

الجمهورية الجزائرية الديمقراطية الشعبية  
République Algérienne démocratique et populaire

وزارة التعليم العالي والبحث العلمي  
Ministère de l'enseignement supérieur et de la recherche scientifique

جامعة سعد دحلب البليدة  
Université SAAD DAHLAB de BLIDA

كلية التكنولوجيا  
Faculté de Technologie

قسم الإلكترونيك  
Département d'Électronique



# Mémoire de Master

Mention : Électronique

Spécialité : Système embarqué

présenté par :

**Belabbas Lydia**  
&  
**Hamdi Sarah Farah**

Pour l'obtention du diplôme de Master en Électronique spécialité Systèmes Embarqués

---

## Thème

---

# Implémentation Hardware d'une Méthode de Fusion des Images Médicales

---

Proposé par : **Mme Bougherira Nadia et Mme Messaoudi Khadidja**

## **Remerciement**

---

En tout premier lieu, on remercie le bon Dieu, tout puissant, de nous avoir donné la force, la patience et la volonté de bien mener ce travail et de dépasser toutes les difficultés.

Ce travail est le résultat d'un effort constant, cet effort n'aurait pas pu aboutir sans la contribution de nombre de personnes ainsi se présente l'occasion de les remercier.

Nos plus profonds remerciements vont à nos parents qui nous ont toujours soutenus, aidé et encouragé tout au long de notre cursus. Ils ont su nous donner toutes les chances pour réussir, Qu'ils trouvent dans la réalisation de ce travail, l'aboutissement de leurs efforts.

Nous remercions l'ensemble des jurys, Mr **Guessoum.A**, Mr **Abed.A** et nos enseignants et notre Co-promotrice Mme **Bougherira.N** et notre promotrice Mme **Messaoudi.K**.

Enfin, on tient notamment, à adresser l'expression de notre sincère reconnaissance aux membres du jury d'examen, pour l'intérêt qu'ils ont porté à ce travail. Nos remerciements vont à tous ceux qui nous ont soutenus de près ou de loin à réussir ce travail.

## Dédicace

---

Je dédie ce modeste travail à :

Mes très **chers parents** pour leur aide et leur soutien tout au long de mes études, et qui ont fait de moi ce que je suis aujourd'hui et j'espère qu'un jour je serai capable de leur donner au moins le minimum car quoi qu'on fasse on n'arrivera jamais à leurs rendre tout.

Mon cher frère **ADEM** et sa femme **CHAIMA**

Mes très chères sœurs : **FAIZA, ICHREK, AYA**

Mon futur mari **FYCEL** qui m'a soutenu et encouragé tout au long de ce travail.

Mes petits bébés : **ISHAK** et **ABDERRAHIM**

Mes chères amies : **HAYET, ROUMAISSA, FERIEL** et tous mes amis(es) de près et de loin et mon binôme **LYDIA** ainsi que sa famille.

**FARAH.S**

## **Dédicace**

---

Je dédie ce modeste travail à mes **très chers parents** qui m'ont soutenu et encouragé tout au long de ce travail. Aucun hommage ne pourrait être à la hauteur de l'amour dont ils ne cessent de me combler, Que dieu leur procure bonne santé et longue vie.

A mes chers frères **NASSIM** et **HAKIM**, et à ma chère sœur **LYNDA**, et mon cher neveu **WASSIM** et à mon adorable **FOX**.

A ma grand-mère **YEMMA ZAHRA**, à mes **tantes** et mon **oncle**, que dieu leur donne une longue et joyeuse vie.

A mes meilleures amies **LILYA**, **ZINA** et **FERIEL**. Et à ma binôme **FARAH** et à toute sa famille. Et aussi à tous ceux qui ont partagé avec moi tous les moments d'émotions lors de la réalisation de ce travail, ils m'ont chaleureusement supporté et encouragé tout au long de mon parcours.

**LYDIA.B**

## Résumé

La fusion d'images médicales est utilisée pour améliorer la qualité de l'image en combinant des images IRM et CT (par exemple) pour obtenir une image plus informative et instructive. L'objectif de ce travail est d'implémenter une méthode de fusion des images médicales sur FPGA. Parmi la multitude de méthodes de fusion étudiées notre choix s'est porté sur la méthode de la transformée en contourlet non sous échantillonnée (NSCT), cette dernière est constituée de deux étages importants, qui sont la NSPFB suivie par la NSDFB. Cette méthode est implémentée de deux manières : par programmation et par co-simulation en utilisant xilinx system generator , une implantation hardware est ensuite réalisée sur FPGA avec Vivado de Xilinx

**Mots clés :** Fusion, imagerie médicale, NSCT, NSPFB, NSDFB, CT, IRM, FPGA, Vivado.

## Abstract

Medical image fusion is used to improve image quality by combining MRI and CT images (for example) to obtain a more informative and informative image. The objective of this work is to implement a method of fusion of medical images on FPGA. Among the multitude of fusion methods studied, our choice fell on the non-undersampled contourlet transform (NSCT) method, the latter consists of two important stages, which are the NSPFB followed by the NSDFB. This method is implemented in two ways : by programming and by co-simulation using xilinx system generator, a hardware implementation is then carried out on FPGA with Vivado by Xilinx.

**Keywords:** Fusion, medical imaging, NSCT, NSPFB, NSDFB, CT, MRI, FPGA, Vivado.

## الملخص

يتم استخدام دمج الصور الطبية لتحسين جودة الصورة من خلال الجمع بين صور التصوير بالرنين المغناطيسي (MRI) والتصوير المقطعي المحوسب (CT) على سبيل المثال للحصول على صورة أكثر إفادة وتعليمية. الهدف من هذا العمل هو تنفيذ طريقة دمج الصور الطبية على FPGA. من بين العديد من طرق الاندماج التي تمت دراستها ، وقع اختيارنا على طريقة التحويل الكنتوري غير قليلة العينات (NSCT) ، وتتكون هذه الأخيرة من مرحلتين مهمتين ، وهما NSPFB تليها NSDFB. يتم تنفيذ هذه الطريقة بطريقتين: عن طريق البرمجة والمحاكاة

المشتركة باستخدام مولد نظام xilinx ، يتم تنفيذ الأجهزة على FPGA باستخدام Vivado de Xilinx

الكلمات الرئيسية: دمج ، تصوير طبي ، NSCT ، NSPFB ، NSDFB ، CT ، MRI ، FPGA ، Vivado.

## Liste des figures

Figure 1.1 : Illustration de la multi modalité pour la compréhension du cerveau.....	4
Figure 1.2 : Vue axiale (par-dessous) du cerveau par la tomographie à émission de positons (TEP).....	5
<b>Figure 1.3</b> : La tomographie par ordinateur .....	6
Figure 1.4 : Scanner IRM.....	7
Figure 1.5 : Les trois coupes pour la visualisation du cerveau.....	7
Figure 1.6 : les niveaux de traitement de la fusion.....	11
Figure 1.7 : Principe de la transformée en ondelette.....	14
Figure 1.8 : Approximation d'image par la transformée en Curvelets.....	14
<b>Figure 1.9</b> : Structure de décomposition de la transformée en contourlet.....	15
<b>Figure 1.10</b> : Décomposition d'une image IRM par la NSCT en 2 niveaux.....	16
Figure 3.1 : Schéma complet de la décomposition par la NSCT (a) les deux étages de la décomposition par la NSCT, (b) représentation fréquentielle.....	20
Figure 3.2 : Décomposition pyramidale non sous-échantillonnée (NSP) en trois étages. ....	21
Figure 3.3 : Banc de filtres directionnels non sous-échantillonnés à quatre canaux construit avec des bancs de filtres en éventail à deux canaux .....	22
Figure 3.4 : NSF à deux canaux utilisés dans la NSCT.....	23
Figure 3.5 : Concept de fusion d'image pour l'amélioration de résolution .....	24
Figure 3.6 : Schéma démonstratif de la NSCT.....	25
Figure 3.7 : L'environnement MATLAB R2016a .....	26
Figure 3.8 : Images IRM/CT taille 256*256.....	27
Figure 3.9 : Fusion des coefficients. ....	28
Figure 3.10 : Résultats de l'implémentation (Image fusionnée) des trois patients. ....	30
Figure 3.11 : Résultats de l'implémentation (Image fusionnée) des trois autres patients.....	31
Figure 4.1: Icône de l'application System generator.....	34
Figure 4.2 : Carte Zedboard. ....	35
Figure 4.3 : Vivado 2017.4 .....	36
Figure 4.4 : Lancement du System Generator.....	37
Figure 4.5 : jeton system generator .....	37
Figure 4.6 : configuration des paramètres du jeton « system generator ».....	38
Figure 4.7 : création du circuit de Co-simulation.....	39
Figure 4.8 : Schéma synoptique de la NSCT. ....	39
Figure 4.9 : Schéma synoptique de la NSP .....	39
Figure 4.10 : implémentation d'un filtre FIR (passe haut).....	40
Figure 4.11 : Chaîne de prétraitement.....	40
Figure 4.12 : Bloc Convert 2D to 1D.....	41

Figure 4.13 : Bloc post-traitement .....	42
Figure 4.14 : bloc Gateway In/Gateway Out.....	43
Figure 4.15 : (a) image à filtrer (b) image filtrée .....	43
Figure 4.16 : Stockage de l'IP 'FIR.h' .....	44
Figure 4.17 : L'ouverture du projet sur Vivado. ....	44
Figure 4.18 : Sélection de l'IP et de la carte .....	45
Figure 4.19 : exécuter l'automatisation des blocs.....	45
Figure 4.20 : Activation de l'interruption IRQ F2P .....	45
Figure 4.21 : Circuit final.....	46
Figure 4.22 : Résultats d'implémentation sur FPGA .....	46

## Liste des tableaux

<b>Tableau 1.1</b> : Les avantages et inconvénients de chaque modalité .....	10
--	----

## Liste des abréviations

- ACP : Analyse des composantes principales
- CT : Computer Tomography
- DWT : Discrete Wavelet Transform
- DFB : Directional Filter Bank
- E/S : Entrée / Sortie
- FIR : Filtre à Réponse Impulsionnelle finie
- FPGA : Fiel-programmable Gate Array
- IU : Imagerie Ultrasonore
- IRM : Images Par Résonance Magnétique
- IP : Intellectual property
- IHS : Intensity Hue Saturation
- MRI : Magnetic Resonance Imaging
- NSCT : Non-SubSampled Contourlet Transform
- NSDFB : Non-Subsampled Directional Filter Bank
- NSPFB : Non-Subsampled pyramid Filter Bank
- NSP : Non-Subsampled pyramid
- PET : Positron Emission Tomography
- TEP : Tomographie par Emission de Positons
- TDM : Tomodensitométrie
- RMN : Résonance Magnétique Nucléaire
- HLS : High Level Synthesis

# Table des matières

Introduction générale.....	13
<b>Chapitre 1 : Synthèse bibliographique .....</b>	<b>3</b>
<b>1.1 Introduction.....</b>	<b>3</b>
<b>1.2 Définition de l'imagerie médicale .....</b>	<b>3</b>
<b>1.3 Modalités d'imagerie médicale .....</b>	<b>3</b>
<b>1.4 Imagerie ultrasonore (Echographie) .....</b>	<b>4</b>
<b>1.5 Tomographie par émission de positons (TEP).....</b>	<b>4</b>
<b>1.6 Tomodensitométrie (TDM/CT).....</b>	<b>5</b>
<b>1.7 Imagerie par résonance magnétique (IRM) .....</b>	<b>6</b>
<b>1.8 Avantages et inconvénients de chaque modalité .....</b>	<b>8</b>
<b>1.9 Définition de la fusion d'images.....</b>	<b>10</b>
<b>1.10 Approches de la fusion d'images.....</b>	<b>11</b>
<b>1.11 Approche de la fusion d'images au niveau des pixels .....</b>	<b>12</b>
<b>1.12 Techniques de la fusion dans le domaine spatial .....</b>	<b>12</b>
1.12.1 Technique de fusion ACP.....	12
1.12.2 Technique de fusion IHS .....	12
1.12.3 Technique de calcul de la moyenne.....	13
1.12.4 Techniques de la fusion dans le domaine de transformée.....	13
1.12.5 Transformée en ondelettes.....	13
1.12.6 Transformée en curvelets.....	14
1.12.1 Transformée en contourlet.....	14
1.12.2 Transformée en contourlet non sous échantillonnée (NSCT) .....	15
<b>1.13 Applications de la fusion d'images .....</b>	<b>16</b>
1.13.1 L'aide à la navigation .....	16
1.13.2 Photos prises en dehors du focal (out-of-focus) [8].....	17
1.13.3 Imagerie Médicale .....	17
1.13.4 Télédétection .....	17
<b>1.14 Conclusion .....</b>	<b>17</b>
<b>Chapitre 2 : Transformée en Contourlet non sous-échantillonnée.....</b>	<b>19</b>
<b>2.1 Introduction.....</b>	<b>19</b>
<b>2.2 Définition de la transformée en contourlet non souséchantillonnée (NSCT) .....</b>	<b>19</b>
<b>2.3 Structure pyramidale non sous-échantillonnée (NSP) .....</b>	<b>20</b>
<b>2.4 Banc de filtres directionnels non sous-échantillonnés (NSDFB) .....</b>	<b>22</b>

<b>2.5</b>	<b>But de la transformée en contourlet non sous-échantillonnée .....</b>	<b>24</b>
<b>2.6</b>	<b>Fusion avec la NSCT .....</b>	<b>24</b>
<b>2.7</b>	<b>Implémentation software et résultats .....</b>	<b>25</b>
<b>2.8</b>	<b>Langage « Matlab ».....</b>	<b>26</b>
<b>2.9</b>	<b>Etapas de l'implémentation Software.....</b>	<b>26</b>
<b>2.10</b>	<b>Résultats de l'implémentation Software.....</b>	<b>29</b>
<b>2.11</b>	<b>Conclusion .....</b>	<b>31</b>
	<b>Chapitre 3 : Implémentation, résultats .....</b>	<b>32</b>
<b>3.1</b>	<b>Introduction.....</b>	<b>34</b>
<b>3.2</b>	<b>Matériel utilisé.....</b>	<b>34</b>
<b>3.3</b>	<b>System generator .....</b>	<b>34</b>
<b>3.4</b>	<b>Présentation de la carte zedbord(zynq7000).....</b>	<b>35</b>
<b>3.5</b>	<b>Conception Hardware dans Vivado .....</b>	<b>36</b>
<b>3.6</b>	<b>Création du circuit de Co-simulation .....</b>	<b>38</b>
<b>3.7</b>	<b>Implémentation d'un circuit FIR .....</b>	<b>39</b>
<b>3.8</b>	<b>Etages de prétraitement et d'adaptation.....</b>	<b>40</b>
3.8.1	Etage de prétraitement de la donnée de l'entrée .....	40
3.8.2	Etage de post traitement de la donnée de la sortie .....	42
3.8.3	Blocs d'adaptation en entrée/sortie .....	43
<b>3.9</b>	<b>Résultat obtenu pour une image CT .....</b>	<b>43</b>
<b>3.10</b>	<b>Implémentation du circuit FIR sur FPGA .....</b>	<b>44</b>
<b>3.11</b>	<b>Résultat de l'implémentation Hardware.....</b>	<b>46</b>
<b>3.12</b>	<b>Conclusion .....</b>	<b>47</b>
	<b>Conclusion générale .....</b>	<b>48</b>
	<b>Bibliographie .....</b>	<b>61</b>

# **Introduction générale**



## Introduction générale

---

La fusion d'images constitue une problématique de grande importance dans les domaines de la vision par ordinateur et du traitement d'images. Elle consiste à apparier des images provenant de différentes vues ou différents capteurs, ou même des images acquises à des moments différents [1]. La fusion d'images se trouve dans divers domaines, dont la surveillance, la sécurité, l'astrophysique, et l'imagerie médicale. Dans le domaine médical, la fusion d'images peut servir à aligner des images d'un même patient acquises à des moments différents afin de surveiller l'évolution d'une maladie ou d'un traitement.

Dans ce projet, la fusion d'images sera traitée dans le cadre d'une application médicale (fusion des images médicales). Parmi les nombreuses méthodes de fusion, nous avons choisi d'utiliser la transformée en contourlet non sous échantillonnée (NSCT).

La NSCT est l'une des nouvelles transformées géométriques d'images, cette dernière utilise des bancs de filtres pyramidaux non sous échantillonnés (NSPFB) et des bancs de filtres directionnels non sous échantillonnés (NSDFB) pour obtenir une décomposition multi échelle et multi directionnelle de l'image.

Le but de ce travail est d'implémenter la NSCT sur FPGA en utilisant la Co-simulation, ce dernier nécessite un passage obligatoire par l'implémentation software.

Notre mémoire est principalement composé de quatre chapitres :

- Dans le premier chapitre, nous présentons une généralité sur la fusion d'images, et l'imagerie médicale.
- Dans le deuxième chapitre, nous rédigeons un état de l'art basé sur les méthodes de fusion d'images et la NSCT.
- Dans le troisième chapitre nous présentons la méthode qu'on va utiliser pour la fusion des images IRM et CT qui est la NSCT.
- Le quatrième chapitre est consacré à l'implémentation hardware et résultats.

# **Chapitre 1**

## **Synthèse bibliographique**

## 1.1 Introduction

Lors d'un diagnostic médical, le clinicien dispose de plusieurs sources d'informations provenant de différents outils ainsi que les différentes modalités d'imagerie. La synthèse de ces différentes informations, permet au médecin d'effectuer un diagnostic fiable et précis. Sauf que, la synthèse manuelle de plusieurs sources d'informations est une tâche fastidieuse au médecin. D'où l'intérêt de réaliser un outil de fusion d'image. Cet outil informatique simple fournit au médecin une image qui contient plusieurs informations provenant d'une ou plusieurs modalités.

Dans ce chapitre, nous présenterons les différentes modalités d'imagerie médicale, puis nous exposons la fusion d'images : on définira d'abord la fusion d'image, puis on passera aux différentes méthodes de la fusion et ses différentes applications, enfin nous finissons par une conclusion.

## 1.2 Définition de l'imagerie médicale

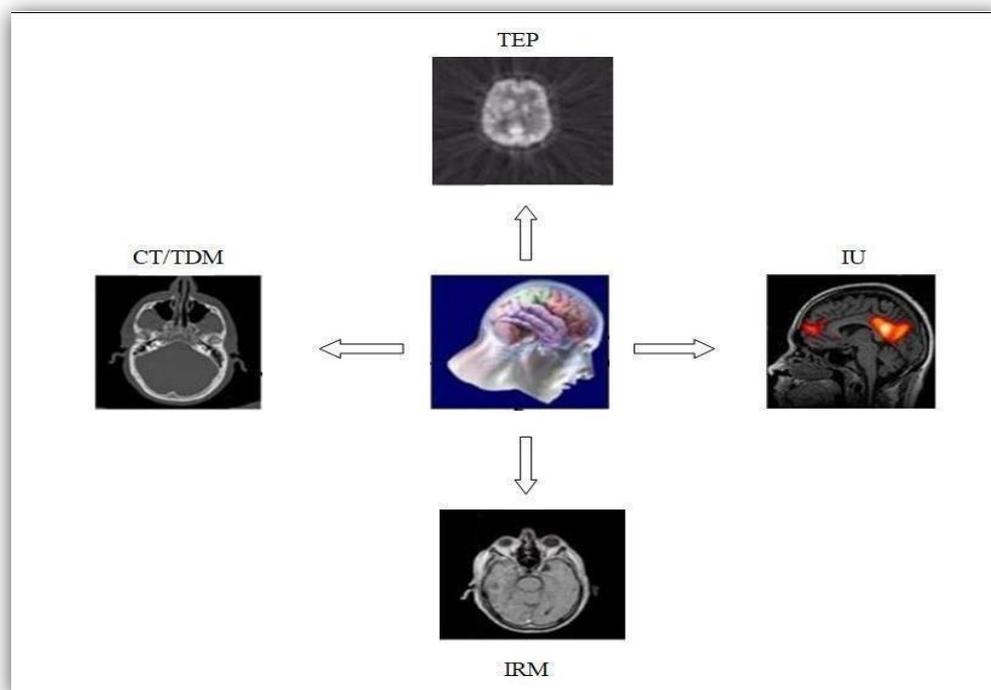
L'imagerie médicale regroupe les moyens d'acquisition et de restitution d'images à partir de différents phénomènes physiques (Résonance magnétique, réflexion d'ondes ultrasons, radioactivité, absorption des rayons X, ...). Cette technologie permet de visualiser la physiologie ou le métabolisme du corps humain indirectement, elle est aussi utilisée dans différents domaines tels que l'industrie, la chimie, la sécurité et l'archéologie.

## 1.3 Modalités d'imagerie médicale

Il existe des examens d'imagerie médicale qui permettent d'obtenir des informations sur l'anatomie des organes (leur taille, leur volume, leur localisation, la forme d'une éventuelle lésion) ou sur leur fonctionnement (leur physiologie, leur métabolisme, etc.). Ils sont souvent employés de façon complémentaire. Parmi les modalités d'imagerie structurelles les plus couramment employées en médecine on a la tomodensitomètre ou CT-scan, la résonance magnétique nucléaire (IRM), et l'échographie (ultrasons), et parmi celles d'imagerie fonctionnelles on a la Tomographie par émission de positions

## Chapitre I : Synthèse bibliographique

(TEP).



**Figure 1.1** : Illustration de la multi modalité pour la compréhension du cerveau.

### 1.4 Imagerie ultrasonore (Echographie)

L'échographie repose sur les propriétés des ultrasons qui sont des ondes acoustiques. Elle consiste à visualiser certains organes à l'aide de sons à haute fréquence (les Ultrasons). Les sons réfléchis par les organes sont analysés par ordinateur de façon à produire une image sur un écran ou une photographie [2].

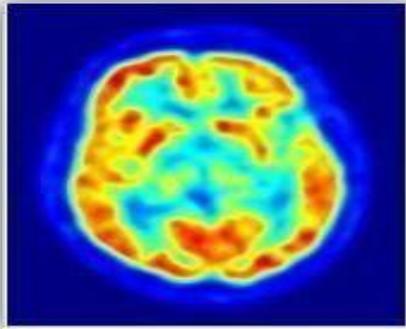
### 1.5 Tomographie par émission de positons (TEP)

La TEP est basée sur l'utilisation de radios pharmaceutiques émetteurs de positons, elle permet grâce aux émissions produites par les positons issus d'un produit radioactif injecté au préalable de mesurer en trois dimensions une activité métabolique ou moléculaire d'un organe. Cette dernière est aussi utilisée en recherche biomédicale, par exemple en imagerie cérébrale où elle permet de révéler les régions actives du cerveau lors de différentes activités cognitives. Elle repose sur le principe général de la scintigraphie qui consiste à injecter un traceur qui est généralement sous forme de

## Chapitre I : Synthèse bibliographique

---

glucose [3], elle permet ainsi d'obtenir des images précises de la répartition du glucose radioactif dans l'organisme et donc de localiser des cellules cancéreuses [4].

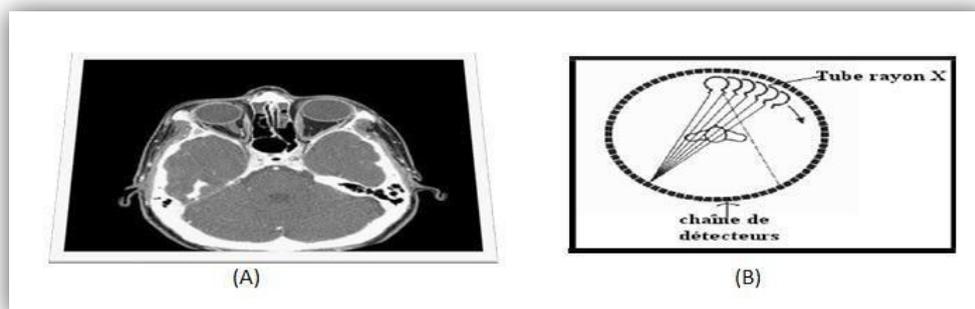


**Figure 1.2 :** Vue axiale (par-dessous) du cerveau par la tomographie à émission de positons (TEP).

### 1.6 Tomodensitométrie (TDM/CT)

La tomodensitométrie a été disponible dès les années 70, c'est la première modalité d'imagerie qui a été rendue possible grâce à l'ordinateur. [5] Le scanner TDM est un examen d'imagerie médicale qui aide au diagnostic du cancer, à l'évaluation de l'efficacité d'un traitement ou au suivi après la fin des traitements. Cet examen est utilisé pour examiner n'importe quelle partie du corps : les organes (tels que le cerveau, le foie, les poumons, le pancréas par exemple), mais aussi les vaisseaux sanguins, la moelle épinière, les os et les articulations.

La tomographie assistée par ordinateur (CT) utilise des rayons X pour créer des scans en coupe des organes et des tissus du corps. Elle peut être utilisée pour définir la taille, l'emplacement des tumeurs et surveiller la réponse au traitement, et aussi pour décrire les maladies cardiaques et vasculaires. Le principe de la tomodensitométrie repose sur le théorème de Radon (1917) qui décrit comment il est possible de reconstruire la géométrie bidimensionnelle d'un objet à partir d'une série de projections mesurées tout autour de celui-ci.



**Figure 1.3 :** La tomographie par ordinateur  
(A) Image CT du cerveau, (B) Principe du scanner CT.

### 1.7 Imagerie par résonance magnétique (IRM)

L'imagerie par résonance magnétique (IRM), est une modalité d'imagerie médicale qui est très répandue dans le milieu hospitalier et largement utilisée pour le traitement et le diagnostic des tumeurs cérébrales. Car elle permet de donner de très bons détails anatomiques, en permettant la résolution spatiale et la délimitation des structures de la matière grise et blanche et d'obtenir des vues en deux ou trois dimensions de l'intérieur du corps et donne des informations sur des lésions qui ne sont pas visibles sur la radiographie standard, l'échographie ou le scanner. Cette dernière est considérée comme la modalité d'imagerie la plus sensible pour la détection des tumeurs.

L'IRM est basée sur le principe de la résonance magnétique nucléaire (RMN), elle utilise un champ magnétique 'les aimants' et des ondes radio. En IRM on s'intéresse principalement au noyau d'hydrogène, car il est très présent dans le corps humain, étant donné qu'on le retrouve dans les molécules d'eau (H<sub>2</sub>O). Il ne possède qu'un seul proton.



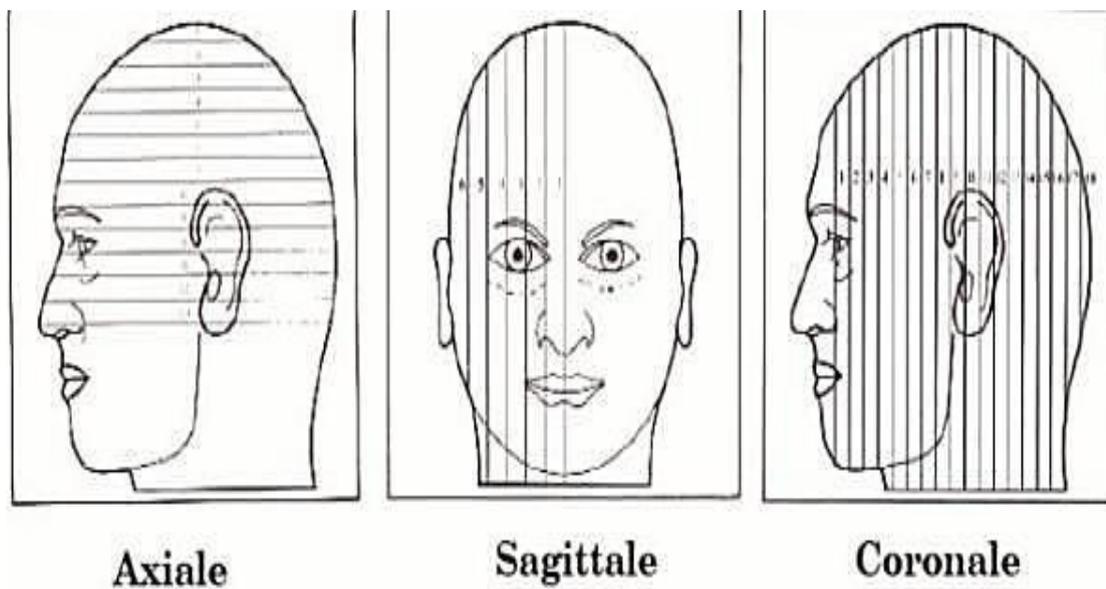
**Figure 1.4 :** Scanner IRM.

En acquisition IRM on a 3 sortes de coupe (Figure 1.5) :

**Coupe coronale ou frontale :** ce sont des coupes parallèles à la colonne vertébrale vue de face du cerveau [6].

**Coupe sagittale ‘médiane’ :** c’est une coupe parallèle à la colonne vertébrale, vue du côté latérale du cerveau [6].

**Coupe axiale :** c’est une coupe du corps humain perpendiculaire à la colonne vertébrale [6].



**Figure 1.5 :** Les trois coupes pour la visualisation du cerveau.

## Chapitre I : Synthèse bibliographique

### 1.8 Avantages et inconvénients de chaque modalité

<b>Modalité</b>	<b>Avantages</b>	<b>Inconvénient s</b>
<b>IRM</b>	<ul style="list-style-type: none"><li>- C'est un examen sécuritaire et non-invasif car il s'appuie sur l'utilisation de différents champs magnétiques qui sont sans danger pour la santé.</li><li>- Apporte une bonne visualisation de la graisse, de l'eau avec une bonne résolution et un bon contraste.</li><li>- Permet de mieux différencier des tissus de composition différente.</li><li>- Permet une bonne analyse des éléments constitutifs de la cavité articulaire.</li><li>- Elle est très performante dans l'étude de la colonne vertébrale, cervicale avec recherche notamment de Hernies discales.</li></ul>	<ul style="list-style-type: none"><li>- Le bruit que produisent les aimants durant des séquences d'acquisition des images est fort et assez désagréable pour les patients.</li><li>- Nécessité d'une immobilité parfaite ce qui peut causer de l'inconfort aux patients.</li><li>- Des examens longs réaliser : des séquences l'une après l'autre qui dure de 10 à 45mn.</li><li>- Sensibilité aux métaux.</li><li>- Difficulté pour les claustrophobes.</li></ul>

## Chapitre I : Synthèse bibliographique

<p style="text-align: center;"><b>CT</b></p>	<ul style="list-style-type: none"> <li>- Il acquiert rapidement des images.</li> <li>- Fournit des informations claires et précises.</li> <li>-Pour imager une petite partie ou tout le corps au cours du même test.</li> <li>-Au fur et à mesure que les structures qui se chevauchent sont éliminées, l'anatomie interne est plus apparente.</li> </ul> <p>La TDM est moins sensible à tout mouvement du patient que l'IRM.</p> <ul style="list-style-type: none"> <li>-C'est simple et rapide, en cas d'urgence, ils peuvent rapidement révéler des blessures internes pour aider à sauver des vies.</li> <li>-Elle peut être réalisée même si le patient a implanté tout type de dispositif médical.</li> </ul>	<ul style="list-style-type: none"> <li>-Le coût est l'un des inconvénients préoccupants du scanner car les frais d'un scanner ils sont trop chers.</li> <li>-Exposition à un rayonnement plus élevé car pour ceux qui subissent plusieurs examens CT, les produits de contraste peuvent provoquer des réactions allergiques graves.</li> <li>-une mauvaise interprétation peut entraîner des problèmes.</li> <li>-problèmes techniques.</li> </ul>
<p style="text-align: center;"><b>Ultrasons</b></p>	<ul style="list-style-type: none"> <li>-Automatisation du procédé possible (DI)</li> <li>-Détection des défauts internes</li> <li>-Archivage des résultats</li> <li>-Portabilité du matériel (DC et M)</li> </ul>	<ul style="list-style-type: none"> <li>-Installations volumineuses (DI)</li> <li>-Pièces à géométrie complexe ou de forte épaisseur difficilement contrôlables</li> <li>-Couplage nécessaire</li> <li>-Investissement important</li> </ul>

## Chapitre I : Synthèse bibliographique

<b>TEP</b>	<p>-La TEP est un examen qui ne présente aucun effet secondaire.</p> <p>-La durée de vie de la radioactivité est courte. L'exposition aux rayonnements est donc très faible.</p> <p>-La quantité de substance radioactive injectée est faible donc n'affecte pas le fonctionnement normal du corps.</p>	<p>- Son inconvénient est le temps de l'examen qui va s'étaler sur deux heures au total et puis le temps sous la caméra durant lequel il ne va pas falloir bouger. Toutefois, ce sont des appareils qui ressemblent à des scanners donc ce n'est pas du tout oppressant.</p>
------------	---	--

**Tableau 1.1 :** Les avantages et inconvénients de chaque modalité.

### 1.9 Définition de la fusion d'images

D'une manière générale, la fusion d'informations consiste à combiner des informations issues de plusieurs sources afin d'améliorer la prise de décision [7].

En traitement d'images, la fusion consiste à combiner des images de différentes sources afin de synthétiser de nouvelles images plus riches en information. Elle permet de produire une nouvelle image qui conserve une partie de l'information contenue dans chacune des images originales. L'objectif est ainsi de créer une synergie, c'est-à-dire d'obtenir une image fusionnée géométriquement et/ou sémantiquement plus riche qu'une image initiale.

Les objectifs les plus communs de la fusion d'images sont : [8]

- Netteté de l'image
- Amélioration de la précision radiométrique
- Création d'ensembles stéréo de données
- Augmentation des caractéristiques
- Amélioration de la classification
- Détection de changement dans le temps

- Franchissement des écarts

### 1.10 Approches de la fusion d'images

La fusion d'images peut être effectuée à trois niveaux de traitement différents, selon l'étape à laquelle la fusion a eu lieu : niveau de pixel, niveau de fonctionnalité et niveau de décision. La figure 1-6 illustre le concept des trois différents niveaux de fusion.

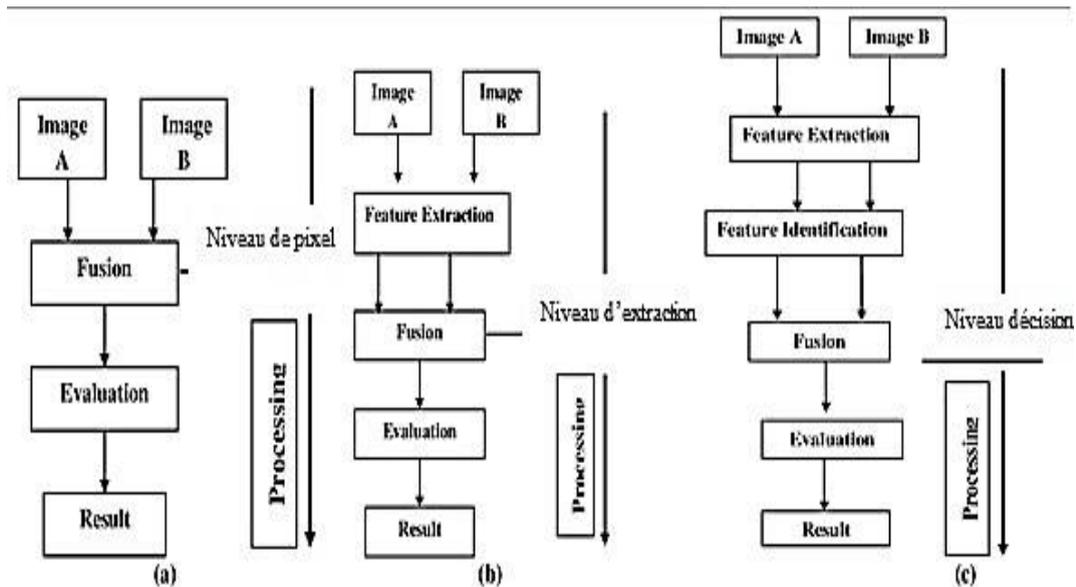


Figure 1.6 : les niveaux de traitement de la fusion.

- **Fusion au niveau des pixels :** La fusion basée sur les pixels est effectuée pixel par pixel. Il génère une fusion d'image dans laquelle les informations associées à chaque pixel sont déterminées à partir d'un ensemble de pixels des images sources pour améliorer les performances des tâches de traitement d'images telles que la segmentation.
- **Fusion au niveau d'extraction des paramètres :** La fusion basée sur l'extraction des paramètres nécessite une extraction d'objets reconnus dans les différentes sources de données. Elle nécessite l'extraction de traits saillants qui dépendent de leur environnement tels que les intensités de pixels, les bords ou les textures.
- **Fusion au niveau décision :** consiste à fusionner des informations à un niveau d'abstraction plus élevé, à combiner les résultats de plusieurs algorithmes pour aboutir à une décision finale fusionnée. Les images d'entrée sont traitées individuellement

## Chapitre I : Synthèse bibliographique

---

pour l'extraction d'informations. Les informations obtenues sont ensuite combinées en appliquant la décision règles pour renforcer l'interprétation commune.

### 1.11 Approche de la fusion d'images au niveau des pixels

Les techniques de fusion au niveau des pixels ont une capacité de calcul plus élevée et chargée par rapport aux techniques de fusion au niveau des fonctionnalités et au niveau de la décision, ces derniers sont encore largement utilisés dans le domaine médical de la fusion d'images en raison d'une plus grande précision. Dans la fusion des fonctionnalités et des niveaux de décision, il y a perte d'informations, alors que dans la fusion au niveau pixel. Cela rend le niveau de pixel technique de fusion plus adapté aux applications de domaine médical.

Les techniques de fusion au niveau des pixels sont divisés en deux domaines : techniques de domaine spatial et techniques de domaine de transformée.

### 1.12 Techniques de la fusion dans le domaine spatial

Il existe plusieurs techniques de fusion dans le domaine spatial, dans ce qui suit on va citer quelques-unes.

#### 1.12.1 Technique de fusion ACP

La fusion basée sur l'analyse des composants principaux est un moyen simple de construire une image fusionnée en tant que superposition pondérée de plusieurs images d'entrée. Elle transforme des données multi variées avec des variables corrélées en une variable non corrélée. Ces nouvelles variables sont obtenues en combinant les variables originales. [9] Cette dernière ne dispose pas d'un ensemble fixe de vecteurs de base tels que FFT, DCT et ondelettes, ses vecteurs de base dépendent de l'ensemble de données.

#### 1.12.2 Technique de fusion IHS

La technique IHS est l'une des techniques de fusion les plus couramment utilisées pour l'affûtage. C'est devenu une procédure standard dans l'analyse d'images pour l'amélioration des couleurs, l'amélioration des caractéristiques et l'amélioration de la résolution spatiale [10].

Dans l'espace IHS, l'information spectrale est principalement reflétée sur la teinte et la saturation. Du visuel système, on peut conclure que le changement d'intensité à peu

## Chapitre I : Synthèse bibliographique

---

d'effet sur l'information spectrale est facile à gérer. La Teinte peut être définie comme la longueur d'onde prédominante d'une couleur et la saturation peut être définie comme la pureté de la quantité totale de lumière blanche d'une couleur. [9]

### 1.12.3 Technique de calcul de la moyenne

Méthode de moyenne âge travaillant en faisant la moyenne de chaque pixel correspondant des images d'entrée pour obtenir l'image fusionnée résultante :

$$F(x, y) = \frac{A(x, y) + B(x, y)}{2} \quad (1)$$

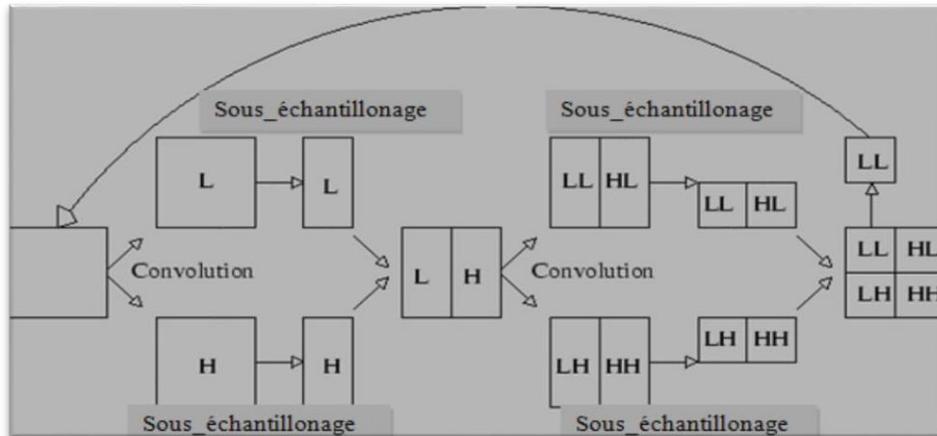
Dans l'équation 1 ci-dessus  $(x, y)$  est l'image fusionnée finale,  $A(x, y)$  et  $B(x, y)$  sont deux images d'entrée.

### 1.12.4 Techniques de la fusion dans le domaine de transformée

Dans la fusion du domaine de transformée, les images d'entrée sont décomposées sur la base de coefficients de transformation. Après cela, la méthode de fusion est appliquée et la carte de décision de fusion est obtenue. Enfin, la transformée inverse s'applique à cette carte de décision qui produit une image fusionnée. Dans ce qui suit on va citer quelques transformées utilisées dans la fusion d'images.

### 1.12.5 Transformée en ondelettes

La transformée en ondelettes offre un outil de choix pour la fusion d'images à cause de sa capacité à conserver toute l'information importante des images à fusionner et à présenter aucun objet façonné ou contradictoire avec le contenu des images à fusionner. De plus, elle permet de supprimer les caractéristiques indésirables comme le bruit et d'autres détails non pertinents [11], [12]. Cette dernière est similaire à la transformée de Fourier (et encore plus à la transformée de Fourier locale) avec une fonction de mérite complètement différente. La différence principale est la suivante : la transformée de Fourier décompose le signal en sinus et en cosinus, c'est-à-dire en fonctions localisées dans l'espace de Fourier ; contrairement à la transformée en ondelettes qui utilise des fonctions localisées à la fois dans l'espace réel et dans l'espace de Fourier. A partir de ces ondelettes, nous formons donc les deux filtres : nous noterons H le filtre passe-haut, et L le filtre passe-bas. Cette phase s'appelle la phase d'analyse.



**Figure 1.7 :** Principe de la transformée en ondelette.

### 1.12.6 Transformée en curvelets

La transformée en curvelet a été proposée par Candes et Donoho [13]. Cette transformée se dérive des ridgelets multi-échelles. Une première décomposition permet d'obtenir une analyse multi-échelles en sous-bandes. Ces sous-bandes sont ensuite analysées par une transformée en ridgelets. Cette transformée a été utilisée avec succès dans la fusion des images (débruitage).



**Figure 1.8 :** Approximation d'image par la transformée en Curvelets.

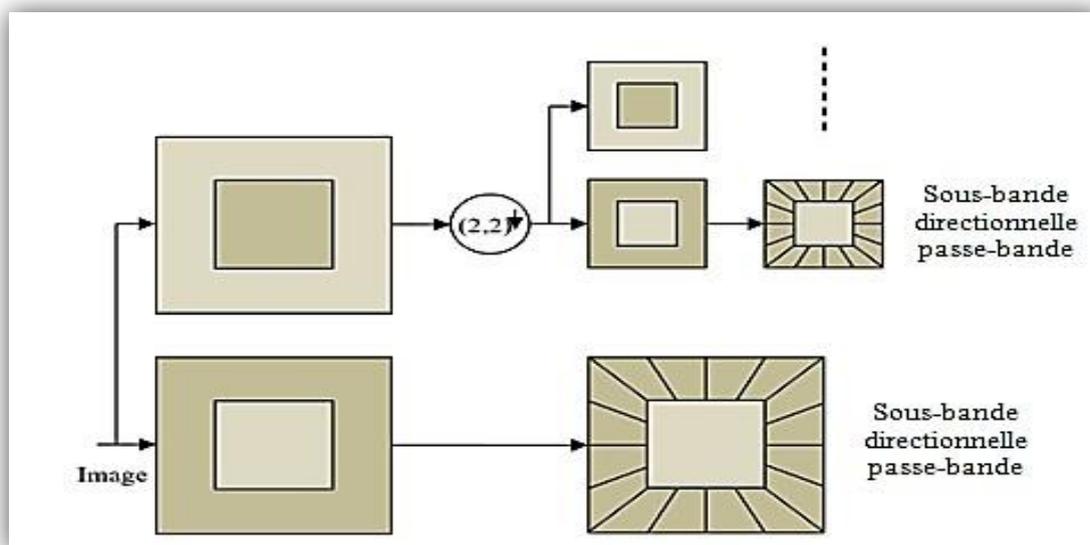
### 1.12.1 Transformée en contourlet

La transformée en contourlet est classée dans le domaine discret. Cette dernière est similaire à celle des curvelets car elle s'agit d'une base fixe avec une grande sélectivité directionnelle. En effet, cette transformée possède les principales propriétés des ondelettes et une grande sélectivité directionnelle.

Une décomposition d'image en contourlets est construite en combinant successivement,

## Chapitre I : Synthèse bibliographique

à chaque échelle, deux étages de décomposition distincts : une décomposition en un nombre de niveaux de résolutions d'une décomposition directionnelle. Le premier étage utilise une pyramide laplacienne redondante [14] pour transformer l'image en une suite d'images passe-bande (PB) et une image d'approximation basse-fréquence. Le deuxième étage applique de manière appropriée un banc de filtres directionnels [15] suivi d'un échantillonnage critique pour décomposer chaque image passe-bande en un nombre de sous-bandes directionnelles.



**Figure 1.9 :** Structure de décomposition de la transformée en contourlet.

### 1.12.2 Transformée en contourlet non sous échantillonnée (NSCT)

La transformée en contourlet non sous échantillonnée NSCT, en anglais (Non sub-Sampled Contourlet Transform) [16] est une version invariante par translation de la transformée en Contourlet. Cette dernière utilise une pyramide non sous échantillonnée NSP pour la décomposition multi échelle, et des bancs de filtres directionnels non sous échantillonnés NSDFB pour la décomposition directionnelle. La figure ci-dessous montre la décomposition de la NSCT.

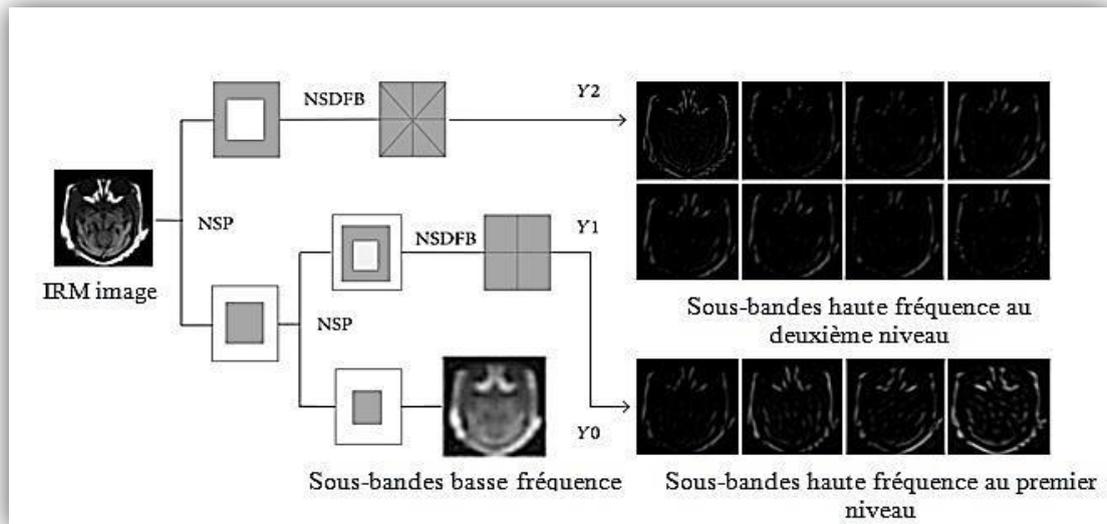


Figure 1.10 : Décomposition d'une image IRM par la NSCT en 2 niveaux.

### 1.13 Applications de la fusion d'images

Le champ d'application de la fusion d'images est potentiellement vaste, la procédure de fusion doit avant tout être considérée comme une technique d'assistance à l'interprétation visuelle. Pour des besoins de traitements numériques, la combinaison d'informations multi sources procède d'une autre démarche. Pour des fins d'analyse visuelle, on souhaite habituellement une image plus riche possible. On retrouve parmi les domaines d'applications :

#### 1.13.1 L'aide à la navigation

La fusion d'images permet aux pilotes par exemple de voler dans de mauvaises conditions de visibilité (telles que le brouillard ou la forte pluie). Les hélicoptères sont équipés de plusieurs capteurs d'imagerie, qui peuvent être consultés par le pilote. Une suite typique de capteurs inclut un capteur de lumière basse et un capteur infrarouge pour les images thermiques. Dans la configuration actuelle, le pilote peut choisir un des deux capteurs à observer dans son affichage. Une amélioration possible est de combiner les deux sources d'images dans une seule image fusionnée qui contient l'information appropriée des deux dispositifs imageurs.

## Chapitre I : Synthèse bibliographique

---

### 1.13.2 Photos prises en dehors du focal (out-of-focus) [8]

En raison de la faible profondeur de champ des lentilles optiques (en particulier celles avec des profondeurs de champ plus longues), il est souvent impossible d'obtenir une image qui inclut tous les objets pertinents. Une possibilité pour surmonter ce problème est de prendre plusieurs photos avec différents points focaux et de les combiner en une seule image qui contient finalement les régions focales de toutes les images d'entrée.

### 1.13.3 Imagerie Médicale

L'imagerie médicale est un ensemble d'images du corps humain obtenues à l'aide de différents phénomènes physiques tels que la résonance magnétique, les ultra-sons, les rayons gamma et plusieurs autres effets employés selon l'objectif. Toutes ces modalités offrent des images tridimensionnelles du corps humain. Les tissus, les organes, leurs mouvements, les cellules et presque toute l'anatomie peuvent être visualisés sur un écran informatique.

### 1.13.4 Télédétection

La télédétection est une application typique de la fusion d'images : les scanners spectraux modernes collectent jusqu'à des centaines de bandes spectrales, qui peuvent être visualisées et traitées individuellement ou combinées en une seule image, en fonction de la tâche d'analyse d'image.

## 1.14 Conclusion

Dans ce chapitre, nous avons défini l'imagerie médicale et ses modalités et nous avons donné leurs avantages et leurs inconvénients. Et aussi nous avons parlé de manière générale de la fusion d'images, ses approches, ses techniques et ses applications.

Le chapitre suivant va introduire un état de l'art sur les méthodes de la fusion d'images en domaine de transformée afin de choisir la méthode de fusion à implémenter.

# **Chapitre 2**

## **Transformée en Contourlet non sous-échantillonnée**

### 2.1 Introduction

L'intérêt de notre travail est de réaliser un système d'aide pour les médecins afin de leur faciliter la tâche en combinant l'imagerie par résonance magnétique (IRM) et la tomodensitométrie (CT) et ceci est basé sur l'une des méthodes de fusion d'image qui est la transformée en contourlet non sous échantillonnée (NSCT) pour obtenir une image qui contient plus d'informations.

Dans ce chapitre nous allons définir cette méthode, son principe et nous allons implémenter la NSCT sur le software et nous finissons le chapitre avec une conclusion.

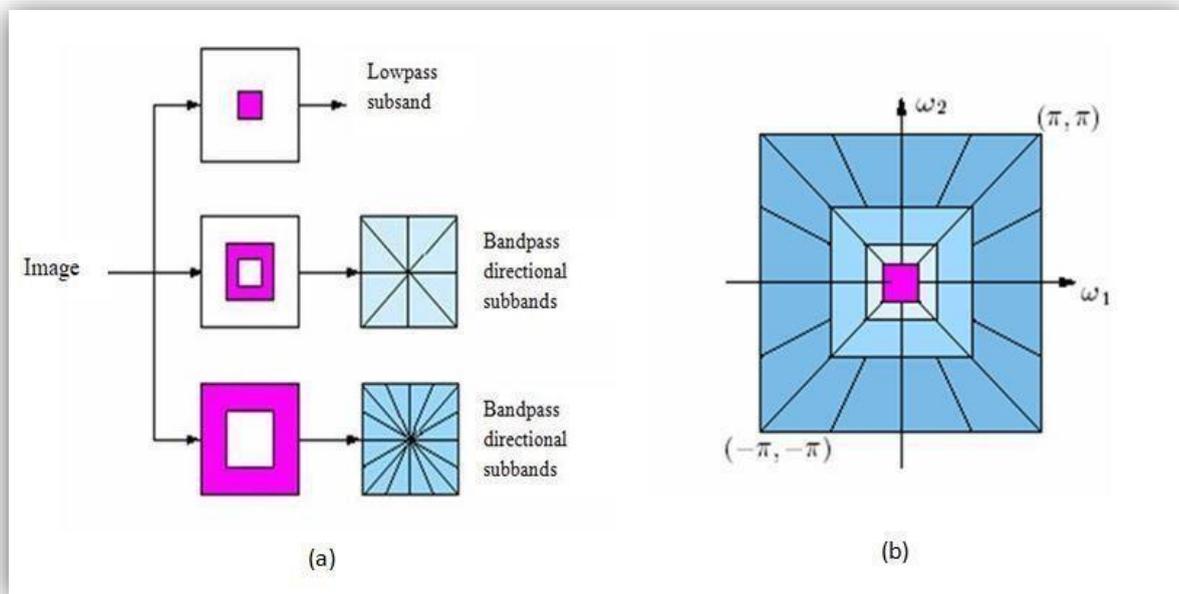
### 2.2 Définition de la transformée en contourlet non sous échantillonnée (NSCT)

La transformée en contourlet non sous échantillonnée (NSCT) est une transformée introduite récemment par Cunha, Zhou, et Do[15], elle est construite en combinant une décomposition pyramidale non sous échantillonnée (NSP) et des bancs de filtres directionnels non sous échantillonnés (NSDFB). Cette transformée est une version invariante par translation de la transformée en Contourlet. Cette dernière utilise une pyramide Laplacienne pour la décomposition multi-échelle, et des bancs de filtres directionnels, en anglais (directional filter bank (DFB) pour la décomposition directionnelle (multidirectionnelle).

Comparée à la transformée en contourlets, la NSCT est une décomposition d'image entièrement invariante par translation, multi échelles, et multi directions, qui a une meilleure sélectivité fréquentielle et une implémentation rapide. La NSCT s'est avérée être très efficace dans le dé bruitage et l'amélioration d'images comme il a été démontré dans [16]. La construction de la NSCT conduit à un problème de conception de filtre qui n'a pas été abordé ailleurs [16]. Le problème de conception est beaucoup moins contraint que celui des contourlet, ce qui résulte en des filtres avec une sélectivité fréquentielle meilleure et par conséquent, une meilleure décomposition en sous-bandes est assuré. La figure ci-dessous présente le schéma complet de la décomposition de la NSCT. Avec sa propriété de sélectivité directionnelle, la NSCT donne des contours lisses assimilés à

l'image originale et permet de capturer les structures géométriques intrinsèques des images naturelles.

C'est une décomposition multidirectionnelle, invariante au décalage et multi-échelle qui conduit à des améliorations et à de nouveaux potentiels pour les applications de traitement d'images. La figure 3-1 présente le schéma complet de la décomposition par la NSCT.



**Figure 2.1 :** Schéma complet de la décomposition par la NSCT (a) les deux étapes de la décomposition par la NSCT, (b) représentation fréquentielle.

### 2.3 Structure pyramidale non sous-échantillonnée (NSP)

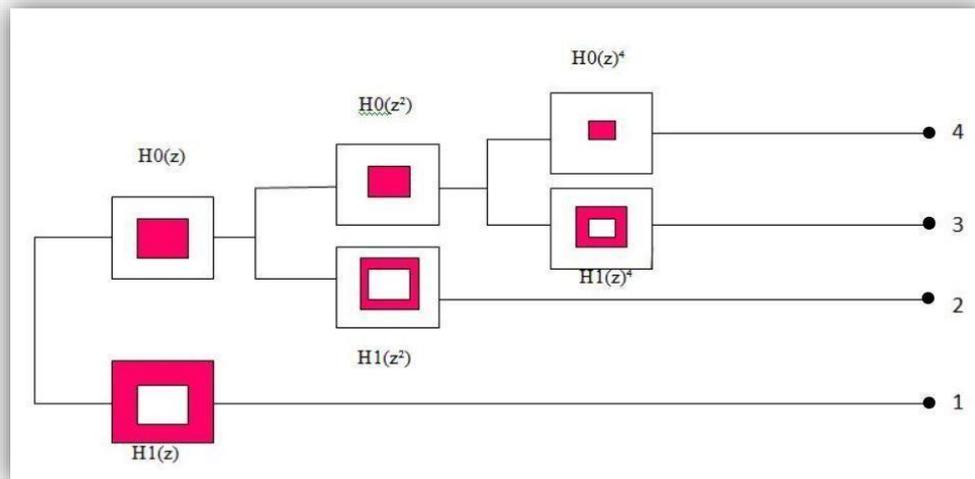
La propriété multi-échelle de NSCT est obtenue à partir d'une structure de filtrage invariante par décalage qui réalise une décomposition en sous-bandes similaire à celle de la Pyramide laplacienne. Ceci est réalisé en utilisant des bancs de filtres 2D non sous-échantillonnés à deux canaux. La figure 3-2 illustre la décomposition pyramidale non sous-échantillonnée (NSP) proposée avec  $J = 3$  étapes.

Une telle expansion est conceptuellement similaire à la transformée des ondelettes non sous-échantillonnées unidimensionnel (**1-D**) calculé avec l'algorithme à trous (3) et à  $\mathbf{j}+1$  redondance, où  $\mathbf{j}$  désigne le nombre d'étapes de décomposition. Le support de la bande passante idéal du filtre passe-bas au  $\mathbf{j}$  ème étape est la région  $[-(\pi/2^{\mathbf{j}}), (\pi/2^{\mathbf{j}})]^2$ .

## Chapitre II : Transformée en Contourlet non sous-échantillonnée

En conséquence, le support idéal du filtre passe-haut équivalent est le complément du filtre passe-bas, la région :

$$[-(\pi/2^{j-1}), (\pi/2^{j-1})]^2 / [-(\pi 2^j), (\pi/2^j)]^2 \quad (2)$$



**Figure 2.2 :** Décomposition pyramidale non sous-échantillonnée (NSP) en trois étages.

Les filtres pour les étages suivants sont obtenus en sur-échantillonnant les filtres du premier étage. Cela donne la propriété multi-échelle sans avoir besoin d'une conception de filtre supplémentaire. La structure proposée est donc différente à celle des ondelettes non sous-échantillonnées séparables. En particulier, une image passe-bande est produite à chaque étape, ce qui donne  $\mathbf{J+1}$  redondance.

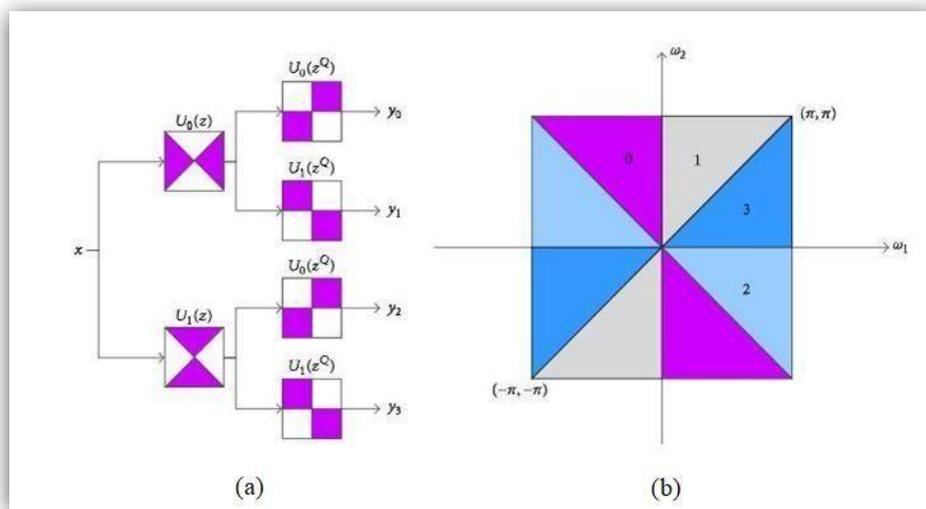
Le NSF est construit à partir d'un filtre passe-bas  $\mathbf{H0(z)}$ . On fixe alors  $\mathbf{H1(z)=1-H0(z)}$  les filtres de synthèse correspondants  $\mathbf{G0(z)=G1(z)=1}$ . Une similaire décomposition peut être obtenue en supprimant les sous-échantillonneurs et les sur-échantillonneurs dans la pyramide laplacienne, puis en sur-échantillonnant les filtres en conséquence. Ces systèmes de reconstruction parfaite peuvent être vus comme un cas particulier de notre structure plus générale. Dans notre conception  $\mathbf{G0(z)}$  et  $\mathbf{G1(z)}$  sont passe-bas et passe-haut. Ainsi, ils filtrent certaines parties du spectre de bruit dans les coefficients de pyramide traités. La reconstruction parfaite est atteinte à condition que les filtres satisfassent l'identité de « Bezout » (4), comme suit :

$$H_0(z)G_0(z) + H_1(z)G_1(z) = 1. \quad (3)$$

## 2.4 Banc de filtres directionnels non sous-échantillonnés (NSDFB)

Le banc de filtres directionnels de Bamberger et Smith [17] est construit en combinant des bancs de filtres en éventail à deux canaux à échantillonnage critique et des opérations de ré-échantillonnage. Le résultat est un banc de filtres à structure arborescente qui divise le plan fréquentiel 2D en quartiers directionnels.

Une version directionnelle invariante par décalage est obtenue avec un banc de filtres directionnels non sous-échantillonné (NSDFB). Le NSDFB est construit en éliminant les sous-échantillonneurs et les sur-échantillonneurs dans le banc de filtres directionnels, en anglais (directional filter bank (DFB)). Cela se fait en désactivant le sous-échantillonnage/sur-échantillonnage dans chaque deux canaux de banc de filtres dans la structure arborescente DFB et en sur-échantillonnant les filtres en conséquence. Il en résulte un arbre composé de NSF à deux canaux. La figure 3-3 illustre une décomposition à quatre canaux.



**Figure 2.3 :** Banc de filtres directionnels non sous-échantillonnés à quatre canaux construit avec des bancs de filtres en éventail à deux canaux.

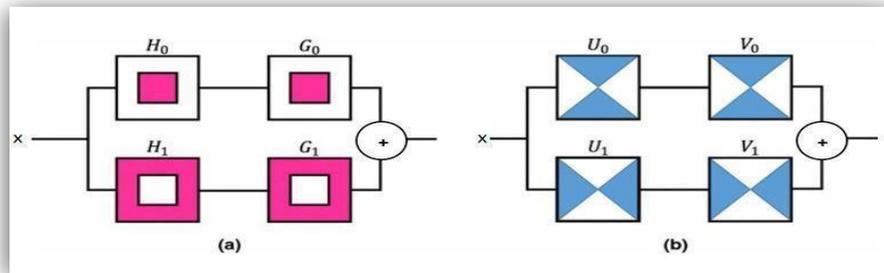
(a) Structure de filtrage, (b) Décomposition fréquentielle correspondante.

## Chapitre II : Transformée en Contourlet non sous-échantillonnée

Le filtre équivalent dans chaque canal est donné par :

$$(\square) = \square_i(\mathbf{z})_i(\square\square). \quad (4)$$

Au deuxième niveau, les filtres de ventilateur sur-échantillonnés ( $\mathbf{z}^Q$ ),  $i = 0, 1$  ont un support de fréquence en damier et lorsqu'ils sont combinés avec les filtres du premier niveau donnent la décomposition de fréquence à quatre directions illustrée à la Figure 3-4(a). Le banc de filtres de synthèse est obtenu de manière similaire. Tout comme le banc de filtres directionnels échantillonnés de manière critique, tous les bancs de filtres de la structure arborescente de bancs de filtres directionnels non sous-échantillonnés sont obtenus à partir d'un seul NSFBS avec des filtres en éventail (voir Figure 3-4 (b)). De plus, chaque banc de filtres dans l'arborescence NSDFB a la même complexité de calcul que celle du bloc de construction NSFBS.

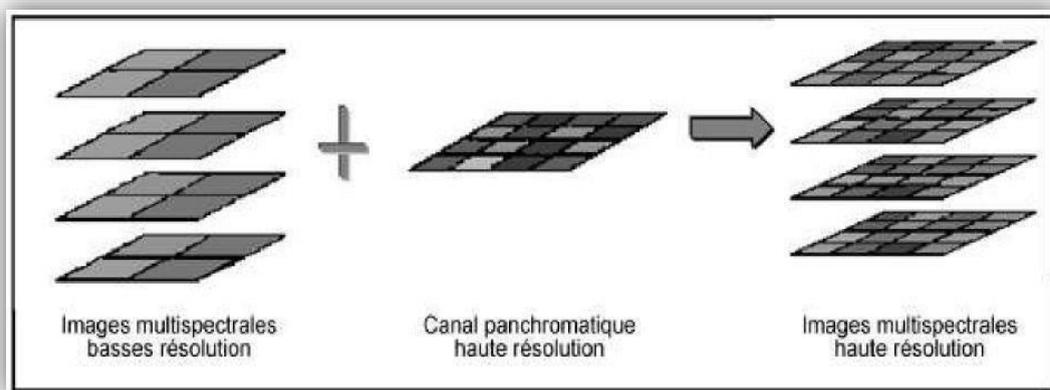


**Figure 2.4** : NSFBS à deux canaux utilisés dans la NSCT

(a) Pyramide NSFBS. (b) éventails NSFBS.

### 2.5 But de la transformée en contourlet non sous-échantillonnée

Ces dernières années vers la fusion d'images multi-résolution. Le but de ce type de fusion est d'obtenir des images multi-bandes qui préservent à la fois l'information spatiale essentielle de l'image haute résolution et l'information spectrale des canaux à basse résolution. La figure 3.5 présente le concept de fusion d'image pour l'amélioration de résolution.



**Figure 2.5 :** Concept de fusion d'image pour l'amélioration de résolution

La NSCT peut donner une représentation optimale asymptotique des bords et des contours dans l'image en vertu de ses caractéristiques de bonne multi-résolution, d'invariance au décalage, et de haute directionnalité.

### 2.6 Fusion avec la NSCT

Cette méthode fait partie de la catégorie de méthodes de fusion par transformation multi-résolution, pour lesquelles il a été démontré qu'un nombre élevé de décomposition conserve mieux la qualité spatiale, alors qu'un nombre faible de décomposition est recommandé pour mieux préserver la qualité spectrale. En premier temps, les images d'entrée IRM et CT seront décomposées, ensuite les coefficients de décomposition seront combinés pour obtenir une nouvelle image par la NSCT inverse des coefficients fusionnés. La méthode de fusion en utilisant la méthode NSCT se fait comme suit :

- Décomposition de l'image haute résolution panchromatique (B) et l'image basse résolution multi spectrale (A) pour obtenir les coefficients de décomposition de la NSCT.

## Chapitre II : Transformée en Contourlet non sous-échantillonnée

- Fusion des coefficients d'approximation et de détails de l'image A et B en utilisant la règle de fusion
- Appliquer la transformée NSCT inverse (ou la  $NSCT^{-1}$ ) aux coefficients d'approximation et de détails fusionnés pour reconstruire l'image résultat.

Les images d'entrées A et B doivent être de la même taille (taille identique) et ré-échantillonnées au préalable pour avoir la même résolution spatiale. La figure 3-6 représente le diagramme schématique de la méthode de fusion proposée. La première étape consiste à calculer les coefficients d'approximation (Basse échelle) et de détails (Hautes échelles) de la NSCT pour les images A et B, ensuite d'appliquer la règle de fusion approprié pour fusionner les coefficients, enfin pour obtenir l'image fusionnée il faut appliquer  $NSCT^{-1}$ .

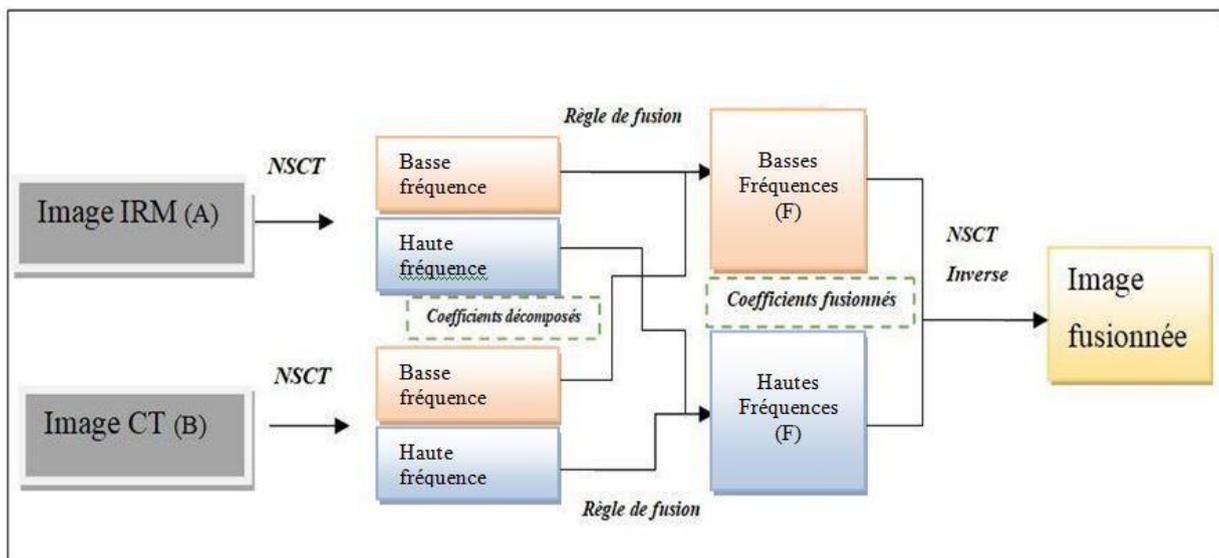


Figure 2.6 : Schéma démonstratif de la NSCT.

### 2.7 Implémentation software et résultats

Notre travail consiste à implémenter la NSCT sur le FPGA, pour la fusion des images IRM et CT. En premier lieu nous avons implémenté sous « Matlab » cette méthode de fusion en utilisant des images CT/IRM de plusieurs patients. Les résultats obtenus seront utilisé pour la validation des résultats Hardware.

### 2.8 Langage « Matlab »

« MATLAB » est un excellent outil pour l'exploration, l'analyse et la visualisation de données. Il combine de nombreux outils de qualité supérieure et des fonctionnalités importantes, pour la recherche scientifique. Il est souvent utilisé par les chercheurs, pour concevoir un système simple à compliqué et le simuler pour analyser les performances du modèle. C'est pour cela, que nous avons choisi de travailler avec le langage

« MATLAB » R2016a. Dans notre travail, nous avons utilisé la boîte à outils « Toolbox » de la transformée en contourlet non sous échantillonnée.

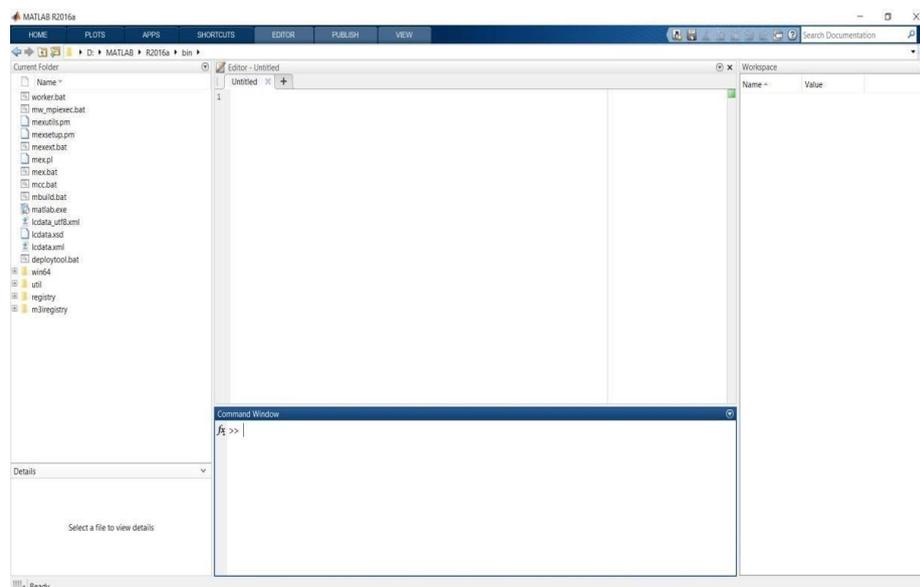
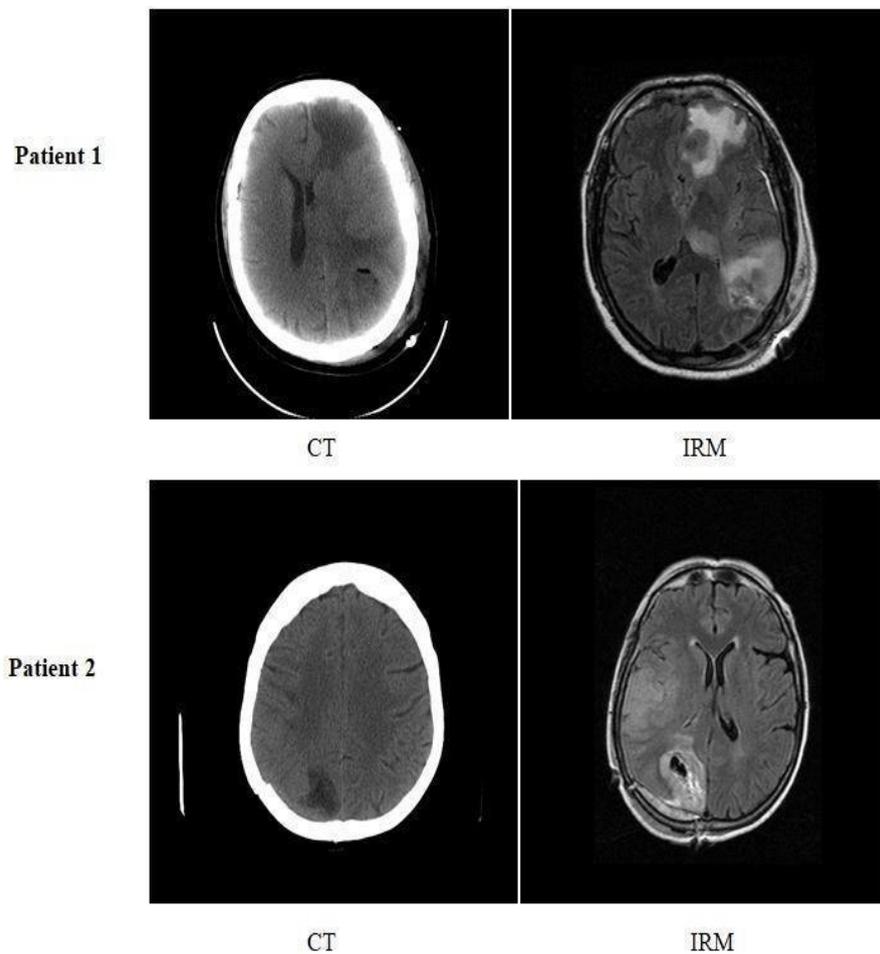


Figure 2.7 : L'environnement MATLAB R2016a.

### 2.9 Etapes de l'implémentation Software

Nous avons implémenté un algorithme de fusion d'images par la NSCT on utilisant le toolbox « Non subsampled Contourlet Toolbox » de décomposition d'images par la transformée en contourlet non sous-échantillonnée suivant les étapes ci-dessous :

- Nous avons utilisé des images de tailles différentes. Pour cela, nous avons utilisé la fonction « imresize » qui permet de redimensionner les images en augmentant ou en diminuant leurs pixels et grâce à cette fonction les images auront la même taille de 256×256 (figure 3-8)



**Figure 2.8 :** Images IRM/CT taille 256\*256

- **Le choix des filtres**

Dans le programme utilisé le choix des filtres peut influencer sur les résultats et sur le temps de calcul. Cependant, tous les filtres doivent satisfaire la condition de reconstruction parfaite. Voici un aperçu des filtres couramment utilisés :

**Filtres pyramidaux :** 'Haar', '9-7', '5-3', 'maxflat', 'burt', 'pyr', 'pyrexc'

**Filtres directionnels :** 'Haar', 'vk', 'ko', 'lax', 'sk', 'cd', 'pkva', 'dmaxflat'.

D'après [17], le remplacement des filtres de 'Haar' par les filtres '9-7' lors de la décomposition multi-échelle, réduit de manière significative l'information mutuelle des coefficients en contourlet.

Ceci suggère que les filtres 9-7 sont supérieurs aux filtres de 'Haar' en termes de grandeur des coefficients de contourlet. De même que le remplacement des filtres 'cd' par les filtres de

## Chapitre II : Transformée en Contourlet non sous-échantillonnée

'pkva' lors de la décomposition directionnelle, réduit l'information mutuelle. Ceci indique que les filtres 'pkva' sont plus efficace dans la localisation de la direction des contours et devraient mener à de meilleurs performances [18], [17]

- **La décomposition de la NSCT**

Nous avons choisi des filtres pour la décomposition pyramidale et la décomposition directionnelle, et nous avons supposé le nombre de niveaux.

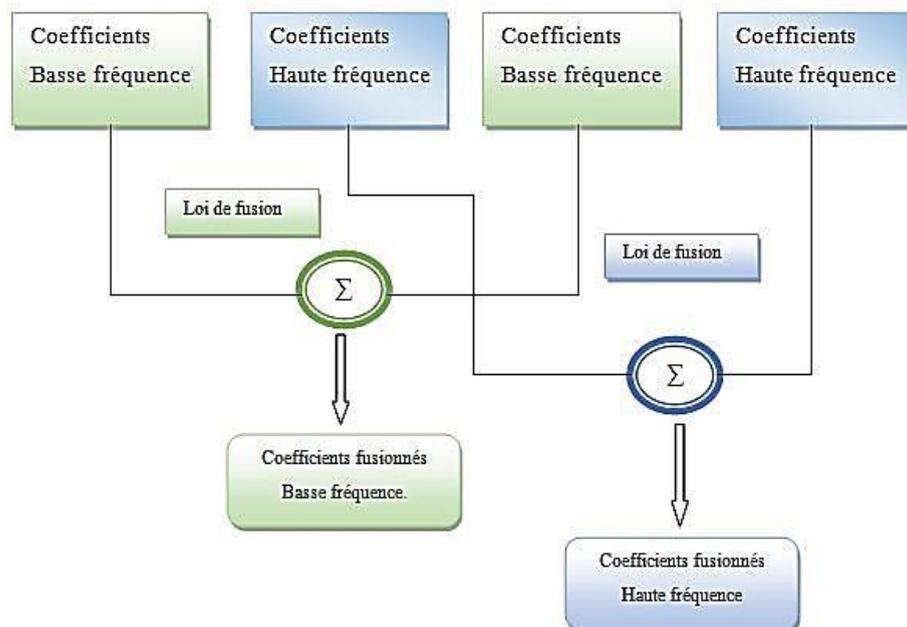
- ❖ **pfilt** = '9-7' ; %décomposition pyramidale
- ❖ **dfilt** = 'pkva' ; %décomposition directionnelle
- ❖ **nlevels** = [2,3] ; % 2 niveaux et 8 directions

Nous avons appliqué la décomposition de la NSCT pour les deux images IRM et CT.

- ❖  $Y1 = \text{nsctdec}(\text{IRM}, [2,3], \text{'pkva'}, \text{'9-7'})$  ;
- ❖  $Y2 = \text{nsctdec}(\text{CT}, [2,3], \text{'pkva'}, \text{'9-7'})$  ;

- **Application de la loi de fusion**

Nous avons appliqué la loi des coefficients hauts fréquence et basses fréquences



**Figure 2.9 :** Fusion des coefficients.

- ✓ Fusion des sous-bandes basse fréquence
  - ❖  $IRM = coef\_a\{1\}$  ;
  - ❖  $CT = coef\_b\{1\}$  ;
  - ❖  $Coef\_fusi\{1\} = low\_freq\_band\_fusi(IRM, CT)$  ;
  
- ✓ Fusion des sous-bandes haute fréquence
  - ❖  $Coef\_fusi\{i\}\{j\} = high\_freq\_band\_fusi(coef\_a\{i\}\{j\}, coef\_b\{i\}\{j\})$  ;
  
- **La reconstruction de la NSCT (NSCT inverse)**

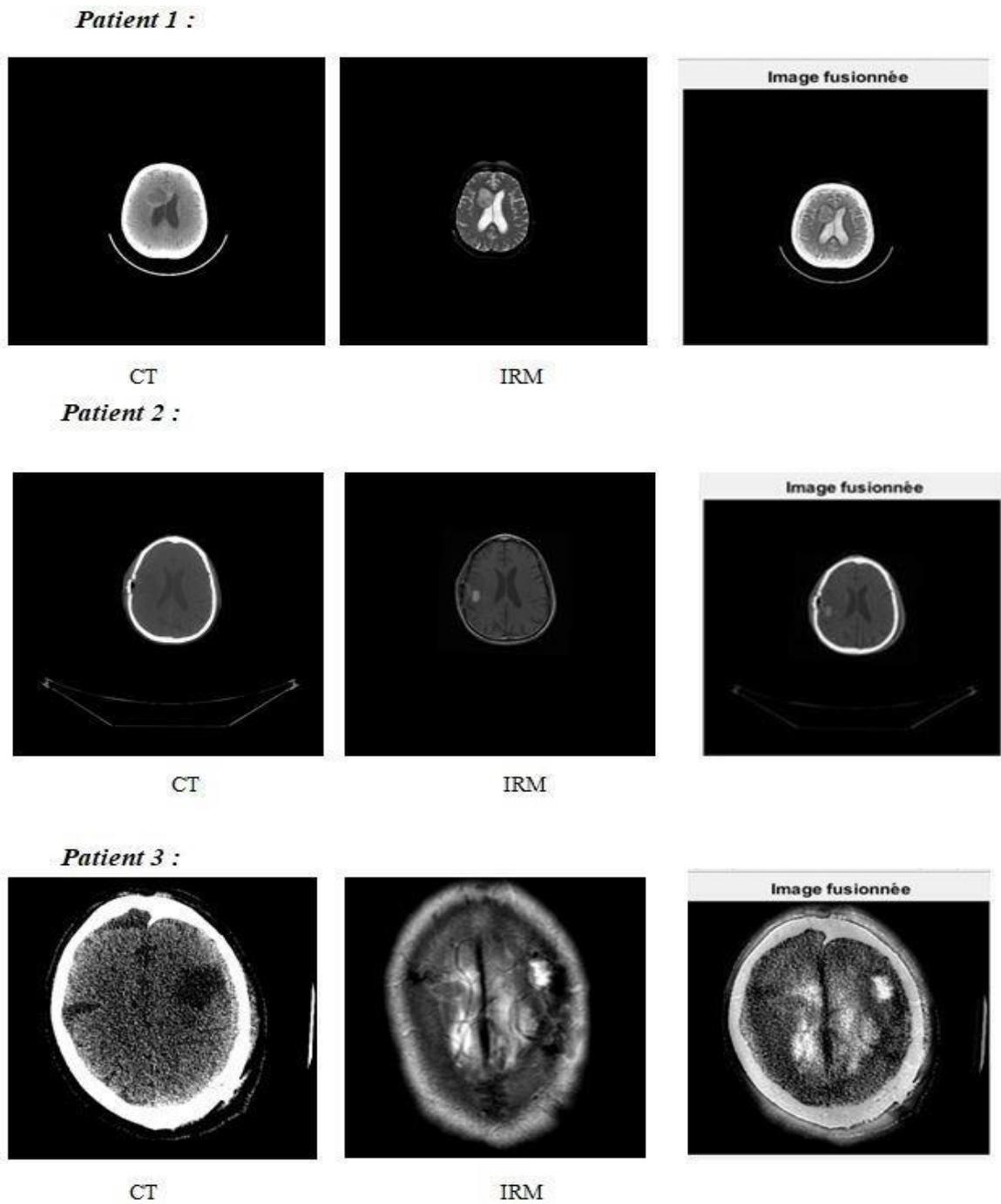
Enfin nous avons appliqué la  $NSCT^{-1}$  après nous avons affiché l'image finale fusionnée

- ❖ `Image fusionnée = nsctrec(coeff_fus,'pkva','9-7');` % la reconstruction
- ❖ `Figure`
- ❖ `imshow(Image_fusionnée)` % affichage de l'image

### 2.10 Résultats de l'implémentation Software

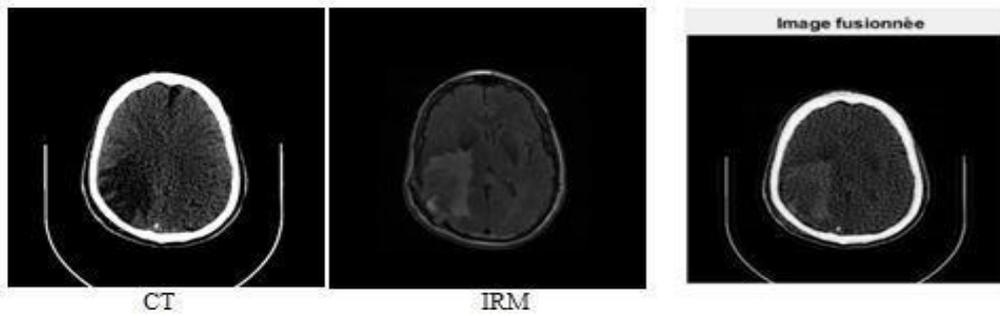
Après de faire toutes les étapes nous avons exécuté le programme, les figures suivantes représentent les résultats de l'implémentation (Image fusionnée) des 6 patients.

Les résultats obtenus sont des images fusionnées plus riches en information et plus nettes.

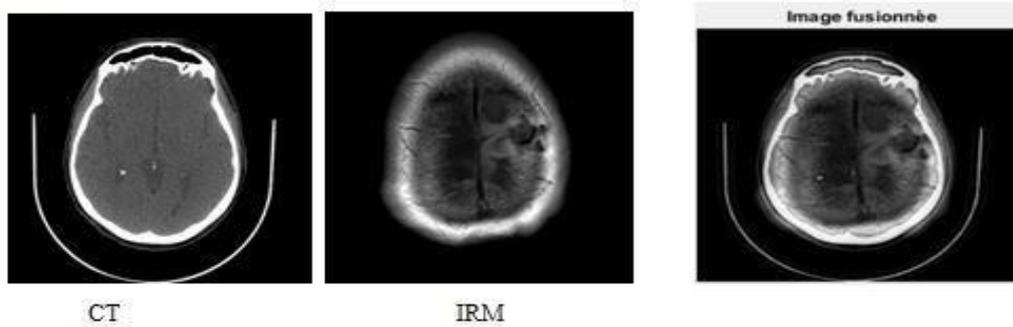


**Figure 2.10 :** Résultats de l'implémentation (Image fusionnée) des trois patients.

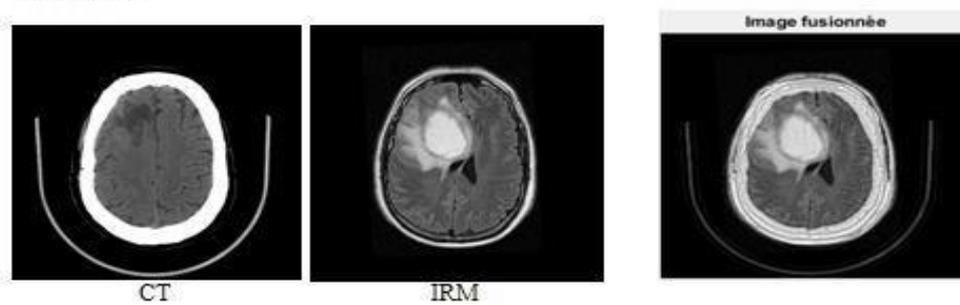
*Patient 4 :*



*Patient 5 :*



*Patient 6 :*



**Figure 2.11 :** Résultats de l'implémentation (Image fusionnée) des trois autres patients.

## 2.11 Conclusion

Dans ce chapitre on a défini la méthode de fusion qu'on a utilisé qui est la transformée en contourlet non sous échantillonnée (NSCT). Dans le chapitre qui suit nous allons présenter les étapes de l'implémentation sur FPGA du filtre FIR qui constitue l'élément de base des bancs de filtres.

# **Chapitre 3**

## **Implémentation, résultats**



### 3.1 Introduction

Dans le chapitre présent, nous allons présenter l'implémentation hardware de la cellule de base de l'architecture de fusion par la t tout d'abord présenté, le logiciel et matériel avec lesquels nous avons implémenté notre méthode. Par la suite, nous définissons les différentes étapes qui servent à créer notre réseau de classification, et les résultats obtenus.

### 3.2 Matériel utilisé

Le matériel utilisé pour notre implémentation est un PC personnel DELL caractérisé par :

- Appareil DESKTOP-3PAGAIR.
- Une mémoire RAM de 4.00 Go.
- Un processeur Intel(R) Core(TM) i5-7200U CPU @ 2.50GHz 2.7nGHz.
- Windows 10 Professionnel avec 64 bits.

### 3.3 System generator

Le System generator est un éditeur graphique du point de vue hardware, conçu et réalisé pour le développement des conceptions sur cartes FPGA à travers la programmation de blocs graphiques. Le Système générateur est un logiciel de Vivado de Xilinx, il est relié automatiquement à MATLAB Simulink, il ajoute une bibliothèque HLS, cette dernière contient des circuits hard tels que des additionnels, des multiplieurs, des mémoires, des multiplexeurs, des décalages etc...



**Figure 3.1:** Icône de l'application System generator.

### 3.4 Présentation de la carte zedbord(zynq7000)

La ZedBoard de Digilent est une carte de développement économique pour le SoC entièrement programmable (AP SoC) Xilinx Zynq-7000. La carte contient tous les éléments nécessaires pour créer des conceptions basées sur Linux, Android, Windows ou tout autre système d'exploitation/système d'exploitation en temps réel (RTOS). De plus, plusieurs connecteurs d'extension exposent le système de traitement et les E/S logiques programmables pour un accès utilisateur facile [17].

La ZedBoard est compatible avec l'environnement SDSoC™. L'environnement de développement SDSoC offre une expérience de développement d'applications C/C++ embarquée familière, y compris un environnement de développement IDE Eclipse facile à utiliser et un environnement de conception complet pour les points d'accès SoC Zynq hétérogènes [17].

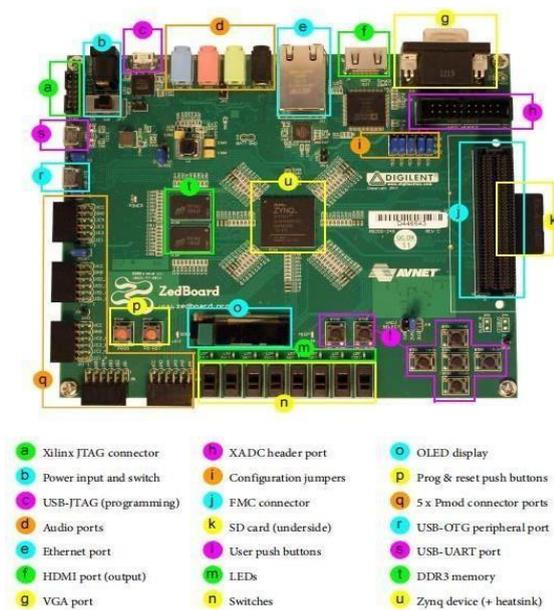


Figure 3.2 : Carte Zedboard.

Cette carte contient les caractéristiques suivantes :

- Zynq®-7000 All Programmable SoC XC7Z020-CLG484-1.
- Memory (512 MB DDR3, 256 Mb Quad-SPI Flash , 4 GB SD card).
- Onboard USB-JTAG Programming.
- 10/100/1000 Ethernet.
- USB OTG 2.0 and USB-UART.

- PS & PL I/O expansion.
- (FMC, Pmod™ Compatible, XADC).
- Multiple displays (1080p HDMI, 8-bit VGA, 128 x 32 OLED).
- I2S Audio CODEC.

### 3.5 Conception Hardware dans Vivado



**Figure 3.3 :** Vivado 2017.4

Le logiciel Xilinx Vivado est un outil de conception de circuit pour FPGA de Xilinx. Ce logiciel permet essentiellement d'effectuer les différentes étapes propres à la synthèse de circuits numériques sur FPGA. Il est alors possible d'en faire l'implémentation sur les différentes familles de puces fournies par Xilinx.

Pour réaliser notre travail sur Vivado on lance xilinx system generator, ce dernier entraine l'ouverture automatique de matlab, puis on sélectionne l'application simulink dans laquelle se trouvent tous les outils xilinx pour la conception de circuit de co-simulation (figure4.4).



Figure 3.4 : Lancement du System Generator

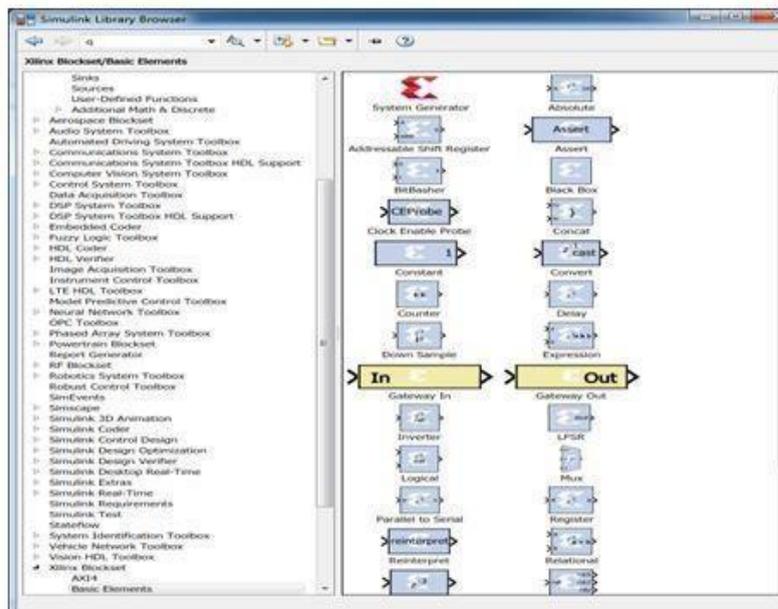
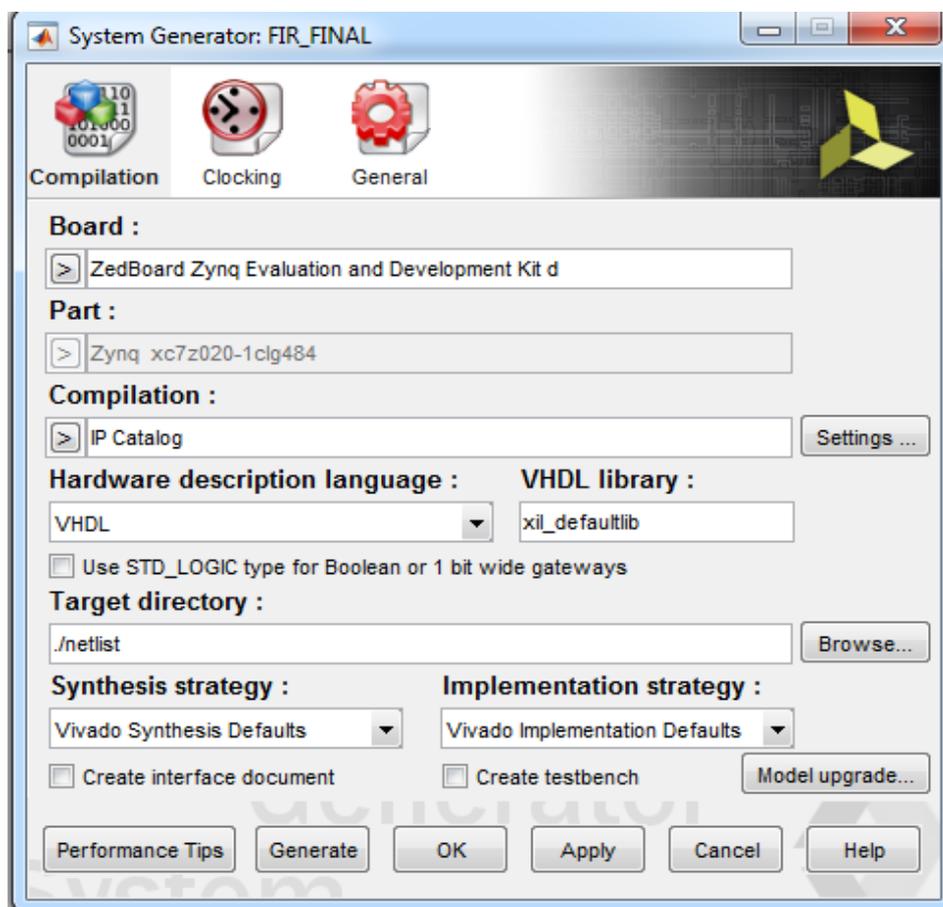


Figure 3.5 : jeton system generator

### 3.6 Création du circuit de Co-simulation

Une fois le circuit réalisé, on doit créer le circuit de Co-simulation en configurant les paramètres du jeton « system generator », les paramètres sollicités sont :

- **Board** : cette option permet de choisir la carte .
- **Compilation** : dans ce paramètre on choisit « IP Catalog ».
- **Synthesis strategy & Implementation strategy** : On choisit Vivado pour ces deux options. (figure 4.6).



**Figure 3.6** : configuration des paramètres du jeton « system generator ».

Une fois le jeton configuré, on passe à la création du circuit de co-simulation a travers la touche « generate » (figure 4.7).



Figure 3.7 : création du circuit de Co-simulation.

## 3.7 Implémentation d'un circuit FIR

L'implémentation du circuit de la NSCT repose principalement sur les Bancs de filtres, ces derniers permettent de faire la décomposition pyramidale et directionnelle (figure 4.8).

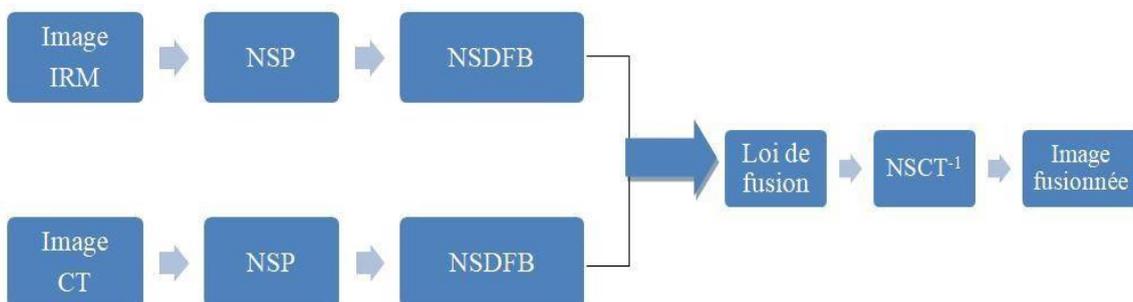


Figure 3.8 : Schéma synoptique de la NSCT.

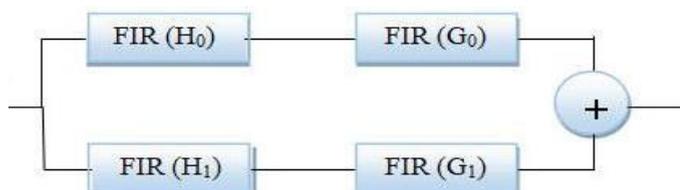


Figure 3.9 : Schéma synoptique de la NSP.

## Chapitre III : Implémentation, résultats

Dans ce mémoire, on réalise en quelque sorte la cellule de base de la NSCT en implémentant le FIR de la figure 4.10, ce dernier permet de réaliser un filtrage passe haut de l'image (FIR( $H_1$ )).

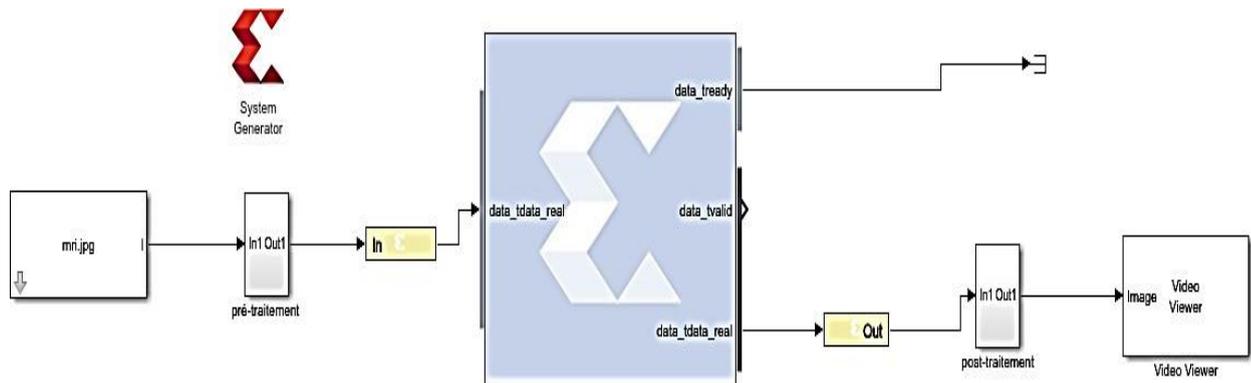


Figure 3.10 : implémentation d'un filtre FIR (passe haut).

Les autres filtres de la figure 4.9 seront réalisés de la même façon que celui de la figure 666, seulement, il faut changer les coefficients du bloc FIR.

Pour la réalisation de ce type de circuit (dans l'environnement Xilinx), on doit faire un prétraitement et une adaptation de la donnée d'entrée ainsi que celle de la sortie, les prochains paragraphes expliquent en détails ces deux étages de prétraitement d'entrée et de sortie.

### 3.8 Etages de prétraitement et d'adaptation

#### 3.8.1 Etage de prétraitement de la donnée de l'entrée

La figure 4.11 représente la chaîne de prétraitement d'adaptation et d'une image.

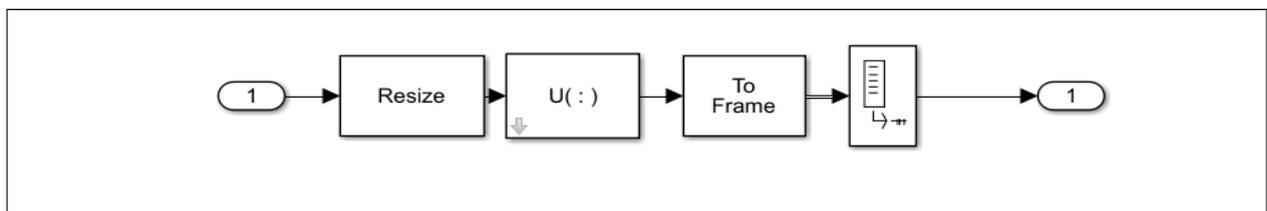


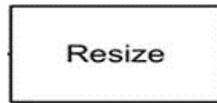
Figure 3.11 : Chaîne de prétraitement.

## Chapitre III : Implémentation, résultats

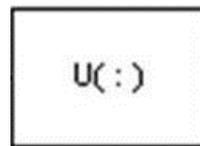
Les différents blocs de cette chaîne sont :

- **Resize** : Ce bloc contient la fonction « Resize », elle est utilisée pour redimensionner l'image.

Dans notre cas on a redimensionné toutes les images en 256 x 256.



- **U(:)** : Ce bloc converti une matrice d'entrée M par N en un vecteur 1-D de longueur MxN.



Exemple :

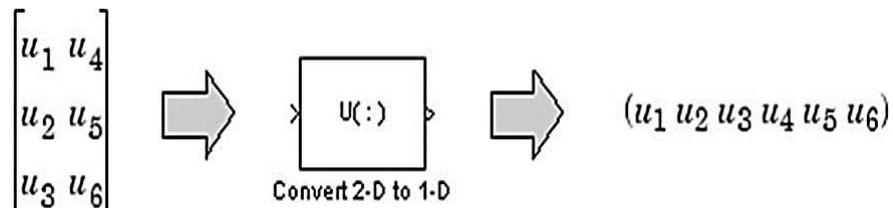
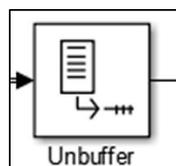


Figure 3.12 : Bloc Convert 2D to 1D.

- **To frame** : Cette fonction permet de faire rentrer les vecteurs en un ensemble de vecteurs à la fonction Unbuffer.



- **Unbuffer** : Le bloc Unbuffer convertit une entrée M\*N en une sortie 1\*N. En d'autres termes, les entrées sont dégroupées par rangée de sorte que chaque rangée de la matrice devienne un échantillon temporel indépendant dans la sortie. La vitesse à laquelle le bloc reçoit des entrées est généralement inférieure à la vitesse à laquelle le bloc produit des sorties.



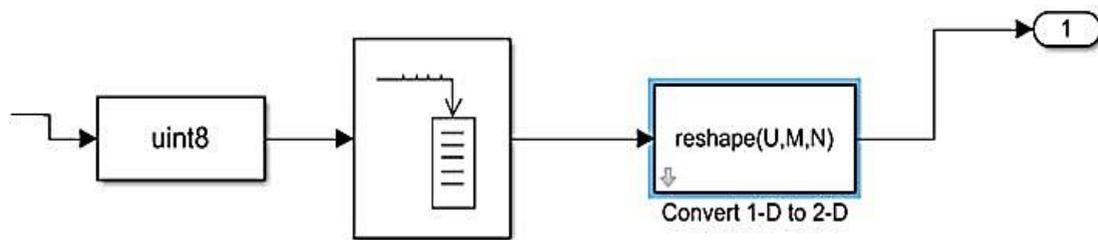
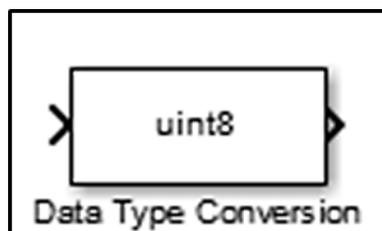


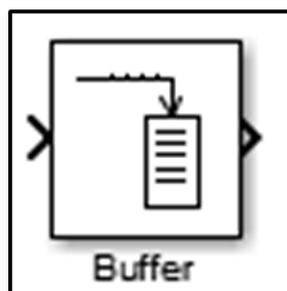
Figure 3.13 : Bloc post-traitement

### 3.8.2 Etage de post traitement de la donnée de la sortie

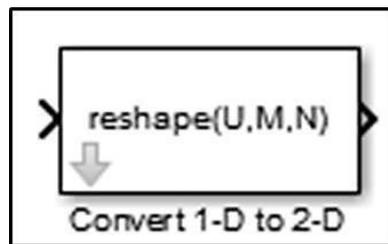
- **Data type conversion** : convertit un signal d'entrée de n'importe quel type de données en type de données spécifier dans le paramètre 'type de données de sortie. L'entrée peut être n'importe quel signal à valeur réelle ou complexe. Si l'entrée est réelle, la sortie est réelle. Si l'entrée est complexe, la sortie est complexe.



- **Buffer** Le bloc redistribue les données dans chaque colonne de l'entrée pour produire une sortie avec unetaille d'image différente. La mise en mémoire tampond'un signal à une taille d'image plus grande produit une sortie avec une fréquence d'image plus lente que l'entrée.



- **Convertir de 1D a 2D** : convertie un vecteur 1-D de longueur M ou une matrice M\*N en une matrice Y\*X, où Y est spécifié par le paramètre Nombre de lignes de sortie et X est spécifié par le paramètre Nombre de colonnes de sortie.



### 3.8.3 Blocs d'adaptation en entrée/sortie

- **Les blocs Gateway In/Gateway Out** : Ils sont utilisés comme dispositif qui relie entre les blocs de Xilinx système generator et les blocs de Simulink. Ils Convertissent les données de type virgule fixe ou virgule flottante d'un bloc System Generator à un type de données Simulink de type entier, simple, double ou à virgule fixe et vice versa aussi (Figure 4.14)

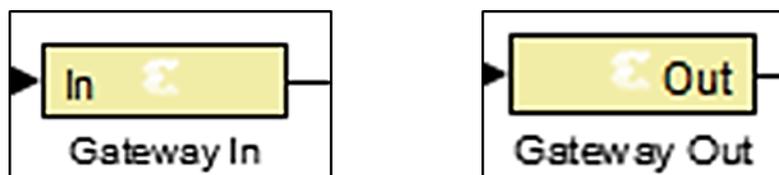


Figure 3.14 : bloc Gateway In/Gateway Out.

## 3.9 Résultat obtenu pour une image CT

La figure 4.14(a) représente l'image à filtrer et la figure 4.14(b) l'image filtrée

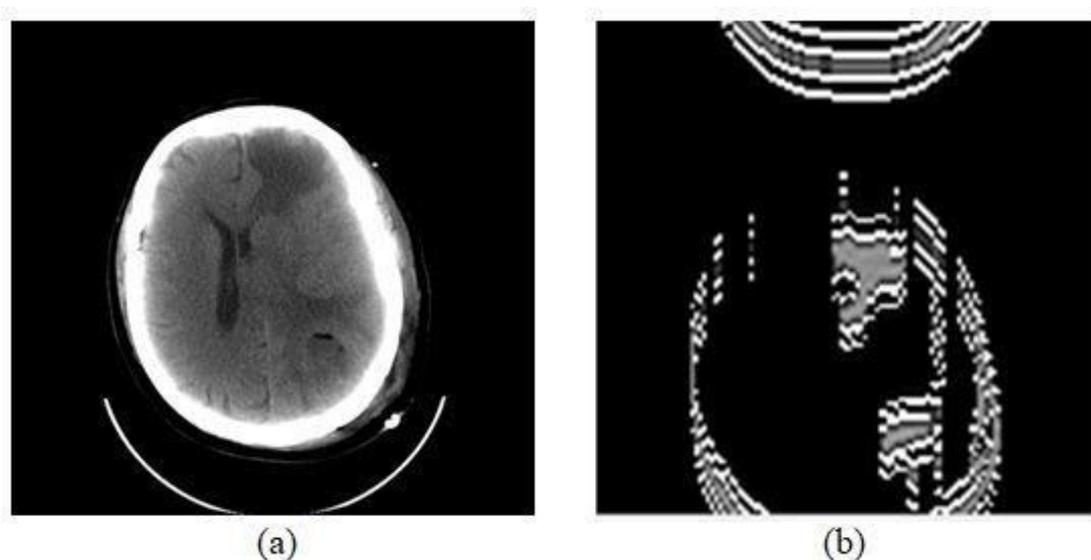


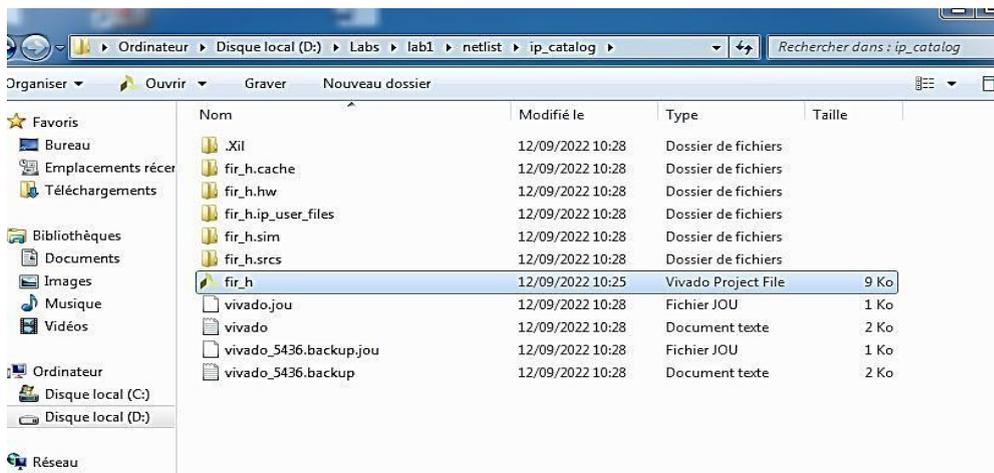
Figure 3.15 : (a) image à filtrer (b) image filtrée.

### 3.10 Implémentation du circuit FIR sur FPGA

Dans cette partie, nous allons réaliser l'implémentation du circuit de la figure 4.10 sur la carte FPGA. Pour cela, nous procédons par plusieurs étapes.

**Etape 1 :** Le circuit de la figure 4.10 est créé en utilisant le jeton « System generator ».

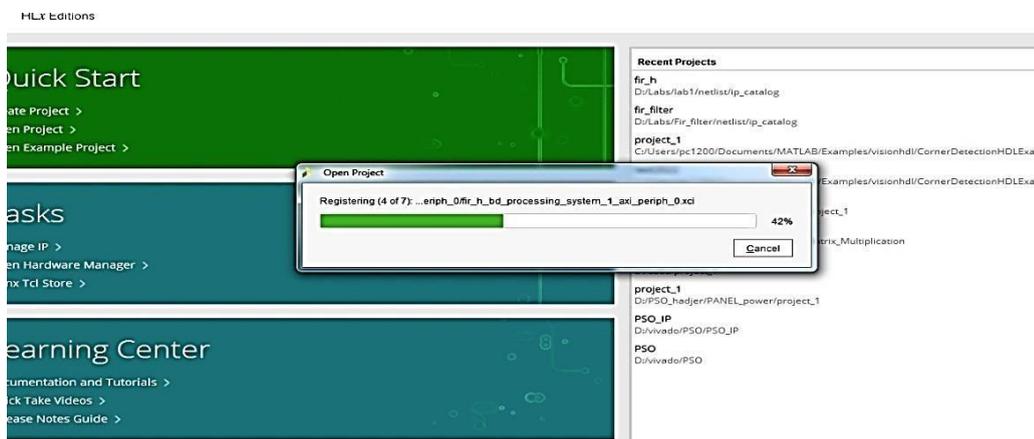
**Etape 2 :** Le circuit ou l'IP généré est stocké dans le répertoire 'Netlist \ IP\_catalog'



(figure 4.16).

**Figure 3.16 :** Stockage de l'IP 'FIR.h'.

**Etape 3 :** Le fichier FIR.h est appelé par Vivado (Figure 4.17), une fois vivado activé l'IP la carte zynq 7 sont sélectionnés (figure 4.18 )



**Figure 3.17 :** L'ouverture du projet sur Vivado.

## Chapitre III : Implémentation, résultats

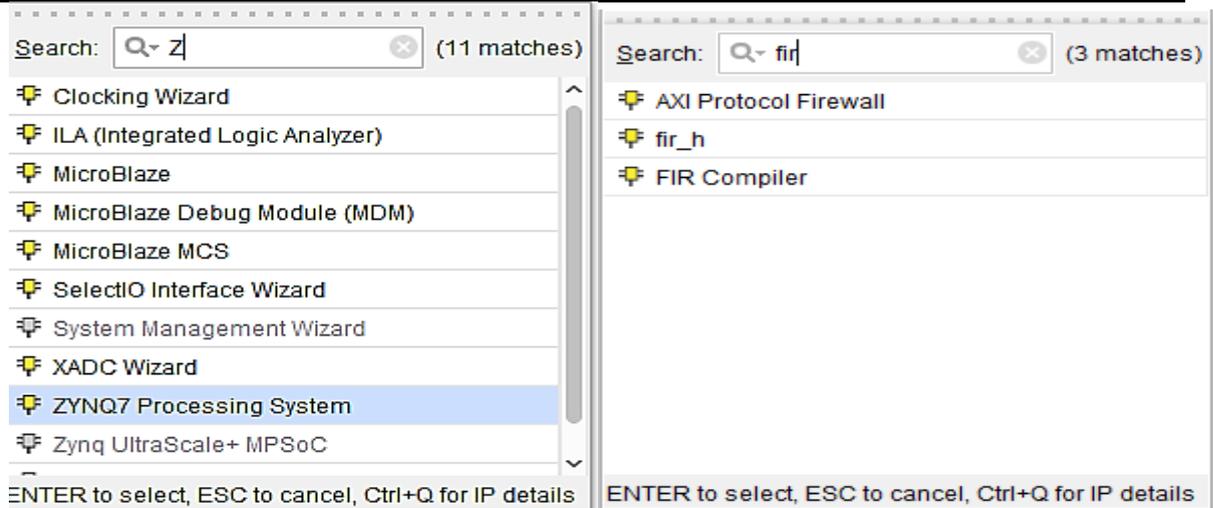


Figure 3.18 : Sélection de l'IP et de la carte.

Etape 5 : exécution de l'automatisation des blocs.

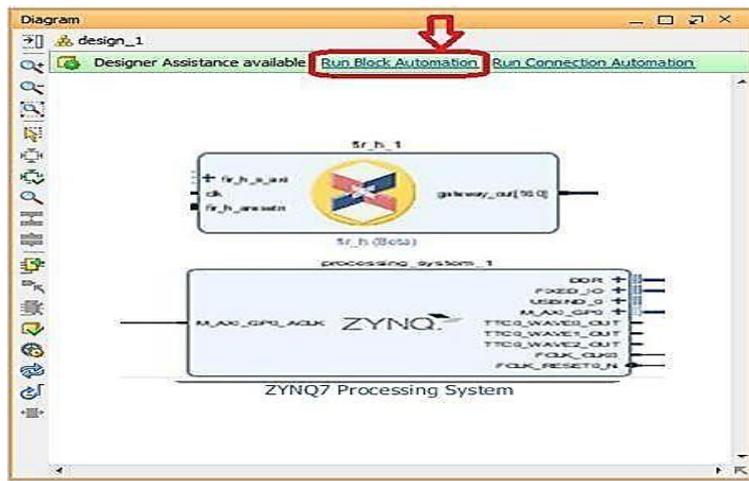
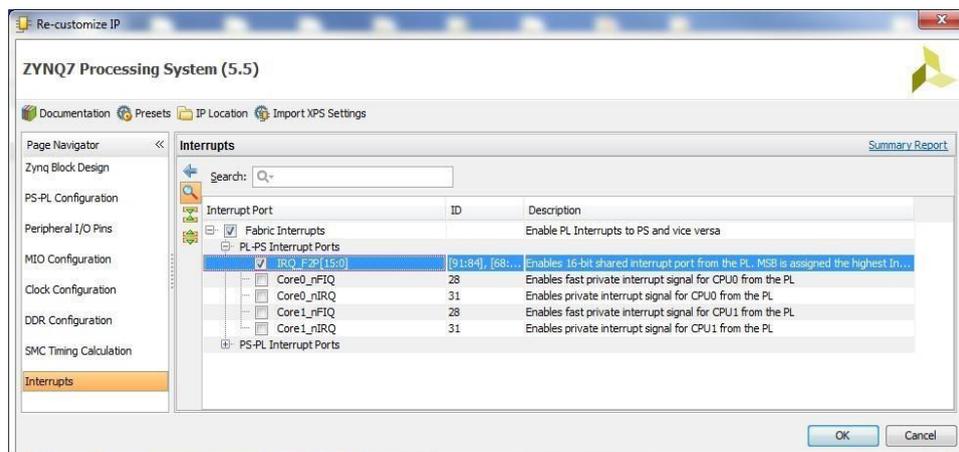


Figure 3.19 : exécuter l'automatisation des blocs.

Etape 6 : Active l'interruption IRQ F2P qui se trouve dans le port d'interruption PL-



PS. (Figure 4.20)

Figure 3.20 : Activation de l'interruption IRQ F2P.

**Etape 7 :** Après l'exécution de l'étape 6, une automatisation de connexion se fait qui a pour rôle de connecter tous les circuits à implémenter avec notre circuit dans la carte FPGA. (Figure 4.21)

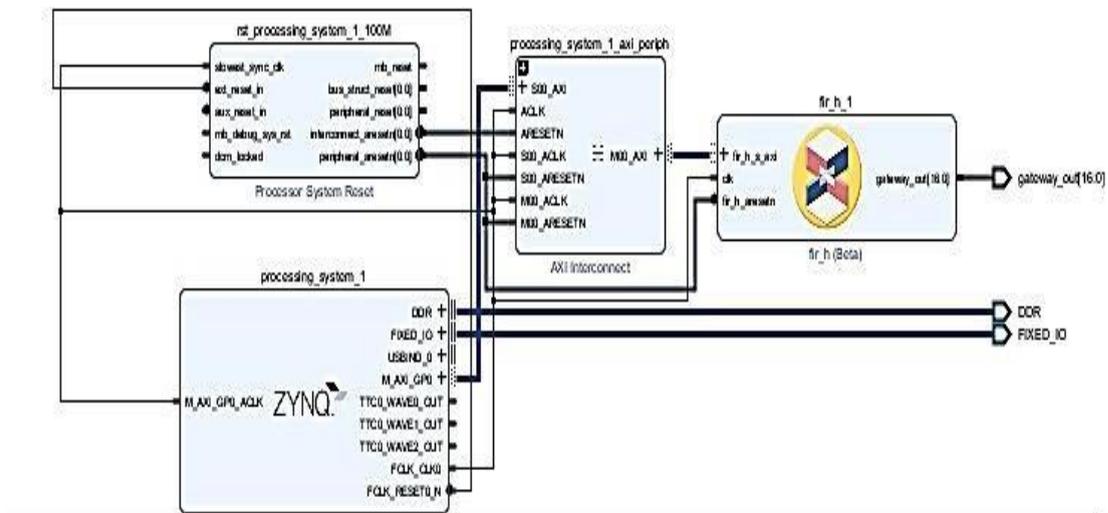


Figure 3.21 : Circuit final.

### 3.11 Résultat de l'implémentation Hardware

La figure 4.22 représente l'implantation du circuit FIR sur FPGA, notre circuit est implémenté dans les zones rouges.



Figure 3.22 : Résultats d'implémentation sur FPGA.

### 3.12 Conclusion

Dans ce chapitre, nous avons réalisé l'implantation de l'IP d'un FIR sur FPGA, Ce circuit représente l'élément de base des bancs de filtres qui sont utilisés dans la NSCT. Ceci étant dit, la réalisation de tous les blocs de la NSCT peut être déduite à partir de l'IP du FIR réalisé.

# **Conclusion générale**

## Conclusion générale

---

Le travail qu'on a réalisé représente une partie d'un système d'aide au diagnostic, ce dernier consiste à réaliser la fusion des images IRM/CT et la méthode de fusion utilisée est la NSCT.

Nous avons abordé ce travail en deux phases, dans la première phase nous avons fait une implémentation Software sous Matlab, et dans la seconde nous avons fait l'implémentation Hardware sur FPGA et nous avons obtenu des résultats satisfaisants.

Par manque de temps la partie Hardware de notre circuit a été réduite à la réalisation d'un circuit de filtrage FIR.

Ce dernier représente l'élément de base des bancs de filtres utilisés dans la décomposition de la NSCT.

Ce travail nous a permis d'enrichir nos connaissances dans le domaine du traitement d'images médicales.



## Bibliographie

- [1]. **Cunha, Zhou, et Do [Cunha A. L et al.,** *transformée en contourlet non sous échantillonnée*. 2006. Vol. 36, No. 5.pp. 254- 291..
- [2]. **A L cunha, J zhou,and M.N.Do.** *the nonsubsamped contourlet transform theory,design and application*. s.l. : IEEE Trans.Image Process, 2006. vol. 15,no. 10,pp. 3089-3101.
- [3]. **Hui Y. X. and Cheng J. L., .** “*Fusion Algorithm for Remote Sensing Images Based on Nonsubsamped Contourlet Transform*”. *ACTA AUTOMATICA SINICA*, . 2008. Vol. 34, No. 3.pp. 274- 281..
- [4]. **J.L Starck, F. Murtagh et al.** *Image processing and data analysis cambridge*. U.K : Cambridge Univ press : s.n., 1998.
- [5]. **L., Hui Y. X. and Cheng J.** “*Fusion Algorithm for Remote Sensing Images Based on Nonsubsamped Contourlet Transform*”. *ACTA AUTOMATICA SINICA*. 2008. Vol. 34, No. 3.pp. 274- 281..
- [6]. **Duncan D.Po, Minh N.** *Directional multiscale modeling of image using the contourlet transform*. s.l. : IEEE transaction on image processing, 2006.
- [8]. **Y.Cherfa.** *Instrumentation d’imagérie médical* . Université Saad Dahleb Blida 1 : Algérie, 2022.
- [9]. **Vinay Sahu, Dinesh Sahu.** *Image Fusion using Wavelet Transform:* . USA : Global Journals Inc. (USA), 2014. 0975-4350.
12. **Starck, M.J. Fadili et J.L.** *Curvelets and ridgelets. In Computational Complexity : Theory, Techniques, and Applications*. 2012. pages 754773.
- [13]. **Shutao Li a, Xudong KangaLe et al.** *Pixel-level image fusion: A survey of the state of the art*. 2017. <https://doi.org/10.1016/j.inffus.2016.05.004>.
- [14]. **R. H. Bamberger, M. J. T. Smith.** *A filter bank for the directional decomposition of images : theory and design*. s.l. : IEEE Trans. Signal Process, Apr. 1992. vol. 40, no. 4, pp. 882–893.
- [18]. **Padma Ganasala, Vinod Kumar.** *CT and MR Image Fusion Scheme in Nonsubsamped Contourlet Transform Domain*. s.l. : Journal of Digital Imaging, 2014.
- [19]. **P. J. Burt, E. H. Adelson.** *The Laplacian pyramid as a compact image code*. s.l. : IEEE Trans. Commun, Apr1983. vol. 31, no. 4, pp. 532–540, .

- [22]. **N. OUARAB, M.ACHIR, et al.** *Application à la fusion et l'analyse multi-résolution et des méthodes floues pour la classification des images satellitaire.* s.l. : Télédétection, 2003. vol. 3, n° 1, p. 17–31..
- [25]. **Kaur, Harmanpreet et Kaur, Navleen.** *fusion d'image.* s.l. : international Journal of Advanced Research in Computer Science, May/Jun2017. Vol. 8 Issue 5, p1870-1876. 7p..
- [26]. **Jiang Dong, Dafang Zhuang Yaohuan Huang and Jingying Fu.** *Advances in Multi-Sensor Data Fusion: Algorithms and.* 2009. doi:10.3390/s91007771 .
- [27]. **J. Flusser, “ et B. , Zitova.** *Image registration methods : A survey,”* *Image and Vision Computing.* 2003. vol.21,no.11,pp.977-1000.
- [28]. **International Journal of Computer Applications, I.** November 2015. (0975 – 8887) Volume 130 – No.9.
- [35]. **FERNANDEZ, Romain.** *Construction d'un modèle anatomique du système cardio-vasculaire par segmentation.* s.l. : IRM-INRIA Sophia-Antipolis, 2003.
- [37]. **Djaouher, GHANIMA.** *Comparatif de méthodes avancées pour la fusion d'images satellites.* oran : UNIVERSITE D'ORAN DES SCIENCES ET DE LA TECHNOLOGIE, 2015.
- [42]. **C., Pohl et Van, Genderen J. L.** *Multisensor Image Fusion In Remote Sensing: Concepts, Methods And Applications (Review Article),.* s.l. : International Journal Of Remote Sensing,, 1998. Vol. 19, No.5, pp. 823-854.
- [48]. **al., Dr. H.B. Kekre et.** *International Journal of Engineering Science and Technology (IJEST) .* April 2013. Vol. 5 No.04.
- [49]. **Adams, Elizabeth et Karen , Flynn.** *Positron Emission Tomography.* s.l. : Management Decision And Research Center, 1998.
- [50]. **actuel, Thérapie de transduction du signal.** 2021. Volume 16, Numéro 2 pp. 142-163(22).
- [51]. **A. Wang, H. Sun, Y. Guan.,** *“The application of wavelet transform to multimodality medical image fusion”.* s.l. : Proc. IEEE International Conference on Networking, Sensing and Control (ICNSC), Ft. Lauderdale, Florida,, 2006. pp.270-274. .

