



جامعة أبو بكر بلقايد - تلمسان

Université Abou Bakr Belkaïd de Tlemcen

Faculté de Technologie

Département de Génie Biomédical

**MEMOIRE DE PROJET DE FIN D'ETUDES**

Pour l'obtention du Diplôme de

**MASTER en GENIE BIOMEDICAL**

*Spécialité : Imagerie Médicale*

Présentée par : **METTAHRI ASMA**

---

**FILTRAGE DES IMAGES MEDICALES  
ECHOGRAPHIQUES A BASE DE  
L'ONDELETTE LIFTING**

---

**Soutenu le 21 JUIN 2018 devant le Jury**

Mme.	SETOUTI. N	<i>MCB</i>	Université de Tlemcen	Présidente
M.	BOUKLI HACENE.I	<i>MCA</i>	Université de Tlemcen	Encadreur
Mme	FEROUI. A	<i>MCB</i>	Université de Tlemcen	Examinatrice

**Année universitaire 2017-2018**



## *Dédicaces*

*Je dédie ce modeste travail à:*

*Ma mère, qui a œuvrée pour ma réussite, de par son amour, son soutien, tous les sacrifices consentis et ses précieux conseils, pour toute son assistance et sa présence dans ma vie. Que dieu la procure bonne santé et longue vie.*

*Mon père, qui peut être fier et trouver ici le résultat de longues années de sacrifices et de privations pour m'aider à avancer dans la vie. Puisse Dieu faire en sorte que ce travail porte son fruit. Merci pour les valeurs nobles, l'éducation et le soutien permanent venu de toi.*

*A la source de tendresse mes grands-parents paternel et maternel  
khadra et Belhadj*

*Aux personnes qui m'ont toujours aidé et encouragé, qui étaient toujours à mes côtés mes chères tantes: Aicha et Fatima et leurs maris*

*Pour le compagnon de ma vie, qui a partagé avec moi chaque moment de ma vie, est ma jumelle spirituelle Meriem*

*A ma chers sœur AMINA et son mari*

*A mon cher frère AMINE et sa femme Imene*

*A ma nièce, Fatima el Zohra*

*A mes chères oncles et à mes chères tantes*

*A mes chères cousines Nacira, Souhila, Ryma et Hadjer*

*A mes chers cousins Yacine, Amine, Mohamed, Youcef et Mehdi*

*A mes chères amies Sabrina, Ibtiseme, Chaima, Hafida, Nadjat, Chaima et Lamia*

## **Remerciements**

*Je remercie ALLAH le tout-puissant de m'avoir donné le courage, la volonté et la patience de mener à terme le présent travail.*

*Je remercie vivement mon encadreur Mr Boukli Hacene Ismail, maître de conférence A à l'université de Tlemcen, pour sa présence scientifique et humaine, ses conseils judicieux m'ont été très précieux, et j'ai l'honneur de m'avoir accordé sa confiance en acceptant de m'encadrer pour effectuer mon projet de fin d'étude.*

*Mes remerciements s'adressent aussi à Madame Satouti. N maître de conférences B de l'université de Tlemcen pour présider le jury de ce mémoire.*

*J'ai l'honneur que Madame Feroui A en acceptant d'examiner notre mémoire.*

*Je profite aussi de ce mémoire pour exprimer nos plus vifs remerciements envers tous les professeurs qui nous ont apporté du soutien durant mon parcours universitaire et en vers toutes nos familles et nos amis qui ont été toujours près de moi avec leurs encouragements, critiques et conseils.*

*Je tenu enfin à exprimer notre reconnaissance à toutes les personnes qui ont contribués de près ou de loin à la réalisation de ce modeste travail.*

## **Résumé**

Notre projet de fin d'étude concerne le filtrage des images médicales échographiques par l'ondelette **Lifting**, nous nous intéressons à la réduction du bruit de speckle. C'est un bruit multiplicatif qui dégrade la qualité de l'image.

Nous avons effectué des travaux sur le filtrage du speckle tel que les filtres adaptatifs, la diffusion anisotropique, filtre Médian<sup>3</sup>, le filtrage par ondelette et le filtrage par l'ondelette à base de structure Lifting, dans le but de réduire le bruit des images échographiques, tout en préservant les structures importantes pour leur interprétation.

Les résultats obtenus sont encourageants et démontrent une robustesse et une précision accrue par les algorithmes étudiés.

**Mots-clés** : images échographiques, filtrage du speckle, l'ondelette, Lifting

## **Abstract**

Our end of study project concerns the filtering of ultrasound medical images by the Lifting wavelet, we are interested in the reduction of speckle noise. It is a multiplicative noise that degrades the quality of the image. We are interested in the reduction of speckle noise. It is a multiplicative noise that degrades the quality of the image.

We did some work on speckle filtering such as adaptive filters, anisotropic scattering, Middle filter<sup>3</sup>, wavelet filtering and wavelet filtering based on Lifting structure, in order to reduce the noise of ultrasound images, while preserving structures important for their interpretation.

The results obtained are encouraging and demonstrate increased robustness and precision by the algorithms studied.

**Keywords** : ultrasound images, speckle filtering, wavelet, Lifting

## ملخص

مشروعنا في نهاية الدراسة يتعلق بترشيح الصور الطبية بالموجات فوق الصوتية بواسطة الموجات الرفع الرفيعة ، نحن مهتمون بتخفيض ضوضاء البقع. إنه ضجيجا مضاعفا يحط من جودة الصورة.

نفدنا عملنا على ترشيح الأطوار مثل المرشحات التكميلية ، انتشار متباين الخواص ، المرشح الأوسط 3 ، ترشيح الموجات وترشيح الموجات القائم على الرفع ، لتقليل ضجيج صور الموجات فوق الصوتية ، مع الحفاظ على الهياكل الهامة لتفسيرها.

النتائج التي تم الحصول عليها مشجعة وتظهر قوة متزايدة ودقة من خلال الخوارزميات المدروس.

**كلمات البحث:** الصور بالموجات فوق الصوتية، تصفية speckle، الموجات، Lifting

## Notation :

<b>Z</b>	Impédance acoustique
<b><math>\rho</math></b>	La masse volumique
<b>C</b>	La célérité de l'onde
<b><math>\lambda</math></b>	La longueur d'onde
<b>f</b>	La fréquence
<b>I</b>	Intensité à la distance x
<b><math>I_0</math></b>	Intensité initiale
<b>R</b>	Réflexion
<b>T</b>	Transmission
<b>Cu</b>	Coefficient de variation global
<b>CI</b>	Coefficient de variation local
<b><math>\hat{R}</math></b>	La réflectivité réelle
<b>K</b>	Gain du filtre
<b>D</b>	Coefficient de diffusion
<b>div</b>	( $\Psi\Psi$ ) L'opérateur de divergence
<b><math>\Delta</math></b>	L'opérateur Laplacien
<b><math>\sigma</math></b>	L'écart type

## Liste des figures

Figure 1.1 Phénomène de réfraction.....	11
Figure 1.2 Phénomène de diffusion.....	12
Figure 1.3 Image synthétique et résultat de la simulation échographique de cette image.....	13
Figure 1.4 Faisceau ultrasonore.....	16
Figure 1.5 Faisceau ultrasonore (Résolution latérale et résolution axiale).....	16
Figure 1.6 : Focalisation pratique.....	18
Figure 1.7 : Mode A.....	18
Figure 1.8 : Image de fantôme abdominal en mode B.....	19
Figure 1.9 : Représentation du signal échographique en utilisant le mode TM.....	19
Figure 2.1 : Fonctions de diffusion de Perona et Malik .....	34
Figure 2.2 : la décomposition en ondelette 2D (a)L'image initiale avec les coefficients $a_j$ , (b) la décomposition sur les lignes, (c) la décomposition sur les colonnes.....	38
Figure 2.3 : les différents niveaux de décompositions.....	38
Figure 2.4 : (a) la décomposition sur chaque ligne, (b) la décomposition sur chaque colonne.....	39
Figure 2.5 : (a) la reconstruction sur chaque ligne, (b) la décomposition sur chaque colonne.....	39
Figure 2.6 : Structure en lifting.....	41
Figure 3.1 : Interface exécutable de filtrage.....	48
Figure 3.2 : Interface exécutable pour calculer les métriques d'évaluation.....	49
Figure 3.3: Les résultats des filtres testés sur une image de synthèse.....	53
Figure 3.4 (a) filtre Lee, (b) filtre Anisotropic_diffusion.....	54
Figure 3.5: Les résultats des différents filtres testés sur une image de synthèse.....	55
Figure 3.6 : Images échographiques réel pour tester Les différentes méthodes de filtrage (a) rien droite et (b) thrombose veineuse.....	56
Figure 3.7 : Les résultats des filtres testés sur une image échographique rénale.....	58



Figure 3.8 : Les résultats du PSNR et SSIM de Lifting et l'ondelette sur l'image échographique de rein droite (niveau 2).....	63
Figure 3.9 : Les résultats du PSNR et SSIM de Lifting sur l'image échographique de rein droite ((a) niveau 5 et (b niveau) 2).....	65
Figure 3.10: Les résultats du PSNR et SSIM de l'ondelette sur l'image échographique de rein droite ((a) niveau 5 et (b) niveau) 2).....	67
Figure 3.11: Les résultats des filtres testés sur une image échographique thrombose vineuse.....	69
Figure 3.12 : Les résultats des différents filtres testés sur l'image échographique thrombose vineuse.....	70

## Liste des tableaux

Tableau 1.1 : Classification des ondes acoustiques.....	8
Tableau 1.2 : Les coefficients d'absorption.....	10
Tableau 1.3 : Paramètres d'intensité d'atténuation dans différents organes du corps humain .....	14
Tableau 3.1 : Paramètres des différents filtres testés.....	50
Tableau 3.2 : Statistiques des résultats des paramètres d'évaluation de chaque filtre testé de l'image de synthèse (1itération).....	54
Tableau 3.3 : Les différents paramètres d'évaluation quantitative de différents filtres appliqués sur l'image échographique de rein droite.....	58
Tableau 3.4 : Les résultats de différent paramètres d'évaluation de l'image rein droite.....	61
Tableau 3.5 : Les résultats de différents paramètres d'évaluation de l'image rein droite (niveau de décomposition égale 2).....	62
Tableau 3.6 : Les résultats de différents paramètres d'évaluation de l'image rein droite (Niveau de décomposition égale 3).....	63
Tableau 3.7 : Les résultats de différents paramètres d'évaluation de l'image rein droite (Niveau de décomposition égale 4).....	64
Tableau 3.8 : Les résultats de différents paramètres d'évaluation de l'image rein droite (Niveau de décomposition égale 5).....	65
Tableau 3.9 : Les différents paramètres d'évaluation quantitative de différents filtres appliqués sur l'image échographique thrombose veineuse.....	69

# Sommaire

---

## Sommaire

Introduction générale.....	1
<i>Chapitre 1: Formation et caractérisation des images ultrasonores</i>	
1. Introduction.....	6
2. Conception de l'image échographique.....	6
2.1. Nature de l'onde ultrasonore.....	7
2.1.1. Paramètres de l'onde ultrasonore.....	7
2.1.1.1. Célérité.....	7
2.1.1.2. Fréquence et longueur d'onde.....	8
2.1.2. Formation de l'onde ultrasonore.....	8
2.2. Interactions avec la matière.....	9
2.2.1. Absorption.....	9
2.2.2. Réflexion et réfraction.....	10
2.2.3. Diffusion.....	11
2.2.4. Atténuation de l'onde ultrasonore.....	13
2.3. Source de speckle.....	14
2.3.1. Complémentarité du speckle.....	15
2.3.2. Les modèle du speckle.....	15
2.4. Le faisceau ultrasonore.....	15
2.5. Résolution d'une image échographique.....	16
2.5.1. Résolution axiale.....	17
2.5.2. Résolution angulaire (latérale) .....	17
2.6. Focalisation.....	17
3. Les modes d'imagerie .....	18
3.1. Mode A (Amplitude).....	18

# Sommaire

---

3.2. Mode B (Brillance) .....	18
3.3. Mode TM (Temps/Mouvement).....	19
3.4. Mode 3D/4D.....	20
3.5. Elastosonographie.....	20
4. Conclusion.....	20
<b><i>Chapitre 2 : Etat de l'art sur le filtrage des images échographique</i></b>	
1. Introduction.....	22
2. Coefficient de variation.....	24
2.1. Coefficient de variation global.....	24
2.2. Coefficient de variation local.....	25
3. Filtrage du speckle.....	26
3.1. Les filtres adaptatifs classiques.....	26
3.1.1. Filtre de Lee.....	26
3.1.2. Filtre de Kuan.....	27
3.1.3. Filtre de Frost.....	27
3.2. Filtre médian.....	27
3.3. Diffusion anisotropique.....	28
3.3.1. Le principe physique de la diffusion.....	29
3.3.2. Les équations aux dérivées partielles (EDP).....	29
3.3.3. Lien entre équation de diffusion et traitement d'images.....	30
3.3.3.1. Diffusion isotrope.....	30
3.3.3.2. Modèles de diffusion anisotrope.....	30
1. Modèles de Perona et Malik.....	30
2. Modèles de Yu et Acton (SRAD).....	33
3.4. Ondelettes et filtrage d'images échographiques.....	35

# Sommaire

---

3.4.1. Transformation en ondelette continue.....	35
3.4.2. Transformation en ondelette discrète DWT.....	36
3.4.3. Le seuillage doux et seuillage dur.....	36
3.4.4. L'ondelette 2D.....	37
3.4.5. La décomposition d'ondelette 2D.....	38
3.4.6. La reconstruction d'ondelette 2D.....	39
3.5. Ondelette Lifting et filtrage d'images échographiques.....	40
3.5.1. Structure Lifting.....	40
3.5.2. Propriétés du schéma Lifting.....	42
4. Conclusion.....	42

## ***Chapitre 3: Résultats Expérimentaux***

1. Introduction.....	45
2. Evaluation quantitative.....	45
2.1. Rapport signal sur bruit crête(PSNR).....	45
2.2. Indice de la Similarité Structurale (SSIM).....	45
2.3. Erreur quadratique moyenne (MSE).....	46
2.4. RMSE (The root MSE).....	46
2.5. Erreur de Minkowski.....	46
2.6. Entropie.....	47
3. Environnement du Travail.....	47
4. Résultats sur des images de synthèse.....	50
4.1 Résultats visuels.....	53
4.2 Statistiques.....	54
5. Résultats comparatifs sur des images échographiques.....	56
5.1. Cas du l'image rien droite.....	57

# Sommaire

---

5.1.1. Résultats visuels.....	58
5.1.2. Résultats quantitatifs.....	58
5.2. Cas du de l'image échographique de thrombose veineuse.....	66
5.2.1. Résultats visuels.....	66
5.2.2. Résultats quantitatifs.....	68
6. Conclusion.....	70
<b>Conclusion générale.....</b>	<b>71</b>
<b>Références bibliographie</b>	

# Introduction générale

---

## Introduction générale

L'imagerie médicale a révolutionné les pratiques médicales, elle est devenue un outil avantageux pour la préparation et la simulation d'actes chirurgicaux, pour la préparation de radiothérapies, pour la navigation durant une opération ou encore poursuivre l'évolution de maladies.

L'utilisation massive des modalités numériques en imagerie médicale permettent d'obtenir des informations sur l'anatomie des organes (leur volume, leur taille, leur localisation, la forme d'une éventuelle lésion) c'est d'imagerie structurelle ou sur leur fonctionnement (leur physiologie, leur métabolisme) c'est l'imagerie fonctionnelle.

Le développement des techniques d'imagerie est des avancements technologiques dont la médecine maintenant profite. Ces techniques ont entre autres permis de poser meilleurs diagnostics, et très rapide. Elles permettent aux médecins d'observer directement des phénomènes qui auparavant devaient être déduits.

L'échographie est parmi les techniques d'imagerie médicale qui ont révolutionné la médecine. Elles permettent aux médecins d'accéder à des informations potentiellement vitales en regardant à l'intérieur du corps humain de manière non invasive. C'est une modalité flexible, innocuité ne représente aucun danger sur la santé du patient, peu coûteuse, Elle offre au praticien, l'utilisation libre de la sonde échographique afin d'explorer les régions suspectes.

Dans notre travail nous focalisons notre étude sur l'échographie qui possède une excellente résolution temporelle, en revanche une très faible résolution spatiale, pour cela nous nous intéressons particulièrement au bruit de type **speckle** qui l'affecte et qui dégrade de façon marquante la qualité des images 2D échographiques, les images radar et ainsi les images satellitaire. Et pour cela dans notre mémoire nous avons appliqué des techniques de filtrage pour améliorer la qualité de l'image échographique et supprimer le speckle.

Le document est reparti en trois chapitres et une conclusion finale après l'introduction générale. Dans le premier chapitre, nous rappelons le principe de l'onde ultrasonore et les différents mécanismes de la formation de l'image ultrasonore en commençant par premier élément de la chaîne d'acquisition de l'image échographique

## Introduction générale

---

qui est la sonde. A la fin de ce chapitre, nous décrivons l'origine de speckle leurs différents modèles.

Dans le chapitre 2, nous présentons des techniques pour le filtrage des images ultrasonores tel que les filtres adaptatif (Lee, Kuan, Frost etc), la diffusion anisotropique, le filtrage par ondelette et une description sur notre méthode de filtrage par l'ondelette à base de la structure lifting.

Le dernier chapitre est consacré principalement aux résultats expérimentaux par l'application de notre méthode proposé sur différentes images échographique dont le but d'améliorer la qualité de l'image pour aider le médecin à affiner son diagnostic. Une étude comparative a été faite avec des travaux cités en état de l'art que je vais le présenter par la suite.

A la fin, on terminera notre travail par une conclusion générale et les perspectives à ce travail.



# Chapitre I

# Chapitre1 : Formation et caractérisation des images ultrasonore

---

## 1. Introduction

Le premier qui s'intéressa au vol des chauves-souris et leur faculté de se déplacer en absence totale de lumière allant même jusqu'à leur crever les yeux pour constater qu'elles pouvaient toujours se mouvoir sans la vue , c'est le naturaliste italien, professeur de sciences naturelles Lazzaro Spallanzani ( 1729-1799) . Il avait découvert sans le savoir la faculté d'écholocation des chauves-souris. [10]

Le Britannique Galton construit un sifflet capable de produire des ultrasons en 1883 et le physicien Paul Langevin développa en 1915 le premier sonar grâce à la découverte de l'effet piézo-électrique par de Pierre et Jacques Curie en 1880. [10]

En 1947 L'utilisation de l'ultrason-graphie pour le diagnostic médical par les deux frères le médecin autrichien Karl Dussik et le physicien Friederick. [10]. En 1950 la représentation du premier échographe par J.J Wild et J.Reid et à partir de 1970 l'utilisation médicale de l'échographie est généralisée. [3]

Les ondes sonores se sont des ondes mécaniques longitudinales caractérisées par des fluctuations de densité et de pression.

Les ultrasons sont caractérisés par leur fréquence, donc on essaie toujours d'utiliser les fréquences les plus élevées relativement à la profondeur des tissus pour une bonne résolution. Dans le cadre de l'imagerie échographique le corps humain, les fréquences sont comprises entre 1et 20MHZet sont de l'ordre de 3.5 à 5MHZ dans le cas de l'échographie abdomino-pelvienne, ce qui explique la faible résolution des images. [3]

L'objectif de ce chapitre est de comprendre la construction et la nature des images échographiques à partir du principe physique des ultrasons, Après nous nous présentons le processus de formation d'une image échographique ainsi nous nous intéressons au bruit qui affecte ces derniers de type « speckle »

## 2. Conception de l'image échographique

Nous présentons une description générale des ondes ultrasonore et les caractéristiques d'un faisceau ultrasonore ainsi une représentation sur la modalité échographique utilisée pour l'aide au diagnostic et les principes de formation des images de cette modalité.

# Chapitre1 : Formation et caractérisation des images ultrasonore

---

## 2.1. Nature de l'onde ultrasonore

C'est une onde sonore ou onde acoustique c'est-à-dire un mode de propagation de l'énergie dans un milieu matériel sans transport de matière. L'onde ultrasonore à une fréquence supérieure à 20 KHZ, ce type d'onde est inaudible pour l'oreille humaine. [10]

L'onde ultrasonore est une onde de pression se propageant dans un milieu élastique, il s'agit de la propagation d'une énergie mécanique dans un milieu matériel: ce déplacement ne se faire pas dans le vide. Le milieu de la propagation de l'onde ultrasonore est soumis à une succession de surpressions et de dépressions et ses particules constitutives sont alors animées d'un mouvement de va et vient dans l'axe de déplacement des ultrasons de type sinusoïdal. [10]

Dans les tissus mous il s'agit d'une vibration longitudinale des molécules, lors de la propagation des ultrasons.

La surface d'onde est une surface telle qu'en tous points la vibration sonore est la même Dans les milieux solides (l'os) il se forme en plus une vibration transversale perpendiculairement à l'axe de propagation des ultrasons.

### 2.1.1 Paramètres de l'onde ultrasonore

L'onde ultrasonore est caractérisée par plusieurs paramètres qui sont nécessaires :

#### 2.1.1.1 La célérité

La vitesse de propagation de variation de pression dans le milieu. Le comportement d'un milieu des ultrasons est exprimé par une constante appelée impédance acoustique Z dont : [3]

$$Z = \rho * c \quad 1.1$$

Avec :  $\rho$  : la masse volumique

C : la célérité de l'onde

L'impédance est faible pour l'aire et très élevé pour l'os, plus l'impédance est grande plus la célérité de l'onde ultrasonore est grande exprimé en m/s

# Chapitre1 : Formation et caractérisation des images ultrasonore

$$C = \frac{z}{\rho} \quad 1.2$$

## 2.1.1.2. Fréquence et longueur d'onde

Les fréquences utilisées en médecine sont comprises entre 1 et 30 MHz. Les fréquences voisines de  $10^9$ Hz sont appelées ondes hypersonores. La limite supérieure entre  $10^{12}$ Hz et  $10^{13}$  Hz pour les cristaux et les liquides et  $10^9$ Hz pour les gazs correspond à des longueurs d'ondes voisines de la distance intermoléculaire.

Les ultrasons utilisés dans le diagnostic médical ont une fréquence comprise entre 1 et 10 MHz. [3]

Le tableau 1.1 présente une classification des ondes acoustique.

<b>Infra- sons</b>	Fréquence inférieure à 20 HZ
<b>Sons audibles</b>	Fréquence comprise entre 20 HZ et 20 KHz
<b>Ultrasons</b>	Fréquence comprise entre 20 KHZ et 500 MHz
<b>Hyper-sons</b>	Fréquence supérieure à 500 MHz

*Tableau 1.1 : Classification des ondes acoustiques. [3]*

La longueur d'onde  $c$ 'est la distance séparant à instant donnée deux points du trajet de l'onde où la pression est la même, elle est donnée par la formule suivante :

$$\lambda = \frac{c}{f} \quad 1.3$$

## 2.1.2 Formation de l'onde ultrasonore

Quand une tension alternative est appliquée à un élément piézo-électrique, il vibre et émet un son. Le cristal piézo-électrique a un double rôle d'émetteur et de récepteur. Il émet des ultrasons par salves et se met en écoute pour capter les ultrasons reçus. La durée des salves est un élément conditionnant la résolution des images échographiques. [3]

# Chapitre1 : Formation et caractérisation des images ultrasonore

---

Le phénomène piézo-électricité permet de transformer l'énergie. En échographie, elle transforme les impulsions électricité en ondes ultrasonores et inversement convertit les informations ultrasonores en signaux électriques. Ce phénomène se caractérise par l'apparition de charges électriques sur les faces d'un matériau dit piézo-électrique lorsque ses faces sont soumises à une contrainte mécanique (effet direct). Ce même matériau voit son épaisseur se modifier lorsque ses faces sont soumises à une différence de potentiel (effet piézo-électrique indirect). [11]

Un générateur de courant délivre des impulsions électriques de haute fréquence qui sont appliquées à la surface d'une céramique: cette dernière voit son épaisseur varier si la fréquence des impulsions est de l'ordre de grandeur de sa fréquence de résonance (effet piézo-électrique indirect). Ces vibrations mécaniques se transmettent de proche en proche. [3]

## 2.2 Interaction avec la matière

Les faisceaux des ondes ultrasonores vont interagir avec la matière qu'elles traversent. Il se produit plusieurs phénomènes qui aboutissent à leur atténuation :

- une absorption dans les milieux homogènes.
- des réflexions, réfractions et diffusions aux changements de milieux.

### 2.2.1 Absorption des ultrasons dans un milieu homogène

Cette absorption est liée essentiellement à des mécanismes de conduction thermique et de viscosité et ces mécanismes sont étroitement dépendant de la fréquence : les fréquences élevées provoquent de très nombreuses vibrations qui favorisent le transfert d'énergie. [10] Elle obéit à une loi exponentielle décroissante:

$$I=I_0e^{-\alpha.x} \qquad 1.4$$

Avec  $I$  = intensité à la distance  $x$ ,  $I_0$  = intensité initiale,  $e$  = base des logarithmes Népériens  
 $\alpha$ = coefficient d'absorption ;  $x$ = distance à la source.

# Chapitre1 : Formation et caractérisation des images ultrasonore

L'intensité ultrasonore décroît plus rapidement dans les premiers centimètres qu'en profondeur. Le coefficient d'absorption qui définit le pouvoir de pénétration des ultrasons est à peu près proportionnel au carré de la fréquence ultrasonore: [10]

$$\alpha = kf^2 \quad 1.5$$

Avec : K= constante et  $f$  = fréquence

Tissus	[[alpha]] en dB/cm/MHz
Sang	0.1
Graisse	0.5
Foie	1
muscle	1.5
os	10
poumon	20

*Tableau 1.2 : les coefficients d'absorption (tiré de [10])*

## 2.2.2 Réflexion et réfraction

Dans le cas d'une interface n'est pas perpendiculaire à l'onde ultrasonore, l'onde réfléchie ne repart pas vers la source et l'onde transmise est déviée par rapport à l'onde incidente. L'angle de réflexion est égal à l'angle d'incidence :  $\Theta_i = \Theta_t$  c'est une réflexion spéculaire. [10]

Dans le deuxième cas l'onde incidente est perpendiculaire à l'interface, les ondes réfléchies et transmises sont également perpendiculaires à l'interface et on parle d'échos spéculaires. [11]

Par contre, quand le faisceau d'ultrasons rencontre une interface avec un angle oblique, une partie du signal est réfléchie 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. [11]

On définit les équations suivantes pour les coefficients de réflexion R et de transmission T :

# Chapitre 1 : Formation et caractérisation des images ultrasonore

$$R = \frac{Z_2 \cos(\theta_i) - Z_1 \cos(\theta_r)}{Z_2 \cos(\theta_i) + Z_1 \cos(\theta_r)} \quad T = \frac{2Z_1 \cos \theta_i}{Z_2 \cos 2(\theta_i) + \cos 2(\theta_r)} \quad 1.6$$

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 de l'air ou des structures minéralisées telles que des os ou des calculs, l'interface entre les deux est souvent caractérisée par une très forte échogénéicité. [4]

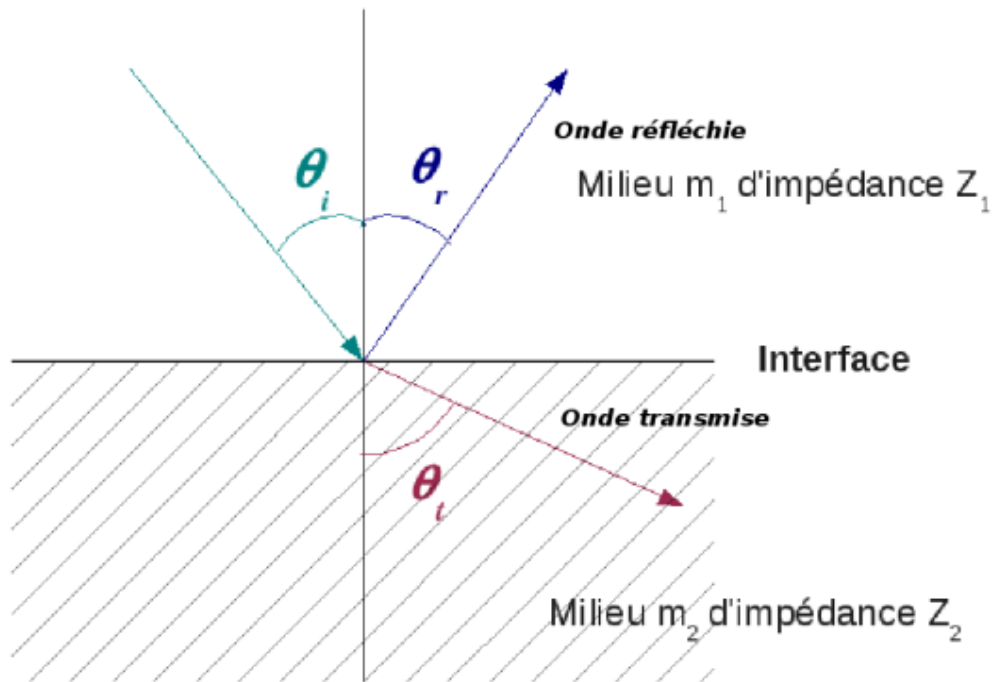


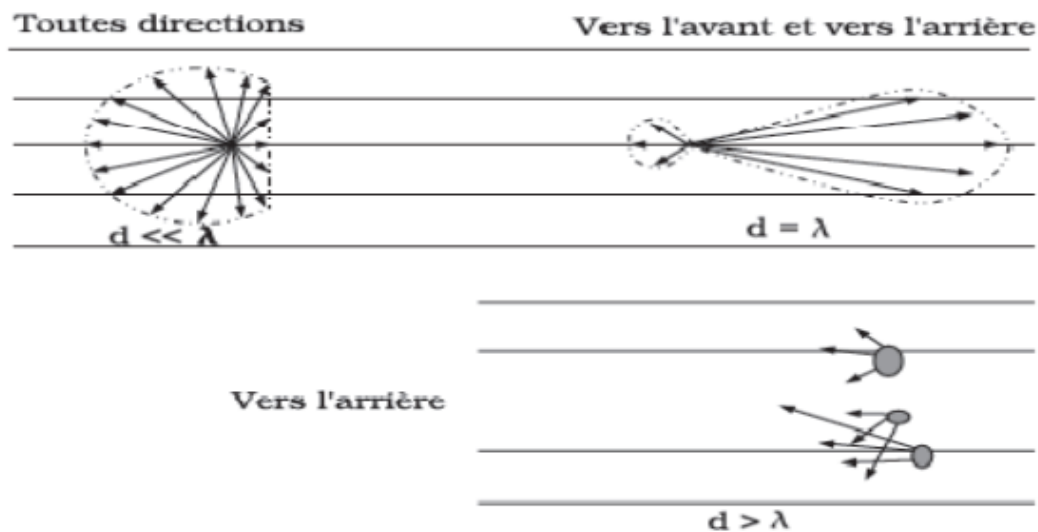
Figure I.1 – Phénomène de réfraction (figure tirée de [4])

## 2.2.3 Diffusion

Les échos de réflexion sont moins stables et un peu plus grands que les échos de diffusion. L'énergie de l'onde ultrasonore est diffusée c'est-à-dire réfléchi dans de multiples directions, lorsque l'interface est de petite taille par rapport à la longueur d'onde. [10]

En fonction du rapport longueur d'onde et la taille de l'interface, il est possible de définir Trois types de diffusion : [3]

- interface  $\gg$  longueur d'onde : rétrodiffusion
- interface = longueur d'onde : diffusion antégrade
- interface  $\ll$  longueur d'onde : diffusion multidirectionnelle



**Figure I.2**–Phénomène de diffusion (figure tirée de [12])

Ces trois types de diffusion s'observent lorsque les ultrasons traversent des tissus finement hétérogènes comme le foie, la rate, le pancréas etc...

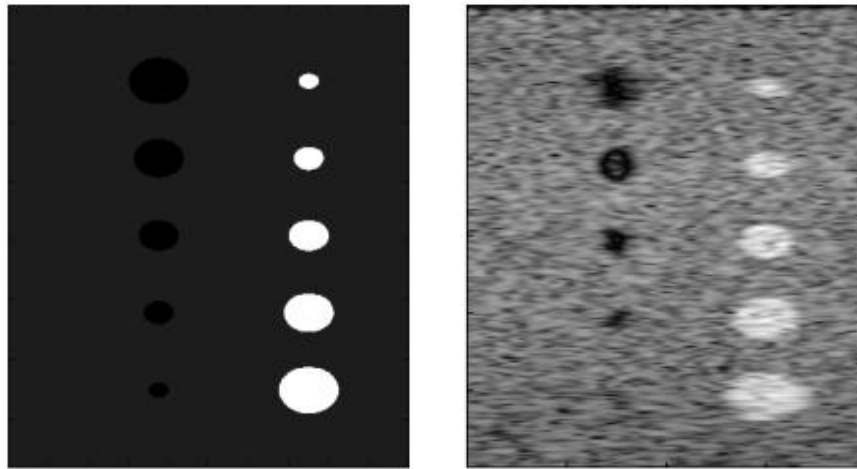
Les globules rouges ayant une taille de l'ordre de 7  $\mu$ m, bien plus petite que la longueur d'onde (440 $\mu$ m), c'est la diffusion multidirectionnelle qui se produit de préférence (phénomène de RAYLEG-TINDALL). [4]

Ces interférences peuvent être constructives (renforcement de l'énergie), destructives (diminution de la pression ultrasonore) ou aboutir à la formation d'ondes stationnaires. Ce phénomène d'interférence aléatoire provoque des fluctuations statistiques qui ne reflètent pas réellement la distribution des diffuseurs dans le tissu : le moucheté ou speckle des anglo-saxons dû à la juxtaposition des pixels sombres et clairs n'est donc pas la reproduction fidèle des points de diffusion mais correspond au bruit d'interférence. Ce bruit participe à la médiocrité de la résolution spatiale : une petite structure peut être noyée dans le speckle. [10]

Ce bruit participe à la médiocrité de la résolution spatiale : une petite structure peut être noyée dans le speckle : [10]

- Se réfère aux interférences des ondes ultrasonores provenant des différents diffuseurs.
- Statistique dépend du nombre de diffuseurs par cellule de résolution et de l'espacement entre les diffuseurs.





*Figure 1.3 – Image synthétique et résultat de la simulation échographique de cette image (figure tirée de [4])*

## 2.2.4 Atténuation de l'onde ultrasonore

L'énergie portée par un faisceau s'atténue au fur et à mesure que l'on s'éloigne de la sonde émettrice. Cette atténuation est de type exponentiel. La valeur du coefficient d'atténuation  $\alpha$  [dB/cm] dépend de la fréquence émise et du milieu de propagation. [10]

Deux notions importantes résultent des considérations précédentes: [10]

- Multiplie par deux le coefficient d'atténuation, ce qui réduit la portée du faisceau de moitié, doubler la fréquence pour étudier un même milieu.
- L'eau est un bon conducteur du son, alors que les tissus, par leur coefficient d'atténuation plus élevé sont de moins bons conducteurs et justifient l'intervention d'un système d'amplification pour la détection des échos éloignés.

Le coefficient d'atténuation  $\alpha$  exprimé en dB/cm est donnée par :

$$\alpha = \frac{10 \log\left(\frac{P_s}{P_e}\right)}{L} \quad 1.7$$

Avec  $P_e$  : puissance d'entrée ;  $P_s$  puissance de sortie ;  $L$  : distance parcourue par les U.S.

$P_e$  : puissance d'entrée ;

## Chapitre1 : Formation et caractérisation des images ultrasonore

Tissu	Intensité	Atténuation	caractéristiques
Os et calcification	5	5	Opacité L'ombre acoustique cache les autres tissus.
Tissu fibreux	3	3	Pénétration réduite.
Muscle et organe	2	2	Présence du speckle.
Matière grasse	1	1	Intensification légère des échos sur les paroi postérieures.
Fluide	0	0	Intensification forte des échos sur les parois postérieures. Ombre acoustique possible due à la réfraction

*Tableau 1.3 : Paramètres d'intensité d'atténuation dans différents organes du corps humain  
(figure tirée au [12])*

### 2.3. Source de speckle

La texture granulaire caractéristique des images échographique. L'origine du phénomène de speckle est la rétrodiffusion. Le speckle est un bruit multiplicatif corrélé au signal. Le speckle se réfère aux interférences des ondes ultrasonores provenant des différents diffuseurs qui lui donnent à l'image échographique son aspect si particulier. [3]

Ces interférences peuvent être constructives c'est-à-dire le renforcement d'énergie, destructives c'est la diminution de la pression ultrasonore ou aboutir à la formation d'ondes stationnaires. On distingue principalement deux courants : ceux qui traitent le speckle comme un bruit indésirable et ceux qui le voient comme un moyen utile pour caractériser les tissus, pour retracer leur déplacement et même pour faire du diagnostic en cardiologie [13].

Ce phénomène d'interférence aléatoire provoque des fluctuations statistiques qui ne reflètent pas réellement la distribution des diffuseurs dans le tissu : le moucheté ou speckle dû

## **Chapitre1 : Formation et caractérisation des images ultrasonore**

---

à la juxtaposition des pixels sombres et clairs n'est donc pas la reproduction fidèle des points de diffusion mais correspond au bruit d'interférence. [4]. Dans le cas où le nombre de diffuseurs par cellule de résolution est petit et où l'espacement entre deux diffuseurs est grand par rapport à la longueur d'onde du signal, on parle de speckle partiellement développé. Dans le cas contraire on parlera de speckle totalement développé.

### **2.3.1. Complémentarité du speckle**

Le speckle est présent dans les images radar, les images acquises par laser, par sonar et par ultrasons. Bien qu'il soit souvent considéré comme un bruit multiplicatif, ce n'est pas à proprement parler un bruit, c'est une réelle mesure caractéristique du milieu. Le speckle contient des informations sur le tissu observé. Il est cependant communément traité comme un bruit [3].

### **2.3.2. Les modèles de speckle [4]**

1. Modèle de speckle partiellement développé :

- Modèle de la K-distribution.
- Modèle de la Homodyned K-distribution.

2. Modèle de speckle totalement développé :

- Modèle de Rayleigh.
- Modèle de Rice.

3. Modèle indépendant de la statistique du speckle :

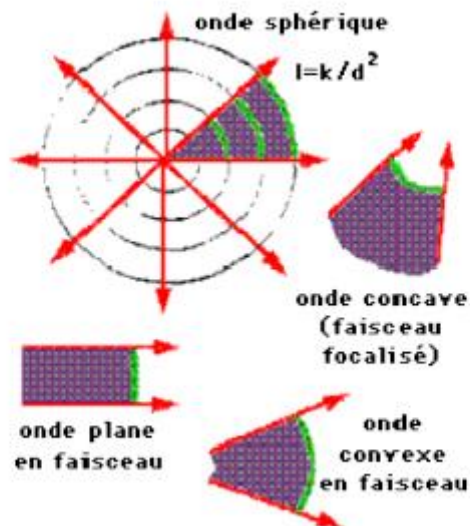
- Modèle de Nakagami.
- Modèle de la distribution Gamma généralisée.

## **2.4. Le faisceau ultrasonore**

Un faisceau ultrasonore se propage de manière complexe dans un milieu comme le corps humain, et il subisse, essentiellement des réflexions, réfraction, et diffraction (ou diffusion) dans les milieux hétérogènes, et une absorption dans les milieux homogènes, L'ensemble de ces mécanismes est responsable de l'atténuation globale du faisceau.

# Chapitre1 : Formation et caractérisation des images ultrasonore

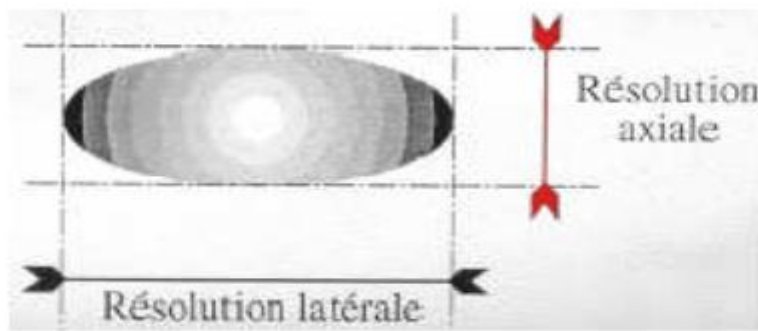
Les grandes fréquences des ultrasons supérieures à 1 MHz autorisent la création de faisceaux c'est à dire d'une onde directionnelle (voir la figure 1.4). Lorsque la source est plane le front d'onde est plan, Contrairement aux ondes sphériques la surface n'augmente pas avec la distance. [3]



*Figure 1.4 : Faisceau ultrasonore (figure tirée de [3])*

## 2.5. La résolution d'une image échographique

La sonde et le système utilisé contrôlent la résolution d'une image échographique. La résolution c'est un terme qui regroupe trois notions différentes : l'épaisseur du plan de coupe qui est déterminée par la largeur du faisceau ultrasonore, la résolution axiale et la résolution angulaire (latérale). [4]



*Figure 1.5 : Faisceau ultrasonore (figure tirée de [3]).*

### 2.5.1. La résolution axiale

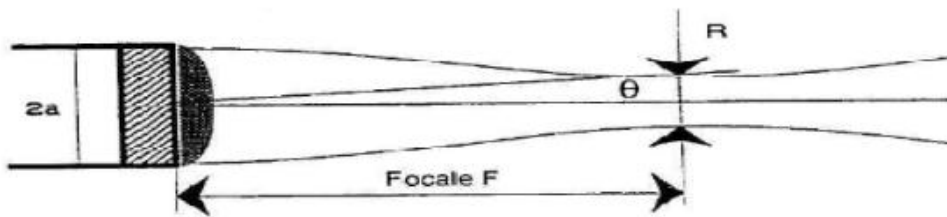
C'est la capacité de la sonde écho de distinguer entre deux objets situés dans l'axe de la sonde. Elle dépend de la dimension de l'impulsion ultrasonore et implicitement de la longueur d'onde du faisceau ultrasonore (le nombre d'oscillations par impulsion est constant). Par des calculs très simples on convient que la distance minimale entre deux objets permettant d'obtenir deux échos distincts est  $L/2$ , où  $L$  est la longueur de l'impulsion ultrasonore calculée à mi-intensité, soit à (-6) dB. [12]. Généralement la résolution axiale est meilleure que la résolution latérale.

### 2.5.2. La résolution angulaire (latérale)

On définit la résolution angulaire en fonction de la largeur par la capacité du système à séparer deux échos situés sur un même plan, perpendiculaire à l'axe de ce faisceau. [14]

## 2.6. Focalisation

Pour obtenir une bonne résolution latérale, Il faut balayer le milieu à explorer par un faisceau ultrasonore très fin, afin d'obtenir une image de bonne qualité. Pour obtenir une bonne résolution axiale, utiliser des signaux brefs qui permettent en échographie de séparer des cibles proches. En appliquant aux transducteurs un jeu de retards appropriés pour corriger les temps de parcours pour que toutes les impulsions arrivent ensemble au point visé, afin de réaliser une focalisation de l'énergie ultrasonore en émission c'est à dire faire converger le faisceau pour qu'il devienne localement quasi-ponctuel. La figure 1.6 illustre le principe d'une focalisation pratique. [3]



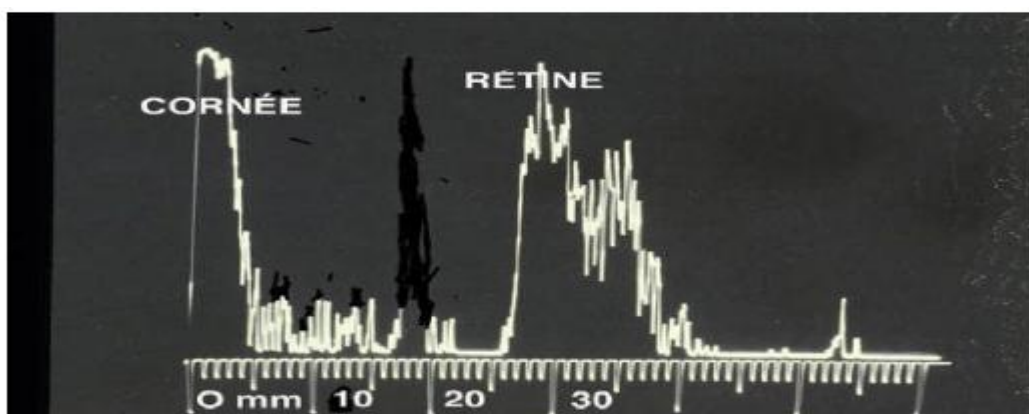
**Figure 1.6 :** Focalisation pratique  $R = \lambda F/a$  avec  $R$  la longueur de la zone focale,  $\lambda$  la longueur d'onde,  $F$  la profondeur à laquelle on focalise et à l'ouverture de la sonde (Figure tirée de [3]).

### 3. Les modes d'imagerie

Il existe de nombreuses manières d'afficher les résultats acquises par la sonde ultrasonore pour l'utilisateur en fonction des caractéristiques de la sonde, du domaine d'application et des propriétés physiques des tissus que l'on veut mettre en lumière. [13]

#### 3.1. Mode A (Amplitude)

Il consiste à afficher l'amplitude du signal capté par la sonde en fonction de la profondeur (voir la figure 1.5). On n'utilise qu'un seul faisceau ultrasonore de direction constante. C'est le mode de représentation de l'image le plus ancien. Ce mode autrefois utilisé en ophtalmologie et en neurologie pédiatrique. [9] [14]



**Figure 1.7 :** mode A (Figure tirée de [3]).

# Chapitre1 : Formation et caractérisation des images ultrasonore

## 3.2. Mode B (Brillance)

C'est le mode de représentation le plus commun. A un instant donné, l'amplitude du signal échographique comprise entre le niveau le plus bas (bruit électrique) et le niveau le plus haut (tension de saturation des amplificateurs) est représenté par le niveau de gris. Une fois le signal échographique obtenu, plusieurs opérations sont nécessaires pour le visualiser : compenser l'atténuation des ultrasons en fonction de la profondeur traversée, faire ressortir les faibles échos par rapport aux forts et ajuster la dynamique du signal pour l'affichage. L'image que l'on obtient peut être considérée comme une représentation des organes. Pour obtenir l'image en deux dimensions on utilise: Soit une sonde linéaire dont les faisceaux ultrasonores sont parallèles les uns aux autres, Soit une sonde sectorielle dont le même faisceau ultrasonore est orientée dans des directions différentes. [14] [9]

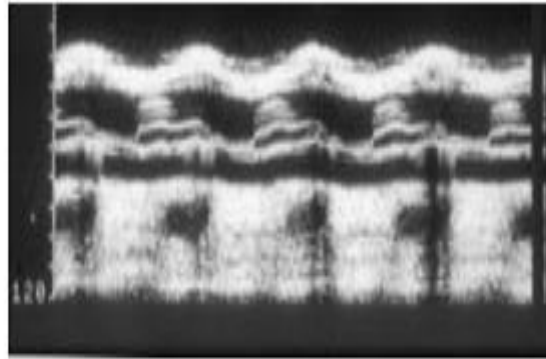
Leur avantage est de donner des coupes anatomiques globales mais avec un inconvénient de la : construction lente de l'image 2-10 image /s.



**Figure I.8** – Image de fantôme abdominal en mode B (Figure tirée de [3]).

## 3.3. Mode TM (Temps/Mouvement)

Enregistrement unidimensionnel dynamique, visualiser le mouvement en fonction de temps. Ce mode est utilisé en cardiologie.



*Figure 1.9– Représentation du signal échographique en utilisant le mode TM (Figure tirée de [4]).*

### **3.4. Mode 3D/4D**

L'acquisition volumique est réalisée par addition des différents plans de coupe grâce à une sonde mécanique permettant un balayage dans un troisième plan.

### **3.5. Elastosonographie**

Analyse des signaux ultrasonores de la déformation subie par le tissu sous l'action d'une contrainte axiale représenté via une échelle couleur ou noir et blanc.

## **3. Conclusion**

Le premier chapitre est consacré à l'imagerie ultrasonore, à ses spécificités et à sa place au sein des autres modalités d'imagerie médicale. Les caractéristiques de faisceaux ultrasonores, on a fait l'analyse de la formation de l'image échographique et on a développé les méthodes de traitement d'image.

Les images échographiques sont affectées par le phénomène de speckle qui est un bruit multiplicatif et qui dégrade la qualité des images 2D échographique.



# Chapitre II

### 1. Introduction

Les images médicales sont affectées par un bruit soit gaussien ou multiplicatif speckle, qui est réduit le pouvoir de perception des détails et des structures fines de la scène imagée pour cela on fait un filtrage qui revient à estimer la réflectivité réelle de la scène pour chaque pixel de l'image. Le problème commun de ces méthodes de suppression de bruit est de savoir comment prévenir l'information utile, alors il faut choisir un filtre capable de supprimer le bruit et augmenter la lisibilité de l'image, de séparer les effets d'hétérogénéité dû à la texture de ceux dû au speckle, doit être aussi conservé les contours et les structures de l'image, lisser les zones homogènes sans en modifier la réflectivité et conserver la texture.

- **L'état de l'art**

Nous présentons dans cette partie l'état de l'art de quelques méthodes de filtrage les plus fréquemment citées dans la littérature.

Tampia Tasnim et al (2017) ont étudié la réduction du bruit de speckle de l'image ultrasonore en mode B en considérant les fantômes du rein, du fœtus, du kyste et du foie en utilisant différentes techniques de filtrage. Ils ont appliqué le filtre non adaptatif filtre Médian, et filtre adaptatif comme filtre Lee, filtre Kuan, filtre Frost et filtre Wiener. Ils ont calculé des différents paramètres d'évaluation : Erreur quadratique moyenne (MSE), erreur quadratique moyenne (RMSE), rapport signal sur bruit maximal (PSNR), rapport signal sur bruit (SNR), erreur absolue normalisée (NAE) et carte d'indice de similarité de structure moyenne (MSSIM) pour analyser l'attribut d'image et évaluer la performance d'image. Ils ont obtenu les résultats suivants : Le filtre médian préserve le bord, mais il est assez difficile de distinguer l'image bruyante de l'image du dépouillement. Le filtre Lee maintient les informations haute fréquence, mais il est désapprouvé d'éliminer le bruit le plus proche de la zone des bords. Le filtre de Kuan est plus approprié que le filtre de Lee pour préserver les bords. Le filtre Frost inhibe le bruit de speckle mais prend plus de temps de calcul. Le filtre de Wiener est plus efficace pour inhiber le bruit de speckle, lissant l'image, préservant les bords, MSE plus bas, et plus grand PSNR mais réduisent partiellement le speckle de la zone claire. [1]

En 2015 Auteur Rachida Bouchouarab a utilisé la méthode des ondelettes (seuillage doux, seuillage dur et invariante dure et douce) pour la réduction de bruits dans l'imagerie médicale, elle était obtenue comme résultats la qualité de l'image est meilleure utilisant un débruitage en ondelette le PSNR est élevée. [2]

En 2013 Litim Houaria a était travailler sur Filtrage et segmentation des images échographiques. Elle est utilisée les différents filtres adaptatifs tel que Frost, Lee, Kuan, les filtres homomorphiques, filtre médian et l'ondelette elle obtenu les résultats suivantes : image plus nette tout en préservant le contour de l'image initiale donne meilleur précision dans le lissage des zones homogène et la préservation des structures. [3]

En 2011 Dahdouh Sonia a était Intitulé son travail par filtrage, segmentation et suivi d'images échographiques: applications cliniques. Elle est utilisée les ondelettes, elle est réalisée ces résultats : la réduction du speckle tout en augmentant Le contraste. [4]

En 2010 Abdeldjalil OUAHABI a travaillé sur le Filtrage numérique à base d'ondelettes- Applications en imagerie médicale, ses images des tests sont affectées par un bruit de nature aléatoire dont la source se situe au niveau du processus d'acquisition, de mesure et de transmission st pour cela il est appliqué un filtrage à base d'ondelettes qui permettre une élimination performante de ce bruit, tant du point de vue de valeur de PSNR élevé. [5]

En 2009 Hacini Meriem a été préparée sa thèse de doctorat sur le filtrage anisotropique et segmentation par Level sets : Application aux images médicales. Elle est utilisée la diffusion par un rehaussement morphologique qui donne les résultats suivantes : réduire mieux tous types de bruits présents sur les images médicales. [6]

Mateo et Ferna'ndez-Caballero (2009) étudient certaines techniques les plus utilisées le lissage ou la suppression du bruit de speckle dans images échographiques. [7]

En 2005 Youcef Smara travail sur la réduction du speckle dans les images radar SAR : concepts et algorithmes, a utilisé les filtres homomorphiques, aheuristique, la transformé en ondelette et analyse multiresolution, ses résultats étant les meilleurs. [8]

Ainsi en 2005 docteur de l'Institut National Polytechnique de Toulouse Clovis TAUBER a été travaillé sur le filtrage anisotrope robuste et segmentation par B-spline snake : application aux images échographiques et il est obtenue comme des résultats robuste et une précision accrue par les modèles proposés par rapport aux techniques classiques de filtrage et segmentation par contours actifs. Aussi il modélisé l'évolution de la diffusion par une équation aux dérivées partielles s'appliquant sur l'enveloppe du signal brut, non compressée

logarithmiquement, Cette approche permet de réduire le bruit des images échographiques, tout en préservant les structures importantes pour leur interprétation. [9]

### 2. Le coefficient de variation

Les techniques de filtrage du speckle les plus utilisées reposent toutes sur le coefficient de variation (notée CV) dans le domaine du radar à synthèse d'ouverture (RSO). On différencie deux coefficients de variations :

- Le coefficient de variation global (CV global).
- Le coefficient de variation local (CV local).

#### 2.1. Coefficient de variation global [9]

Le coefficient de variation global  $Cu$  est une caractérisation globale du speckle présent dans l'image. Défini comme :

$$Cu^2 = \frac{var(I_{\Omega h})}{I_{\Omega h}^2} \quad 2.1$$

Avec :  $\Omega h$  une région de l'image correspondant à une zone de réflectivité homogène de la scène observée,  $I_{\Omega h}$  est l'ensemble des intensités des pixels de  $\Omega_h$ .

#### Preuve :

Nous avons :

$$I(i, j) = R(i, j) \cdot n(i, j) \quad 2.2$$

- $R$  la réflectivité réelle de la scène observée.
- $I$  l'observation dont on dispose.
- $n$  un bruit multiplicatif.

Le calcul se fait sur une zone homogène de l'image  $\Omega_h$  regroupant  $N$  pixels. Sur  $\Omega_h$  la réflectivité réelle de la scène est constante :

$$\forall (i, j) \in \Omega_h, R(i, j) = k$$

Donc le coefficient de variation globale est :

$$Cu^2 = \frac{var(I_{\Omega h})}{I_{\Omega h}^2}$$

$$Cu^2 = \frac{1/N \sum_{(i,j) \in \Omega_h} (R(i,j) \cdot n(i,j) - \overline{Rn})^2}{\overline{Rn}^2}$$

$$Cu^2 = \frac{1/N \sum_{(i,j) \in \Omega_h} (Kn(i,j) - \overline{Kn})^2}{(\overline{Kn})^2}$$

$$Cu^2 = \frac{var(n)}{\overline{n}^2}$$

Avec :  $\overline{Rn}$  et  $\overline{n}$  sont les moyennes de  $R(i,j) \cdot n(i,j)$  et  $n(i,j)$  calculées sur  $\Omega_h$ . Le CV global ne dépend donc pas de la réflectivité réelle (ou observée) de la scène, mais uniquement du speckle. C'est en ce sens qu'il en est une caractéristique globale. [9]

## 2.2. Coefficient de variation local

Le coefficient de variation local **CI** est une mesure d'hétérogénéité (contour, texture) particulièrement bien adaptée au cas des images radar et les images contenant de speckle, il est considéré comme un détecteur de contours [9], il est défini par l'équation suivante :

$$CI(s) = \frac{1}{|\eta_s|} \sum_{p \in \eta_s} \frac{(I_p - \overline{I_s})^2}{\overline{I_s}^2} \quad 2.3$$

Où  $\eta_s$  est le voisinage du pixel central  $s$ .  $\overline{I_s}$  est la valeur moyenne de l'intensité des pixels de  $\eta_s$ . Dans cette thèse nous considérons le cas de 4 connexités et celui de 8 connexités.

### Propriétés :

Dans une fenêtre contenant des pixels d'une région homogène  $C_u \approx C_l$

Dans une fenêtre contenant des pixels de contours  $C_u \ll C_l$

Le coefficient de variation est une mesure statistique permet de différencier les zones texturées et les zones homogènes. Dans la section suivante, nous présentons les techniques de filtrage du speckle, qu'ils utilisent le coefficient de variation. [3]

### 3. Filtrage de speckle

#### 3.1. Les Filtres adaptatifs classiques

##### 3.1.1. Filtre Lee

Lee a d'abord proposé un filtre pour le cas d'un bruit additif. L'origine de ce filtre est la méthode de Wallis qui permet de fixer directement la moyenne et la variance locales des intensités du résultat. La réflectivité de la scène est supposée stationnaire et caractérisée par son espérance et sa variance. [9]

$$\hat{R} = \bar{R}_d + \sqrt{\frac{\sigma_d}{\sigma_{i,j}}} (I(i,j) - \bar{I}_{i,j}) \quad 2.4$$

Avec :  $\hat{R}$  la réflectivité réelle

On calcule  $\bar{R}_d$  et  $\sigma_d$  :

$$\bar{R}_d = \bar{I} \quad 2.5$$

$$\sigma_d = \frac{\sigma_{i,j} - \bar{I}^2 \sigma_u^2}{\sigma_u^2 + 1} \quad 2.6$$

Avec  $\sigma_u$  l'écart type du bruit.

Pour approximer le modèle multiplicatif de l'image I, Lee propose un modèle linéaire de la forme :

$$\hat{R} = \alpha I + \beta \bar{R}_d \quad 2.7$$

Avec :

$\beta$  et  $\alpha$  deux variables sont choisies pour minimiser l'espérance mathématique  $E((\hat{R} - R)^2)$ ,  $\hat{R}$  est l'estimateur de R donnant la plus petite erreur quadratique EQMM par rapport à la moyenne MMSE (Minimum Mean Square Error). [16] [17]

On suppose :  $\beta = 1 - \alpha$

$$\alpha = \frac{\sigma_d}{\sigma_{i,j}} \quad 2.8$$

On remplace dans (2.7) :

$$\hat{R} = \alpha I + (1-\alpha) \bar{R}_d \quad 2.9$$

En remplaçant  $\sigma_d$  par l'expression de l'équation (2.6) on aura :

$$\sigma_d = \frac{\sigma_{i,j} - \bar{I}^2 \sigma u^2}{(\sigma u^2 + 1) \sigma_{i,j}} \quad 2.10$$

On a  $\sigma^2 \approx 0$  donc :

$$\sigma = \frac{\sigma_{i,j} - \bar{I}^2 \sigma u^2}{\sigma_{i,j}} \quad 2.11$$

$$\sigma_d = 1 - \frac{C u^2}{C I^2} \quad 2.12$$

On obtient la formule finale de filtre Lee :

$$\hat{R} = K I + (1 - k) \bar{I} \quad 2.13$$

Où le paramètre  $k$  est appelé gain du filtre : [9]

- $0 < k < 1$ , le filtre lisse l'image à la manière d'un filtre passe-bas.
- $k \approx 1$ , le filtre se comporte comme un filtre passe-tout. La valeur de réflectivité estimée est égale à la valeur observée.
- $k = 0$ , le filtre se comporte comme un filtre moyenneur.

### 3.1.2 Filtre Kuan

Le modèle de bruit multiplicatif est d'abord transformé en un modèle additif dépendant du signal c'est une approche proposé par Kuan. [18]

$$\hat{R}(i, j) = R(i, j) + (u(i, j) - 1)R(i, j) \quad 2.14$$

Avec :  $\hat{R}$  L'estimation de la réflectivité  $R$  celle que l'on cherche

$u$  est un bruit additif.

Le filtre résulte du filtre Kuan est la même forme que le filtre proposé par Lee, mais avec un gain de filtre différent qui a la formule suivante : [9]

$$k = \frac{1 - \frac{Cu^2}{Cl^2}}{1 + Cu^2} \quad 2.15$$

Même ici le gain de filtre est très faible dans la zone homogène et le filtre peut donc être approximé par un filtre moyenneur, A l'inverse, sur les contours et les zones texturées, le gain est proche de l'unité et le filtrage est donc arrêté. Mais au contraire, il n'y pas d'approximation linéaire comme dans le cas de bruit multiplicatif, ce qui le rend plus performant [3].

### 3.1.3 Filtre Frost

Le Filtre de Frost présente l'avantage de bien lisser les zones homogènes, et de conserver les transitions contours et lignes. L'image observée est une convolution entre un modèle multiplicatif et la réponse impulsionnelle M du système radar : [19]

$$I(i, j) = [R(i, j) \cdot u(i, j)] M(i, j) \quad 2.16$$

Avec :

$$M(t) = K_1 \exp(-K_2 C_I(t_0) |t|) \quad 2.17$$

Où t les coordonnées du pixel courant exprimées dans la fenêtre centré sur  $t_0$ ,  $K_1$  est une constante de normalisation introduite pour ne pas biaiser la moyenne et  $K_2$  le paramètre du filtre qui permet de régler la quantité de filtrage.

## 3.2 Filtre médian

Filtre médian est permet sous certaines conditions de réduire le bruit tout en conservant les contours de l'image. L'idée principale du filtre médian est de remplacer chaque entrée par la valeur médiane de son voisinage.

## 3.3 Diffusion anisotropique

Dans cette partie nous présentons le principe physique de la diffusion (équation de la chaleur) ainsi que l'origine de l'équation de diffusion, puis équations aux dérivées partielles (EDP). Par la suite nous expliquons le lien entre le principe physique de la diffusion et l'application du processus en traitement d'image.



### 3.3.1 Le principe physique de la diffusion

L'équation de diffusion de la chaleur et le processus de filtrage par diffusion sont semblables [20], De la même manière que dans un matériau, la chaleur diffuse d'un point à un autre, de proche en proche, et tend ainsi à distribuer uniformément au fur et à mesure que le temps s'écoule. On peut imaginer faire diffuser de proche en proche les niveaux de gris .L'on retrouvera un niveau de gris plus uniforme parce que les irrégularités des niveaux de gris seront diminuées.

La loi de Fick est définit cette observation physique :

$$\Psi = -D \nabla u \quad 2.18$$

Avec  $D$  est le coefficient de diffusion.

Cette équation indique qu'un gradient de concentration de particules dans un liquide noté  $\nabla u$  produit un flux noté  $\Psi$  qui a pour rôle de compenser ce gradient.

L'équation de la continuité exprime que la masse peut être transportée, mais ni créée ni détruite :

$$\frac{\partial u}{\partial t} = -\text{div} (\Psi) \quad 2.19$$

Avec :  $\frac{\partial u}{\partial t}$  est la dérivée partielle de  $u$  par rapport au temps.

$\text{div} (\Psi)$  est l'opérateur de divergence.

### 3.3.2 Les équations aux dérivées partielles (EDP)

Les équations aux dérivées partielles sont décrits la majorité des phénomènes physiques tel que mécanique, électrique, etc. EDP est une équation qui contient une dérivée partielle.

Si dans les EDP, la fonction inconnue dépend de plusieurs variables. Dans les équations aux dérivées ordinaires EDO, la fonction inconnue ne dépend que d'une seule variable. [21]

### 3.3.3. Lien entre équation de diffusion et traitement d'images

En traitement d'images, on peut transposer le phénomène de diffusion de la chaleur dans un milieu physique, à la diffusion d'intensité dans une image afin de diminuer les variations de niveaux de gris dues au bruit dans une région cohérente par rapport au matériau imagé. [22].

En traitement d'images l'équation de diffusion peut être réécrite de la manière suivante :

$$\frac{\partial I}{\partial t} = \operatorname{div}(D) \nabla I + D \Delta I \quad 2.20$$

Avec :  $\Delta$  est l'opérateur Laplacien et  $I$  est l'image brute.

Dans le cas où, lorsque le coefficient de diffusion dépend des caractéristiques spatiotemporelles de l'image, on parle de diffusion non-linéaire et anisotrope. Dans le cas contraire le coefficient de diffusion  $D$  est constant ( $D=\text{cst}$ ) sur toute l'image, la diffusion est dite linéaire, homogène et isotrope (c'est-à-dire  $\operatorname{div}(D) = 0$ ).

#### 3.3.3.1. La diffusion isotrope

Dans cette partie, on va établir le lien entre le filtrage et la diffusion linéaire, ou la diffusion linéaire est parmi les méthodes les plus simples pour lisser les images en utilisant les EDP.

$$\begin{cases} \frac{\partial I}{\partial t}(x, y, t) = \Delta I(x, y, t), t > 0; x, y \in R^2 \\ I(x, y, t) = I_0(x, y) \end{cases} \quad 2.21$$

La solution de cette équation est équivalente à la convolution de l'image originale  $I_0$  par une fonction gaussienne (pour  $t > 0$ ) : [23]

$$I(x, y, t) = G_\sigma * I_0(x, y) \quad 2.22$$

Avec : l'écart type  $\sigma = \sqrt{2t}$

Et :  $G_\sigma$  est le noyau de Gauss de cet écart type

$$G_{\sigma}(x, y) = 1/(\sqrt{2\pi\sigma^2}) \exp\left(-\frac{x^2+y^2}{2\sigma^2}\right) \quad 2.23$$

La diffusion linéaire c'est un processus du filtrage, et est une méthode très facile à implémenter mais elle possède un inconvénient : le lissage isotropique ne prend pas en compte la structure de l'image, engendre une disparition des contours et rend l'image de plus en plus floue. Et pour éliminer le bruit de l'image tout en préservant le contour, il faut que le filtrage dépende des caractéristiques temporelles et spatiales de la zone considérée.

### 3.3.3.2 La diffusion anisotrope : Modèle de Perona et Malik

Perona et Malik appliquent un procédé non anisotropique (uniforme), qui réduit la diffusion dans les zones à fort gradient. L'EDP s'écrit alors avec une fonction décroissante qui varie en fonction de la valeur du gradient. [24]

L'équation de Perona et Malik s'écrit alors

$$\frac{\partial I}{\partial t}(x, y, t) = \text{div} (g(|\nabla I|) \nabla I) \quad 2.24$$

$$I(x, y, 0) = I_0(x, y)$$

Avec :  $g$  est un coefficient de diffusion positif et strictement décroissant qui satisfait aux conditions aux limites suivantes:

$$\begin{cases} g(0) = 1 \\ \lim_{x \rightarrow \infty} g(x) = 0 \end{cases} \quad 2.25$$

Où  $x$  le module du gradient dans l'image  $I$ .

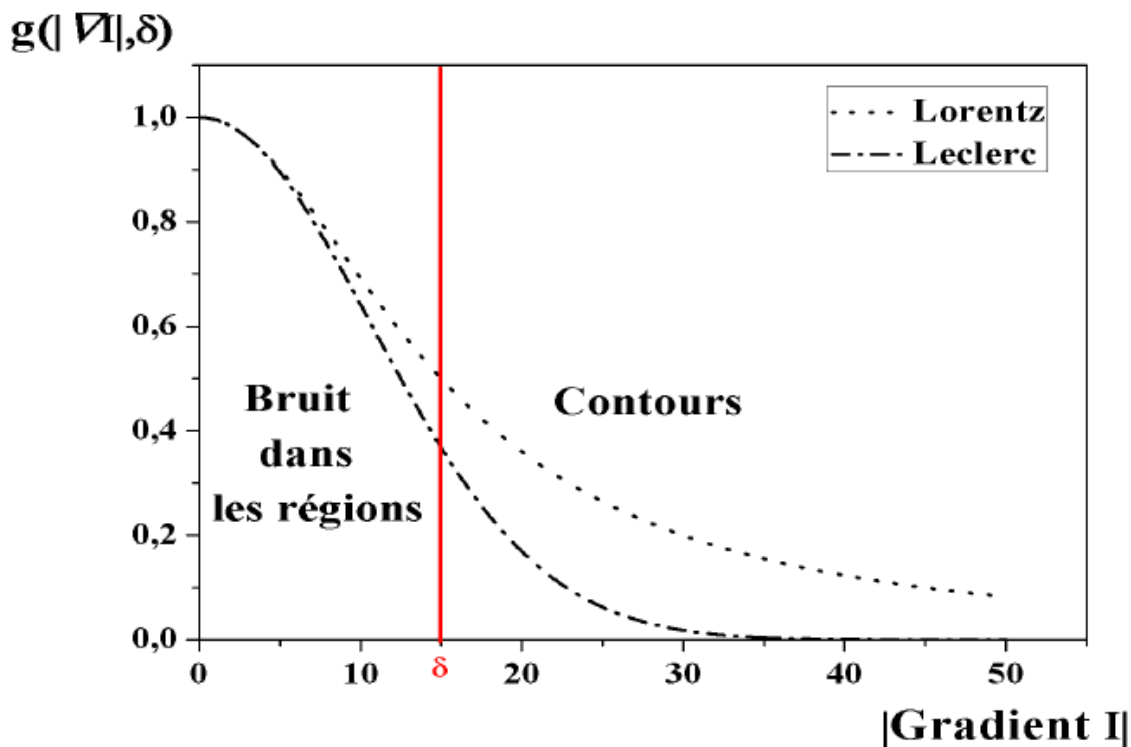
Apercevons que si la fonction  $g(\cdot)$  est une constante nous retrouvons l'équation de la chaleur.

Perona et Malik ont proposé deux fonctions satisfaisant aux deux conditions précédentes : [3]

$$g(|\nabla I|, \delta) = \frac{1}{1 + \left(\frac{|\nabla I|}{\delta}\right)^2} \quad (\text{fonction lorentzienne})$$

$$g(|\nabla I|, \delta) = e^{-\left(\frac{|\nabla I|}{\delta}\right)^2} \quad (\text{fonction gaussienne})$$

Où  $\delta$  est le seuil gradient à partir duquel on décide si l'amplitude du gradient forte ou faible.



**Figure 2.1** : Fonctions de diffusion de Perona et Malik (figure tirée de [3])

On propose un algorithme de filtre Perona et Malik : [3]

Tout d'abord l'initialisation des paramètres :

Le nombre d'itération.

$\delta$ : Le seuil gradient.

$\Delta t$  : Le temps d'amélioration avec :  $0 \leq \Delta t \leq 1/4$ .

Choix de la fonction :

Soient la fonction lorentzienne ou fonction gaussienne.

$I_0(i, j) = I(i, j)$ .

Pour tout  $(i, j)$  pixel de l'image  $I$  faire :

**Etape 1 : Calcul des différences avec les plus proches voisins dans les quatre directions Nord Sud Est Ouest :**

$$\nabla_N I(i,j) = I_{(i-1,j)} - I_{i,j} \quad c_{N_{i,j}} = g(|\nabla_N I(i,j)|)$$

$$\nabla_S I(i,j) = I_{(i+1,j)} - I_{i,j} \quad c_{S_{i,j}} = g(|\nabla_S I(i,j)|)$$

$$\nabla_E I(i,j) = I_{(i,j+1)} - I_{i,j} \quad c_{E_{i,j}} = g(|\nabla_E I(i,j)|)$$

$$\nabla_W I(i,j) = I_{(i,j-1)} - I_{i,j} \quad c_{W_{i,j}} = g(|\nabla_W I(i,j)|)$$

**Etape 2 : modification de la valeur de pixel par :**

$$I(i,j) = I(i,j) \Delta t [c_{N_{i,j}} \cdot \nabla_N I(i,j) + c_{S_{i,j}} \cdot \nabla_S I(i,j) + c_{E_{i,j}} \cdot \nabla_E I(i,j) + c_{W_{i,j}} \cdot \nabla_W I(i,j)]$$

Fin pour

La diffusion anisotrope est une fonction emploie un paramètre important qui joue le rôle d'un seuil pour classer les gradients en gradients forts ou gradients faibles, et qui utilise une fonction d'arrêt contours qui permet de contrôler le filtrage.

Ce paramètre peut être déterminé expérimentalement mais il est possible de le fixer automatiquement à l'aide d'une méthode robuste qui garantit le bon fonctionnement du filtre anisotrope.

**L'équation de L'amplitude du flux est : [9]**

$$\Psi(x) = \nabla I \cdot g(\nabla I) \tag{2.25}$$

- Le pixel est considéré dans une zone homogène si  $\nabla I < \delta$  (strictement croissante).
- Le pixel est considéré sur un contour si  $\nabla I > \delta$  (strictement décroissante).

### 3.3.3.3 Modèle de Yu et Acton

Yu et Acton ont proposé une méthode combinant le coefficient de variation instantanée  $\rho$ , et la diffusion anisotropique, nommé SRAD : Speckle Reducing Anisotropic Diffusion. [25]

La formule de SRAD s'écrit :

$$\frac{\partial(x,y,t)}{\partial t} = \text{div} [g(\rho) \nabla I(x, y, t)] \quad 2.26$$

Avec

$$g(\rho) = \frac{1}{1+[\rho^2(x,y,t)-\rho^2_0(t)]/[\rho^2_0(t)(1+\rho^2_0(t))]} \frac{1}{1+[\rho^2(x,y,t)-\rho^2_0(t)]/[\rho^2_0(t)(1+\rho^2_0(t))]} \quad 2.27$$

$$\rho(x, y, t) = \sqrt{\frac{(\frac{1}{2})(\frac{\nabla I}{I^2}) - (\frac{1}{16})(\frac{\nabla^2 I}{I})^2}{[1 + (\frac{1}{4})(\frac{\nabla^2 I}{I})]^2}} \quad 2.28$$

Où  $\rho(x, y, t)$  est le coefficient de variation instantané.

$$\rho_0(t) = \frac{\sqrt{\text{var} [Z(t)]}}{\bar{z}(t)} \quad 2.29$$

Où  $[Z(t)]$  et  $\bar{z}(t)$  sont respectivement la variance et la moyenne à l'intérieur d'une zone homogène à l'instant  $t$ .

Dans les zones homogènes, quand  $\rho(x, y, t) = \rho_0(t)$  nous retombons sur un schéma de diffusion anisotropique. Dans les images contenant de speckle en utilisant le coefficient de variation comme détecteur de contours.

Ce filtre effectue un lissage des zones homogènes tout en renforçant les contours, cette méthode présente des limitations : [3]

- Le speckle n'étant pas homogène, les estimations de  $\rho$  sur deux régions de réflectivité homogène ne sont pas nécessairement identiques.
- La difficulté de sélectionner une région de réflectivité homogène pour estimer  $\rho_0$ .
- Le filtre supprime les structures importantes de l'image et de l'information nécessaire pour leur interprétation.
- Le coefficient de diffusion tend vers 0 sans l'atteindre. Par conséquent, tous les contours même les plus importants sont diffusés.

### 3.4 Filtrage d'image échographique par l'ondelette

Dans cette partie nous s'intéressons à l'utilisation de l'ondelette pour le filtrage des images échographique. Une ondelette est définie par une ensemble de fonctions générées par translation et dilatation d'une unique fonction  $\psi$  appelée ondelette mère, [26] donnée par:

$$\psi_{a,b}(t) = \frac{1}{\sqrt{|a|}} \psi\left(\frac{t-b}{a}\right) \quad 2.29$$

Où  $a$  : est l'indice (d'échelle/dilatation)

$b$  : est l'indice de (temps/ espace)

#### 3.4.1 Transformée en ondelettes continue

La transformée en ondelettes est une fonction  $W_X(a, b)$  qui associe aux paramètres  $a$  et  $b$  la valeur du coefficient  $C_{a,b}$  de l'ondelette  $\psi_{a,b}$  dans la décomposition du signal [27]. La décomposition d'une fonction  $X(t)$  s'écrit:

$$w_x(a, b) = C_{a,b} = \frac{1}{\sqrt{a}} \int_{-\infty}^{+\infty} X(t) \psi^* \left( \frac{t-a}{b} \right) dt \quad 2.30$$

Avec

$\psi_{a,b}(t)$  est une ondelette analysante,  $\psi^*$  est le conjugué de  $\psi$ , et  $b$  est l'indice de (temps/ espace),  $a$  est l'indice (d'échelle/dilatation). La transformée en ondelettes s'agit de multiplier le signal  $X(t)$  par une ondelette analysante dans le cas ou  $a$  et  $b$  varient d'une façon continue mais, la largeur de la fenêtre d'analyse est variable.

La fonction  $X(t)$  peut être reconstruite à partir de  $\psi(a, b)$  par la formule suivante:

$$X(t) = \frac{1}{C_\psi} \iint_{-\infty}^{+\infty} W_X(a, b) \psi_{a,b}(t) \frac{da.db}{a^2} \quad 2.31$$

Où  $C_\psi$  est une constante dépendant de l'ondelette  $\psi_{a,b}(t)$  choisie.

Il est donc facile de reconstruire le signal  $X(t)$  tout en connaissant les coefficients  $C_{a,b}$  et l'ondelette de référence  $\psi(t)$ .

### 3.4.2 Transformée en ondelettes discrète DWT

C'est une transformation rapide et non-redondante, l'algorithme le plus souvent utilisé est la décomposition discrète sur une base orthonormée d'ondelettes de Mallat la fonction des ondelettes discrètes peut donner par la formule suivante : [27]

État de l'art sur le filtrage des images échographie

$$W_X(a_0^m, nb_0) = C_{m,n}(X(t)) = \langle X, \psi_{m,n} \rangle = \frac{1}{a_0^m} \int_{-\infty}^{+\infty} X(t) \psi_{m,n}^*(t) dt \quad 2.32$$

Où  $C_{m,n}$  c'est le coefficient d'ondelette.

La reconstruction d'une fonction  $X(t)$  à partir des coefficients d'ondelettes s'écrit:

$$X(t) = \sum_{m=-\infty}^{+\infty} \sum_{n=-\infty}^{+\infty} C_{m,n}(X(t)) \psi_{m,n}(t) \quad 2.33$$

Les fonctions  $\psi_{m,n}(t)$  constituent un base orthonormale de  $L^2(\mathbb{R})$

Le filtrage par ondelette est souvent été utilisé en imagerie médicale par la procédure suivante : [4]

- Calculer la transformée en ondelettes discrète du signal.
- Filtrer les coefficients par seuillage (seuillage dur ou doux).
- Reconstruire le signal filtré en utilisant la transformée inverse.

On trouve deux types de seuillage, dans la littérature : le seuillage doux (soft thresholding) et le seuillage dur (hard thresholding). [28], [29]

### 3.4.3 Seuillage doux et seuillage dur

Le seuillage dur propose l'annulation de toutes les valeurs en dessous d'un seuil  $S$ , les valeurs supérieures restant inchangées [4] Le principe est le suivant :

$$T(w) = \begin{cases} 0, & |w| \leq S \\ w, & |w| > S \end{cases} \quad 2.34$$



Le seuillage doux propose en plus de l'annulation, une soustraction du seuil  $S$  aux valeurs restantes, il fonctionne selon le principe suivant :

$$T(w) = \begin{cases} 0 & \text{Si } |w| \leq S \\ \text{sign}(w)(|w| - S) & \text{Si } |w| > S \end{cases} \quad 2.35$$

Avec  $\text{sign}(w)$ , le signe d'un coefficient  $w$ .

Donoho et Johnstone [4], propose un seuil déterminé à partir de l'énergie estimée du bruit calculé par la formule suivante :

$$S = \sigma \sqrt{2 \log N} \quad 2.36$$

Où  $N$  désigne la taille de l'image et  $\sigma^2$  la variance du bruit.

### 3.4.5 L'ondelette 2D

Les ondelettes 2D sont souvent utilisées pour le traitement d'image.

La fonction d'échelle est représentée par l'équation suivante: [31]

$$\phi(t) = \sum_{-\infty}^{\infty} h(k) \phi(2t - k) \quad 2.37$$

Avec

$\phi(t - k)$  est une base de  $v_0$ .

ET  $\phi(2t) \in v_1$  tel que  $v_0 \subset v_1$

Où  $k$  Le nombre d'échantillons,  $h$  Le filtre d'échelle associé à  $\phi$

$v_0$  et  $v_1$  des espaces vectoriel

En pratique le choix de la fonction d'échelle ou de l'ondelette 2D est le produit de deux fonctions d'échelle ou ondelettes 1D :  $\phi(x, y) = \phi(x)\phi(y)$

L'équation de dilatation est égale:

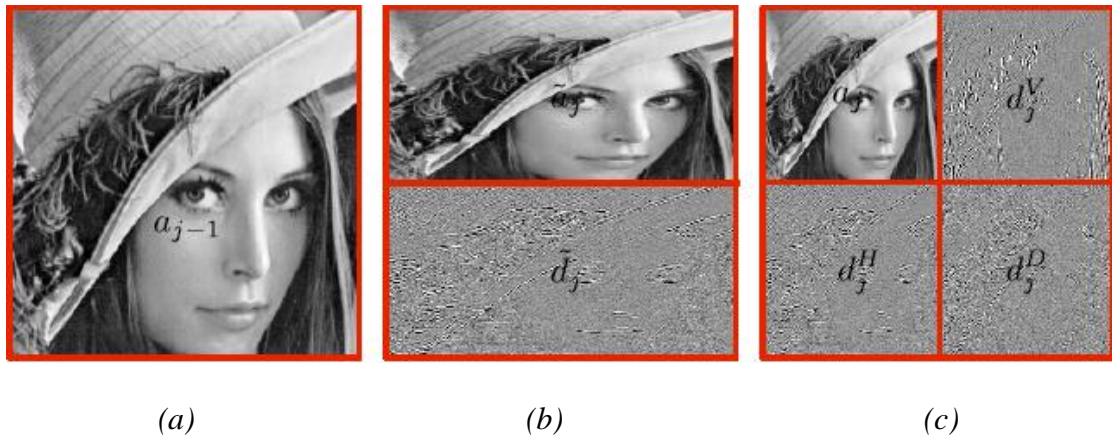
$$\phi(x, y) = \frac{1}{2} \sum_{k,l} h(k, l) \phi(2x - 2y - l) \quad 2.38$$

Nous pouvons construire la fonction d'ondelette. Mais au lieu d'avoir une seule fonction nous aurons trois fonctions d'ondelette:

$$\begin{cases} \psi^1(x, y) = \phi(x)\phi(y) \\ \psi^2(x, y) = \phi(x)\phi(y) \\ \psi^3(x, y) = \phi(x)\phi(y) \end{cases} \quad 2.39$$

### 3.4.5 La décomposition d'ondelette 2D

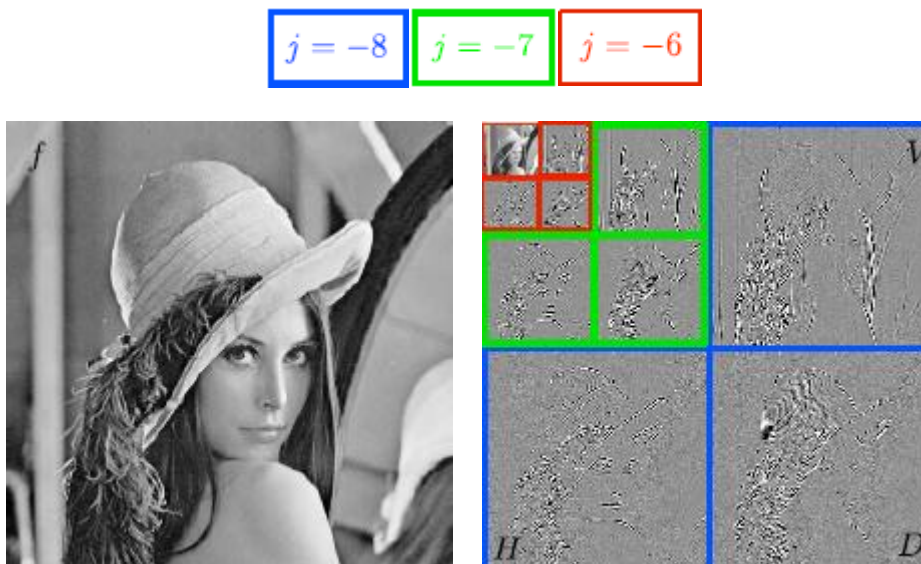
La figure 2.2 montrée la décomposition en ondelette à 2 dimension (2D) : Approximation et détails verticales, horizontale et diagonale selon les lignes et selon les colonnes.



**Figure 2.2** : la décomposition en ondelette 2D

(a) L'image initiale avec les coefficients  $a_j$ , (b) la décomposition sur les lignes, (c) la décomposition sur les colonnes (tirée de [30])

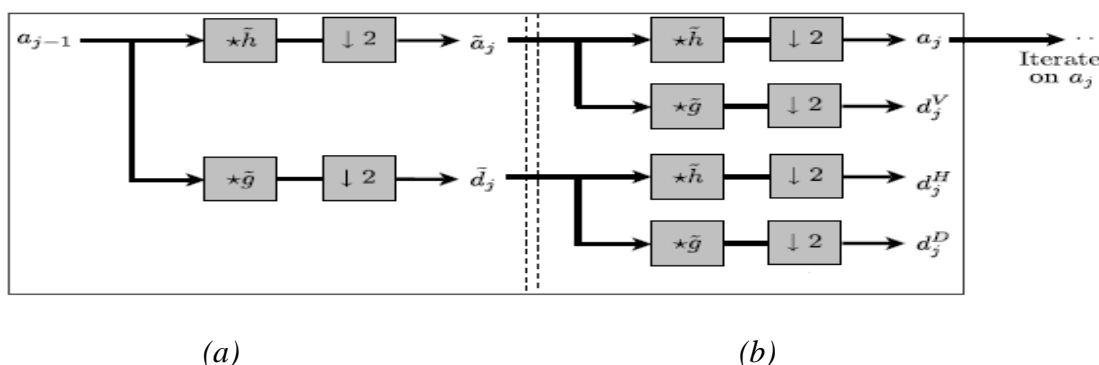
La figure 2.3 représente les différents niveaux de décompositions.



**Figure 2.3** : les différents niveaux de décompositions

(Tirée de [30])

1. Application de la transformée 1D a chaque ligne de décomposition : La transformée en ondelettes consiste donc en trois étapes un filtre passe-bas, un filtre passe-haut et une opération de sous-échantillonnage. Permettent de calculer les coefficients  $a_j$  et  $d_j$  en convoluant  $a_{j-1}$  avec un filtre passe-bas et un filtre passe-haut et en sous-échantillonnant par deux les sorties pour  $-J \leq j \leq 1$
2. Application de la transformée 1D a chaque colonne de décomposition.
3. On obtient un unique coefficient moyen et un ensemble de niveaux de détails.



**Figure 2.4 :** (a) la décomposition sur chaque colonne, (b) la décomposition sur chaque ligne (Tirée de [30])

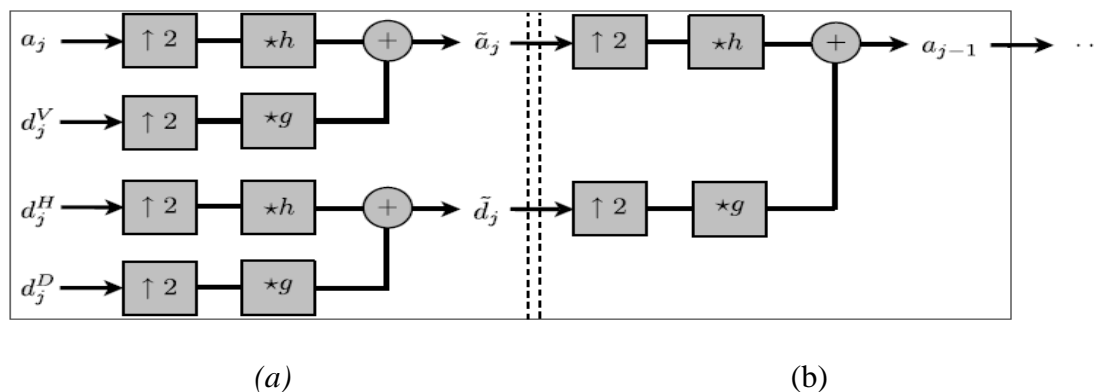
$\tilde{h}$  C'est un filtre passe-haut a capté les hautes fréquences.

$\tilde{g}$  C'est un filtre passe-bas a capté les basses fréquences.

$\downarrow 2$  Opérateur d'interpolation.

### 3.4.6 La reconstruction d'ondelette 2D

La reconstruction se fait à partir des coefficients d'ondelettes et la valeur moyenne de la fonction. [30]



**Figure 2.5 :** (a) la reconstruction sur chaque ligne, (b) la reconstruction sur chaque colonne (Tirée de [30])

Reconstituer  $a_{j-1}$  en dilatant  $a_j$  et  $d_j$  entre chaque échantillon et en convoluant les signaux résultants avec  $h$  et  $g$  respectivement. Cette opération de reconstruction est appliquée de manière itérative selon les lignes et les colonnes, pour obtenir l'image originale.

### 3.5 Ondelette Lifting et filtrage d'image échographique

Les méthodes actuelles de filtrage d'images médicales reposent sur la transformée en ondelettes. Dans notre travail nous nous intéressons à l'ondelette à base de la structure lifting car elle permet d'étendre la théorie des ondelettes dans un cadre non-linéaire et autorise simplement la construction de transformées non-linéaires et inversibles, avec un calcul rapide.

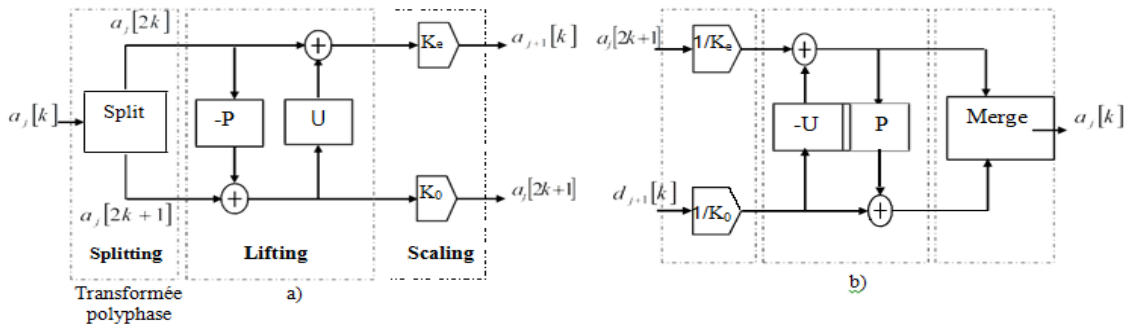
#### 3.5.1 Structure lifting [31], [32]

Comme pour la transformée en ondelette classique, le principe du lifting est d'exploiter les corrélations présentes dans le signal pour aboutir à un ensemble d'information plus compact et ainsi diminuer l'entropie du signal. L'avantage de schéma lifting réside dans la possibilité de mettre au point des transformées en ondelettes sans passer par le domaine de Fourier. Le processus est simple, rapide et réversible.

Le schéma lifting est constitué de deux phases l'une pour l'analyse ou la décomposition et l'autre pour la synthèse ou la reconstruction, et chacune des phases est constituée de trois étapes de division, de prédiction et de mise à jour.

Trois étapes essentielles constituent la forme de schéma lifting:

- Transformée polyphasé (division): La transformée polyphasé en deux bandes est une opération triviale. Son mécanisme est simple. Elle prend un signal en entrée, qu'elle sépare en deux composantes polyphasées, paire et impaire. Plus exactement, l'application de la transformée polyphasé au signal original  $a_j[k]$  va simplement partitionner  $a_j[k]$  en deux sous-ensembles disjoints  $a_j[2k]$  (l'ensemble des échantillons appartenant à  $a_j[k]$  d'indice pair) et  $a_j[2k+1]$  (l'ensemble des échantillons appartenant à  $a_j[k]$  d'indice impair).



**Figure.2.6 :** Structure en lifting : a)analyse; b) Synthèse  
(Figure tirée de ([31], [32]))

**Lifting:** Dans cette étape, l'opération de prédiction P est utilisée pour estimer  $a_j[2k+1]$  à partir de  $a_j[2k]$ , le résultat est le signal d'erreur  $d_{j+1}^0[k]$  qui représente le détail du signal original, où on peut définir un opérateur P tel que

$$d_{j+1}^0[k] = a_j[2k+1] - P\{a_j[2k] \mid k \in \mathbb{Z}\} \quad 2.40$$

On met à jour  $d_{j+1}^0[k]$  en lui appliquant l'opération de mise à jour U et le signal résultant est combiné avec  $a_j[2k]$  pour obtenir le signal  $a_{j+1}^0[k]$  qui représente l'estimation de la partie lisse du signal original. Le signal  $a_{j+1}^0[k]$  peut s'écrire sous la forme suivante :

$$a_{j+1}^0[k] = a_j[2k] + U\{d_{j+1}^0[k] \mid k \in \mathbb{Z}\} \quad 2.41$$

**Scaling:** est une opération de normalisation appliquée à  $d_{j+1}^0[k]$  et  $a_{j+1}^0[k]$  respectivement.

En ce qui concerne les échantillons pairs  $a_{j+1}^0[k]$  est multipliée par un facteur de normalisation  $K_e$  pour produire la sous-bande en ondelettes  $a_{j+1}[k]$ . De même, dans la partie impaire, le signal d'erreur  $d_{j+1}^0[k]$  est multiplié par  $K_o$  afin d'obtenir la sous-bande en ondelettes  $d_{j+1}[k]$ . Dans le cas d'ondelettes de Daubechies (5,3), on a  $K_o = K_e = 1$ , tandis que  $K_e = 1/K_o$  avec  $K_o = 1.23017$  pour les ondelettes de Daubechies (9,7).

**Mise à jour inverse (undo update) :** si nous avons  $d_{j+1}[k]$  et  $a_j[2k]$ , on peut récupérer les échantillons pairs par la soustraction des informations de mise à jour :

$$a_j [2k] = a_{j+1}^0 [k] - U (\{d_{j+1}^0 [k]_{k \in Z}\}) \quad 2.42$$

**Prédiction inverse (undo predict) :** pour récupérer les échantillons impairs.

$$a_j [2k+1] = d_{j+1}^0 [k] + P (\{a_j [2k]_{k \in Z}\}) \quad 2.43$$

**Fusion (merge) :** maintenant, nous avons les échantillons pairs et impairs, nous pouvons reconstruire le signal original en définissant l'opérateur de fusion Merge :

$$a_j = \text{Merge} (a_j [2k], a_j [2k+1]) \quad 2.44$$

### 3.5.2. Propriétés de schéma lifting

- Calcul « rapide » : Le lifting permet d'exécuter les calculs « sur place ». En d'autres termes, le signal de sortie est codé sur le même emplacement mémoire que le signal d'entrée. Cette méthode permet de faire une économie importante au niveau de la mémoire.
- Efficacité : Dans la plupart des cas le nombre d'opérations est réduit par rapport à un filtrage indépendant des deux sous-bandes. En effet, le lifting calcule simultanément les bandes basses et haute fréquences, et les sous-expressions sont réduites du fait qu'elles soient réutilisées.
- Réversible : La réalisation du schéma lifting inverse est triviale. Quels que soient les opérateurs de prédiction et de mise à jour utilisés, la transformation par schéma lifting est inversible et on peut retrouver le signal original  $a_j$  à partir de ses composantes  $a_{j+1}$  et  $d_{j+1}$ . En effet, La phase de reconstruction constituée aussi de trois étapes : prédiction inverse (undo predict), mise à jour inverse (undo update) et fusion (merge), comme illustrée par la figure (2.3.b)

## 4. Conclusion

Dans ce chapitre nous avons présenté en premier partie des filtres pour la réduction du speckle affecté sur les images échographiques, tel que les filtres adaptatifs classiques (Lee, Kuan, Frost,.... etc) qui reposent sur le coefficient de variation global et local.

## Chapitre 2 : Les outils de filtrage

---

En deuxième partie nous avons vu les filtres basés sur le phénomène de diffusion, ainsi, nous avons présenté les différentes techniques d'exploitation des équations aux dérivées partielles EDP dans la recherche d'une meilleure qualité d'images.

Dans le chapitre suivant nous présentons l'état de l'art sur les méthodes de filtrages et s'intéressons dans notre travail sur filtrage par l'ondelette à base de la structure Lifting.

# Chapitre III



## 1. Introduction

Dans ce chapitre on va présenter les résultats expérimentaux de filtrage sur une image de synthèse et une image échographique réelle. Et pour évaluer les performances du filtrage nous calculons les différentes mesures quantitatives. Après nous faisons une comparaison des résultats avec des filtres adaptatifs classiques (Lee, Kuan, Frost), filtre Médian, filtre Anisotropique (diffusion), filtrage par la transformée en ondelette à base de banc de filtre et le filtrage par ondelette à base de la structure Lifting.

## 2. Evaluation quantitative

L'estimation et le jugement de la qualité d'image filtré sont donnés par des paramètres d'évaluations (PSNR, MSE, SSIM ...).

### 2.1 Rapport signal sur bruit (PSNR: Peak Signal to Noise Ratio)

L'expression maximale du rapport signal-bruit (PSNR) est utilisée comme mesure de la qualité de la réduction du bruit, la faible valeur du PSNR signifie que l'image est de mauvaise qualité.

Typiquement les valeurs du PSNR pour la suppression du bruit dans l'image sont entre 30 et 50 dB où plus est mieux. [6]

Le PSNR est défini comme suit:

$$\text{PSNR} = 10 \log_{10} \frac{I_{\max}^2}{\text{MSE}} \quad 3.1$$

Avec  $I_{\max}$  désigne la luminance maximale possible.

PSNR est permis les métriques les plus populaires et les plus utilisées à ce jour.

### 2.2. L'indice de la Similarité Structurale (SSIM)

**SSIM** : est une mesure de similarité entre deux images numériques, plutôt qu'une différence pixel à pixel comme le fait par exemple le PSNR. La plage de valeurs pour le SSIM se situe entre -1 pour une mauvaise similitude et 1 pour une bonne similitude entre l'image originale et filtrée. Le SSIM est calculée sur plusieurs fenêtres d'une image. On dénote  $g$  et  $f$  l'image originale et l'image débruitée

respectivement. La similarité compare le contraste, la luminance et la corrélation entre chaque couple de fenêtres. [22]

La mesure de similarité est donnée par la formule suivante :

$$SSIM = \frac{(2\bar{f}\bar{g}+c_1)(2\sigma_{gf}+c_2)}{(\bar{g}^2+\bar{f}^2+c_1)(\sigma_g^2+\sigma_f^2+c_2)}$$

3.2

Avec :

$\bar{f}$  La moyenne de f,  $\bar{g}$  La moyenne de g,  $\bar{f}^2$  La variance de f,  $\bar{g}^2$  La variance de g et  $\sigma_{gf}$  la covariance de f et g

$c_1 = (k_1 L)^2$  et  $c_2 = (k_2 L)^2$  deux variables destinées à stabiliser la division quand le dénominateur est très faible ; L la dynamique des valeurs des pixels, soit 255 pour des images codées sur 8 bits ;  $k_1 = 0,01$  et  $k_2 = 0,03$  par défaut.

### 2.3. L'erreur quadratique moyenne (MSE)

La grande valeur de MSE signifie que l'image est de mauvaise qualité. Le MSE est défini comme suit : [3]

$$MSE = \frac{1}{M*N} \sum_{(i,j)=1}^{M,N} [I(i,j) - J(i,j)]^2 \quad 3.3$$

Où I et J représentent respectivement, l'image originale et l'image filtrée, la petite valeur de MSE signifie que l'image est de bonne qualité.

### 2.4. RMSE (The root MSE) [3]

RMSE est la racine carrée de l'erreur quadratique moyenne MSE sur une fenêtre M\*N

$$RMSE = \sqrt{\frac{1}{M*N} \sum_{(i,j)=1}^{M,N} [g(i,j) - f(i,j)]^2} \quad 3.4$$

### 2.5. L'erreur de Minkowski :

La métrique de Minkowski est la norme de la différence entre l'image originale et l'image débruitée [22].

$$Err = \left( \frac{1}{M*N} \sum_{i=1}^M \sum_{j=1}^N |g_{i,j} - f_{i,j}|^\beta \right)^{1/\beta} \quad 3.5$$

Où  $\beta = 3$  en cas de  $Err_3$  et  $\beta = 4$  en cas de  $Err_4$ .

Les deux erreurs de Minkowski sont utilisées pour assurer les résultats de RMSE.

Les petites valeurs des erreurs de Minkowski signifient que l'image est de bonne qualité.

## 2.6. L'entropie

L'entropie est un paramètre qui représente la quantité d'information contenant dans l'image. Plus l'entropie est grande plus il y a d'information dans l'image. Lorsque l'entropie est grande signifie que toutes les probabilités sont uniformes, c'est-à-dire que l'histogramme des intensités est globalement de hauteur constante. Cela correspond à une image très hétérogène. [2] L'entropie est définie par la formule suivante :

$$E(f) = - \sum_{j \in D_j} P_j \log_2(P_j) \quad 3.6$$

Avec :

$D_j$  est l'ensemble des niveaux de gris associés à l'image  $f$  ;

$P_j$  est la probabilité a posteriori du niveau de gris : ( $\sum_j P_j = 1$ ) elle est généralement estimée par :  $P_j = \frac{H(j)}{n \times m}$  dont avec  $n \times m$  la taille de l'image  $f$ .

## 2. Environnement du Travail

Nous avons implémenté des tests sous Matlab R2014, et exécutées sur PC (Acer : Intel Core i3-3217U 1.8 GHz, 3MB L3cache).

Dans notre travail nous avons réalisé deux interfaces : la première interface permet de charger l'image et appliquer les différents filtre étudiées, et la deuxième permet de calculer les métriques d'évaluation de la qualité de l'image.

Nous choisissons d'utiliser la distribution de Rayleigh pour la modélisation de speckle dans notre travail. Nous avons fait ce choix parce que dans la littérature la plupart des filtres testés sont considérés le Rayleigh comme un modèle de speckle.

Nous avons prendre la variance de bruit sigma est égale à 0.01 ( $\sigma=0.01$ ) dans tous les tests.

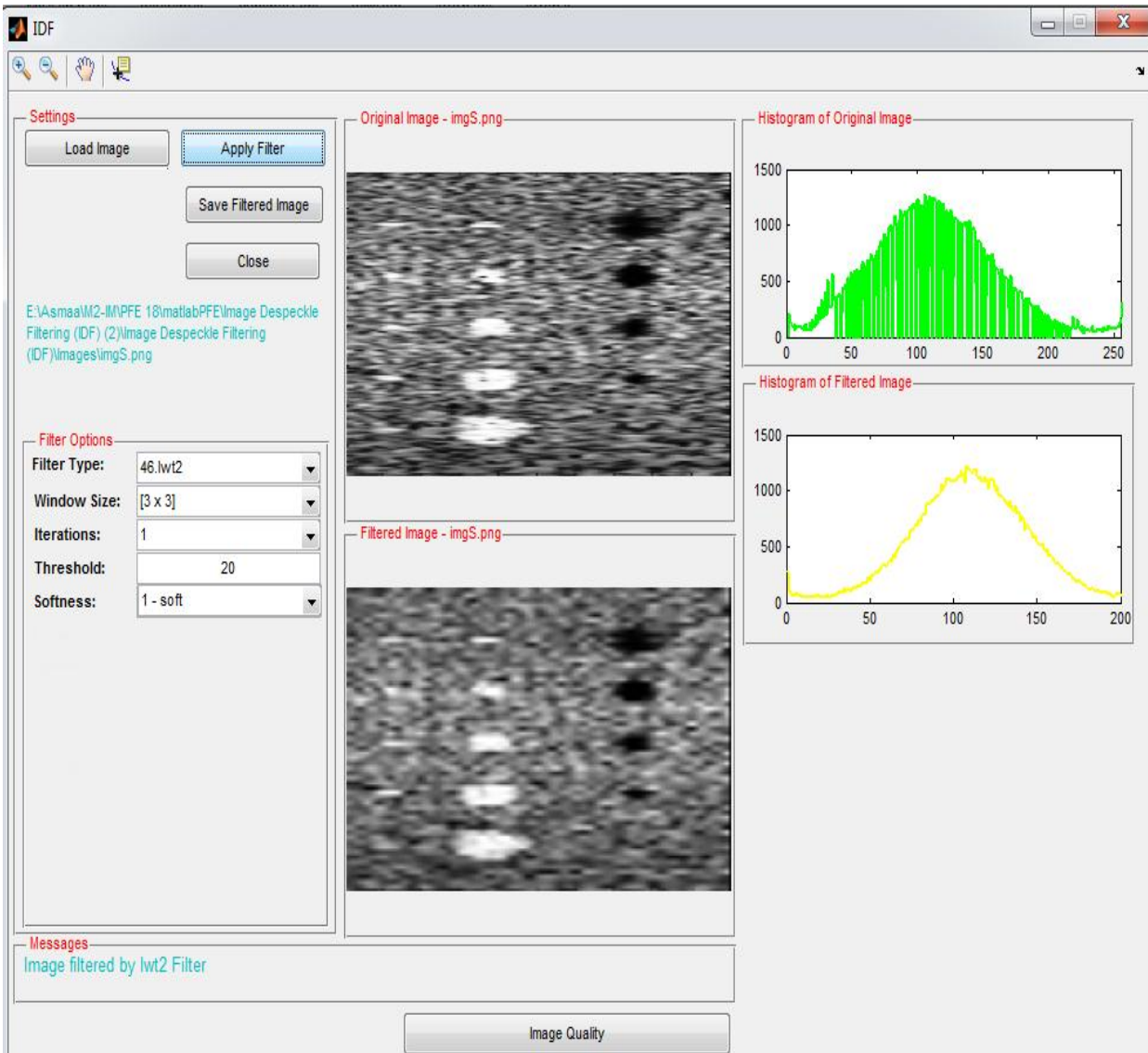
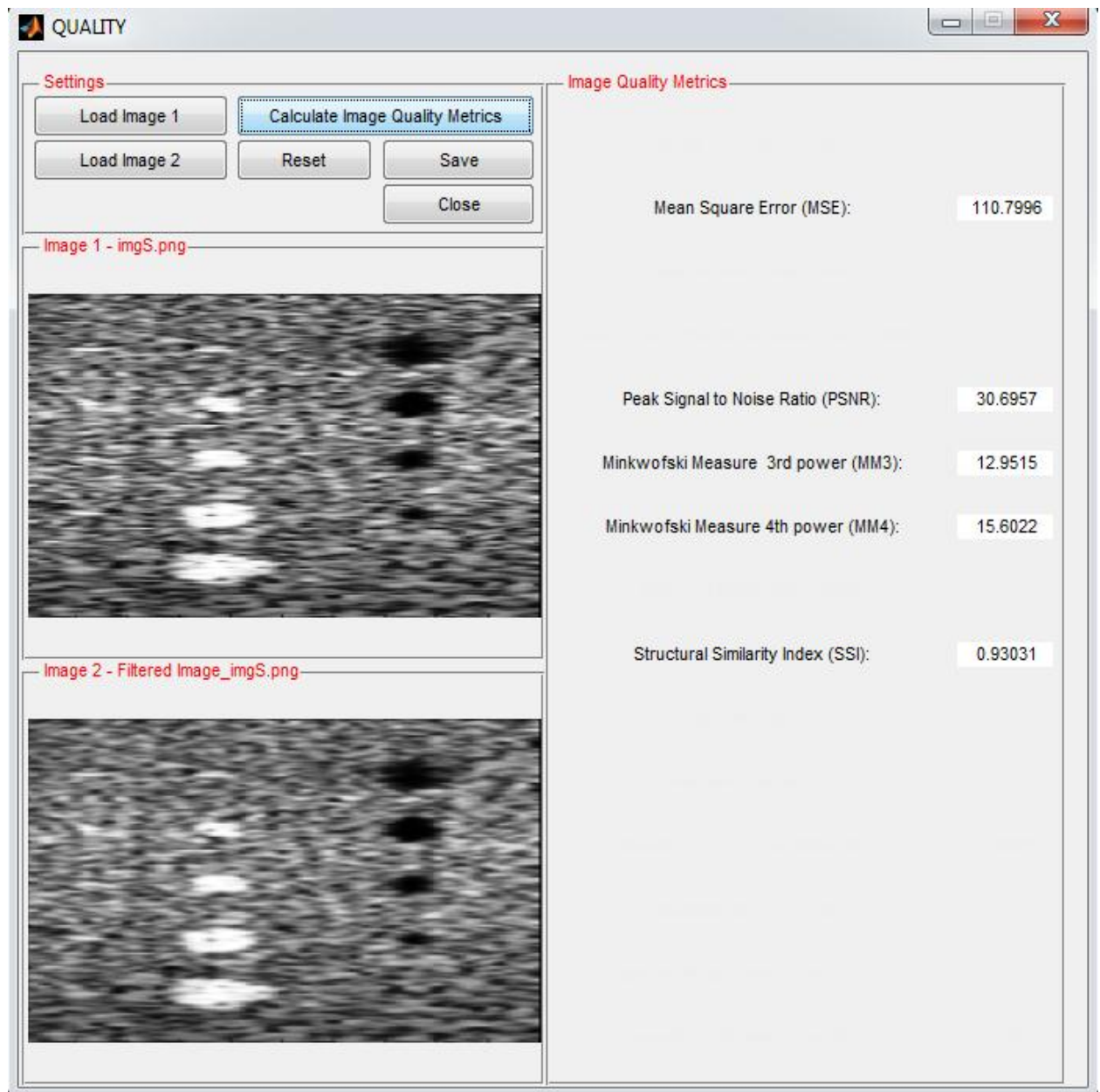


Figure 3.1 : Interface exécutable de filtrage



*Figure 3.2 : Interface exécutable pour calculer les métriques d'évaluation.*

### 3. Résultats sur l'image de synthèse

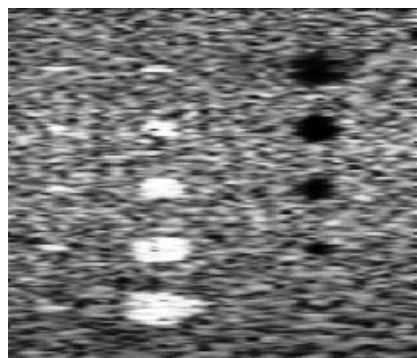
Pour tester les différents filtres, nous utilisons les paramètres décrits dans le tableau suivant :

Méthode	Fenêtre	Paramètre spécifique
Anisotropic_diffusion	[3 3]	/
Frost	[3 3]	/
Kuan	[3 3]	/
Lee	[3 3]	/
Median3	[3 3]	/
SRAD	/	La sélection de la zone homogène
Ondelette à base de banc de filtre	[3 3]	Sym4 Niveaux de décomposition : 2
Ondelette Lifting	[3 3]	Sym4 Niveaux de décomposition : 2

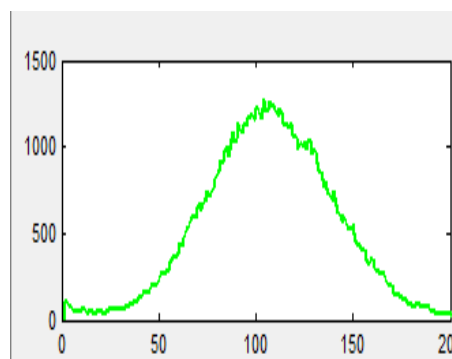
*Tableau 3.1 : Paramètres des différents filtres testés.*

#### 4.1. Les résultats visuels

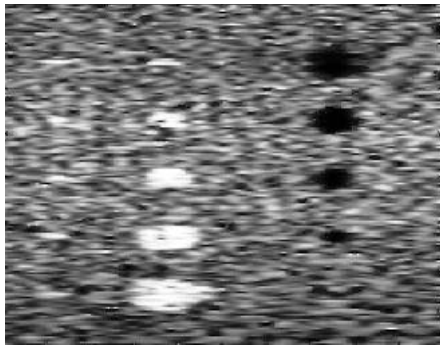
Les histogrammes fournissent une information globale sur la répartition des niveaux de gris dans l'image de synthèse et les images filtrées.



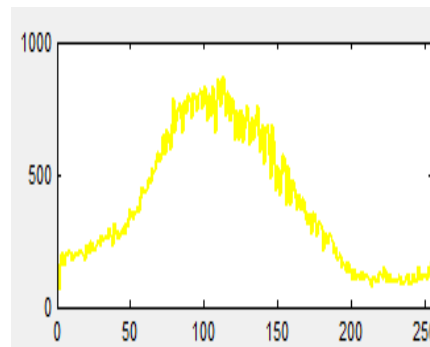
*Image de synthèse*



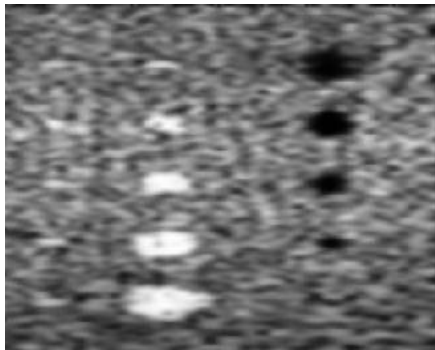
*l'histogramme de l'image de Synthèse*



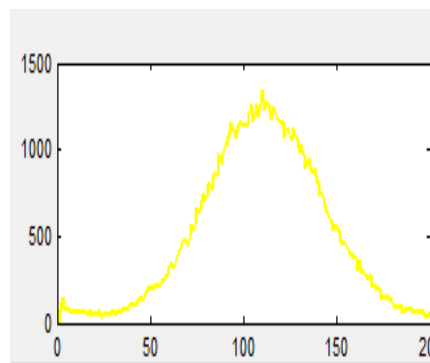
*Anisotropique- diffusion*



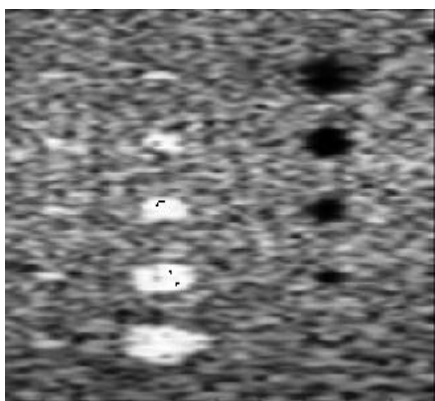
*l'histogramme d'Anisotropique- diffusion*



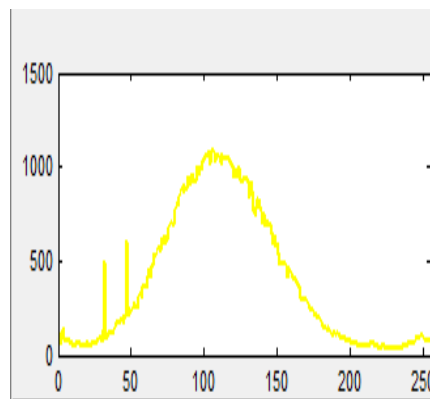
*Frost*



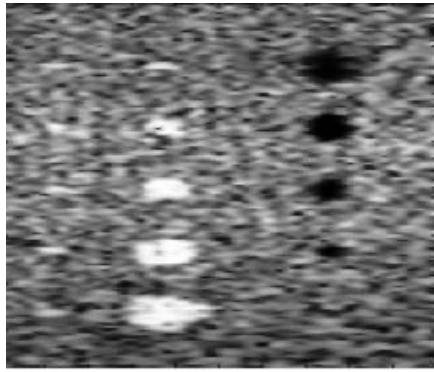
*l'histogramme de Frost*



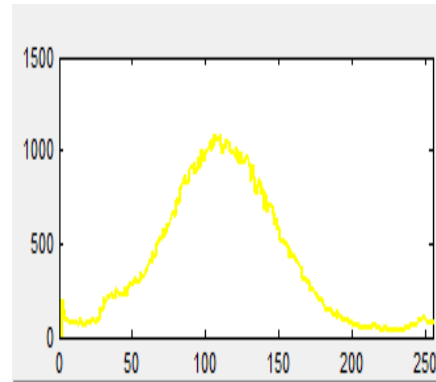
*Kuan*



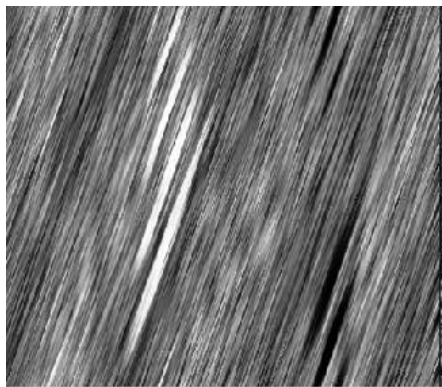
*l'histogramme de Kuan*



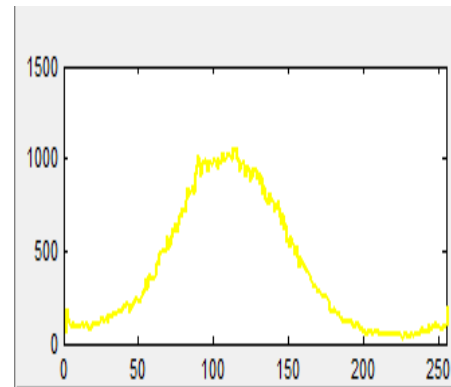
*Lee*



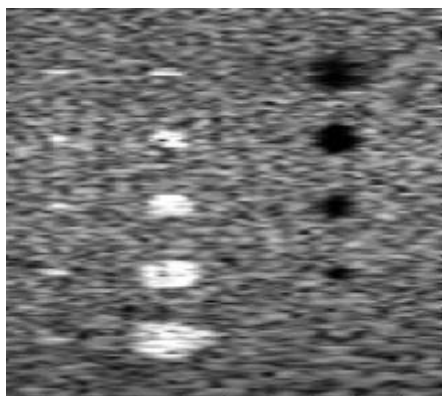
*L'histogramme de Lee*



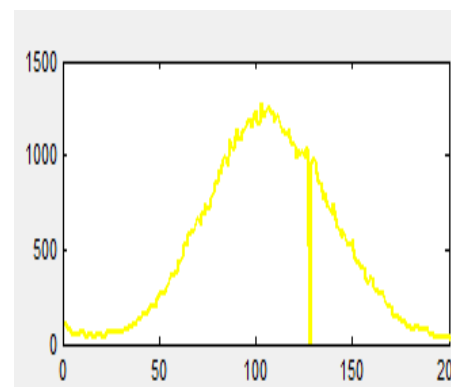
*Médian3*



*L'histogramme de Médian3*

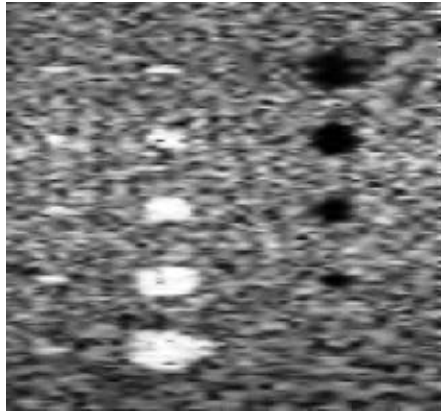
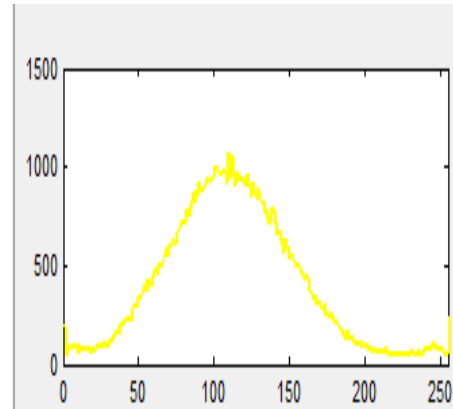
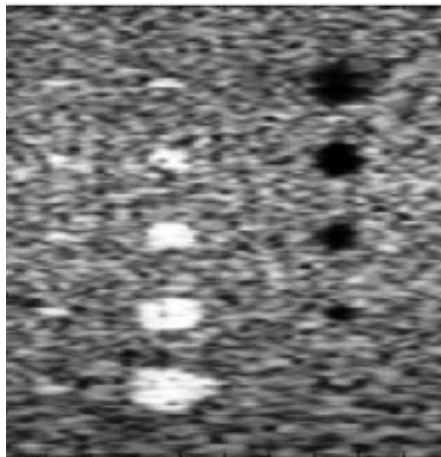
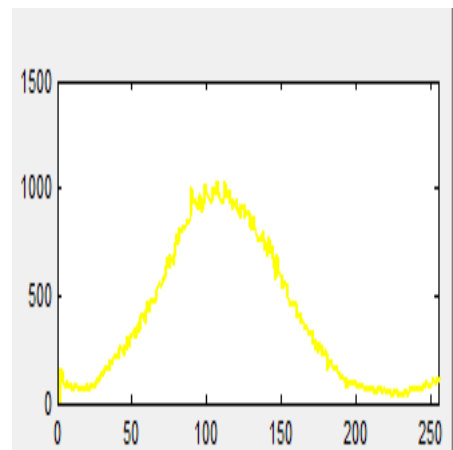


*SRAD*

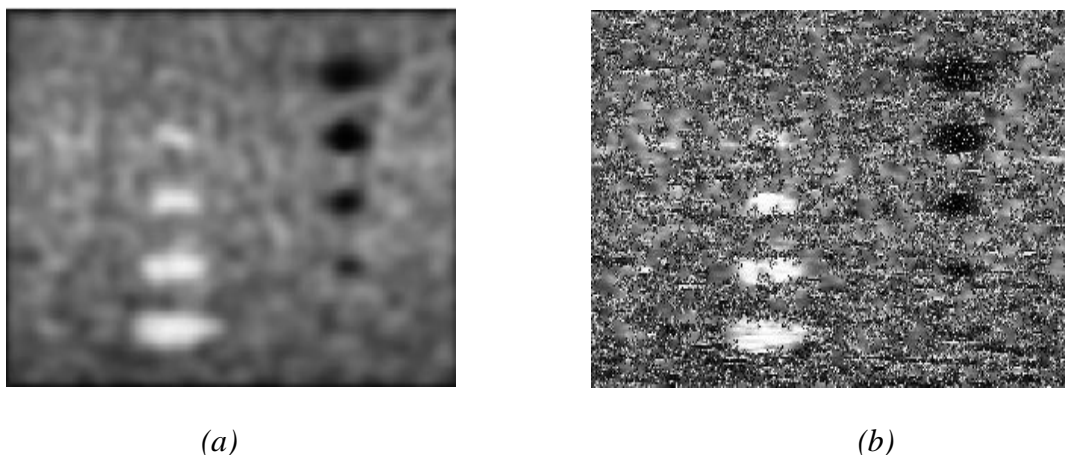


*L'histogramme de SRAD*



*Ondelette**L'histogramme Ondelette**Lifting**L'histogramme de Lifting***Figure 3.3** : Les résultats des filtres testés sur une image de synthèse

La figure 3.4 montre les résultats du filtre Lee et le filtre Anisotropic\_diffusion avec un nombre d'itération égale à 20.



**Figure 3.4 :** (a) filtre Lee, (b) filtre Anisotropic\_diffusion

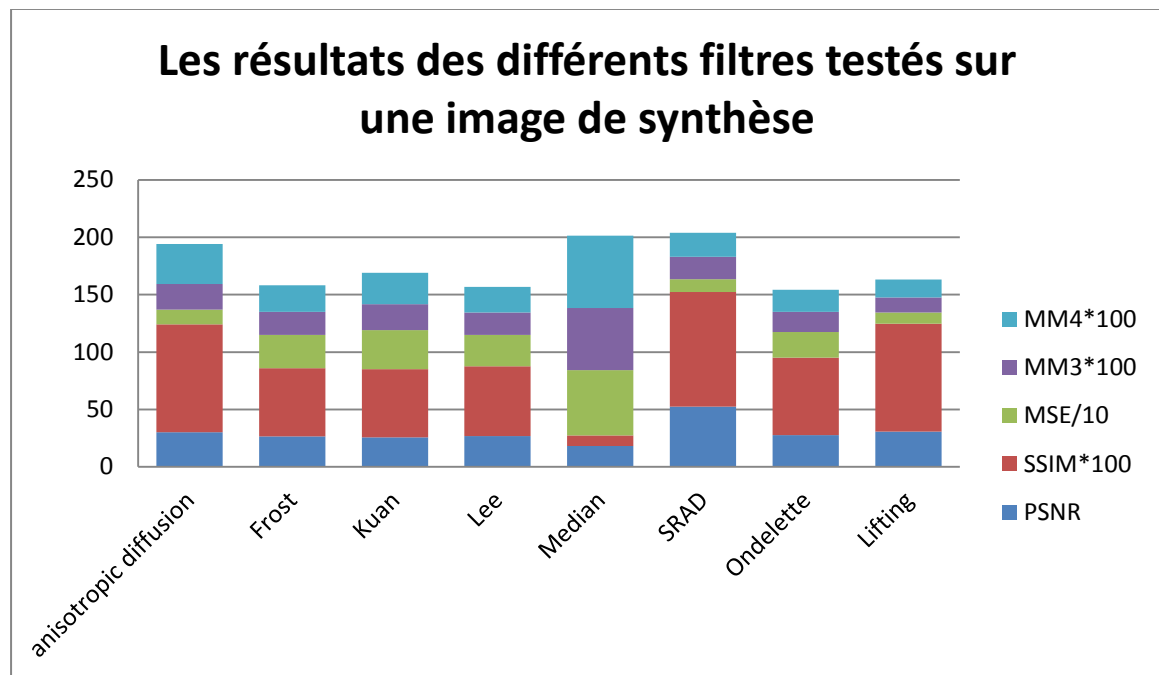
(Nombre d'itération=20)

## 4.2. Statistiques

Les résultats quantitatifs des différents filtres testés après une seule itération sont présentés dans le tableau 3.2 suivant :

Méthodes	PSNR	SSIM	MSE	MM3	MM4
Anisotropic_diffusion	30.0892	0.94891	128.4054	22.3957	34.8632
Frost	26.5209	0.59415	289.7494	20.124	23.0561
Kuan	25.8182	0.59341	340.634	22.6397	27.1245
Lee	26.7492	0.60829	274.9096	19.515	22.232
Médian	18.2015	0.09157	1967.722	54.1447	63.2018
SRAD	52.4948	0.99965	110.9996	19.515	20.9204
Ondelette banc de filtre (Sym4)	27.625	0.67557	224.6517	17.3253	19.3554
Ondelette Lifting (Sym4)	30.6937	0.93977	99.8064	12.9515	15.6022

**Tableau3.2 :** Statistiques des résultats des paramètres d'évaluation de chaque filtre testé (1 itération)



*Figure 3.5 : les résultats des différents filtres testés sur une image de synthèse*

MM3 l'erreur de Minkowski lorsque  $\beta=3$

MM4 l'erreur de Minkowski lorsque  $\beta=4$

**Nous pouvons faire les constats suivants :**

- Le filtre Anisotropic\_diffusion a un score de PSNR important, et une valeur de SSIM est égale à 0.94891 plus proche de 1, avec une passable valeur de MSE qui égale à 128.4054.

Ce filtre est mieux pour la réduction du bruit si le nombre d'itération inférieur à 10 on obtient une image floue ce que signifie que l'image n'est filtré dans les zones homogènes. Et le temps d'exécution est long inversement du filtre de Lee qui donne une image floue si le nombre d'itération supérieur à 10.

- Le filtre kuan est plus rapide que le filtre Frost dans le calcul de poids des voisinages de chaque pixel mais ce dernier est le meilleur pour la réduction de speckle.

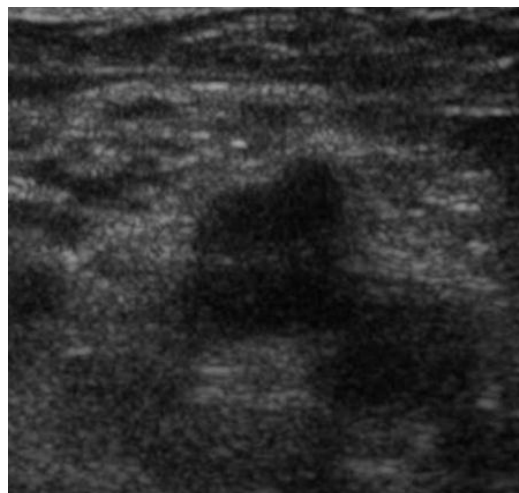
- Le filtre Médian donne des résultats très décevants. Un score de PSNR est très médiocre, une valeur de MSE très grande égale à 1967.722 et des valeurs de MM3 et MM4 sont égales aux 54.1447 et 63.2018 respectivement.
- Le filtre SRAD présente des bons résultats dans les zones homogènes qui sont bien diffusées avec un score de PSNR alentours de 52.5 dB, un SSIM très proche à 1, une valeur de MSE est passable et des petites valeurs de MM3 et MM4.
- Le filtrage par Ondelette à base de banc de filtre par l'ondelette sym4, donne un score PSNR égale à 27.625 dB. Avec des résultats assez convenables du MES, MM3 et MM4. Et un score de SSIM égale à 0.67557. Les zones homogènes sont mieux lissées.
- Le filtrage par la transformée en ondelette par la structure lifting (sym4), donne des bons résultats en termes de : PSNR qui est égale à 30.6937, de SSIM qui est proche de 1, de MSE qui est une valeur très petite (99.8064) et de MM3 et MM4 qui ont de petites valeurs. Nous observons qu'il y a une augmentation de contraste.

## 5. Résultats comparatifs sur des images échographiques

Nous mettons en œuvre des tests sur deux images médicales réelles: la première est une image échographique du rein droite figure 3.6 (a), et la deuxième montre une image échographique de thrombose veineuse figure 3.6 (b).



(a)



(b)

**Figure 3.6 :** Images échographiques réelles pour tester

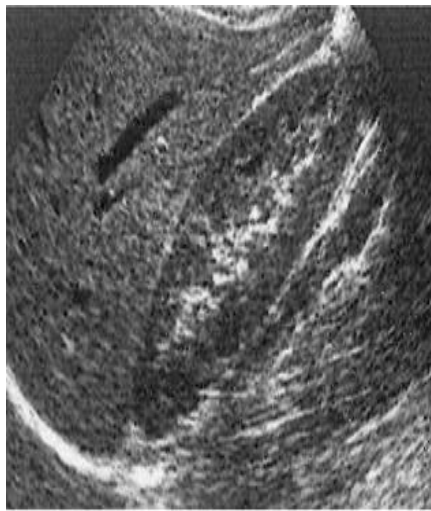
*Les différentes méthodes de filtrage (a) rein droit et (b) thrombose veineuse*

## 5.1. Cas du l'image rien droite

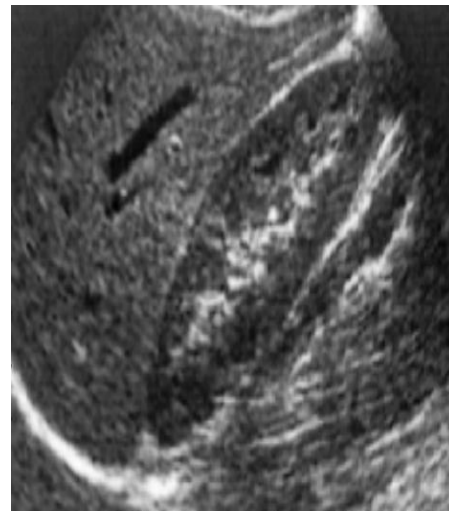
### 5.1.1 Résultats visuels

La figure 3.7 présente les résultats des filtres Anisotropic\_diffusion, Frost, Kuan, Lee, Médian, SRAD, filtrage par ondelette à base de banc de filtre et filtrage par ondelette lifting.

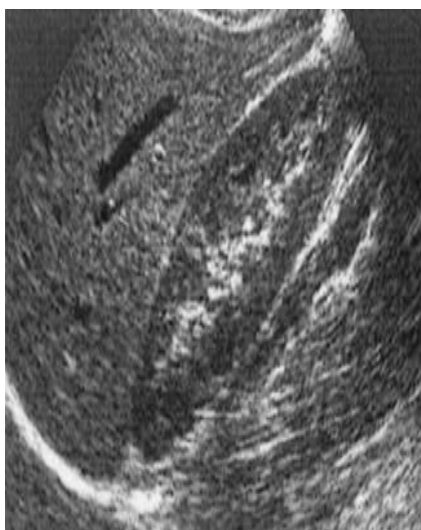
On peut remarquer visuellement que la méthode Anisotropic\_diffusion produit l'image la plus nette, par contre, les filtres adaptatifs ont donné des résultats moyens.



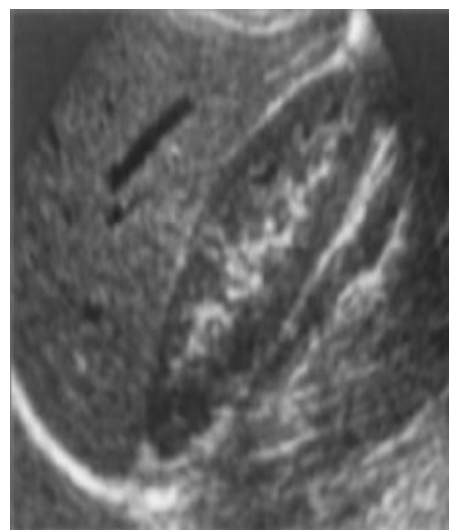
Anisotropic\_diffusion



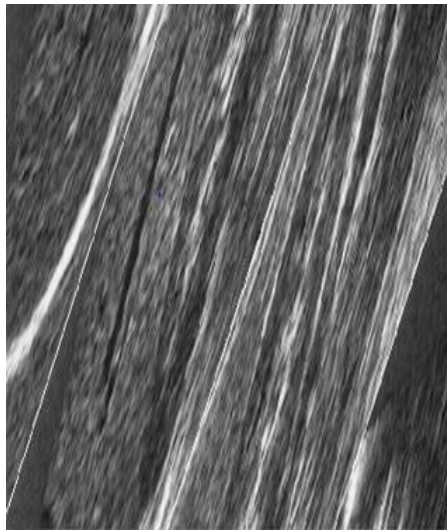
Frost



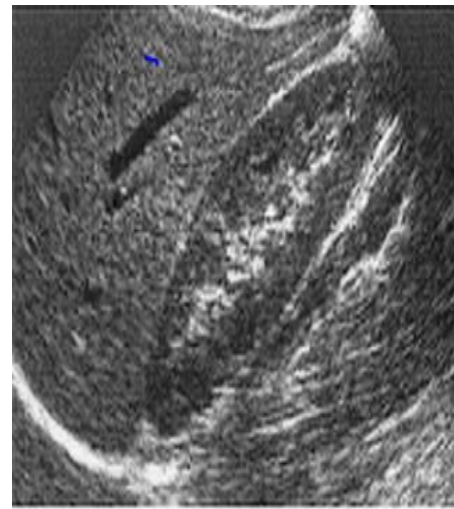
Kuan



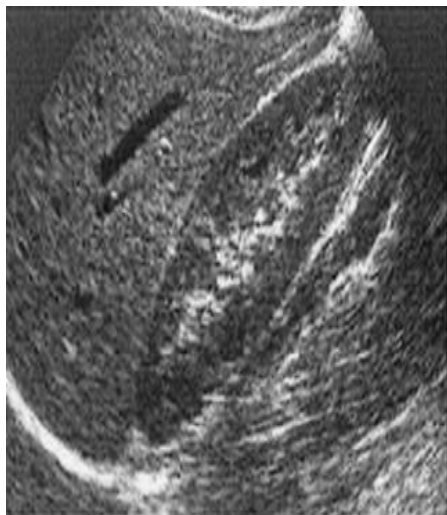
Lee



Médian3



Ondelette



Lifting



SRAD

*Figure 3.7 : les résultats des filtres testés sur une image échographique rénale*

### 5.1.2 Résultats quantitatifs

Le tableau 4.3 représente les résultats d'évaluation quantitative obtenus par les différentes méthodes au niveau de décomposition égale à 1

Les filtres	PSNR	SSIM	MSE	MM3	MM4
<b>Anisotropic_diffusion</b>	31.6874	0.92259	87.9778	17.8541	28.0677
<b>Frost</b>	32.3752	0.94676	75.2645	14.1863	20.1679
<b>kuan</b>	28.9939	0.84789	163.9536	24.9422	37.2583
<b>Lee</b>	27.9023	0.76962	210.8059	27.8275	28.105
<b>Médian3</b>	15.4074	0.11407	3744.3213	75.3361	87.2361
<b>SRAD</b>	50.1152	0.9802	68.3451	7.2235	8.02311
<b>Filtrage par Ondelette à BF (Sym4)</b>	32.7197	0.94692	69.5245	10.6605	11.4488
<b>Filtrage par ondelette Lifting (Sym4)</b>	35.6936	0.9498	35.05151	8.8998	9.8412

*Tableau3.3 : les différents paramètres d'évaluation quantitative de différents filtres appliqués sur l'image échographique de rein droite. (Niveau de décomposition=1)*

- ✓ On constate d'après ces résultats que :
- Pour les filtres adaptatifs Frost, Lee, Kuan, qui sont très similaires, en effet, le filtre Frost présente le score de PSNR le plus élevé, la valeur de SSIM la plus haute, et une valeur de MSE est petite alentour de 75, mais le filtre kuan donne une valeur de SSIM très proche à 1.
  - Inversement le filtre Médian3 présente des résultats assez médiocres, avec une valeur de PSNR est très faible, un score de SSIM est égal à 0.11407 et des grandes valeurs des MSE, MM3 et MM4.

- Le filtre SRAD a réalisé des bons résultats avec un PSNR est très élevé, un MSE est petit et une valeur de SSIM est proche de 1.
- Le filtre par ondelette à base de banc de filtre a présenté un score aussi important en terme de PSNR égale à 32.7197 dB, une valeur de MSE est petite égale à 69.5245, avec une valeur de SSIM est élevée ainsi des petites valeurs de MM3 et MM4.
- Le filtrage par ondelette à base de la structure lifting, ayant une valeur importante de SSIM par rapport aux autres approches testées, un score de PSNR élevé alentour de 35 dB, avec une valeur de MSE est très faible par rapport aux autres approches testées une valeur de SSIM proche de 1, et des petites valeurs de MM3 et MM4. Ce qui expose un bon filtrage dans les zones homogènes et que l'image échographique dégradé par le speckle et l'image débruitée sont similaires en termes de structure.

Dans la partie suivante, nous comparons notre méthode proposé utilisons le filtrage à base du structure Lifting avec seulement la méthode d'ondelette à base de banc de filtre .Pour cela on fait des tests avec un ensemble de famille de l'ondelette. Nous utilisons un seuillage doux (soft), et un seuil égal à 20.

Dans la première partie de comparaison nous avons fixé au début le niveau de décomposition à 1 et nous avons testé les dizaines ondelettes.

Le tableau 3.4 représente les résultats de la dizaine ondelettes au niveau 1



Famille d'ondelette	Lifting					L'ondelette				
	PSNR	SSIM	MSE	MM3	MM4	PSNR	SSIM	MSE	MM3	MM4
'db2'	31.928	0.834	80.25	10.91	12.52	27.482	0.724	80.21	21.39	28.50
'db7'	<b>38.822</b>	<b>0.945</b>	<b>75.15</b>	<b>10.38</b>	<b>11.94</b>	<b>34.978</b>	<b>0.850</b>	<b>70.31</b>	<b>21.98</b>	<b>25.18</b>
'sym3'	31.102	0.834	83.41	10.91	12.52	27.266	0.770	82.48	38.90	46.05
'sym2'	<b>36.067</b>	<b>0.912</b>	<b>71.35</b>	<b>11.66</b>	<b>13.44</b>	<b>34.414</b>	<b>0.814</b>	<b>72.25</b>	<b>22.11</b>	<b>27.30</b>
'coif2'	<b>32.134</b>	0.842	77.76	10.54	12.10	21.559	0.587	90.81	38.86	47.72
'coif4'	<b>39.079</b>	<b>0.985</b>	<b>70.72</b>	<b>11.88</b>	<b>10.34</b>	21.689	0.552	88.14	36.72	47.31
'bior6.8'	<b>39.043</b>	<b>0.973</b>	<b>69.89</b>	<b>10.37</b>	<b>11.96</b>	<b>35.271</b>	<b>0.849</b>	<b>74.87</b>	<b>20.95</b>	<b>25.06</b>
'bior2.2'	<b>31.935</b>	<b>0.837</b>	<b>79.65</b>	<b>11.05</b>	<b>12.83</b>	27.681	0.757	93.08	21.44	28.70
'bior4.4'	32.025	0.838	81.58	10.82	12.49	28.007	0.769	87.21	35.19	36.21

*Tableau 3.4 : les résultats de différents paramètres d'évaluation le filtrage par ondelette à base de banc de filtre BF et le Lifting de l'image rein droite (Niveau de décomposition égale 1)*

Nous remarquons que les scores de PSNR pour Lifting sont très élevés dans la plupart des tests. La valeur supérieure du PSNR est donné par l'ondelette '*coif4*' égal à **39.079 dB**. Ainsi que les ondelettes suivantes '*sym2*', '*coif2*', '*coif4*', '*bior6.8*', '*bior2.2*' sont données des résultats importante en terme PSNR, SSIM sont proches à 1, et des MSE, MM3, MM4 sont faibles.

La valeur du MSE de l'ondelette '*coif4*' est la plus petite par rapport aux autres résultats ça signifie que l'image filtrée est de bonne qualité.

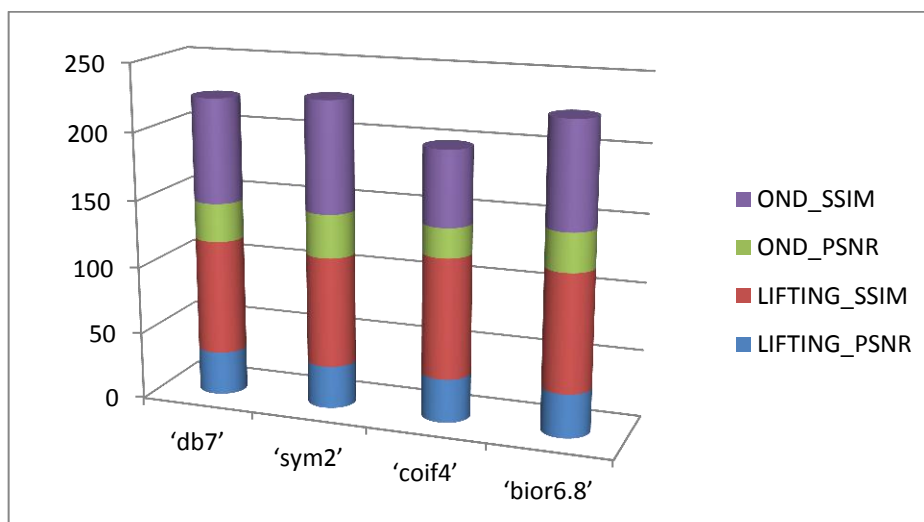
Les deux valeurs de MM3 et MM4 par l'ondelette '*coif4*' sont inférieurs aux autres résultats de MM3 et MM4 de différents ondelettes testés.

Le filtrage par ondelette à base de banc de filtre (BF) donne des résultats moins importants que Lifting. Ou l'ondelette '*bior6.8*' est réalisée des bons résultats avec une valeur de PSNR alentour de 35 dB, un score de SSIM égal à 0.849, les valeurs de MM3 et MM4 sont petites égale à 20.95 et 25.06 respectivement.

- Dans la deuxième partie de comparaison nous avons choisi les 4 meilleurs types d'ondelettes dont vous aurez des meilleurs paramètres d'évaluation, et nous avons augmenté le niveau de décomposition de 2 jusqu'au 5.

Famille d'ondelette	Lifting					L'ondelette				
	PSNR	SSIM	MSE	MM3	MM4	PSNR	SSIM	MSE	MM3	MM4
'db7'	32.382	0.850	75.15	10.38	11.94	28.468	0.774	85.5	19.04	25.06
' <i>sym2</i> '	31.694	0.814	<b>74.72</b>	11.66	13.44	<b>32.054</b>	<b>0.820</b>	<b>81.4</b>	<b>17.44</b>	<b>20.18</b>
' <i>coif4</i> '	32.411	0.889	73.35	10.34	11.88	21.689	0.552	88.1	38.46	47.31
' <i>bior6.8</i> '	32.396	0.869	74.89	10.37	11.96	28.273	0.774	91.5	20.08	27.30

**Tableau 3.5 :** les résultats de différents paramètres de l'image rein droite  
(Niveau de décomposition égale 2)



**Figure 3.8 :** les résultats du PSNR et SSIM du Lifting et l'ondelette d'image rein droite (niveau 2)

L'ondelette '*coif4*' pour Lifting donne un score de PSNR plus élevé, une valeur de SSIM égale à 0.889, un faible score de MSE, et des de MM3 et MM4 sont égale à 10.34 et 11.88 respectivement.

L'ondelette '*sym2*' réalise des bons résultats pour le filtrage par ondelette à base de banc de filtre (BF) en termes de PSNR est égale à 32.054, des scores de MSE, MM3 et MM4 sont petits.

Famille d'ondelette	Lifting					L'ondelette				
	PSNR	SSIM	MSE	MM3	MM4	PSNR	SSIM	MSE	MM3	MM4
'db7'	30.85	0.791	106.7	12.28	14.04	27.46	0.426	285.2	31.33	38.36
'sym2'	30.16	0.751	125.1	13.29	15.19	23.53	0.412	230.1	31.05	38.11
'coif4'	30.95	0.792	104.6	12.15	13.89	26.50	0.439	195.2	31.99	40.05
'bior6.8'	<b>31.02</b>	0.791	104.2	12.14	13.89	<b>28.29</b>	0.428	240.3	32.31	39.96

**Tableau 3.6 :** les résultats de différents paramètres de l'image rein droite (Niveau de décomposition égale 3)

On remarque d'après le tableau 3.6 que les valeurs des PSNR et SSIM sont inférieures aux valeurs PSNR et SSIM du niveau 2, mêmes pour les résultats du MSE, MM3 et MM4 du premier niveau sont mieux que le deuxième niveau.

Lifting est plus rapide que l'ondelette BF dont le temps d'exécution est égal à 0.4s et 0.7s pour l'ondelette BF

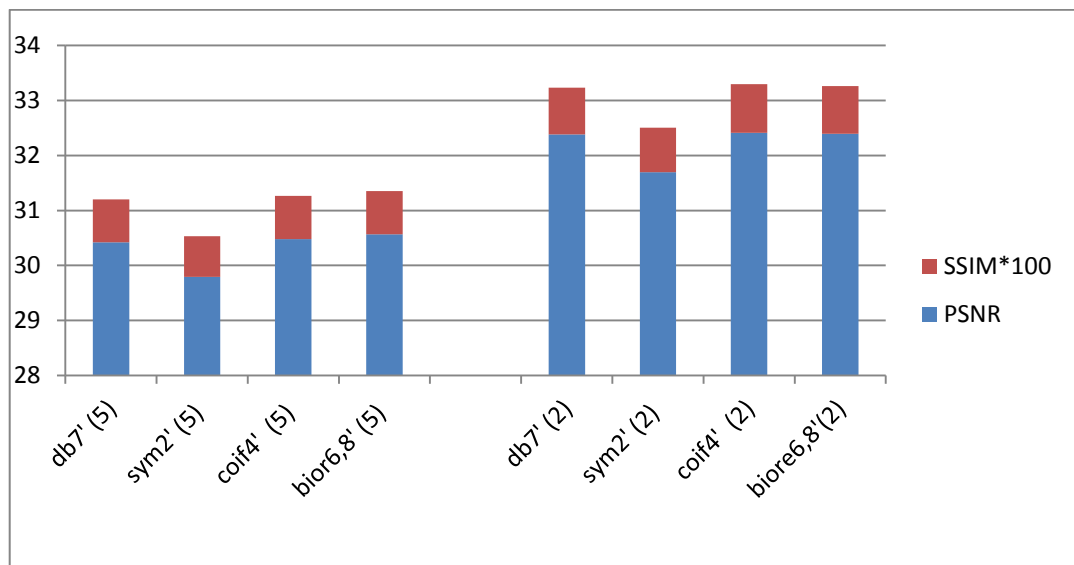
Famille d 'ondelette	Lifting					L'ondelette				
	PSNR	SSIM	MSE	MM3	MM4	PSNR	SSIM	MSE	MM3	MM4
'db7'	<b>30.57</b>	0.785	115.59	12.76	14.55	<b>29.51</b>	0.797	918.94	39.19	48.26
'sym2'	29.86	0.745	134.16	13.75	15.70	21.27	0.641	971.48	38.90	46.05
'coif4'	30.51	0.784	113.95	12.68	14.48	21.69	0.765	881.41	38.46	47.31
'bior6.8'	<b>30.66</b>	0.784	111.77	12.55	14.33	<b>28.53</b>	0.859	914.76	39.74	49.52

**Tableau 3.7 :** les résultats de différents paramètres de l'image rein droite  
(Niveau de décomposition égale 4)

- Ces deux ondelettes '**db7**' et '**bior6.8**' sont données des bons résultats soit pour le filtrage à base de l'ondelette BF ou lifting, mais avec des résultats moins importantes que celles de niveau 3

Famille d'ondelette	Lifting					L'ondelette				
	PSNR	SSIM	MSE	MM3	MM4	PSNR	SSIM	MSE	MM3	MM4
'db7'	30.42	0.784	116.59	40.76	41.68	25.265	0.656	155.3	43.99	52.79
'sym2'	29.79	0.745	120.52	42.87	43.83	21.176	0.622	129.8	43.27	50.40
'coif4'	30.48	0.784	115.49	40.82	42.64	28.452	0.752	117.35	44.30	54.62
'bior6.8'	<b>30.57</b>	0.783	113.97	39.66	39.45	<b>29.501</b>	0.802	115.7	43.82	53.83

Tableau 3.8 : les résultats de différents paramètres de l'image rein droite (Niveau de décomposition égale 5)



(a)

(b)

Figure 3.9 : les résultats du PSNR et SSIM de Lifting sur l'image échographique de rein droite ((a) niveau 5 et (b) niveau 2)

Le tableau 3.8 représente les résultats de différents paramètres de niveau de décomposition égale 5 : pour Le lifting nous avons obtenu des résultats convenable

en terme de PSNR, et des mauvais résultats en termes de MES, MM3 et MM4 (les valeurs sont très grandes).

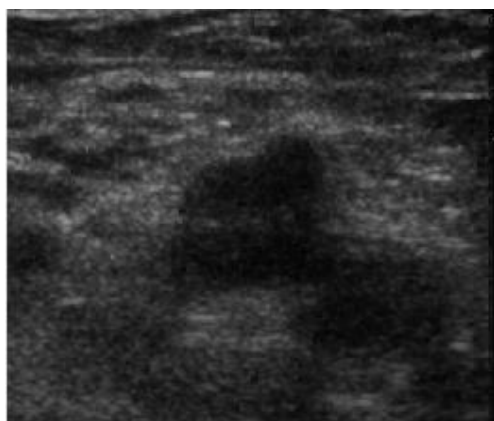
Les résultats de filtrage à base d'ondelette en terme de PSNR est passable et les valeurs de MSE, MM3 et MM4 sont médiocres.

D'après ces résultats nous constatons que chaque niveau de décomposition a des propres ondelettes qui réalisent des bons résultats mais toujours les résultats de Lifting sont importants par rapport au filtrage à base de l'ondelette BF.

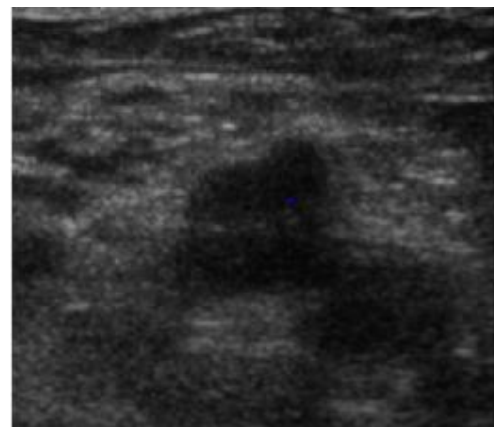
Nous constatons que à chaque fois nous augmentons le niveau de la décomposition les valeurs des paramètres d'évaluation diminue, Donc nous concluons que le niveau de décomposition égale 1 est le meilleur pour avoir des bons paramètres d'évaluation avec une bonne qualité d'image filtré.

## 5.2 Cas de l'image échographique de thrombose veineuse

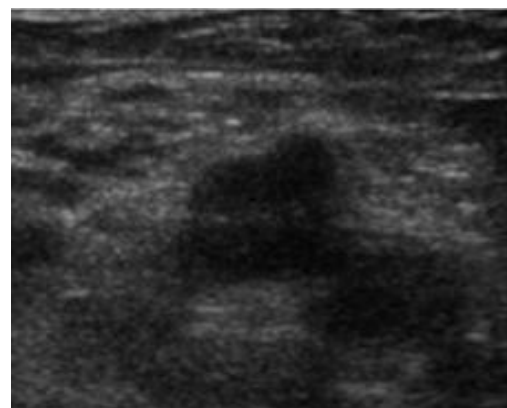
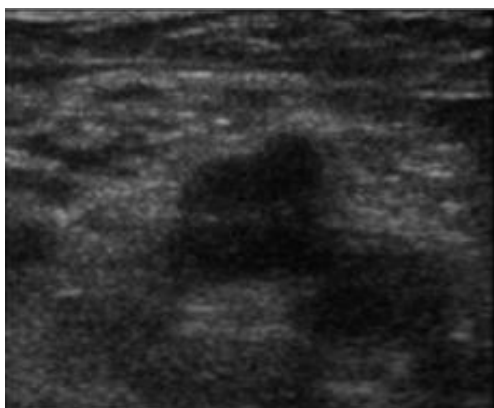
### 5.2.1. Résultats visuels

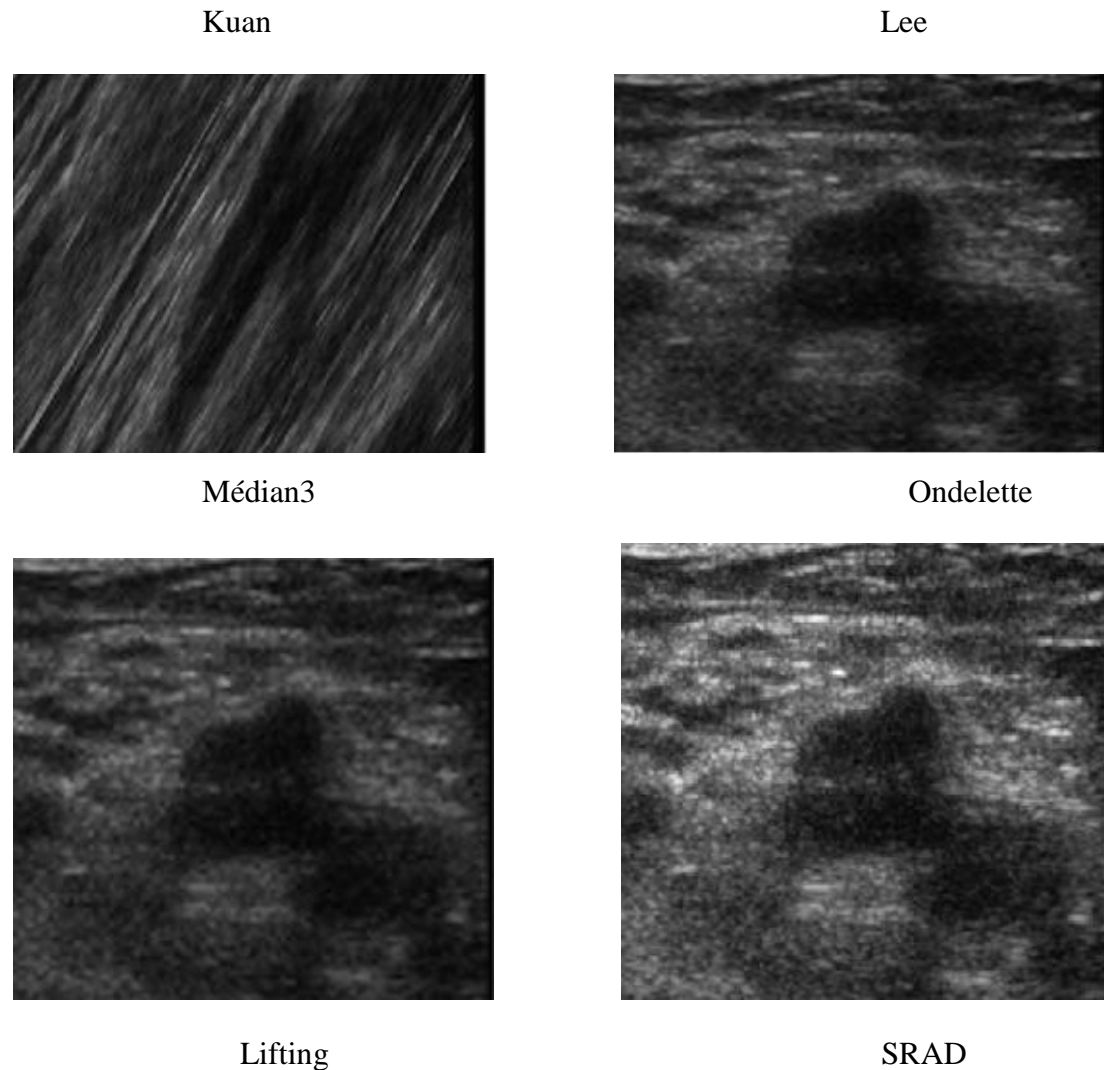


Anisotropic\_diffusion



Frost





*Figure 3.10: Les résultats des filtres testés sur une image échographique thrombose veineuse*

### 5.2.2. Résultats quantitatives

Nous avons obtenu des résultats similaires à celles des premiers résultats qui nous avons mentionné dans le Tableau 3.3 pour l'image échographique de rein droite.

Le filtrage par ondelette à base de la structure lifting a comme prévu un meilleur score de PSNR égale à 39.9587 dB, avec une valeur de SSIM est très proche à 1, un faible score de MSE, et des petites valeurs de MM3 et MM4.

Le filtrage par ondelette à base de banc de filtre a réalisé des résultats assez importantes, un score de PSNR alentour de 39 dB, une valeur de ISSM est égale à 0.96981 et des faibles valeurs de MSE, MM3 et MM4.

Le filtre SRAD est donné des bons résultats un score de PSNR est très grand, et une petite valeur de MSE égale à 50.5846, et des faibles scores de MM3 et MM4, avec un SSIM alentour de 0.95.

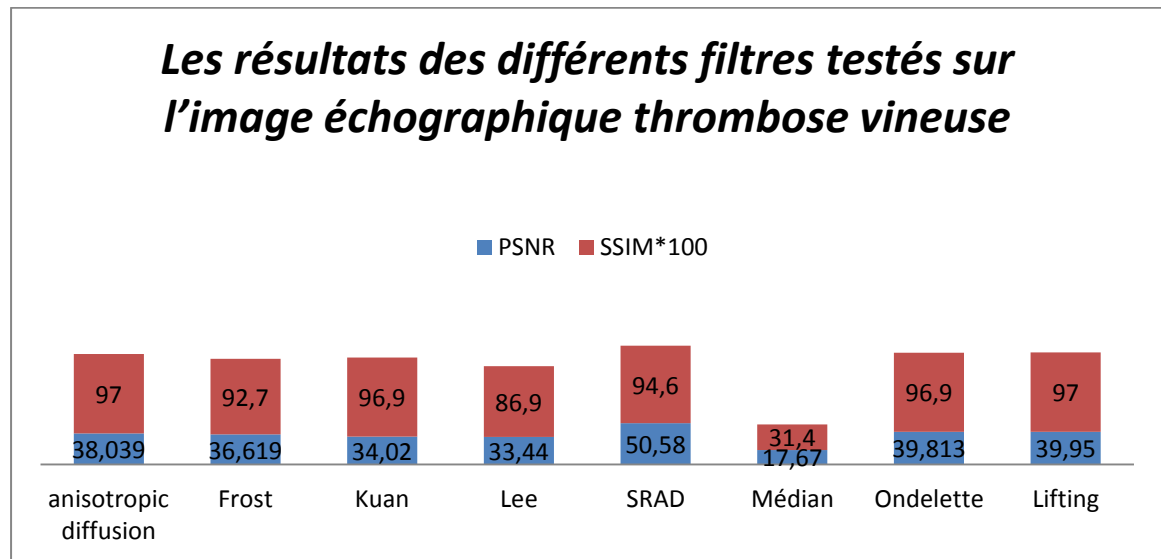
Les autres filtres donnent des résultats convenables mais moins importantes par rapport aux ondelettes soit par la décomposition en banc de filtre ou par la structure Lifting.

Donc le filtrage par ondelette à base de la structure Lifting est le mieux adapté pour le lissage des images échographiques avec le niveau de décomposition égale 1.

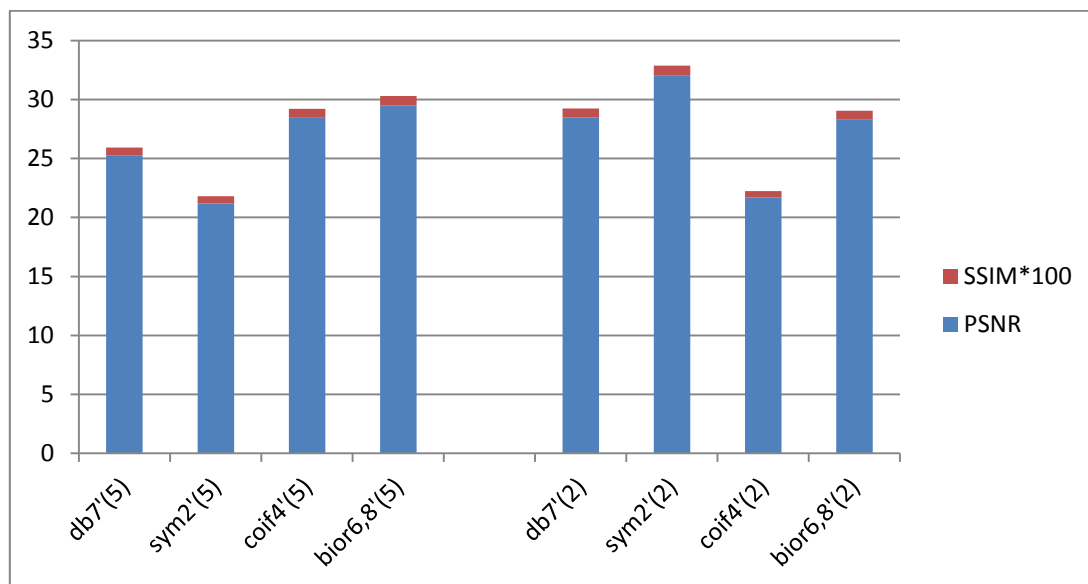
Les filtres	PSNR	SSIM	MSE	MM3	MM4
<b>Anisotropic_diffusion</b>	38.039	0.97578	61.429	2.6862	4.2153
<b>Frost</b>	36.6197	0.92776	77.2905	2.8601	3.3654
<b>kuan</b>	34.0208	0.96924	69.5421	8.7628	9.3241
<b>Lee</b>	33.4432	0.86996	68.461	14.365	15.8965
<b>SRAD</b>	50.5871	0.94698	50.5846	2.0206	3.2530
<b>Médian</b>	17.6766	0.3145	88.51575	54.144	63.20
<b>Ondelette BF (Sym4)</b>	39.8139	0.96981	60.338	4.7893	5.4109
<b>Ondelette Lifting (Sym4)</b>	39.9587	0.9706	60.158	3.3179	2.8158

*Tableau 3.9 : Les différents paramètres d'évaluation quantitatif de différents filtres appliqués sur l'image échographique thrombose veineuse (Niveau de décomposition égale 1)*





**Figure 3.11** : les résultats des différents filtres testés sur l'image échographique thrombose veineuse



(a)

(b)

**Figure 3.12**: les résultats du PSNR et SSIM de l'ondelette sur l'image thrombose veineuse ((a) niveau 5 et (b) niveau 2)

## 6. Conclusion

Les critères qualitatifs et quantitatifs ont été utilisés pour mesurer les performances entre l'ondelette et Lifting et nous avons déduit que le filtrage à base de structure Lifting est le meilleur pour la réduction du bruit et l'augmentation de contraste.

Nous avons testés cinq niveaux de décomposition sur une famille d'ondelette pour le filtrage à base de structure Lifting et le filtrage à base de l'ondelette BF, nous avons constaté que à chaque fois le niveau de décomposition est grand les résultats sont moins importants.

# Conclusion générale

---

## Conclusion générale

Les images échographiques sont affectées par le phénomène de speckle. Ce bruit rend l'interprétation de l'image échographique plus compliquée. L'objectif de notre mémoire est de réduire le bruit de speckle pour améliorer l'aspect visuel, et la résolution des images échographiques, dont le but est d'aider le praticien à affiner son diagnostic.

Nous avons présenté les différents filtres utilisés dans la littérature dans ce domaine de prétraitement des images médicales en générale, en particulier le filtrage des images échographiques, tel que les filtres adaptatifs classiques, le filtre Médian, la diffusion anisotrope avec ses deux algorithmes (Perona et Yu et Acton), après nous avons étudié l'approche basée sur le seuillage des coefficients d'ondelettes, et en dernière nous détaillons notre méthode proposée de filtrage par l'ondelette à base de la structure lifting.

Pour démontrer les performances de notre implémentation, nous avons évalué des algorithmes de filtrage sur une image de synthèse et deux images échographiques réelles.

Des critères quantitatifs ont été utilisés pour mesurer les performances tel que : le PSNR, SSIM, RMSE, l'entropie et l'erreur de Minkowski. Ceux-ci ont montré que le filtrage par ondelette à base de la structure lifting apporte des meilleurs résultats dans le lissage des zones homogènes, la préservation des structures des images échographiques, diminution de speckle, et un score de PSNR ainsi que SSIM très élevé par rapport aux autres filtres avec un temps de calcul réduit. Nous avons remarqué que le filtre de diffusion anisotrope, donne des résultats convenables toutes en augmentant le contraste.

Finalement on constate que pour avoir un meilleur filtrage des images échographiques, on doit avoir un bon compromis entre le PSNR, SSIM, RMSE, entropie, l'erreur de Minkowski, la qualité visuelle des images filtrées, et on doit trouver un compromis entre la suppression du bruit et la perte de l'information.

En termes de perspective on propose d'étudier des méthodes de filtrage à base de l'ondelette en Quincunx qui devraient tenir compte un bon compromis entre le PSNR, SSIM, RMSE, entropie, l'erreur de Minkowski, la qualité visuelle des images filtrées.

## Conclusion générale

---

D'autres perspectives la décomposition par paquets d'ondelettes a une mauvaise localisation fréquentielle qui est réduire les performances de certains traitements (tels que le débruitage). Cette analyse pourra se faire en comparaison ou de manière complémentaire à l'algorithme de recherche de la meilleure base fondé sur un critère entropique de Tsallis, le filtre SRAD donne des bons résultats donc on pourra réaliser dans les futurs travaux une hybridation entre le filtre SRAD et Lifting. On ajoute d'autres métriques d'évaluation tel que : la corrélation, l'entropie de Tsallis.

# Bibliographie

---

## Références bibliographie

- [1] Tampia Tasnim et al., "Study of speckle noise reduction from ultrasound B-mode images using different filtering techniques", conférence, 28-30 Sept. 2017
- [2] Rachida BOUCHOUAREB, "Réduction de bruit dans l'imagerie médicale en utilisant les réseaux de neurones cellulaires et les ondelettes", Thèse de Doctorat en Sciences en Electronique OPTION : Micro-ondes pour Télécommunications, Université Hadj Lakhdar- Batna, Faculté de technologie Département d'électronique 2014/2015
- [3] LITIM Houria, "Filtrage et segmentation des images échographiques", MEMOIRE DE PROJET MASTER en GENIE BIOMEDICA, Université Abou Baker Belkaid Tlemcen ,24 juin 2014.
- [4] Sonia Dahdouh, "Filtrage segmentation et suivi d'images échographiques application cliniques", Université Paris Sud - Paris XI, 2011. Français, 1 Déc. 2011.10 .10.
- [5] Abdeldjalil OUAHABI, Docteur-Ingénieur Grenoble INP, Docteur ès sciences - Professeur des Universités à Polytech'Tours (Université de Tours) " Filtrage numérique à base d'ondelettes- Applications en imagerie médicale", Le 10 juin 2013.
- [6] Meriem Hacini, " Filtrage anisotropique et segmentation par Level Sets: Application aux images médicales", Université Mentouri – Constantine Faculté des Sciences de l'Ingénieur Département d'Electronique, 2009
- [7] JL Mateo, A Fernández-Caballero - Expert systems with applications," Finding out general tendencies in speckle noise reduction in ultrasound images", article édité par Pergamon 2009.
- [8] Youcef SMARA, " Réduction du speckle dans les images radar SAR : concepts et algorithmes", Laboratoire de Traitement D'images et Rayonnement, Faculté d'Electronique et d'Informatique, U.S.T.H.B, BP 32 El-Alia, Bab-Ezzouar 16111 Alger, Algérie. 2005
- [9] Clovis TAUBER, " Filtrage anisotrope robuste et segmentation par B-spline snake : application aux images échographiques", Thèse de Doctorat de l'Institut National Polytechnique de Toulouse 'Ecole doctorale Informatique et Télécommunications Spécialité Informatique de l'Image et du Langage, 2005

## Bibliographie

---

- [10] [http://lsiit-miv.u-strasbg.fr/contenu/fichiers\\_page/Echographie-online.pdf](http://lsiit-miv.u-strasbg.fr/contenu/fichiers_page/Echographie-online.pdf).  
Intervenant F.Rousseau
- [11] TAYLOR, J. et al. (1980). *Manual of Ultrasonography*. Churchill Livingstone. New York.
- [12] A. Coussement .J.M. Caill. R. Duvauferrier, Publications ediceref : documents pédagogiques et d'informations édités par le conseil des enseignants de radiologie de France,1995.<http://www.med.univ-rennes1.fr/cerf/ediceref>.
- [13] Gelu IONESCU. "Segmentation et recalage d'images échographiques par utilisation de connaissances physiologiques et morphologiques". Thèse de doctorat. (4 Décembre 1998). *de l'Université Joseph Fourier - Grenoble I.14-15-20*.
- [14] JOUVE, P. (1993). "Manuel d'Ultrasonologie Générale de L'adulte", Paris : Masson.
- [15] M.Hajj Hassan, "Balayeur micro électromécanique dédié aux systèmes échographiques", Thèse de L'institut de Génie Biomédical Ecole Polytechnique de Montréal, 2006.
- [16] J.S. Lee, "Speckle analysis and smoothing of synthetic aperture radar images," *Comp. Graphics Image Process.*, vol. 17, pp. 24–32, 1981.
- [17] J.S. Lee, "Digital image enhancement and noise filtering by using local statistics," *IEEE Trans. Pattern Anal. Mach. Intell.*, PAMI-2, no. 2, pp. 165–168, 1980.
- [18] D.T. Kuan, A.A. Sawchuk, T.C. Strand, and P. Chavel, "Adaptive restoration of images with speckle," *IEEE Trans. Acoust.*, vol. ASSP-35, pp. 373–383, 1987.
- [19] V.S. Frost, J.A. Stiles, K.S. Shanmungan, and J.C. Holtzman, "A model for radar images and its application for adaptive digital filtering of multiplicative noise," *IEEE Trans. Pattern Anal. Mach. Intell.*, vol. 4, no. 2, pp. 157–165, 1982.
- [20] J. J Koenderink. The structures of images. *Biol. Cybern.*, vol. 50p. 363-370, 1984.
- [21] R. Deriche, O. Faugeras, *Les EDP en Traitement des Images et Vision par Ordinateur, Traitement du Signal*, vol 13, n°6, 1996.

## Bibliographie

---

- [22] L. Alvarez, F. Guichard, P. Lions, and J. Morel. Axioms and fundamental equations of image processing. *Archive for Rational Mechanics*, 123 :199(257, 1993).
- [23] Witkin, A. P. (1983). Scale-space filtering. In *Proceedings of the Eighth international joint conference on Artificial intelligence - Volume 2, IJCAI'83*, page 1019 1022, San Francisco, CA, USA. Morgan Kaufmann Publishers Inc.
- [24] P. Rerona and J. Malik, "Scale-space and edge detection using anisotropic diffusion," *IEEE Trans. Pattern Anal. Mach. Intell.*, vol. 12, no. 7, pp. 629–639, July 1990.
- [25] Y. Yongjian and S.T. Acton, "Speckle reducing anisotropic diffusion," *IEEE Trans. Image Process.*, vol. 11, no. 11, pp. 1260–1270, November 2002.
- [26] B.B. Hubbard. *Ondes et ondelettes, la saga d'un outil mathématique*. Pour la science : Diffusion Belin (1995). 68, 69
- [27] Mallat, S.G, "A theory for multiresolution signal decomposition: the wavelet representation". *IEEE Transactions on pattern analysis and machine intelligence*, 11, 7, pp. 674- 693, 1989
- [28] D.Donoho. De-Noising via Soft Thresholding. Technical report, Department of Statistics,StanfordUniversity,1992.<http://wwwstat.stanford.edu/~donoho/Reports/index.html>
- [29] D. Donoho ET I. Johnstone. Ideal spatial adaptation via wavelet shrinkage. *Biometrika*, vol. 81, pp. 425-455, 1994.
- [30][http://scil.dinf.usherbrooke.ca/wpcontent/courses/imn359/cours/Cours\\_Ondelettes2D.pdf](http://scil.dinf.usherbrooke.ca/wpcontent/courses/imn359/cours/Cours_Ondelettes2D.pdf)
- [31] W. SWELDENS, "The Lifting Scheme: A Custom-design Construction of Biorthogonal Wavelets", *Applied and Computational Harmonic Analysis*, Vol. 3, No. 2, pp. 186-200, April 1996.
- [32] I. DAUBECHIES, W. SWELDENS, "Factoring wavelet transforms into lifting steps", *Journal of Fourier Analysis and Applications*, Vol.4, No.3, pp245–267,1998.





