoriel .....	11
1. 6. Formation de l'image échographique .....	11
1.6.1. La réception de l'écho au signal numérique unidimensionnel .....	12
1.6.2 Du signal numérique 1D à l'image échographique 2D .....	13
1.6.2.1. Échantillonnage des signaux.....	14
1.6.2.2.Adressage dans la matrice.....	14
1.6.2.3.Interpolation .....	15
1.6.2.4. Lissage Spatial .....	15
1.7.Les principaux modes de visualisation .....	15
1.7.1. Le mode A (Amplitude) .....	15
1.7.2. Le mode B (Brillance).....	16
1.7.3.Le mode TM (Temps/Mouvement).....	16
1.7.4. Le mode 3D .....	17
1.8. Bruit et artefacts d'une image échographique .....	17
1.9.Caractérisation d'une image échographique .....	18
1.9.1. Résolution d'une image échographique .....	18
1.9.1.1. La résolution axiale.....	18
1.9.1.2. La résolution latérale (ou angulaire).....	18
1.10.Focalisation .....	18

Conclusion .....	19
------------------	----

## **Chapitre 2 : Calibration d'une image échographique 3D**

2.1.Introduction .....	20
2.2. Limitation de l'échographie 2D.....	20
2.2.1.Nouvelle possibilités .....	20
2.3. Application médicale .....	21
2.3.1. Acquisition des données .....	21
2.3.2. Sondes 3D .....	22
2.4. Système de type main-libre .....	23
2.4.1. Erreurs à l'acquisition.....	23
2.5. Discussion .....	25
2.5.1. Exploitation des données .....	25
2.5.2 Reconstruction .....	26
2.5.3. La composition de données.....	27
2.5.4. Visualisation .....	27
2.6. Calibration d'une image échographique 3D à main libre .....	27
2.6.1. Calibration spatiale.....	28
2.6.2. Formulation.....	28
2.6.3 Etat de l'art.....	30
2.7. Calibration Temporelle .....	31
2.7.1 Approche proposée.....	31
2.7.1.1. Principe .....	31
2.7.1.2.En pratique .....	33
2.7.1.3. Données réelles.....	34
2.8. Discussion .....	37
Conclusion .....	40

## **Chapitre 3 : Segmentation de la prostate et application sur les contours**

3.1. Introduction.....	41
3.2. C'est quoi la prostate .....	41
3.3. Présentation de l'architecture générale du système développé en deux méthodes : .....	41

3. 4. Synoptique de la démarche préconisée.....	42
3.5. Segmentation de l'image d'origine.....	42
3.6. Résultats et discussions.....	43
3.7. Prétraitement .....	44
3.8.Résultats de segmentation pour détection de contour de l'os : .....	44
3.9. Discussion .....	45
3.10.Explication des résultats.....	46
3.11. Résultats de segmentation pour détection les contours de la maladie de prostate .....	46
Conclusion .....	47

## LISTE DES FIGURE

<b>Figure1.1.</b> Appareil échographique.....	4
<b>Figure 1.2.</b> Phénomène de réfraction.....	7
<b>Figure 1.3.</b> Image synthétique et résultat de la simulation échographique de cette image.....	8
<b>Figure1.4.</b> La sonde echographique.....	9
<b>Figure 1.5.</b> Sonde à balayage mécanique.....	10
<b>Figure 1.6.</b> Image d'une sonde à balayage linéaire .....	10
<b>Figure 1.7.</b> Image d'une sonde à balayage sectoriel.....	11
<b>Figure 1.8.</b> Schéma du fonctionnement standard d'un échographe .....	12
<b>Figure 1.9.</b> Passage du signal numérique 1D à l'image échographique 2D .....	14
<b>Figure 1.10.</b> Image de fantôme abdominal en mode B.....	16
<b>Figure 1.11.</b> Représentation du signal échographique en utilisant le mode TM.....	16
<b>Figure 1.12.</b> L'échographie mode 3D.....	17
<b>Figure 2.1.</b> Exemple d'image échographique 3D (a) visage et pied d'un fœtus, (b) colonne vertébrale d'un fœtus (image prévenant du site internet de médisons).....	22
<b>Figure 2.2.</b> Sondes échographiques (a)sonde linéaire(b) sonde convexe (c).....	22
<b>Figure 2.3.</b> Système main-libre : un capteur de localisation (ici, de type optique) est fixé sur la sonde.....	23
<b>Figure 2.4.</b> Repères utilisés pour la calibration spatiale : $R_i$ (image), $R_r$ (récepteur), $R_t$ (transmetteur), $R_c$ (fantôme).....	29
<b>Figure 2.5.</b> Évolution des paramètres de la droite extraite pour une séquence d'images réelles. A gauche, l'évolution de la pente et à la droite, l'évolution de l'ordonnée à l'origine.....	31

<b>Figure 2.6.</b> lissage de signal de référence et extraction des points de gradient nul. En haut, de signale de référence brute, en bas, ce signal lissé sur lesquels sont superposée les points extraits de gradient nul.....	33
<b>Figure 2.7.</b> Signal de référence et signaux de translation du capteur pour une séquence de type oscillation (profondeur 8cm). Les points verts représentent les points de gradient nul du signal de référence, et sont reportés sur les signaux du système de localisation. ....	34
<b>Figure 2.8.</b> Images extraites d'une séquence de type oscillation, pour une profondeur de 8 cm (a) : première image de la séquence, (b) : image acquise pendant le mouvement vertical de la sonde.....	35
<b>Figure3.1.</b> Système de détection des contours. ....	42
<b>Figure 3.2.</b> Les déférentes étapes de prétraitement de l'image de prostate entouré des os. ....	43
<b>Figure 3.3.</b> Résultats de détection des os de bassin. ....	44
<b>Figure 3.4.</b> Résultats de prétraitement de maladie de prostate.....	46
<b>Figure 3.5.</b> l'imageaprès traitement les contours sont détectés.....	46

## LISTE DES TABLEAUX

<b>Tableau 2.1.</b> Estimation de la latence du système pour des séquences réelles de type oscillation et des séquences de type calibration spatiale. ....	36
<b>Tableau 2.2.</b> Influence du sous échantillonnage sur l'estimation de la latence du système pour une séquence réelle de type « calibration spatiale », pour une profondeur de 8cm. ....	38
<b>Tableau 2.3.</b> Influence de la latence du système sur l'estimation du volume de l'ellipsoïde du fantôme d'évaluation, pour deux séquences acquises à une profondeur de 10cm, calibrées avec Rennes2D et segmentées manuellement. On simule différentes latences du système à partir des données réelles en supposant la latence réelle égale à 40ms.....	39

*Introduction*  
*Générale*

## **Introduction Générale**

L'utilisation de l'échographie ne peut pas être limitée au seul volet obstétrique et couvre en réalité une vaste palette allant de l'imagerie génito-urinaire à l'imagerie vasculaire, en passant par l'imagerie musculaire, thyroïdienne, tendineuse, lymphatique, hépatique, colorectale, ou encore l'imagerie endo-vaginale sur le seul volet de l'imagerie diagnostique. [1]

En effet, la métrologie dont disposent aujourd'hui les échographes bidimensionnels permet leur utilisation dans tous les domaines où l'imagerie radiologique peut fournir un diagnostic ou aider à établir l'évaluation d'un traitement.

Elle est également souvent utilisée en routine clinique dans des interventions telles que les néphrolithotomies percutanées (NLPC), où l'insertion de l'outil de ponction se fait souvent sous contrôle échographique, permettant de limiter les saignements pouvant améliorer la précision. [1]

L'examen échographique, est non douloureux et peut être répétées autant que nécessaire, notamment chez les jeunes patients, pour qui les rayons X sont à proscrire ou encore chez des patients ayant un état physiologique précaire.

La technique échographique est également limitée par la caractérisation des ondes utilisées. Celles-ci ne permettent pas la visualisation des structures osseuses ou des structures présentant un tissu trop important, pour l'obtention d'images cliniquement valides.

Les examens deviennent alors difficilement interprétables et les artefacts peuvent conduire à d'importantes erreurs de mesure.

Donc, la méthode d'acquisition des données est également génératrice d'artefacts résultant en des images de faible qualité, difficilement exploitables de manière automatique en routine clinique. [2]

En fin, si comme on l'a vu précédemment, l'utilisation de l'imagerie échographique permet de limiter les effets secondaires liés à l'intervention, cette faible qualité engendre un facteur de risque supplémentaire en ne permettant pas par exemple, une évaluation précise des volumes des régions d'intérêt.

Le mémoire est principalement divisé en trois chapitres. Que nous avons organisé comme suit :

Le premier chapitre est consacré à la formation et caractérisation d'une image échographique et le principe physique de la construction de l'image finale.

## **Introduction Générale**

Dans le deuxième chapitre nous avons abordé le principe de l'échographie 3D, les approches que nous avons développées pour traiter le problème de la calibration. Pour avoir les types de calibration spatiale et temporelle.

Le troisième chapitre est consacré aux détections des contours de l'image des os de bassin, et aussi de la maladie de la prostate. Et les résultats obtenus sont également représentés.

Et nous terminons en fin par une conclusion générale en présentant en quelque perspective.

# *Chapitre 1*

## **1.1. Introduction**

L'échographie est une technique d'imagerie médicale qui permet de visualiser sur écran des organes du corps humain (tissus mous) dont La formation des images échographiques est basée sur l'émission et le recueil des échos réfléchis par ces différents tissus et organes en utilisant les ondes ultrasonores.

L'objectif de ce chapitre est de présenter le processus de formation d'une image échographique afin de mieux en appréhender les caractéristiques. Allant du principe physique à la construction de l'image finale.

Puis nous détaillerons les caractéristiques des images et signaux échographiques d'un point de vue statistique.

## **1.2. L'échographe**

L'échographie est un terme constitué de deux mots : écho et graphie qui signifie dessiner l'écho (l'onde réfléchi), Les échos renvoyés par les organes, permettent en effet de visualiser ce qui est invisible à l'œil .

L'échographie il est constitué généralement des éléments suivants :

- Une sonde, permettant l'émission et la réception d'ultrasons.
- Un système informatique, transformant le délai entre la réception et l'émission d'ultrason en image.
- Une console de commande, permettant la saisie des données du patient et les
- différentes réglages
- un système de visualisation, le moniteur
- un système d'enregistrement des données, soit de manière analogique (cassette vidéo, impression de papier).soit de manière numérique (format DICOM), le tout est disposé sur un chariot mobile (voire figure 1.1), permettant d'effectuer l'examen au chevet même du patient.



Figure1.1. Appareil échographique.

Le principe général de l'imagerie ultrasonore repose sur l'étude des phénomènes liés à la propagation des ondes acoustiques dans les milieux physiques, et plus particulièrement sur la détection des amplitudes et retards des signaux renvoyés par un milieu donné. L'étude de ces signaux permet une représentation du milieu exploré en fonction de ses propriétés physiques.

[1]

### 1.3. L'acquisition du signal

Une sonde manuelle, dont le rôle est d'envoyer, d'enregistrer et d'amplifier les échos reçus, est mise en contact direct avec la peau du patient (un gel conducteur est utilisé en raison de la trop grande différence d'impédance entre la sonde et l'air).

Elle est équipée d'un dispositif qui émet de courtes impulsions ultrasonores qui se propagent profondément dans le corps et dont une partie est réfléchiée par les structures anatomique.

Les ultrasons sont caractérisés par leur fréquence. Plus elle est basse, plus la capacité de pénétration des ultrasons est élevée et moins la résolution est bonne. On essaie donc toujours d'utiliser les fréquences les plus élevées possibles, relativement à la profondeur des tissus.

Dans le cadre de l'imagerie échographique du corps humain, les fréquences sont en général comprises entre 1 et 20MHz [2].

#### **1.4. Principe physique**

Un son émis par un corps animé d'un mouvement vibratoire se propage sous forme d'ondes susceptibles de subir des réflexions, des réfractons et des interférences.

Il est en partie absorbé par les éléments composant la structure rencontrée et en partie réfléchi en direction de la sonde qui l'a envoyé.

En échographie, on utilise un cristal piézo-électrique qui, quand il est excité par une impulsion électrique, entre en résonance et émet alors des ultrasons dont la fréquence est dépendante de l'épaisseur du cristal. Ces mêmes cristaux jouent le rôle d'émetteurs et de récepteurs des ultrasons réfléchis (c'est-à-dire les vibrations induites par les impulsions ultrasonores).

Ils portent le nom de transducteurs et ont comme fonction la conversion de l'énergie électrique en ultrasons, et inversement.

L'imagerie ultrasonore est réalisée en émettant une impulsion qui est partiellement réfléchiée par les frontières entre deux structures tissulaires, et partiellement transmise. La réflexion est dépendante de la différence d'impédance acoustique entre les deux tissus.

En effet, les ondes utilisées sont des ondes de compression dont la propagation est longitudinale. La propagation des ondes est donc dépendante des caractéristiques des milieux traversés, que l'on peut représenter par la valeur de l'impédance acoustique, notée  $Z$  [3].

Cette grandeur est définie par l'équation 1.1

$$Z = \rho c \quad (1.1)$$

Où  $\rho$  est la masse volumique du milieu et  $c$  la vitesse de propagation des ondes sonores dans ce milieu-là.

### 1.4.1. Réflexion et Réfraction

Quand un faisceau d'ondes ultrasonores arrive au niveau d'une interface, une partie est réfléchi (l'onde réfléchi) et l'autre partie traverse l'interface et continue sa propagation (l'onde transmise).

Dans le cas particulier où l'onde incidente est perpendiculaire à l'interface, les ondes réfléchies et transmises sont également perpendiculaires à l'interface.

Par contre, quand le faisceau d'ultrasons rencontre une interface avec un angle oblique, une partie du signal est réfléchi avec un angle de réflexion égal à l'angle incident, alors que le reste est réfracté.

Cela signifie que la partie transmise du signal, qui dans le cas précédent continuait sa propagation en conservant la même direction, va être déviée d'un angle dépendant de l'impédance des deux milieux. Et on définit les équations suivantes pour les coefficients de réflexion  $R$  et de transmission  $T$  :

$$R = \frac{Z_2 \cos(\theta_i) - Z_1 \cos(\theta_t)}{Z_2 \cos(\theta_i) + Z_1 \cos(\theta_t)} \quad T = \frac{2Z_1 \cos(\theta_t)}{Z_2 \cos(\theta_i) + Z_1 \cos(\theta_t)} \quad (1.2)$$

Comme le montrent ces formules, la proportion des ondes réfléchies est dépendante de la différence d'impédance acoustique entre les deux milieux. Si des tissus mous organiques sont en contact avec l'air ou des structures minéralisées telles que des os ou des calculs [4].

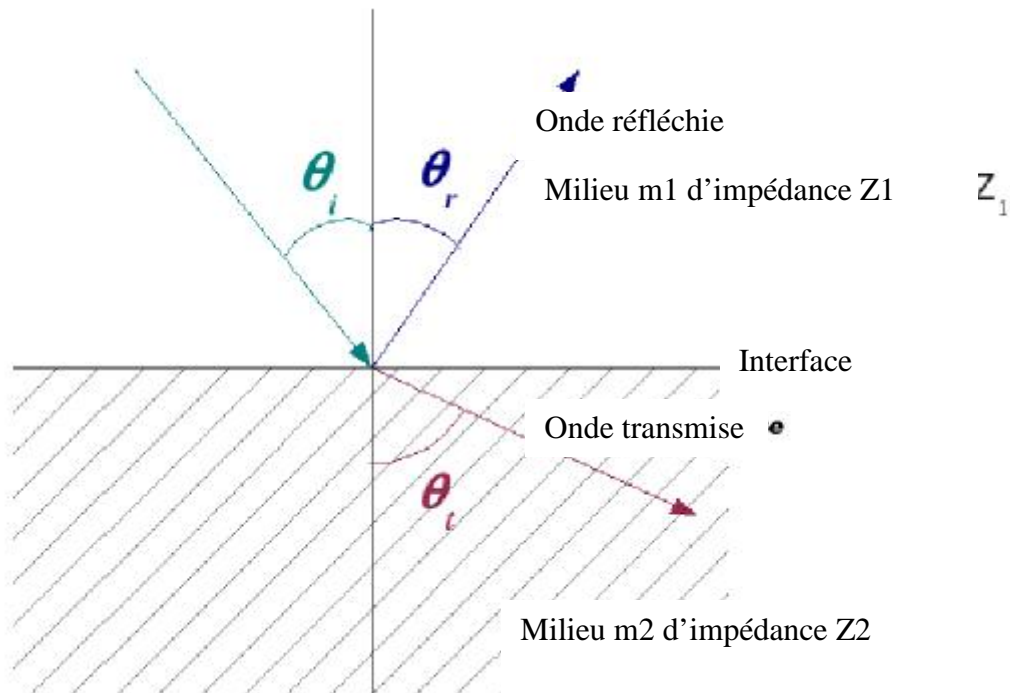


Figure 1.2. Phénomène de réfraction.

#### 1.4.2. Diffusion dans les tissus

Les échos de diffusion sont en général plus petits et plus stables que les échos de réflexion. Les ultrasons sont diffusés par les microstructures des tissus qui sont plus petites que la longueur d'onde de l'onde ultrasonore. Ces microstructures se comportent comme des diffuseurs qui vibrent et réémettent les ultrasons.

, les tissus mous ne sont pas des diffuseurs parfaits car ils possèdent des structures internes orientées et les ondes diffusées vont ainsi interférer entre elles et créer une texture dans l'image des tissus, qui sera dépendante de la diffusion mais également de l'échographe.

En fonction des distances entre les diffuseurs, ces interférences peuvent être constructives ou destructives et expliquent l'aspect typiquement granuleux des images échographiques. On parle de speckle dont une illustration peut être vue sur la figure 1.3. On y représente une image synthétique ainsi que sa simulation échographique.

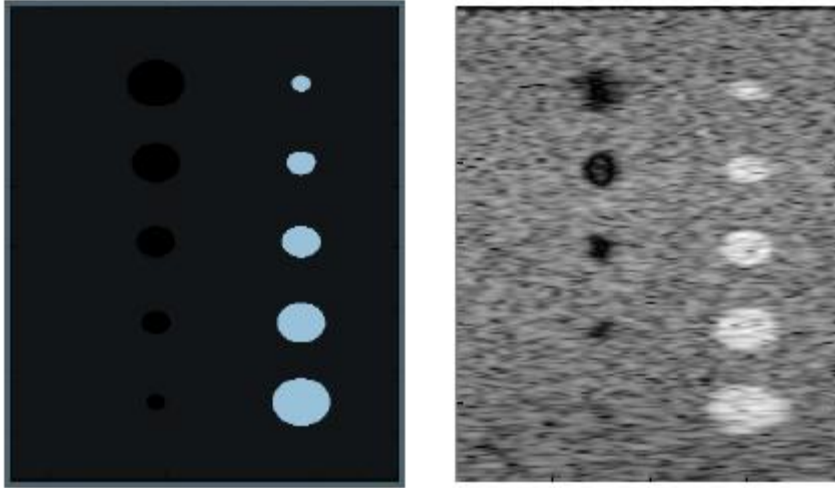


Figure 1.3. Image synthétique et résultat de la simulation échographique de cette image.

La plupart des images échographiques sont ainsi formées par les échos de réflexion diffuse sur les surfaces irrégulières et les échos de dispersion dans les milieux hétérogènes. [5]

### 1.5. La sonde échographique

La sonde est la partie essentielle constituant l'échographie, est un transducteur qui transforme une forme d'énergie en une autre.

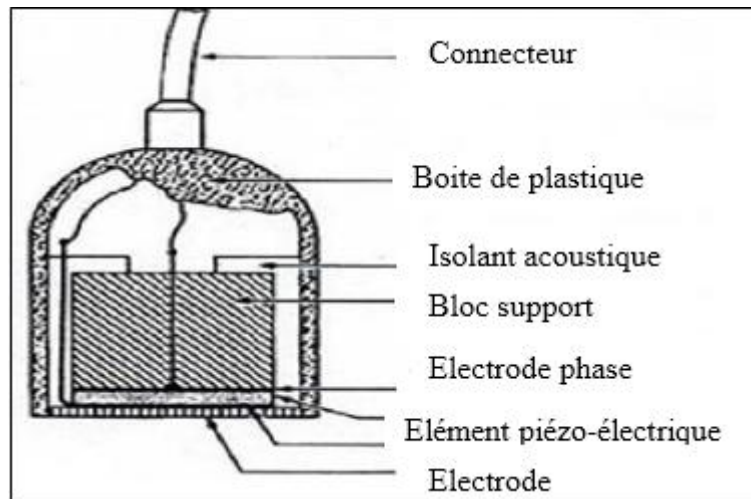


Figure1.4. La sonde échographique

Elle conditionne la qualité de l'image et a comme particularité le fait de posséder le rôle dual d'émetteur et de récepteur. Elle est généralement qualifiée de transducteur car elle transforme l'impulsion électrique en onde ultrasonore et, inversement, convertit les informations ultrasonores en signaux électriques.

La section suivante va effectuer les différents types de sondes utilisées en imagerie échographique.

### 1.5.1. Les sondes à balayage mécanique

Ces sondes effectuent un balayage sectoriel grâce à la mise en mouvement de pièces mécaniques placées dans un bain d'huile. fenêtré acoustique, ce qui autorise l'exploration d'organes difficilement accessibles autrement.

Toutefois, en raison de l'utilisation de pièces mécaniques et du bain d'huile, la fiabilité de la sonde à long terme reste médiocre. Elles disposent de plus d'une mauvaise résolution latérale et ne sont donc guère plus utilisées en médecine.

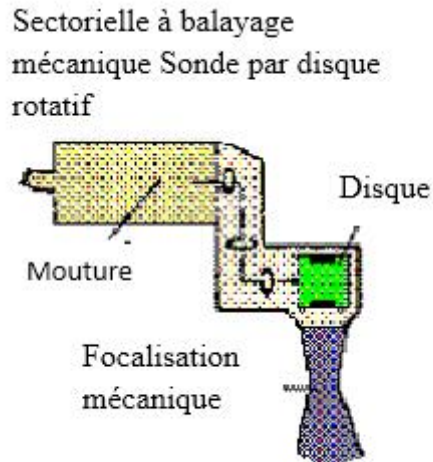


Figure 1.5.Sonde à balayage mécanique.

## 1.5.2. Les sondes à balayage électronique

Les sondes à balayage électronique sont composées de multiples céramiques disposées en série et permettent l'obtention d'une image rectangulaire ou sectorielle.

Il existe deux types de sondes à balayage électroniques : les sondes à balayage linéaire et celles à balayage sectoriel.

### 1.5.2.1 . La sonde à balayage linéaire

Afin d'explorer le plan de coupe ligne par ligne, une centaine d'éléments piézo-électriques sont positionnés afin de former une longue barrette. Le balayage est ainsi réalisé par "translation de l'ouverture, élément par élément"[6] de cette barrette. Ces lignes sont, par ailleurs, espacées entre elles d'une distance de l'ordre du millimètre.



Figure 1.6.Image d'une sonde à balayage linéaire.

### **1.5.2.2. Les son des à balayage sectoriel**

On trouve deux types de sondes à balayage sectoriel : les barrettes planes et les barrettes sectorielles. Dans les deux cas, le balayage du plan de coupe est obtenu par décalage de phase.



Figure 1.7. Image d'une sonde à balayage sectoriel.

## **1. 6. Formation de l'image échographique**

Malgré la grande diversité de constructeurs existant sur le marché de l'imagerie échographique, les échographes modernes fonctionnent tous sensiblement selon le même schéma [7] : la sonde émet des ultrasons puis les réceptionne, les transforme en signal électrique et les transmet au bloc d'acquisition.

Ce bloc détecte, échantillonne et adapte les échos acheminés depuis la sonde. Il a également comme rôle de transmettre à la sonde l'impulsion électrique originelle qu'elle transformera en ultrasons.

Le signal électrique est ensuite transmis au bloc de traitement du signal puis à celui de traitement d'image avant d'être affiché. Le processus est détaillé dans la figure 1.8.

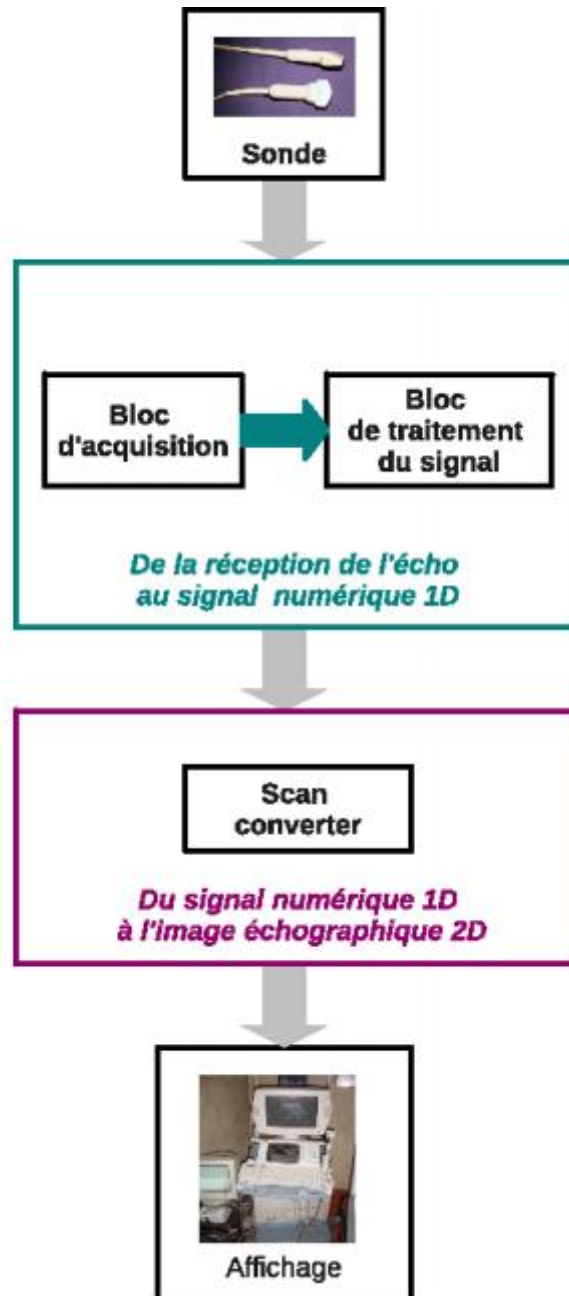


Figure 1.8. Schéma du fonctionnement standard d'un échographe.

### 1.6.1. La réception de l'écho au signal numérique unidimensionnel

A la réception des échos, le bloc d'acquisition les amplifie via un amplificateur linéaire, afin de compenser l'atténuation en profondeur puis les numérise. Ce signal numérisé est le signal Radiofréquence. Il est particulièrement riche car il contient des informations sur les tissus rencontrés via son amplitude et sa fréquence.

Ce n'est toutefois pas ce signal qui est directement affiché : il subit au préalable une chaîne de traitements afin de passer de signaux 1D à un signal 2D.

Une fois le signal transmis au bloc de traitement du signal, il est filtré, démodulé et compressé. Le filtrage est réalisé afin de tenter de s'affranchir des bruits additionnels tels que les bruits électroniques. Une double compression est également réalisée : une compression logarithmique ainsi qu'une compression linéaire [7].

En effet, l'amplitude des signaux échographiques varie dynamiquement entre 50 et 100 dB, ce qui est beaucoup trop important pour les capacités perceptives humaines qui atteignent, pour les médecins experts du domaine, une résolution de 40 dB.

Il est donc nécessaire d'effectuer une modification du signal afin de rendre les informations perceptibles par un humain. Pour ce faire, les systèmes d'imagerie échographique recourent en général à une compression logarithmique, qui n'est inversible que dans le cas où la dynamique d'entrée du signal est connue, ce qui n'est pas toujours le cas [4], et qui induit un appauvrissement de l'information contenue dans le signal final par rapport au signal original.

### **1.6.2 Du signal numérique 1D à l'image échographique 2D**

Une des caractéristiques de l'image échographique est qu'elle se forme en temps réel à partir des échos provenant des différentes lignes de balayage d'un plan de coupe. Sur chacune des lignes de balayage ou ligne de tir, l'écho est caractérisé par son amplitude et son temps de réponse.

La transformation du signal numérique en image échographique est réalisée par un module spécifique de l'échographe : le scan convertir. La figure 1.9 Récapitule les différentes étapes.

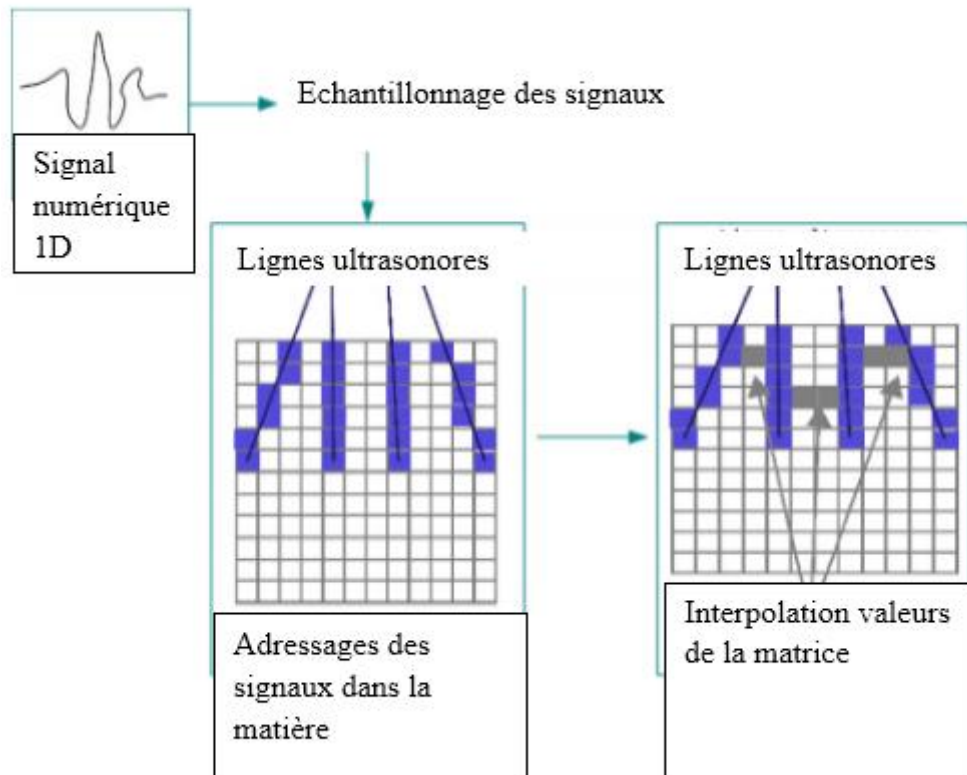


Figure 1.9. Passage du signal numérique 1D à l'image échographique 2D.

### 1.6.2.1. Échantillonnage des signaux

Le signal reçu par le convertisseur-échantillonneur est échantillonné afin d'être adressé dans une matrice  $512 \times 512$  et généralement quantifié sur 256, 64 ou 16 niveaux de gris afin de pouvoir être visualisé.

### 1.6.2.2. Adressage dans la matrice

L'adressage dans la matrice dépend de la ligne ultrasonore étudiée et du temps de retour de l'écho.

Afin de tenir compte des temps de retour différents et donc des valeurs potentiellement différentes d'un même pixel en fonction de l'écho considéré, il sera nécessaire d'effectuer un lissage temporel des données.

### **1.6.2.3. Interpolation**

Le nombre de lignes ultrasonores étant de l'ordre de 100 pour une image 512\*512, il est nécessaire d'effectuer une interpolation à partir des valeurs des échos les plus proches.

### **1.6.2.4. Lissage Spatial**

Un lissage spatial est effectué une fois l'interpolation réalisée, afin de compenser les variations d'amplitude des échos voisins et l'effet brutal de l'interpolation [4]. Un lissage temporel est également effectué.

## **1.7. Les principaux modes de visualisation**

Le traitement et la visualisation des signaux ultrasonores reposent sur un certain nombre d'hypothèses, parfois simplificatrices, qui génèrent dans certains cas un bruit additionnel au signal originel.

En effet, afin d'obtenir les visualisations présentées ci-après, il a été considéré que la direction du faisceau ultrasonore était unique, qu'une seule réflexion avait eu lieu et que la vitesse de propagation utilisée était la vitesse de propagation moyenne des ultrasons dans les tissus mous, c'est à dire 1540 m/s. Ces hypothèses simplificatrices peuvent générer un certain nombre d'artefacts.

On peut visualiser les signaux ainsi traités sous trois formes différentes : le mode A ou amplitude, le mode B ou brillance, qui est le mode de représentation le plus utilisé et le mode TM ou dynamique. Nous détaillerons chacun d'eux ci-après.

### **1.7.1. Le mode A (Amplitude)**

C'est le mode le plus ancien, il consiste en l'affichage de l'amplitude du signal recueilli par la sonde en fonction de la profondeur. Un seul faisceau, de direction constante, est utilisé.

Dans ce mode de représentation, le signal est représenté en une dimension avec, en abscisse, le temps, et en ordonnée, l'amplitude de la réflexion.

### 1.7.2. Le mode B (Brillance)

C'est le mode de représentation le plus utilisé. L'amplitude est traduite par la brillance d'un point (son niveau de gris). Les traitements décrits sont effectués sur le signal échographique afin d'obtenir l'image 2D qui est visualisée et qui peut être considérée comme une représentation des organes [4]. La profondeur du tissu est représentée sur l'axe des ordonnées et la position le long du transducteur sur l'axe des abscisses.



Figure 1.10. Image de fantôme abdominal en mode B.

### 1.7.3. Le mode TM (Temps/Mouvement)

Ce mode représente la distance entre la sonde et les structures écho gènes en fonction du temps (figure 1.11) et est souvent utilisé en imagerie cardiaque.

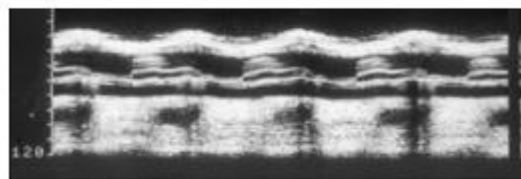


Figure 1.11. Représentation du signal échographique en utilisant le mode TM.

#### **1.7.4. Le mode 3D**

Lorsque le faisceau ultrasonore balais un plan, l'échographie est bidimensionnelle et les structures visualisées sont celles qui se trouvent dans le plan de coupe balayé par le faisceau ultrasonore. Si le faisceau balaye un volume, l'échographie devient tridimensionnelle et on fait alors appel à des logiciels spécialisés dans la construction d'image pour obtenir un rendu 3D de la surface ou du volume examiné ou pour sélectionner un plan de coupe d'orientation quelconque [8] .



Figure 1.12. L'échographie mode 3D.

#### **1.8. Bruit et artefacts d'une image échographique**

On a pu obtenir l'intuition d'un certain nombre d'artefacts qui risquent d'affecter la compréhension et le mode de traitement des images échographiques

On peut citer le problème d'atténuation des échos, qui rend difficile toute observation des structures en profondeur, le phénomène de réverbération, qui apparaît lorsque deux interfaces très écho gènes et parallèles sont situées sur le trajet de l'onde, ou l'effet de miroir, qui survient quand la réflexion au lieu sur une interface linéaire très écho gène et qui amène, dans l'image finale, à la création d'une fausse image, symétrique à la vraie par rapport à l'interface.

L'échogénéicité de certaines structures orientées, telles que les ligaments et les tendons, est dépendante de l'orientation du faisceau : la qualité de l'image résultante sera donc dépendante de l'orientation du faisceau de départ [8].

## **1.9. Caractérisation d'une image échographique**

### **1.9.1. Résolution d'une image échographique**

La résolution d'une image échographique dépend essentiellement de la sonde et du système utilisé. Le terme résolution recouvre en réalité trois notions différentes : la résolution axiale et latérale, et l'épaisseur du plan de coupe qui est déterminée par la largeur du faisceau ultrasonore.

#### **1.9.1.1. La résolution axiale**

La résolution axiale détermine la capacité de la sonde à différencier deux cibles distinctes situées dans l'axe du faisceau ultrasonore. Elle est dépendante de la durée de l'impulsion ultrasonore, qui doit être la plus brève possible [9]. Plus l'impulsion transmise est brève, plus la bande passante est importante et la résolution axiale élevée.

#### **1.9.1.2. La résolution latérale (ou angulaire)**

La résolution latérale, fonction de la largeur du faisceau, est définie par la capacité du système à séparer deux échos situés sur un même plan, perpendiculaire à l'axe de ce même faisceau. Optimale à la distance focale  $f$  (zone où elle est généralement donnée), la résolution latérale se dégrade en fonction de l'éloignement par rapport à cette zone [9]. En général, la résolution axiale est meilleure que la résolution latérale.

## **1.10. Focalisation**

Afin d'obtenir une image de bonne qualité, il faut balayer le milieu à explorer par un faisceau ultrasonore très fin pour obtenir une bonne résolution latérale.

Il faut d'autre part, pour obtenir une bonne résolution axiale, utiliser des signaux brefs qui permettent en échographie de séparer des cibles proches. Pour réaliser une focalisation de l'énergie ultrasonore en émission (c'est à dire faire converger le faisceau pour qu'il devienne localement quasi-ponctuel), il suffit d'appliquer aux transducteurs un jeu de retards appropriés afin de corriger les temps de parcours pour que toutes les impulsions arrivent ensemble au point visé.

**Conclusion**

Vers la fin de ce chapitre, on peut comprendre la physique des ondes ultrasonores, leurs utilisations dans le domaine médical (échographie).

Nous avons pu détecter et générer les ondes ultrasonores, ainsi que le rôle de la sonde échographique, qui a un double rôle : l'émission des ultrasons et la réception des échos, grâce au phénomène de la piézo-électricité et aux matériaux piézo-électriques.

Ainsi le principe de formation de l'image échographique, et les différentes principaux modes de visualisation. Et en fin ces caractéristiques.

# *Chapitre 2*

## **2.1. Introduction**

Nous présentons dans ce chapitre le principe de l'échographie 3D et les différentes techniques d'acquisition des images dans un cadre générale.

Après avoir montré son intérêt par rapport à l'échographie 2D traditionnelle, nous décrivons les caractéristiques des systèmes d'acquisitions existants.

Nous présentons aussi les approches que nous avons développées pour traiter le problème de la calibration. En fin on doit avoir les types de calibration spatiale et temporelle.

## **2.2. Limitation de l'échographie 2D**

L'échographie classique fournit une information bidimensionnelle. L'acquisition de la troisième dimension s'effectue par intégration mentale des coupes successives obtenues par le médecin.

Ainsi la localisation des plans de coupes, qui est très dépendante de l'expérience du praticien, est assez intuitive, et ceci peut entraîner des erreurs sur les mesures.

De plus, le problème de la localisation des plans de coupes empêche un éventuel suivi de patient.

En effet, à cause de la variabilité des mesures, il n'est pas possible de comparer différents clichés, qui permuteraient de suivre l'évolution de la pathologie. De par cette dépendance à l'opérateur, l'échographie 2D classique rend difficile le transfert du dossier entre les médecins.

### **2.2.1. Nouvelle possibilités**

Le principe de l'échographie 3D repose sur l'acquisition d'un volume de données et non de simples coupes 2D. Les mesures deviennent plus précises et surtout reproductibles, ce qui est indispensable lors de l'étude quantitative par exemple.

De plus, l'échographie 3D permet la visualisation de l'information qui était impossible avec l'échographie classique

En effet, l'obtention d'un volume autorise de nouvelles formes d'analyse du patient, analyse volumique, nouveaux plans de coupe, vision panoramique etc.

En fin l'apport de la troisième dimension se prête à de nouveaux domaines d'applications tels que la simulation d'exams, les télé-médecines [10].

### **2.3. Application médicale**

Modalités peu coûteuse, d'innocuité quasi-totale, et fournissant des images en temps réel, l'échographie tient aujourd'hui une place importante dans le domaine d'imagerie médicale.

L'échographie 3D s'applique dans les mêmes domaines que l'échographie 2D classique mais apporte avec elle toute une série de nouvelles possibilités. Voici quelques différents domaines où l'échographie tridimensionnelle est particulièrement intéressante. L'obstétrique, la cardiologie l'angéologie, et également en pédiatrie....etc. [11].

#### **2.3.1. Acquisition des données**

L'acquisition des données est une phase cruciale de l'échographie 3D. La qualité de l'acquisition dépend fortement de la qualité de la reconstruction du volume.

Il est important de noter que pour éviter les artefacts et les distorsions dues au mouvement du patient (mouvement respiratoire, cardiaque ou un mouvement involontaire), l'acquisition des images doit se faire rapidement ou correctement synchronisée.

Trois solutions ont été proposées : les sondes tridimensionnelles, les systèmes à balayage mécanique et les systèmes d'acquisitions main libre (balayage manuel).

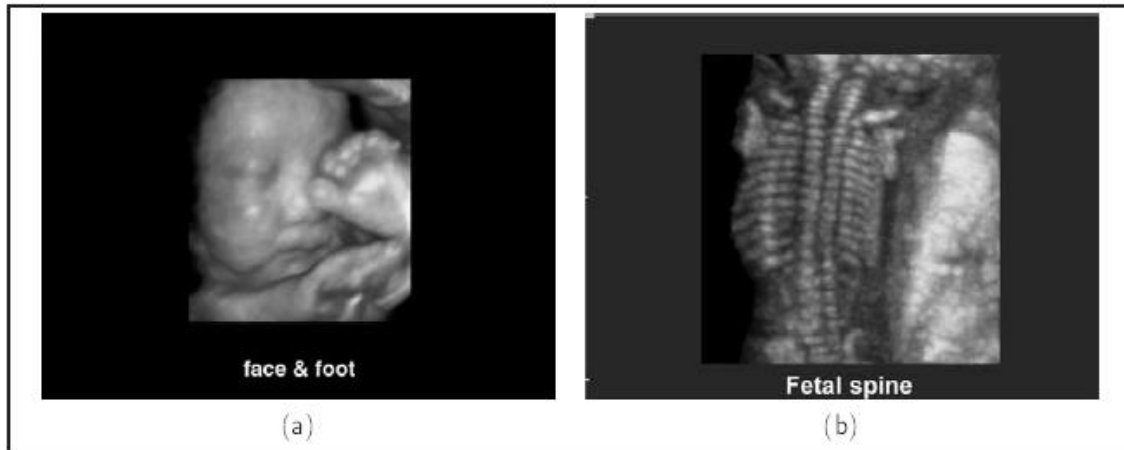


Figure 2.1.Exemple d'image échographique 3D (a) visage et pied d'un fœtus, (b) colonne vertébrale d'un fœtus (image prévenant du site internet de médisons)

### 2.3.2. Sondes 3D

Pour passer du 2D à 3D, il semble naturel de modifier la sonde pour pouvoir directement explorer le patient en 3D. Contrairement à une sonde classique où les transducteurs sont alignés, une sonde 3D est constituée d'une matrice de transducteurs.

On parle alors d'une sonde matricielle. Pourtant, même si la solution de la sonde 3D est séduisante et représente sans aucun doute l'avenir de l'échographie, ce type de sonde est encore en développement.

En effet, les problèmes techniques (interaction entre les transducteurs, connectique encombrant, électronique complexe, etc.) sont actuellement un sujet de recherche très important [12].

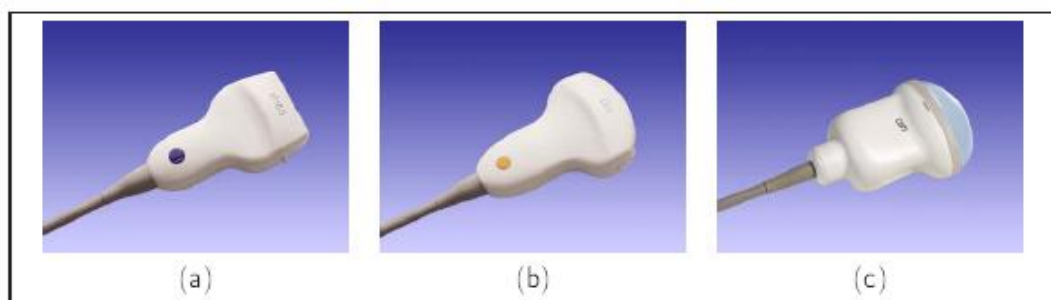


Figure 2.2.Sondes échographiques (a)sonde linéaire(b) sonde convexe (c)

## 2.4. Système de type main-libre

Cette solution consiste à fixer sur la sonde un système de repérage qui donne à chaque instant la position et l'orientation de la sonde. Le mouvement de la sonde est relativement libre (suivant la flexibilité du système de repérage utilisé).

En utilisant les données de position et d'orientation fournies par le système de localisation, et après avoir correctement calibré le système échographique, il est possible de reconstruire un volume à partir de la séquence d'images acquises.



Figure 2.3. Système main-libre : un capteur de localisation (ici, de type optique) est fixé sur la sonde.

Ce type de système est très flexible, peu cher et simple d'utilisation pour le médecin (système proche des systèmes 2D actuels).

Les systèmes de type main-libre nécessitent cependant une étape cruciale de calibration (spatiale et temporelle), et leur précision dépend de la qualité du système de localisation utilisé.

De plus, la vitesse de déplacement de la sonde doit être faible (inférieure à 1 cm/s) pour éviter que des erreurs apparaissent dans le positionnement des points échantillonnés [13].

### 2.4.1. Erreurs à l'acquisition

Quel que soit le système d'acquisition 3D choisi, des erreurs durant la phase d'acquisition des données peuvent intervenir et troubler l'interprétation des images. Il est donc important d'identifier clairement toutes les sources d'erreurs possibles intervenant dans l'étude des images échographiques 3D.

Les erreurs proviennent de plusieurs sources et interviennent pendant les étapes suivantes :

- à l'acquisition des images 2D dans le cas de systèmes à balayage mécanique ou manuel, et des images 3D pour les sondes matricielles,
- lors de l'acquisition des positions avec le système de localisation dans le cas de systèmes à balayage mécanique ou manuel,
- lors du transfert des images vers l'ordinateur,
- lors de fusion des informations de positions avec les informations visuelles et de la calibration spatiale du système dans le cas de systèmes à balayage mécanique ou manuel,
- lors de la reconstruction 3D.

Nous allons détailler certains types d'erreurs intervenant dans l'utilisation d'un système de type main-libre car c'est le cas qui nous intéresse plus particulièrement.

De plus, comme nous venons de le voir, certains types d'erreurs se retrouvent également lors de l'utilisation de systèmes à balayage mécanique ou de systèmes utilisant une sonde matricielle.

Tout d'abord, les erreurs liées aux images échographiques sont fortement déterminées par la résolution de ces images. Typiquement, la résolution dans le plan perpendiculaire à l'image est nettement inférieure à la résolution latérale ou axiale dans l'image. La numérisation des images engendre également d'erreurs sur la création des images ultrasonores. La variation de la vitesse du son peut également provoquer d'importantes erreurs.

Afin de conserver un bon contact entre la sonde et la peau, le médecin se doit de maintenir une certaine pression. Ceci déforme inévitablement l'anatomie du patient proche de la peau et ceci se répercute la compression des organes observés due à la pression de la sonde peut se révéler être une source d'erreurs importantes.

Ensuite, les systèmes de type main-libre rencontrent de plus des problèmes qui leur sont spécifiques. Ainsi, la qualité du système de localisation (magnétique, optique etc.) influence la qualité de la reconstruction finale du volume. De même, l'étape de calibration spatiale et temporelle conditionne très fortement la précision de la reconstruction.

Enfin, le temps d'acquisition des données peuvent être plus ou moins longs. Cependant, il est très important que le patient ne bouge pas, car cela entrainerait des artefacts lors de la reconstruction du volume. Les systèmes peuvent acquérir plusieurs volumes par

seconde, et les autres systèmes peuvent enregistrer de 10 à 60 images par seconde ; les bouger respiratoires ne représentent alors plus un problème difficile.

Cependant, pour les systèmes main-libre, en échocardiographie, il est nécessaire de compenser ces mouvements parasites. Les mouvements causés par les flux sanguins peuvent également provoquer des artefacts, l'acquisition des données peut se faire en accord avec l'ECG [14].

## **2.5. Discussion**

Le principal avantage des sondes 3D est l'obtention directe d'un volume. La résolution obtenue avec ce type de sonde est encore très inférieure à la résolution atteinte par les sondes 2D classiques. Déplus, les sondes sont très chères et assez encombrantes ce qui limite leurs champs d'action.

En ce qui concerne les systèmes mécaniques, leur principal avantage réside dans la qualité de reconstruction obtenue. En effet, la création d'un volume à partir d'une séquence d'images acquises régulièrement (en translation ou en rotation) est relativement simple. Le Protocol d'acquisition des données est simplifié pour l'utilisateur.

Cependant, le mouvement automatique ne possède généralement qu'un seul degré de liberté, et le coût de ce type de sonde n'est pas négligeable

Les systèmes de type main-libre représentent la solution la plus simple flexible, la plus facile à mettre en œuvre et la moins onéreuse. La reconstruction est bien sûr plus complexe à effectuer et moins précise car la qualité de la reconstruction dépend fortement de calibration et de la précision du système de localisation utilisé.

Cependant, les qualités des systèmes main-libres font qu'actuellement, ils représentent la plus attrayante pour l'échographie 3D.

### **2.5.1. Exploitation des données**

Nous regroupons dans le terme "exploitation" des données tout ce qui touche au traitement des images 2D et 3D, ainsi qu'aux méthodes de visualisation des données. Nous n'avons pas ici la volonté d'être exhaustif et de décrire tout ce qui appartient au domaine de l'exploitation de données.

Ainsi, nous omettrons dans cette partie les domaines du filtrage, de la segmentation, du recalage etc. Nous souhaitons ici nous focaliser plus particulièrement sur la reconstruction 3D, la composition et la visualisation des données qui sont des problèmes vraiment spécifiques à l'échographie

### **2.5.2 Reconstruction**

La reconstruction 3D est principalement abordée de deux manières différentes. La première consiste à segmenter la série d'images échographique afin d'en extraire les structures désirées, le volume est ensuite créé. Cette approche est par exemple utilisée en échographie, où les ventricules sont tout d'abord segmentés de façon automatique (en utilisant des modèles déformables par exemple) ou manuellement.

De cette description des bords, un modèle 3D surfacique est développé et visualisé. L'avantage de cette méthode est que la qualité d'information est très sensiblement réduite par le processeur de segmentation, et la manipulation des données est plus aisée. Les inconvénients de ce type de méthode concernent tout d'abord une éventuelle perte d'information car les structures anatomique sont représentées simplement par des surfaces.

De plus, la segmentation manuelle est une étape fastidieuse. Dans le cas d'une segmentation automatique, la reconstruction est sujette à de possibles erreurs.

La seconde approche consiste à acquérir une série d'images afin de construire un volume. La reconstruction s'effectue alors en deux étapes : on calcule pour chaque pixel de la séquence d'images ses coordonnées 3D.

Ensuite, l'intensité de chaque Pixel est calculée par interpolation. Alors toute segmentation permettant d'extraire les structures désirées est possible. Cette approche n'utilise aucune hypothèse sur la structure de l'organe étudié, ainsi la perte d'information est moindre.

De plus, de nouvelles coupes non disponibles à l'origine sont alors visualisées. Il est également possible pour l'utilisateur de choisir différentes méthodes de rendu volumique. Cette approche a été appliquée pour une reconstruction temps réel et interactive lors d'opérations chirurgicales.

Cependant, dans le cas où il n'y a pas assez d'images acquises pour la structure observée, des informations parasites peuvent être introduites. La précision de la reconstruction est alors dégradée.

Enfin, une fois reconstruit, le volume obtenu est relativement lourd à manipuler et propose une autre approche pour résoudre le problème de la reconstruction 3D.

### **2.5.3. La composition de données**

La composition des données (« compounding » en anglais) consiste à mélanger différentes vues d'un même organe. En effet, un des principaux problèmes rencontrés avec les sondes traditionnelles concerne la dépendance angulaire de la rétro-diffusion.

Ainsi, cette technique a pour but d'améliorer la résolution des images et de diminuer le bruit présent. On peut distinguer deux types de techniques de composition, la composition de volumes et la composition d'images :

- Etant données différentes volumes échographiques, il est possible d'effectuer une composition de volumes en recalant tout d'abord les données entre elles, puis en fusionnant les différentes informations.

### **2.5.4. Visualisation**

Le but de la visualisation est de produire une image de bonne qualité qui restitue correctement et précisément l'information 3D. La qualité de la visualisation dépend bien évidemment de la qualité de l'acquisition des données et de la reconstruction. La technique de rendu choisie est très importante.

En effet, c'est elle qui détermine les informations pertinentes qui seront transmises au médecin. Les trois types de rendu sont :

- Les plans de coupe,
- Le rendu surfacique,
- Le rendu volumique.

## **2.6 .Calibration d'une image échographique 3D à main libre**

Avant d'acquérir les données, il est indispensable de calibrer le système pour pouvoir effectuer des études quantitatives précises. La calibration (ou calibrage) d'un système de type

main-libre est nécessaire pour localiser correctement une image dans l'espace 4D (dimension spatiales et temporelle).

L'étape de calibration peut être décomposée en deux parties : la calibration temporelle et la calibration spatiale.

Le but de la calibration temporelle est de mettre en correspondance les images ultrasonores avec la position 3D fournies par le système de localisation. La calibration spatiale quant à elle consiste à déterminer la transformation rigide qui relie le repère image au repère de l'espace 3D.

Quel que soit le système de localisation employé, l'étape de calibration est cruciale car son impact sur la qualité de la reconstruction est fondamental.

De plus, la calibration du système échographique doit être la plus simple possible pour pouvoir être utilisé dans un contexte hospitalier, c'est-à-dire automatique, facile d'utilisation pour le médecin, robuste et rapide. Nous abordons le problème de la calibration de façon générale, sans nous focaliser sur une application médicale particulière.

### 2.6.1. Calibration spatiale

La calibration spatiale est une étape préalable indispensable à toute application nécessitant une localisation précise des images échographique dans l'espace 3D.

### 2.6.2. Formulation

Afin de développer un système échographique 3D main-libre utilisable dans le cadre d'études quantitatives précises, il est nécessaire de déterminer la position des images dans l'espace 3D. L'étape de calibration spatiale permet d'estimer la matrice de changement de passage entre le repère du capteur posé sur la sonde [15].

Le problème de la calibration spatiale d'un système échographique 3D main-libre peut se formuler de la façon suivante :

$$X_c = T_c T_t T_r S X_r$$

$$\text{Avec } \mathbf{X}_c = (u, v, 0, 1)^T \quad \text{et} \quad S = \begin{pmatrix} S_x & 0 & 0 & 0 \\ 0 & S_y & 0 & 0 \\ 0 & 0 & 1 & 0 \\ 0 & 0 & 0 & 1 \end{pmatrix} \quad (2.1)$$

$X_t$  Est le vecteur de coordonnées du point dans l'image et  $X_c$  le vecteur de coordonnées de ce point dans le repère associé au fantôme.  $T_r$  Représente la transformation rigide entre le repère de l'image<sup>1</sup> et le repère du récepteur,  $T_t$  entre le repère du récepteur et celui du transmetteur et enfin  $T_c$  entre le repère du transmetteur et le repère associé au fantôme.  $u$  et  $v$  sont les coordonnées du pixel dans l'image,  $S_x$  et  $S_y$  représentent les facteurs d'échelle (voir la figure 2.4).

Le but de la calibration spatiale est d'estimer la matrice  $T_t$  (3 translation et 3 rotations) et les deux facteurs d'échelle  $S_x$  et  $S_y$ . On suppose que l'image produite par l'échographe est ré échantillonnée suivant les deux axes x et y. Ainsi, il suffit d'appliquer les deux facteurs

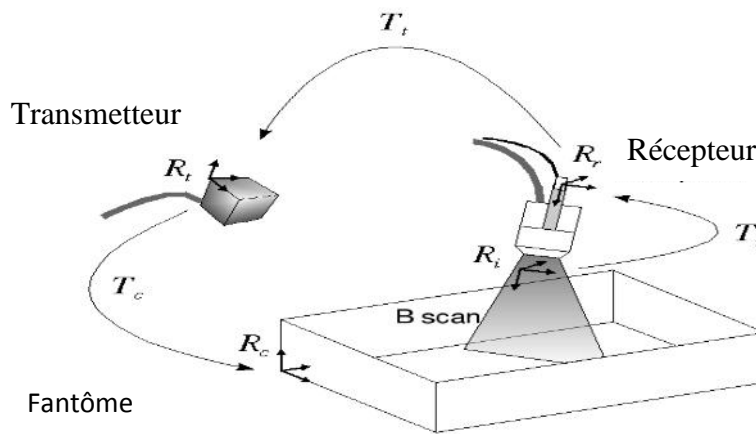


Figure 2.4. Repères utilisés pour la calibration spatiale :  $R_i$  (image),  $R_r$  (récepteur),  $R_t$  (transmetteur),  $R_c$ (fantôme).

D'échelle  $S_x$  et  $S_y$  pour passer du système pixellique au système métrique. La matrice  $T_r$  ne doit être ré-estimée que lorsque la position du récepteur par rapport à la sonde est modifiée (lors d'un changement de sonde par exemple). La matrice  $T_t$  est fournie par le système de localisation à chaque instant et donne la position du récepteur par rapport au transmetteur (qui est fixe dans l'espace 3D).

La transformation  $T_c$  est optionnelle, mais permet pour certains types de fantômes de simplifier l'équation 2.1.

$T_r$  Est une transformation rigide et s'écrit en coordonnées homogènes de la façon suivante :

$$T_r \ T_x, T_y, T_z, \alpha, \beta, \gamma = \begin{matrix} R(\alpha, \beta, \gamma) & t(t_x, t_y, t_z) \\ 0 & 1 \end{matrix} \quad (2.2)$$

Ou  $t ( t_x, t_y, t_z )$  est un vecteur de translation,  $( \alpha, \beta, \gamma )$  représentent les angles de rotation autour des axes (z, y, x) et  $R ( \alpha, \beta, \gamma )$  la matrice de rotation [15] .Pour exprimer les rotations, nous avons choisi une représentation d'Euler et opté pour le système de deuxième type zyx

$$R_{\alpha, \beta, \gamma} = \begin{matrix} \cos \alpha \cos \beta & \cos \alpha \sin \beta \sin \gamma - \sin \alpha \cos \gamma & \cos \alpha \sin \beta \cos \gamma + \sin \alpha \sin \gamma \\ \sin \alpha \cos \beta & \sin \alpha \sin \beta \sin \gamma + \cos \alpha \cos \gamma & \sin \alpha \sin \beta \cos \gamma - \cos \alpha \sin \gamma \\ - \sin \beta & \cos \beta \sin \gamma & \cos \beta \cos \gamma \end{matrix} \quad (2.3)$$

**2.6.3 Etat de l'art**

Afin d'estimer les huit paramètres de calibration (translation, rotation et échelle .Un fantôme (ou mire) de calibration dont les propriétés géométriques 3D sont connues, est scanné. En introduisant les différentes contraintes liées aux propriétés du fantôme dans l'équation 1.1, il est alors possible de déterminer  $T_r, s_x$  et  $s_y$  .afin d'estimer ses paramètres, on extrait tout d'abord des caractéristiques dans les images.

Ensuite, il s'agit de mettre en correspondance ces caractéristiques avec la géométrie 3D du fantôme. Une estimation correcte de ces paramètres de calibration permet de retrouver à travers la séquence d'image ultrasonore la géométrie du fantôme. Ce principe général est valable quel que soit la méthode de calibration spatiale développée. Nous avons donc classé les différentes méthodes existantes en fonction des fantômes utilisés [15].

Nous avons répertorié six types de fantômes pour estimer les paramètres de calibration. Voici les différentes dénominations que nous utiliserons par la suite :

- Fantôme de type « point d'instruction »
- Fils orthogonaux
- Ensemble de points
- Fantôme plan
- Fantôme multimodal
- Pointeur de localisation.

## 2.7. Calibration Temporelle

Pour les systèmes échographiques 3D main-libre, la latence entre l'acquisition des images ultrasonores et l'acquisition des données de positionnement du capteur attaché à la sonde peut provoquer des erreurs importantes lors de la reconstruction 3D du volume échographique. Après avoir présenté le contexte de la calibration temporelle et les méthodes existantes, nous exposerons une nouvelle approche qui sera validée sur des expériences synthétiques et réelles.

### 2.7.1. Etude de l'Approche proposée

#### 2.7.1.1. Principe

Afin de proposer une méthode simple et totalement automatique, nous réutilisons le fantôme plan. Pour obtenir une méthode rapide qui ne nécessite pas de nouvelles acquisitions d'images, nous utilisons la séquence acquise pour la calibration spatiale. La latence du système est calculée en recalant les signaux de position avec les données correspondant à la droite extraite dans chaque image de la séquence. Les figures 2.5 et 2.6 présentent les évolutions des paramètres de la droite extraite et des positions fournies par le système de localisation tout au long d'une séquence d'images réelles.

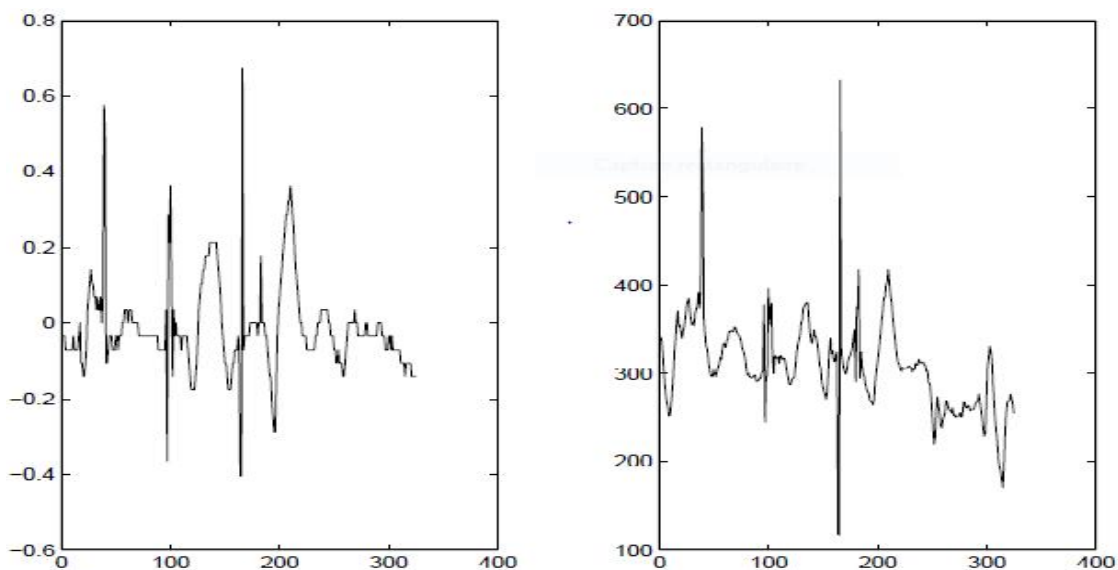


Figure 2.5. Évolution des paramètres de la droite extraite pour une séquence d'images réelles.

A gauche, l'évolution de la pente et à la droite, l'évolution de l'ordonnée à l'origine.

En abscisse : l'indice des images. Les mouvements de la sonde ne provoquent pas tous des changements dans l'image. En revanche, un changement d'un des paramètres de la droite extraite correspond à une ou plusieurs variations du mouvement de la sonde.

Afin d'estimer la latence du système, il suffit de mettre en correspondance les changements détectés dans l'évolution des paramètres de la droite extraite avec les changements visibles dans les signaux de positions fournies par le système de localisation. Au cours d'une séquence d'acquisition, il n'est pas nécessaire d'utiliser les deux paramètres de la droite.

Nous utilisons seulement le signal lié à l'évolution de l'ordonnée à l'origine. Ce signal contient suffisamment d'information pour estimer de façon précise la latence.

De plus, ce signal est moins bruité et les plages de variation sont plus grandes que le signal lié à l'évolution de la pente de la droite extraite. L'estimation de la latence s'effectue alors en recalant les signaux de position du capteur avec la courbe d'évolution de l'ordonnée à l'origine de la droite, appelée signal de référence.

Nous nous intéressons aux changements du signal de référence qui correspondent à des variations du mouvement de la sonde.

Soit  $S_r$  le signal de références et  $SP_i$  les signaux de position fournie par le système de localisation  $i \in \{1, \dots, 6\}$  (nous considérons les trois translations et trois rotation). Soit  $G$  de l'ensemble des points  $x$  les lesquelles le gradient de  $S_r$  s'annule :  $G = \{x, \frac{dS_r}{dt} x = 0\}$ .

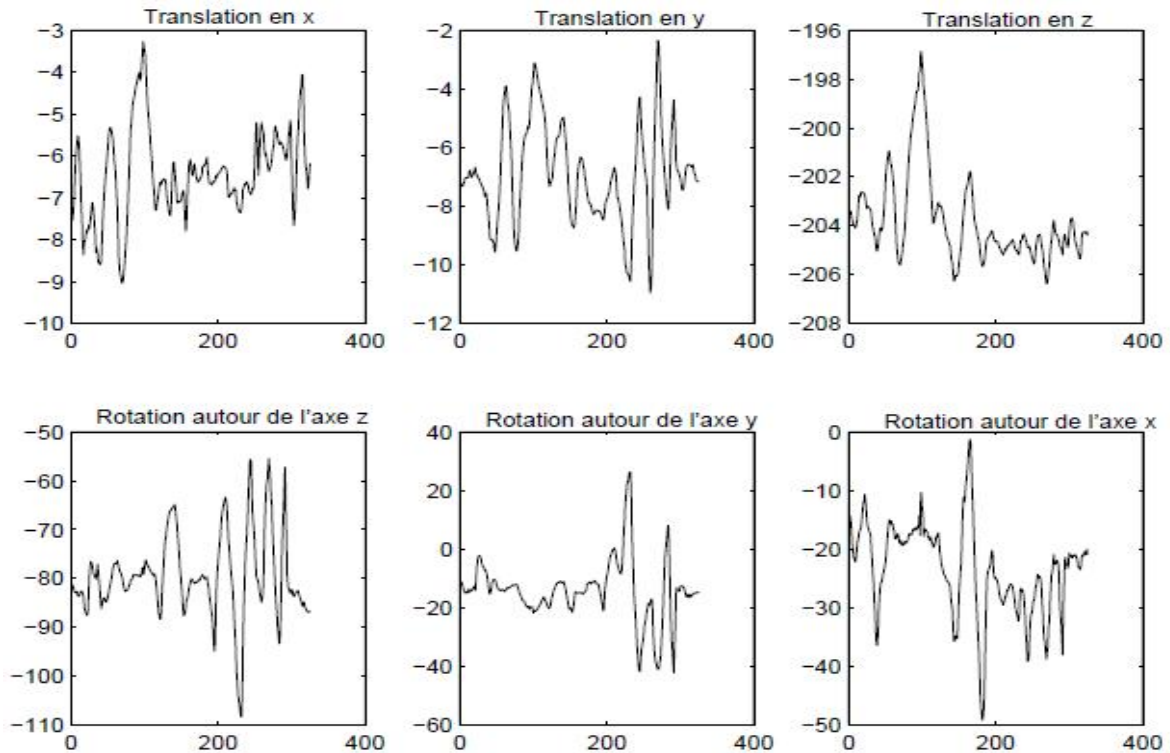


Figure 2.6. lissage de signal de référence et extraction des points de gradient nul. En haut, de signal de référence brute, en bas, ce signal lissé sur lesquels sont superposée les points extraits de gradient nul.

### 2.7.1.2. En pratique

Les données que nous recueillons sont relativement bruitées. Afin de supprimer ces perturbations tout en conservant une localisation précise des gradients, chaque signal est lissé en appliquant un masque de convolution gaussien. Ce filtrage peut légèrement déplacer les gradients, mais sans direction privilégiée.

Ainsi, en considérant l'ensemble des points où le gradient du signal de référence est nul, cette étape de filtrage n'introduit a priori pas de biais dans l'estimation de la latence, chaque signal. Le paramètre de lissage  $k$  est fixé à 1 afin d'approximer au mieux les signaux.

Ceci nous permet d'avoir une forme analytique de chaque signal et de calculer précisément leur gradient. La localisation des gradients nuls du signal de référence s'effectue par dichotomie.

### 2.7.1.3. Données réelles

Les données réelles ont été acquises avec le matériel qui a servi pour l'évaluation des méthodes de calibration spatiale. Ainsi, l'échographe utilisé est un Aloka SSD-5000 avec une sonde canaille 7.5 MHz. Le système de localisation est de type optique et la station qui stocke les images et les positions de la sonde est on O2, de Silicon Graphics.

Nous avons utilisé le logiciel Stradx afin d'enregistrer les positions du système de localisation et les images ultrasonores. Le taux d'acquisition des données de positionnement est alors égal au taux d'acquisition des images.

Les séquences de type calibration spatiale sont des séquences utilisées pour estimer les paramètres de calibration spatiale. Ce type de séquence est constitué de six mouvements différents de la sonde : trois translations et trois rotations. L'ordre de ces mouvements n'est pas connu et ils peuvent être réalisés conjointement.

Nous étudions tout d'abord les résultats obtenus pour les séquences oscillation. La figure 2.8 présente le signal de référence et les signaux du capteur (uniquement pour les translations). Le mouvement est très simple et les points de gradient nul sont aisément détectés.

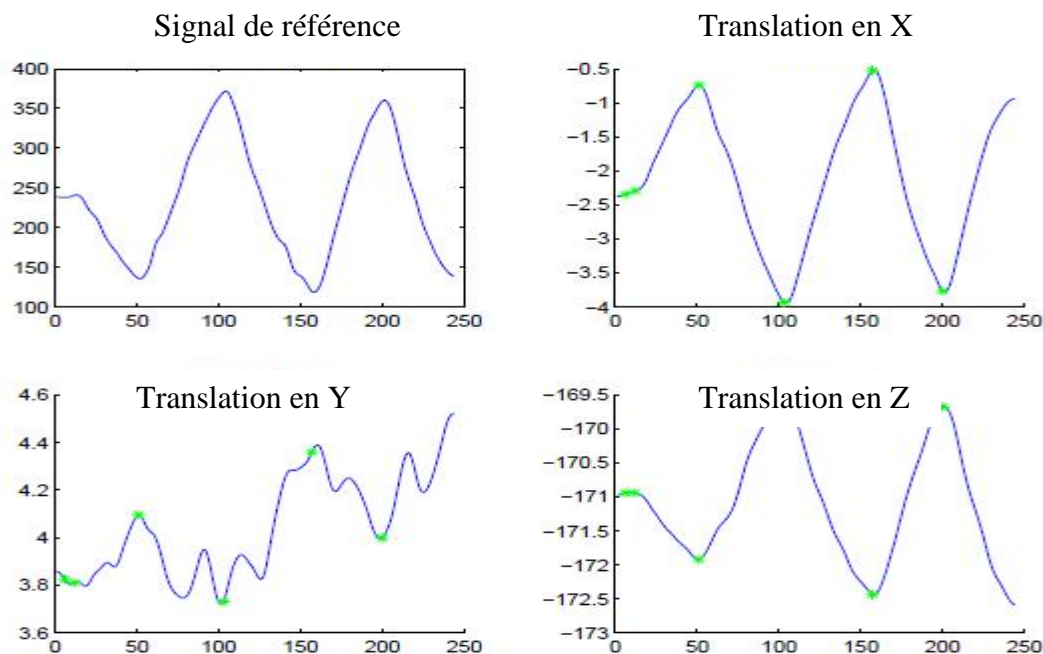


Figure 2.7. Signal de référence et signaux de translation du capteur pour une séquence de type oscillation (profondeur 8cm). Les points verts représentent les points de gradient nul du signal de référence, et sont reportés sur les signaux du système de localisation.

Même si ce type de séquence est simple, l'extraction de la droite d'intérêt n'est pas toujours évidente. Cette dernière présente la première image d'une séquence ainsi qu'une image acquise pendant le mouvement de la sonde.

On peut voir dans ce second que la droite est fortement bruitée et donc relativement difficile à extraire.

La procédure d'analyse temporelle des paramètres des droites extraites nous permet de rejeter les droites incorrectes. Lorsqu'une image est rejetée parce que la droite extraite est considérée incorrecte, nous perdons l'information relative à l'évolution des paramètres de droite dans la séquence.

Pour ne pas introduire d'erreur lors de l'estimation de la latence, nous considérons que pour le voisinage d'une image rejetée le gradient du signal de référence est non nul.

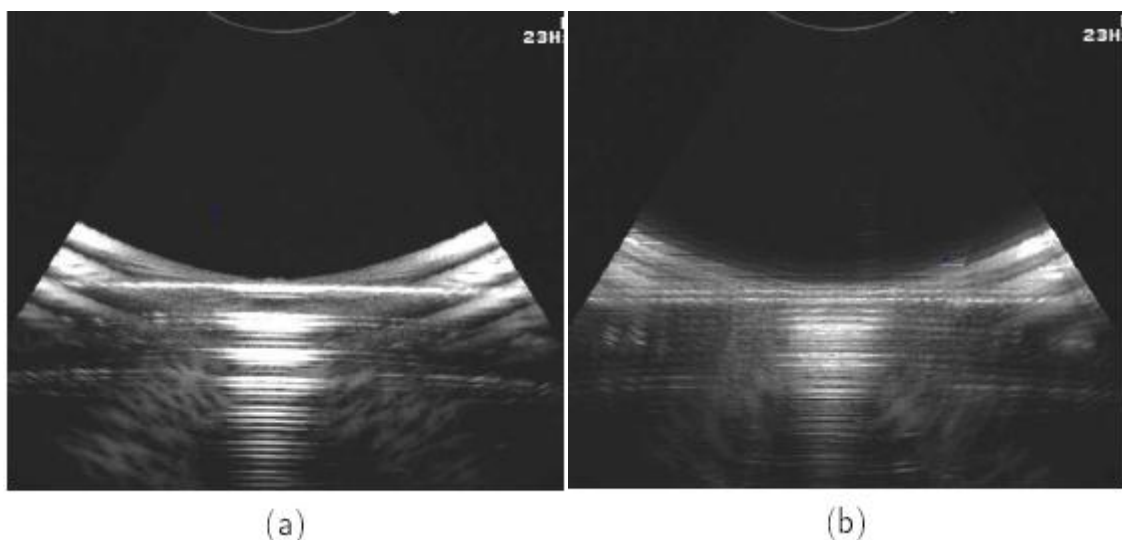


Figure 2.8. Images extraites d'une séquence de type oscillation, pour une profondeur de 8 cm  
(a) : première image de la séquence, (b) : image acquise pendant le mouvement vertical de la sonde

Nous avons utilisé trois séquences de type oscillation. La latence estimée est faible et inférieure au laps de temps qui sépare l'acquisition de deux images. Elle est négative ce qui signifie que les images échographiques arrivent après les signaux de positions.

Afin de simplifier la procédure de calibration du système échographique 3D, nous souhaitons estimer la latence avec les mêmes acquisitions que pour la calibration spatiale.

Les séquences de type calibration spatiale sont complexes à analyser. Elles ont été acquises à un taux de 5 images par seconde. La présence de bruit dans le signal de référence introduit de nombreux points pour lesquels le gradient est nul et perturbe ainsi l'estimation de

la latence, même en utilisant les M-estimateurs. Nous souhaitons donc quantifier la qualité d'intérêt. La qualité  $q$  d'un point  $x$  est définie de la façon suivante :

$$q(x) = \frac{1}{n} \sum_{i=1}^n \left( \frac{d_{sr}}{dt}(x) - \frac{d_{sr}}{dt}(x_i) \right)^2 \quad (2.3)$$

Où  $x_i$  est un point appartenant au voisinage de  $x$ ,  $n$  est le nombre de voisins considérés plus  $q(x)$  est grand, plus le point  $x$  n'est intéressant.

La sélection des points d'intérêt de TAB.2.1 : Estimation de la latence du système pour des séquences réelles de type oscillation (taux d'acquisition de 25 images par seconde) et des séquences de type calibration spatiale (taux d'acquisition de 5 images par secondes).

Les notations (a, b, c) permettent de différencier les résultats obtenus pour deux séquences oscillation acquises à une profondeur de 8cm et trois séquences calibration spatiale acquises à une profondeur 10 cm.

Gradient nul ne s'effectue en ne retenant que les points pour lesquels la valeur de  $q$  est grande. Le seuillage est déterminé en pourcentage de l'ensemble des points d'intérêt extraits.

Séquence (25 im /s)	Latence estimée (ms)
Oscillation, profondeur 8 cm (a)	-20.2
Oscillation, profondeur 8 cm (b)	-36.2
Oscillation, profondeur 10cm	-15.0
Séquence (5 im/s)	
Calibration spatiale, profondeur 6cm	-18.1
Calibration spatiale, profondeur 8cm	-134.8
Calibration spatiale, profondeur 10cm (a)	-87.1
Calibration spatiale, profondeur 10cm (b)	-53.3
Calibration spatiale, profondeur 10cm (c)	-37.7
Calibration spatiale, profondeur 12cm	-45.3

Tableau 2.1. Estimation de la latence du système pour des séquences réelles de type oscillation et des séquences de type calibration spatiale.

Les résultats obtenus pour les séquences de type calibration spatiale sont reportés dans le tableau 2.1. La latence estimée est comprise entre -134.8 ms et -18.1 ms. On peut remarquer que les valeurs obtenues sont relativement faibles mais différentes de celles obtenues avec les séquences de type oscillation.

Cependant on ne peut directement comparer ces deux expériences car le taux d'acquisition des images est différent.

Nous avons étudié l'influence du sous-échantillonnage du taux d'acquisition sur l'estimation de la latence. A partir d'une séquence de type calibration spatiale acquise à un taux de 25 images par seconde, nous avons généré quatre séquences avec des sous-échantillonnages égaux à 2, 3, 4 et 5. Pour un taux d'acquisition de 5 images par seconde, le laps de temps être deux images consécutives est égal à 200ms. Le tableau 2.2. Présente les résultats obtenus pour ces cinq séquences. La latence estimée est comprise entre -124.1ms et -8.5ms.

## **2.8. Discussion**

Les expériences effectuées sur les séquences de type oscillation ont montré que la méthode proposée estime efficacement la latence d'un système échographique 3D main-libre.

La latence du système complet est faible et inférieure à 40ms. Il est en revanche plus complexe d'estimer la latence en utilisant les mêmes séquences que pour la calibration spatiale et ceci pour deux raisons.

La première raison concerne le taux d'acquisition des images et la taille de la séquence. Lorsque ce taux est égal à 25 images par seconde, pour une durée d'acquisition de 30s, la taille d'une séquence de calibration spatiale est environ égale à 200 MO. Ce volume de données est relativement important alors que le temps d'acquisition.

Taux d'échantillonnage (ms)	Latence estimée (ms)
40	-73.75
80	-124.1
120	-57.1
160	-104.5
200	-8.5

Tableau 2.2. Influence du sous échantillonnage sur l'estimation de la latence du système pour une séquence réelle de type « calibration spatiale », pour une profondeur de 8cm.

De la séquence est court. La deuxième raison se rapporte au sous-échantillonnage appliqué lors de l'acquisition. Les expériences menées n'ont pu mettre en évidence l'influence exacte du sous échantillonnage sur l'estimation de la latence du système.

Nous ne savons pas dans quelle mesure le choix du taux d'échantillonnage perturbe le calcul de la latence du système. De plus, le système optique polarise mesure 60 positions par secondes.

Les données que nous utilisons proviennent de Stradx. Elles ont donc subi un sous-échantillonnage. Cette étape peut également provoquer des erreurs dans l'estimation de la latence.

Séquence	Latence Simulée (ms)	Volume estimé (mL)
Mouvement fan, profondeur 10cm	0	6.25
	-40	6.24
	-80	6.23
	-120	6.22
	-160	6.19
	-240	6.15
Mouvement Translation, profondeur 10cm	0	6.53
	-40	6.51
	-80	6.49
	-120	6.44

	-160	6.39
	-240	6.33

Tableau 2.3. Influence de la latence du système sur l'estimation du volume de l'ellipsoïde du fantôme d'évaluation, pour deux séquences acquises à une profondeur de 10cm, calibrées avec Rennes2D et segmentées manuellement. On simule différentes latences du système à partir des données réelles en supposant la latence réelle égale à 40ms.

Lors de l'évaluation des méthodes de calibration spatiale, nous avons considéré que la latence était négligeable. Pour vérifier cette hypothèse, nous avons simulé des décalages entre les signaux de position et les données images. Le tableau 2.3. Présente les résultats d'estimation de volume obtenus pour deux séquences d'acquisition de l'ellipsoïde (en mouvement de translation et de rotation type fan), à une profondeur de 10cm avec la calibration estimée par Rennes 2D et en utilisant une segmentation manuelle. Le taux d'acquisition utilisé pour ces séquences de l'ellipsoïde est égal à 25 images par seconde.

Une latence négative simule un retard de l'arrivée des images par rapport aux signaux du système de localisation. On a supposé que la latence du système est égale à -40ms. On peut alors corriger cette latence pour recalibrer les signaux de positions avec les images (cela correspond à la latence nulle simulée dans le tableau (2.3).

A partir de cette mise en correspondance, on simule des latences allant jusqu'à 240ms. On peut voir qu'une latence de l'ordre de -40ms ne perturbe pas de façon significative le résultat de l'estimation du volume L'hypothèse de départ est donc vérifiée Un tel résultat était prévisible car lors de l'acquisition des séquences, la vitesse de déplacement de la sonde était faible.

La norme du vecteur de translation entre deux images est environ égale à 0.2mm, ce qui est inférieur à la précision du système de localisation une latence de l'ordre de 40ms n'introduit pas d'erreur significative dans l'estimation du volume de l'ellipsoïde.

**Conclusion**

L'échographie 3D résout de nombreux problèmes liés à l'aspect bidimensionnel des examens échographiques traditionnelle, le problème de suivi du patient. De plus, l'information 3D apporte de nouveaux outils au médecin et lui permet d'améliorer son diagnostic.

En suite nous avons vu le calibrage spatiale à fin d'extraire les erreurs de position des systèmes de localisation, et les bruits dans les images.

En fin, on a présenté une nouvelle approche pour estimer la calibration temporelle d'un système échographique 3d main libre la méthode proposée, pour estimer la latence à l'aide de séquence à de type oscillateur.

# *Chapitre 3*

## **Chapitre 3 : Segmentation et application sur l'image de la prostate**

### **3.1. Introduction**

Dans ce chapitre, nous donnerons les différents résultats de segmentation sur deux images ainsi que leur interprétation.

L'objectif de ce travail est de proposer une méthode de segmentation des images de la maladie de la prostate dans le but d'extraction des pathologies urinaire.

Ce chapitre débutera par une simple présentation de cette maladie, et nous donnerons des résultats détaillés de la segmentation des images.

### **3.2. C'est quoi la prostate ?**

La prostate est une petite glande chez l'homme. Elle entoure la partie initiale de l'urètre, juste au-dessous de la vessie. De la taille d'une châtaigne, elle reste souvent inaperçue jusqu'à ce qu'elle pose des problèmes à un certain âge. [17]

### **3.3. Présentation de l'architecture générale du système développé en deux méthodes**

L'algorithme que nous avons développé a pour objectif de détection des contours de la maladie de la prostate.

1. Détection des os de bassin entourés la prostate.
2. Détection de contour de la maladie de prostate.

### 3.4. Synoptique de la démarche préconisée

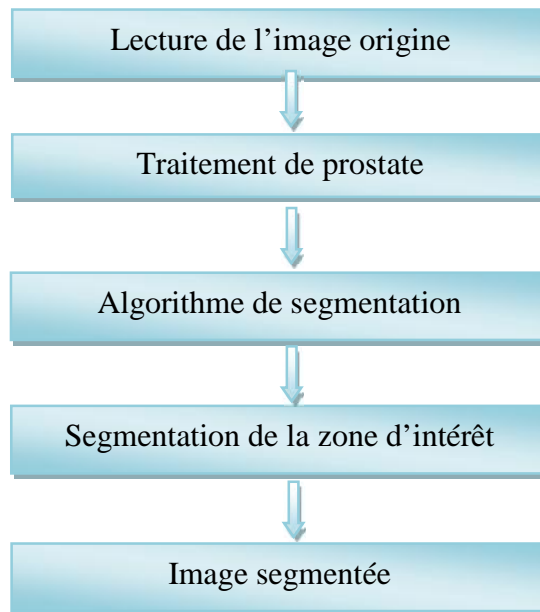


Figure3.1.Système de détection des contours.

### 3.5. Segmentation de l'image d'origine

Dans notre travail, nous avons utilisé la méthode de segmentation pour l'extraction des régions d'intérêts.

Afin d'éliminer les régions non suspectes et pour plus de précision, l'image segmentée est présentée à l'expert afin de lui permettre de sélectionner parmi les régions segmentées, celle qu'on appellera la région d'intérêt. Après sélection de la région d'intérêt, vient le rôle du détecteur des contours. Nous avons utilisé cet algorithme afin d'extraire seulement la région d'intérêt à part.

**3.6. Résultats et discussions**

➤ **1<sup>er</sup> partie :**

Dans cette partie, la méthode de segmentation proposée a été mise en œuvre pour l'extraction de la zone d'intérêt.

Nous présentons dans un premier temps les résultats obtenus après prétraitement. Ensuite nous exposons les résultats obtenus de la segmentation.



a) : Image initiale des os de bassin.



b) : L'ajustement des zones d'intérêts (os).



c) : L'image binaire des os de bassin.



d) : Remplissages et débrutée l'image.

Figure 3.2. Les différentes étapes de prétraitement de l'image de prostate entouré des os.

### 3.7. Prétraitement

Dans une chaîne de traitement d'images, la phase de prétraitement constitue une étape clé. Lorsque les images sont d'origine naturelle, on est confronté à la présence de bruit dans ces images et à l'existence de contours peu marqués rendant difficile la formation des régions ou la localisation des frontières. Il faut dès lors procéder à un traitement destiné à réduire le bruit et renforcer les contrastes locaux.

Du fait du caractère non stationnaire du processus d'acquisition d'image, la qualité de cette dernière est généralement de faible contraste et pour cela nous avons besoin d'un prétraitement. À fin de segmenter l'image. Les images précédentes seront expliquées selon les points suivants :

- ❖ Les objets sont les os et les éléments structurant vont disparaître.
- ❖ On appliqué un seuil pour détecter l'objet et en élimine les bruits.
- ❖ S'il existe des trous dans les objets, c'est-à-dire des morceaux de fond à l'intérieur des objets, ils seront annulée.
- ❖ Les objets non reliés entre eux vont être encollé.

### 3.8. Résultats de segmentation pour détection de contour de l'os

Dans cette partie, la méthode de segmentation proposée a été appliquée sur l'image débruitée pour l'extraction de la zone d'intérêt (os).

Nous présentons les résultats obtenus après le prétraitement figure (3.3).



Figure 3.3. Résultats de détection des os de bassin.

### 3.9. Discussion

La zone de recherche est détectée par la position anatomique de la prostate. Celle-ci se retrouve encadrée par les os du bassin. Ces os sont facilement visibles sur les images.

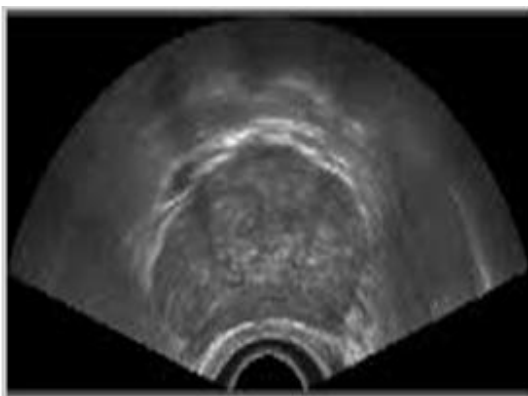
La première étape consiste à détecter les os du bassin sur chacune des images Figure (3.2).

L'intensité des images occupe une plage dynamique de 0 à 255. Les os du bassin étant une région très dense, ils apparaîtront comme des régions très saturées dans l'image.

On applique une détection des régions basées sur un seuil sur l'image d'intensité. Le seuil a été fixé empiriquement à (0.4). On conserve uniquement les régions ayant une aire supérieure à 1000 pixels. Les os sont des régions avec un contraste important dans l'image. Le contour vert de la (Figure 3.3), présente le résultat de détection des os du bassin sur une image entouré de la maladie de prostate.

### 2<sup>eme</sup> partie :

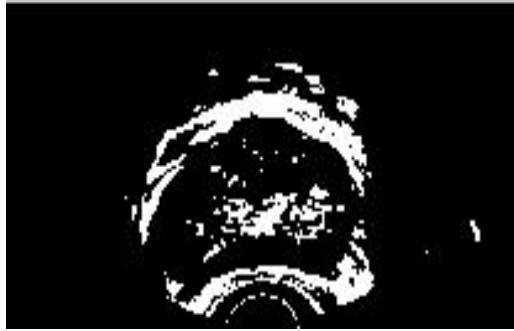
Une fois qu'on a détectée les os complétée, il reste à extraire la région correspondant à la maladie. Nous poserons l'hypothèse que la prostate se situe à peu près au centre de l'image. À partir de ce centre. À cette étape, on doit tracer les contours de la prostate sur l'image de la figure (3.4).



A) coupe d'échographie de la prostate.



B) L'ajustement des zones d'intérêt de la maladie



**D)** l'image binaire de coupe d'échographie de la prostate.

Figure 3.4. Résultats de prétraitement de maladie de prostate.

### **3.10. Explication des résultats**

- ❖ L'objet est les régions blanches et les éléments structurant vont disparaître.
- ❖ On a éliminé les bruits de l'image.
- ❖ L'ajustement de l'image.
- ❖ détection de région basée sur un seuil

### **3.11. Résultats de segmentation pour détection les contours de la maladie de prostate**

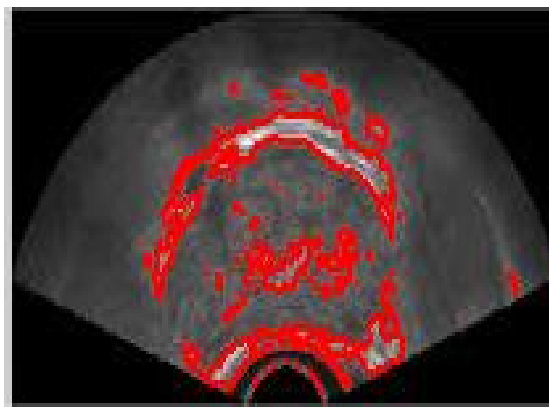


Figure 3.5. l'image après traitement les contours sont détectés.

Les contours de la maladie sont détectés en rouge. Par la suite une détection de région basée sur un seuil de 25 est appliquée sur l'image entière. Comme les régions correspondant

### **Chapitre 3 : Segmentation et application sur l'image de la prostate**

aux sources sont relativement petites, on rejette les détections ayant une aire supérieure à 200 pixels. Le centre de masse pour chacune des régions est calculé afin d'obtenir un point de référence unique pour chacune d'elles. En utilisant cette information, on conserve uniquement les régions qui sont situées à l'intérieur de la zone de recherche. La dernière étape consiste à extraire les pixels correspondant au contour de chacune de régions de la maladie.

#### **Conclusion**

La segmentation des images est une tâche très délicate et nullement aisée. Elle demande une connaissance précise des images, leur nature et le domaine d'application.

Dans ce chapitre nous avons mis au point un algorithme de segmentation très performant : en vue de la détection de pathologie de prostate.

Dans un premier temps, nous avons appliqué une technique pour la détection des os de bassin dans le but d'améliorer ces images en utilisant des opérations de morphologie afin d'améliorer le contraste et le fond dans le cliché de l'image de prostate Par la suite.

Nous avons implémenté une technique de segmentation basée par les contours pour la détection des pathologies.

*Conclusion*  
*Générale*

# Conclusion générale

## **Conclusion générale**

Dans ce travail, nous avons présenté les caractéristiques de l'appareil échographique et le principe de formation de l'image. Dans le but d'exploiter les images fournies par une sonde, notre intérêt est porté sur le problème de bruits qui altèrent ces images, pour le dé-bruitage de ce type de données nous avons proposé, deux méthodes de calibration spatiale et temporelle.

Par la suite, nous avons montré avec les multiples tests réalisés l'effet de chaque image, en revanche une méthode simple qui consiste à éliminer les bruits de l'image au but de détection des contours précisément à la maladie de la prostate, et les os de bassin.

Puis nous avons constaté que ce bruit est dû essentiellement à la portée à des facteurs extérieurs (mouvement respiratoire, cardiaque ou un mouvement involontaire), qui impose un énorme impact sur des recherches récentes en vision par ordinateur. Il est important de noter que pour éviter les artefacts et les distorsions dues au mouvement du patient l'acquisition des images doit se faire rapidement ou correctement synchronisée.

A l'issue de ce travail plusieurs perspectives s'ouvrent, il serait alors intéressant d'utiliser des techniques de dé-bruitage et de détection de contours à fin d'assurer les meilleurs résultats de diagnostic médicale.

# *Bibliographie*

# Bibliographie

- [1] B.V Levienaise-Obadia and A.H. Gee, "Adaptive Segmentation of Ultrasound Images", in proceeding of British Machine Vision Conference, Volume: one, page 202-211, Colchester, September 1997.
- [2] W.J. Yao, Y.N. Sun, J.C. Chang, and J.S. Lee, "Three-Dimensional Reconstruction of Kidney from Ultrasonic Image", The Journal of Medical Informatics, No 5, pp.29-50, June 1997.
- [3] K.Bommanna Raja, M. Ramasubba Reddy, S. Swarnamani and S. Suesh, "Study on Ultrasound Kidney Images for Implementing Content Based Image Retrieval System using Regional Gray-Level Distribution", Proc. of Intl. Conference, Italy, pp.1-4, 2003.
- [4] Francis S. Well, "Précis d'échographie Digestive et Rénale : Deuxième partie échographie", Editions VIGOT, 1991.
- [5] AT Rosenfield, KJ Taylor, M Crade and CS DeGraaf, "Anatomy and pathology of the Kidney by gray scale ultrasound", Radiological Society of North America, Radiology vol 128, pp. 737- 744, 1978.
- [6] H Hricak, TL Slovis, CW Callen, PW Callen and RN Romanski. "Neonatal kidneys: sonographic anatomic correlation". Radiological Society of North America, Radiology vol 147, pp. 699- 702, 1983.
- [7] Hong Zhu, Keiji Tanigushi, Sadakazu Watanabe, Yutaka Nakano, XiaoMong Zhang, "Extraction of Renal Glomerular Regions Using a Non-linear Difference Filter and Regionestimation model", Medical Imaging Technology, November, vol 17, N° 6, pp. 669-680, 1999.
- [8] C.H. Wu, and Y.N. Sun, "Segmentation of acute pyelonephritis area on kidney SPECT Images using binary shape analysis", Proceedings of SPIE, Medical Imaging 1999 Image Processing, San Diego, California, vol. 3661, 1999.
- [9] J.D. Revell, M. Mirmehdi, D. McNally, "Applied review of ultrasound image feature Extraction methods", University of Bristol. MUIA 2002.
- [10] : D\_Henry\_ Outils pour la modélisation des structures et la simulation d'examen échographiques\_, PhD\_ Thesis Universit\_ Joseph Fourier \_ Grenoble, 1997.
- [11]:T. R.Nelson, DH.Pretorius Three\_dimensional ultrasound imaging Ultrasound in Medicine and Biology, 1998.
- [12]: R.W.Smith G.E. Trahey OT\_ von Ramm Two\_dimensional Array for medical ultrasound\_ Ultrasonic Imaging, 1992.
- [13] : B, Robert\_Echographie tridimensionnelle. Ph D Thesis Département Traitement du Signal et des Images ENST ,1999 .

# Bibliographie

[14]: G.M.Treece, A.H, Gee R.W.Prager C. J. C.Cash L. H.Berman, , High resolution freehand \_d ultrasound\_ Ultrasound in Medicine And Biology, 2003.

[15]: R.W, Prager Rohling R. N.Gee A.H., Berman L. Rapid calibration for 3-d freehand ultrasound. Ultrasound in Medicine and Biology, 1998.

[16]: M. C. Jacobs, M.A\_ Livingston, A. State.-Managing latency in Complex augmented reality systems.\_ Symposium on Interactive 3D Graphics pp, 1997.

[17]: [http://www.maxisciences.com/prostate/la-prostate-definition-qu-039-est-ce-que-c-039-est-et-a-quoi-ca-sert\\_art35048.html](http://www.maxisciences.com/prostate/la-prostate-definition-qu-039-est-ce-que-c-039-est-et-a-quoi-ca-sert_art35048.html)