



REPUBLIQUE ALGERIENNE DEMOCRATIQUE
ET POPULAIRE
MINISTERE DE L'ENSEIGNEMENT SUPERIEUR
ET DE LA RECHERCHE SCIENTIFIQUE



UNIVERSITE ABOU BAKR BELKAID - TLEMCCEN

FACULTE DE TECHNOLOGIE

DEPARTEMENT DE GENIE ELECTRIQUE ET ELECTRONIQUE

LABORATOIRE DE TELECOMMUNICATIONS

MEMOIRE

Pour l'obtention du

DIPLOME DE MASTER

OPTION :

RESEAUX ET SYSTEMES DE TELECOMMUNICATIONS

Thème

Etude de nouvelles méthodes de traitement d'images

(Application à l'imagerie micro-ondes)

Présenté par

Mr. TOGO LUC

Mr. RASHIDI BAKARI HASSANI

Soutenu en Mai 2016 devant le jury composé de:

Président :	Mr. S.M. MERIAH	Professeur à l'Université de Tlemcen
Examineur :	Mr. S.M. CHOUITI	Maitre-assistant classe (A) à l'Université de Tlemcen
Encadreur :	Mr. L. MERAD	Maitre de conférences classe (A) à l'EPST de Tlemcen
Co-Encadreur :	M ^{lle} . S.TALEB	Doctorante à l'Université de Tlemcen

2015-2016

REMERCIEMENTS

A l'issue de ce travail, nous remercions, en premier lieu, le **BON DIEU** de nous avoir donné la force et le courage de le mener à terme.

Au nom de la science et de la technologie de l'esprit scientifique, au nom de la vertu du travail et de l'esprit d'évaluation de la connaissance, nous tenons à exprimer tous nos respects et remerciements à Monsieur **L. MERAD** maitre de conférences classe A à l'Ecole préparatoire en sciences et techniques de bel-horizon Tlemcen et à Mademoiselle **S. TALEB** Doctorante à l'Université de Tlemcen, pour le sujet qu'il nous ont proposé et nous avoir dirigé et guidé tout le long de ce travail et surtout leur disponibilité et des soutiens qu'il nous ont accordé.

Nous adressons tout particulièrement à **Mr. S. M. MERIAH**, Professeur à l'Université de Tlemcen, nos sincères remerciements les plus vifs, pour l'honneur qu'il a fait en acceptant la présidence du jury.

Nous tenons à exprimer toute notre gratitude à **Mr. S. M. CHOUITI**, MAA à l'Université de Tlemcen qu'il veuille bien trouver ici l'expression de nos profondes reconnaissances pour l'aide et avoir fait partie du jury.

Nous remercions tous les membres du Laboratoire de Télécommunications de la faculté de Technologie où ce travail a été effectué.

En fin, que toutes les personnes ayant participé de près ou de loin à la réalisation de ce projet, trouvent ici l'expression de nos sincères remerciements.



DEDICACES

A peine nous venons de terminer la rédaction du mémoire de fin de cycle de Master, nous voudrions très vite le dédier avec une immense joie, un grand honneur et un cœur chaleureux :

- ❧ A nos très chers parents en signe de nos profondes et affectueuses reconnaissances pour leur amour sans mesure, tous les sacrifices, les soutiens, les tolérances et les encouragements qu'ils ont bien voulu consentir pour nous. Tous les mots restent faibles pour leur exprimer nos sentiments et qu'ils acceptent seulement ces lignes en guise de témoignage ;*
- ❧ A toutes les familles Togo au Mali et Rashidi en Tanzanie;*
- ❧ Enfin à tous nos ami(e)s et connaissances ;*

RESUME

Le travail présenté dans ce mémoire repose sur l'utilisation des méthodes de traitement des images dans le but de réduire les bruits qui apparaissent au niveau des images reconstruites à partir d'un système d'imagerie micro-ondes.

L'objectif consiste à appliquer des opérations de traitement telles que la dilatation, l'érosion, filtre linéaire, ... sur l'image reconstruite pour différents SNR. Les résultats de simulation montrent une amélioration au niveau de la qualité de l'image par rapport à l'image initiale et une réduction importante de bruits.

L'utilisation du logiciel CST permet de simuler le système d'imagerie micro-ondes dans le but de reconstruire des images en utilisant des algorithmes appropriés basés sur la technique radar.

Mots clés : Imagerie micro-ondes, filtres morphologiques, Antenne, Cancer du sein, Pilier.

ABSTRACT

The work presented in this project is based on the use of image processing methods in order to reduce noise appearance in the images reconstructed from a microwave imaging system.

The objective is to implement processing operations such as dilation, erosion, linear filter... on the image reconstructed for different SNR. The simulation results show an improved quality of the image and a significant reduction of noise.

The use of CST software is to simulate the microwave imaging system to reconstruct images using appropriate algorithms based on radar technology.

Keywords: Microwave imaging, Morphological filter, Antenna, Breast cancer, Pillar.

Sommaire

	Page
Introduction générale	1
Chapitre I : Etat de l'art sur imagerie micro-ondes	
I.1. Introduction.....	3
I.2. Imagerie micro-onde	3
I.3. L'application visée.....	5
I.3.1. Approches de l'imagerie micro-onde.....	7
I.3.2. Méthodes de résolution du problème d'imagerie micro-onde	7
I.3.3. Les approches linéarisées.....	8
I.3.4. Les approches non linéaires	9
I.4. Systèmes d'imagerie micro-ondes	11
I.5. Imagerie millimétrique active	12
I.5.1. Imagerie holographique	13
I.5.2. Imagerie SAR dans le contexte MIMO	13
I.5.3. Imagerie radar	14
I.5.3.1. Règlementation du FCC.....	14
I.5.3.2. Règlementation de l'ECC	15
I.5.3.3. Les différents types de radar	16
I.6 Imagerie millimétrique passive.....	17
I.6.1. Réseau à plan focal (FPA)	18
I.6.2. Imagerie directe par dispositif focalisant : balayage mécanique	19
I.6.3. Imagerie directe par dispositif focalisant : balayage électronique.....	19
I.6.4. Vitesse d'acquisition de l'image.....	21
I.7.Conclusion	21

Chapitre II : Antenne Ultra Large Bande pour l'imagerie micro-onde

II.1. Introduction	22
II.2. Définition de l'ULB.....	22
II.2.1. Caractéristiques électriques	23
II.2.2. Avantages des antennes ULB	25
II.3. Les applications de l'ULB	26
II.3.1. Application médicales	26
II.3.2. Détection d'une personne	26
II.3.3. Application de type « See Through Wall »	26
II.3.4. Applications liées aux radars	26
II.4. Antenne Vivaldi.....	27
II.4.1. Antenne Vivaldi à fente conique	28
II.4.2. Antenne Vivaldi à fente antipodale	28
II.4.3. Antenne à fente antipodale équilibrée	30
II.5. Antenne Micro-ruban Miniature Ultra Large Bande	31
II.5.1. Conception de l'antenne	31
II.5.2. Résultats de simulation	32
II.6. Conclusion	35

Chapitre III : Modèles de simulations

III.1. Introduction	36
III.2. Modèles et simulation	37
III.2.1. Modèle du sein	37
III.2.1.1. Principe.....	37
III.2.1.2. Modèle du sein pour l'acquisition de données	38
III.2.2. Modèle de simulation pour la détection des objets enfouis.....	40
III.3. Conclusion.....	41

Chapitre IV : Application des méthodes de traitement d'images

IV.1. Introduction	42
IV.2. Méthodes de traitement d'image	42
IV.2.1. Réduction de bruit par un filtre morphologique.....	42
IV.2.2. Détection de contours.....	43
IV.3. Applications pour l'imagerie micro-ondes	45
IV.3.1. Détection des tumeurs du cancer du sein	45
IV.3.1.1. Cas d'une seule tumeur	45
IV.3.1.2. Cas de deux tumeurs	47
IV.3.2. Détection des barres enfouies dans des piliers en béton	49
IV.3.2.1. Cas d'une barre	49
IV.3.2.2. Cas de deux barres	53
IV.3.2.3. Cas d'une barre en forme de T inversé	55
IV.3.2.4. Détection d'un être humain derrière un mur en béton	57
IV.4. Interface graphique développée	59
IV.5. Conclusion	60
Conclusion générale	61
Références bibliographiques	62

Liste des tableaux

Page

Chapitre I : Etat de l'art sur imagerie micro-ondes

Tableau I.1. PIRE pour les systèmes radar ULB de vision à travers les murs	15
Tableau I.2. Restrictions sur le maximum de la moyenne de la densité spectrale de PIRE... 15	
Tableau I.3. Restrictions sur la valeur crête maximale de PIRE mesurée dans une certaine bande de fréquences	16

Chapitre II : Antenne Ultra Large Bande pour l'imagerie micro-onde

Tableau II.1. Classification fréquentielle des systèmes	22
---	----

Chapitre III : Modèles de simulations

Tableau III.1. Dimensions du modèle du sein.....	38
Tableau III.2. Propriétés diélectriques des parties du modèle du sein	38
Tableau III.3. Dimensions du modèle	41
Tableau III.4. Propriétés diélectriques	41

Liste des figures

Page

Chapitre I : Etat de l'art sur imagerie micro-ondes

Figure I.1. Configuration géométrique en imagerie micro-onde bidimensionnelle (2D)	4
Figure I. 2. Système actif d'imagerie micro-ondes	5
Figure I.3. Configuration du RADAR MIMO	14
Figure I.4. Configuration du radar mono statique	16
Figure I.5. Configuration du radar bistatique	17
Figure I.6. Principe d'imagerie millimétrique passive par réseau à plan focal	18
Figure I.7. Concept du système d'imagerie direct	19
Figure I.8. Configuration d'un réseau à commande de phase en réception	20
Figure I.9. Antennes leaky-wave.....	20

Chapitre II : Antenne Ultra Large Bande pour l'imagerie micro-onde

Figure II.1. Signaux ULB.....	23
Figure II.2. Schéma équivalent circuit du couple antenne – générateur	24
Figure II.3. Ondes réfléchies	25
Figure II.4. Différents profils d'antennes TSA	27
Figure II.5. Antenne Vivaldi	28
Figure II.6. Antenne Vivaldi Antipodal	29
Figure II.7. Antenne antipodale équilibrée.....	31
Figure II.8. Géométrie de la structure (a) Face supérieure (b) Face inférieure	31
Figure II.9. Coefficient de réflexion simulé S_{11} en fonction de la fréquence pour un plan de masse avec et sans encoche	33
Figure II.10. Comparaison entre le coefficient de réflexion obtenu par les deux logiciels CST et HFSS.	34
Figure II.11. Variation de l'impédance d'entrée de l'antenne en fonction de la fréquence.	34
Figure II.12. Variation du gain de l'antenne en fonction de la fréquence.....	35

Chapitre III : Modèles de simulations

Figure III.1. Schéma représentatif du sein, antenne patch et tumeur montrant diffusion de signaux. (a) sein avec tumeur. (b) sein normal.....	37
Figure III.2. Modèle du sein sous le logiciel CST	38
Figure III.3. Réseau d'antennes synthétique circulaire autour du fantôme du sein	39
Figure III.4. L'excitation (rouge) et le signal rétrodiffusé enregistré (vert) pour une position d'antenne particulière.....	39
Figure III.5. Modèle de pilier en béton et l'antenne mono polaire sous le logiciel CST.....	40
Figure III.6. (a) Barre métallique verticale, (b) Barre oblique (c) Deux barres de 04mm	40

Chapitre IV : Application des méthodes de traitement d'images

Figure IV.1. Images en 2D pour le cas d'une seule tumeur	46
(a) et (c) images reconstruites non traitées	
(b) et (d) image reconstruites traitées par la méthode d'érosion	
Figure IV.2. Images en 2D pour le cas d'une seule tumeur	47
(a) et (c) images reconstruites non traitées	
(b) et (d) images reconstruites traitées par la méthode de dilatation	
Figure IV.3. Images en 2D pour le cas de deux tumeurs avec différents niveaux de bruits..	48
Figure IV.4. Images en 2D pour le cas de deux tumeurs	49
(a) et (b) images reconstruites traitées par la méthode d'érosion	
(c) et (d) images reconstruites traitées par la méthode de dilatation	
Figure IV.5. Images en 2D pour le cas d'une barre	50
(a) et (c) images reconstruites non traitées avec différents niveaux de bruits	
(b) et (d) image reconstruites traitées par la méthode d'érosion	

Figure IV.6. Images en 2D pour le cas d'une barre	51
(a) et (c) images reconstruites non traitées avec différents niveaux de bruits	
(b) et (d) images reconstruites traitées par la méthode de dilatation	
Figure IV.7. Images en 2D pour le cas d'une barre	52
(a) image reconstruite non traitée	
(b) image reconstruite traitée par le filtre linéaire	
Figure IV.8. Images en 2D pour le cas d'une barre	52
(a) image reconstruite non traitée	
(b) image reconstruite traitée par le filtre médian	
Figure IV.9. Images en 2D pour le cas de deux barres	53
(a) image reconstruite non traitée	
(b) image reconstruite traitée par la méthode d'érosion	
Figure IV.10. Images en 2D pour le cas de deux barres	53
(a) image reconstruite non traitée	
(b) image reconstruite traitée par la méthode de dilatation	
Figure IV.11. Images en 2D pour le cas deux barres	54
(a) image reconstruite non traitée	
(b) image reconstruite traitée par le filtre linéaire	
Figure IV.12. Images en 2D pour le cas deux barres	54
(a) image reconstruite non traitée	
(b) image reconstruite traitée par le filtre médian	
Figure IV.13. Images en 2D pour le cas d'un T inversé	55
(a) image reconstruite non traitée	
(b) image reconstruite traitée par la méthode d'érosion	
Figure IV.14. Images en 2D pour le cas d'un T inversé	56
(a) image reconstruite non traitée	

(b) image reconstruite traitée par la méthode de dilatation	
Figure IV.15. Images en 2D pour le cas d'un T inversé	56
(a) image reconstruite non traitée	
(b) image reconstruite traitée par le filtre linéaire	
Figure IV.16. Images en 2D pour le cas d'un être humain	57
(a) image reconstruite non traitée	
(b) image reconstruite traitée par la méthode d'érosion	
Figure IV.17. Images en 2D pour le cas d'un être humain	58
(a) image reconstruite non traitée	
(b) image reconstruite traitée par la méthode de dilatation	
Figure IV.18. Images en 2D pour le cas d'un être humain	58
(a) image reconstruite non traitée	
(b) image reconstruite traitée par le filtre linéaire	
Figure IV.19. Interface graphique	59

Liste des abréviations :

2D	2 Dimension
ULB	Ultra Large Bande
UWB	Ultra-Wide Band
DBIM	Distorted Born Iterative Method
CSI	l'inversion contraste-source
IRM	Magnetic Resonance Imaging
PNNL	Pacific Northwest National Laboratory
SAR	Synthetic Aperture Radar
MIMO	Multiple-input and multiple-output
CDMA	Code Division Multiple Access
FCC	Federal Commnications Commission
PIRE	Puissance isotrope rayonnée équivalente
ECC	Electronic Communication Committee
FPA	Focal Plane Array
PMMW	Passive Millimeter Wave
LBR	largeur de bande relative
FB	Fractionnal Bandwidth
BP	Bande Passante
GPS	Global Positioning System
UHF	Ultra High Frequency
TSA	Tapered Slot Antenna
ALVA	Appareil de Localisation des Victimes d'Avalanche
CST MWS	Computer Simulation Technology Microwave Studio
FIT	Finite Integration Technique
FHSS	Frequency Hopping Spread Spectrum.

Introduction générale

Introduction générale

Le domaine de traitement des images dans le casimagerie micro-ondes comprend deux pôles. Le premier a pour objet les algorithmes de traitement permettant de tenir compte de l'interaction du rayonnement micro-onde avec les inhomogénéités du milieu ausculté pour reconstruire des images. Le second est lié à la conception et l'emploi d'un système d'acquisition du champ électromagnétique.

Actuellement, l'imagerie micro-ondes est très utilisée dans le domaine médical (traitement du cancer du sein) et militaire pour la localisation et détection des objets enfouis. En ce qui concerne le traitement du cancer du sein, l'imagerie micro-onde est prise ici au sens de l'imagerie micro-onde active ou l'image du sein est reconstruite à partir de la mesure du champ diffracté résultant de son interaction avec une onde interrogatrice connue. Dans la bande de fréquences considérée, cette interaction donne lieu à des phénomènes de diffraction, la longueur d'onde de l'onde interrogatrice étant voisine des dimensions caractéristiques des inhomogénéités du sein et d'une tumeur éventuelle.

L'objet à illuminer dans le cas de l'imagerie micro-ondes, peut bien se trouver en espace libre, ou à l'intérieur d'un domaine supposé connu, dans le cas de l'imagerie des objets enfouis. Le champ électromagnétique qui interagit avec l'objet inconnu est issu d'une ou plusieurs antennes d'émission. Le champ diffracté qui résulte de cette interaction est mesuré par une ou plusieurs antennes de réception. Le nombre et la façon selon laquelle sont disposés les émetteurs et les récepteurs, sont des caractéristiques supplémentaires des méthodes de reconstruction. Une configuration multi-incidence (multiview) utilise plusieurs émetteurs, ou un seul émetteur qui se déplace. Le terme multistatique (multistatic) désigne la mesure du champ diffracté par plusieurs récepteurs, ou par un seul récepteur qui se déplace.

Le travail présenté dans ce mémoire se situe dans ces deux thématiques, il tient au développement d'un système de traitement dans le but de supprimer les bruits qui apparaissent au niveau des images reconstruites à partir d'un système d'imagerie micro-ondes. L'objectif de ces traitements est de réduire les bruits qui empêchent la visibilité normale de l'image, c'est ce cadre que nous nous sommes intéressés à acquérir une certaines connaissances sur les méthodes récentes de traitement d'images. Sur ce, nous avons eu à faire quatre chapitres qui expliquent l'objectif de notre travail.

Ainsi, le premier chapitre porte sur une étude générale de l'imagerie micro-ondes, son concept physique et les domaines concernés.

Le deuxième chapitre portera sur l'étude des antennes ULB pour l'imagerie micro-ondes, et les principes de positionnement des antennes autour de sein (méthode de traitement du cancer du sein), il s'agit ici des antennes micro-rubans (antenne patch) et antenne Vivaldi.

En ce qui concerne l'avant dernier chapitre, nous présenterons un modèle fantôme mammaire simulé sous CST en forme d'hémisphère et un modèle de simulation pour la détection des objets enfouis.

Dans le quatrième chapitre, nous allons appliquer les différentes méthodes de traitement des images en imagerie micro-ondes dans le but de supprimer certains bruits qui apparaissent au niveau des images reconstruites.

Nous finalisons notre mémoire par une conclusion et des perspectives prometteuses dans le domaine de l'imagerie micro-ondes.



Chapitre I :
Etat de l'art sur l'imagerie
micro-ondes



I.1. Introduction

L'imagerie micro-ondes est très importante par rapport à la mammographie par rayon X pour la détection du cancer du sein. Les tumeurs ont en effet des propriétés électriques différentes des tissus biologiques sains et les micro-ondes peuvent être utilisées pour mettre en évidence ces différences. En pratique, des antennes placées autour du sein sont utilisées pour transmettre et collecter des signaux micro-ondes de faibles puissances. Le problème consiste à utiliser ces signaux micro-ondes pour reconstruire une image représentant les propriétés électriques des tissus biologiques.

C'est dans ce contexte que nous avons essayé d'évoquer dans ce chapitre le concept général de l'imagerie micro-ondes et son concept physique, nous décrirons aussi les particularités radiatives des objets et la possibilité d'exploitation des particularités dans l'imagerie passive ou active en bande millimétrique.

Nous introduisons, dans un premier temps, une brève définition de l'imagerie micro-ondes et ses domaines d'applications. Dans un second temps, nous présentons les différents concepts et principes des systèmes d'images micro-ondes. Cette partie est axée principalement autour des systèmes d'imageries micro-ondes dédiés à des applications pour lesquelles le corps humain est en jeu pour la détection de cancer du sein et second pour des applications dans le domaine militaire (vision à travers le mur). Pour ce type d'application, seules les solutions millimétriques (micro-ondes) ont été envisagées dans notre étude.

I.2. Imagerie micro-ondes

L'imagerie micro-ondes a suscité un intérêt considérable au cours de la dernière décennie en vue d'applications dans différents domaines tels que l'exploration géophysique [1], le contrôle de la teneur en eau du sol, le radar à pénétration de sol et l'imagerie d'objets enfouis [2, 3, 4], le radar de détection à travers les murs, l'évaluation ou le contrôle non destructif et l'imagerie biomédicale [5, 6, 7].

En ce qui concerne l'imagerie biomédicale, une part importante de ce succès provient de l'innocuité et de la sensibilité à l'égard de facteurs physiques ou physiologiques d'intérêt clinique (comme la teneur en eau, le flux sanguin et la température) des micro-ondes comparées aux techniques classiques comme l'imagerie à rayons X qui émet des rayons ionisants nocifs pour le corps humain. En revanche l'imagerie micro-onde présente également quelques inconvénient et notamment l'atténuation importante des micro-ondes dans les tissus à forte teneur en eau, qui peut compromettre la propagation des ondes à travers des volumes

importants et donc l'imagerie d'organes enfouis profondément dans le corps, et une résolution relativement médiocre du fait des longueurs d'ondes relativement importantes (de l'ordre du centimètre) contrairement à celles rencontrées en tomographie à rayon X (de l'ordre du nanomètre). Ceci peut provoquer une dégradation de la résolution de l'image obtenue par rapport à l'imagerie X, mais cela n'empêche pas que la tomographie micro-onde permet d'obtenir une résolution suffisante pour le diagnostic précoce de tumeurs du sein [8, 9]

La figure I.1 présente une configuration géométrique en imagerie micro-onde bidirectionnelle.

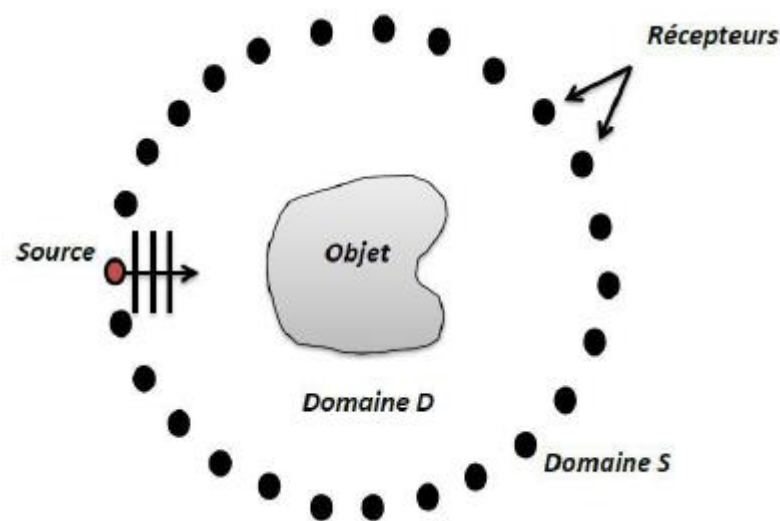


Figure I.1: Configuration géométrique en imagerie micro-onde bidimensionnelle (2D)

L'imagerie micro-ondes a été considérée comme ayant un fort potentiel pour différentes applications. Récemment, l'imagerie micro-ondes a reçu un intérêt considérable par rapport à d'autres techniques d'imagerie. Un grand nombre d'études s'appuyé sur les micro-ondes comme un outil puissant électromagnétiques pour récupérer les propriétés physiques et électriques des objets pénétrables et impénétrables. Les systèmes d'imagerie micro-ondes sont généralement des systèmes actifs, qui signifient que le signal d'éclairage est généré par le système de mesure. Les systèmes passifs ne sont pas largement utilisés car il n'y a qu'un faible rayonnement dans la gamme de fréquence micro-ondes de la plupart des objets.

Les fréquences utilisées dans l'imagerie micro-ondes actives sont comprises entre moins de 1 GHz à 40 GHz, On sait que les basses fréquences réduit l'effet du problème de la non-linéarité et la stabilisation de l'algorithme, tandis que les hautes fréquences augmente la résolution de l'image. La plupart des applications fonctionnent dans la gamme de **2 GHz**

à **8 GHz**. Cette gamme est prévue pour donner un bon compromis entre la résolution spatiale (des fréquences plus élevées) et la pénétration (basses fréquences).

Le rôle principal de l'imagerie micro-ondes est qu'il permet de reconstruire d'un objet ou plus précisément, déduire les paramètres physiques d'un objet à partir de mesures des champs électromagnétiques dispersés ou réfléchis qui se produit lorsque l'objet est éclairé par une incidence micro-ondes connue. Un système typique de l'imagerie active à micro-ondes est représenté sur la figure I. 2. L'émetteur génère un signal micro-ondes (la génération du champ d'éclairage) qui sera diffusé par l'objet, le champ diffracté ou réfléchi est mesuré par les récepteurs.

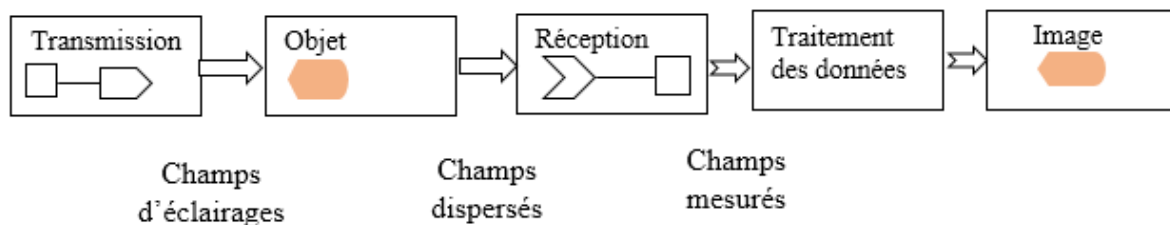


Figure I. 2 : Système actif d'imagerie micro-ondes.

Parmi les méthodes actives d'imagerie micro-ondes signalées dans la littérature, On peut distinguer deux types de méthodes : la tomographie à micro-ondes et les techniques radars UWB, qui cherchent à exploiter le contraste diélectrique. La reconstruction de l'image tomographique vise principalement à récupérer les propriétés diélectriques ou voir le profil d'objet à partir des signaux micro-ondes diffusés, en résolvant un problème non linéaire de diffusion inverse [10].

D'autre part, les techniques radars à ultra large bande (UWB) ne tentent pas de reconstruire le profil complet diélectrique, au contraire elles cherchent à localiser et de détecter les objets par leurs signaux rétrodiffusés.

I.3. L'application visée

L'imagerie médicale est le premier geste intuitif pour confirmer ou infirmer un diagnostic supposé. Elle englobe différentes techniques comme la radiographie X, la résonance magnétique nucléaire, l'échographie ultrasonore ou la tomographie par émission de positons auxquelles on associe parfois l'endoscopie, l'imagerie optique et l'imagerie micro-

onde. Ces techniques trouvent aussi des applications de plus en plus nombreuses dans différents domaines telles que la détection des cancers. Ici, nous nous intéressons plus particulièrement à l'imagerie micro-onde qui, au cours des dernières décennies, a reçu un intérêt croissant pour des applications médicales telles que l'imagerie du cerveau ou la détection du cancer du sein [11, 12, 13].

Le cancer du sein est un problème de santé majeur, car il est l'une des formes de cancer les plus courantes chez la femme. Chaque année, un million de nouveaux cas sont enregistrés dans le monde, ce qui fait de ce cancer le plus diagnostiqué au monde. En France également, il constitue le premier type de cancer chez la femme. Par exemple, selon un sondage réalisé en 2010, 52500 nouveaux cas de cancer du sein ont été estimés, soit plus d'un tiers (34%) de l'ensemble des nouveaux cas de cancers féminins. Cette tumeur maligne prend naissance dans les cellules du sein. Elle se développe le plus souvent dans les cellules qui couvrent les canaux, ou tubes, qui transportent le lait des glandes au mamelon. Elle peut se former aussi dans les lobules. Ces deux types de cancer peuvent rester localisés, ou bien ils peuvent se propager dans les tissus voisins du sein et endommager d'autres organes.

Toutes ces raisons font que le diagnostic de cette maladie à un stade précoce est un véritable défi. Actuellement, la méthode de dépistage la plus utilisée est la mammographie par rayons X. Cependant, cette technique présente plusieurs inconvénients dont les principaux sont le caractère ionisant des rayons X et le coût élevé des dispositifs d'imagerie. En outre, selon l'âge de la patiente et la densité des tissus rencontrés, elle conduit souvent à un taux de fausses alarmes non négligeable. En revanche, l'imagerie micro-onde, qui donne des résultats encourageants dans d'autres domaines d'application, fournit une alternative à la mammographie par rayons X moins coûteuse et moins risquée que cette dernière.

L'imagerie micro-onde est exploitée à des fins biomédicales depuis plusieurs décennies. C'est à la fin des années 1970 que Larsen et Jacobi ont réussi à obtenir des images de la structure interne de reins canins à partir des coefficients de transmission entre deux antennes déplacées en parallèle, en garantissant ainsi la première pénétration suffisante de micro-ondes dans un objet biologique [14]. L'imagerie micro-onde est utilisée essentiellement au travers de trois approches, c'est à dire passive, duale et active. Avec les méthodes passives [15, 16] et duales (micro-ondes - acoustiques ou encore thermo-acoustiques [17]) on cherche à bénéficier d'un échauffement sélectif des tumeurs par micro-ondes, échauffement facilité par une conductivité plus élevée des tissus malins, comparés au tissus sains ; les premières visent à mesurer, à l'aide de radiomètres, l'augmentation de la température des tumeurs par

rapport aux tissus normaux, tandis que les secondes détectent, à l'aide de transducteurs ultrasonores, les ondes de pression émises par les tumeurs, suite à leur échauffement. Enfin, l'imagerie micro-onde active, à laquelle nous nous intéressons ici, cherche à construire une image de l'organe sous test à partir de la mesure du champ diffracté résultant de son interaction avec une onde interrogatrice (dite onde incidente) connue, cette image étant, en fait, une cartographie des paramètres électromagnétiques (permittivité diélectrique et conductivité) de l'organe. Notons que ces derniers sont très variables selon les tissus et la fréquence d'illumination [18] et que les propriétés diélectriques des tumeurs présentent un contraste non négligeable par rapport à celles des tissus biologiques sains dans la bande de fréquence micro-onde.

I.3.1. Approches de l'imagerie micro-onde

Dans la suite, on se penche sur les principales méthodes rencontrées dans la littérature permettant de résoudre le problème d'imagerie micro-onde. Mais avant cela, il faut mentionner que la formulation de ce problème peut se faire dans deux domaines différents selon la nature des données collectées par le système d'imagerie, ces dernières pouvant être collectées dans le domaine temporel ou dans le domaine fréquentiel. Dans le domaine temporel l'objet sous test est éclairé par une onde impulsionnelle et le champ diffracté est mesuré à différents temps d'échantillonnage en différents points de mesure.

Le processus d'inversion fait alors appel à méthodes numériques temporelles dont la plus fréquemment rencontrée est certainement l'imagerie confocale [19, 20, 21] dont le but est de retrouver la position et la taille de possibles inhomogénéités de l'objet en faisant intervenir des algorithmes de reconstruction simples et rapides couramment utilisés dans le domaine du radar. Mais d'autres méthodes plus sophistiquées permettant de reconstruire une cartographie des paramètres diélectriques de l'objet sous test ont également été développées telles que *forward-backward time stepping method* [22] ou encore *Chirp-Pulse Microwave Computed Tomography* [23].

Dans le domaine fréquentiel, l'objet est éclairé de façon séquentielle par un nombre N_v d'émetteurs à une ou plusieurs fréquences fixes et, pour chacune des illuminations, l'amplitude et la phase du champ électrique diffracté sont mesurés par N_s récepteurs.

I.3.2. Méthodes de résolution du problème d'imagerie micro-onde

Le problème d'imagerie micro-onde est pris ici au sens d'un problème inverse de diffraction où il s'agit de reconstruire une cartographie des paramètres électromagnétique

d'un objet inconnu à partir de la mesure du champ diffracté qui résulte de son interaction avec une onde interrogatrice connue. La résolution d'un tel problème nécessite la construction préalable d'un modèle direct associé où, l'onde interrogatrice et l'objet étant connus, il s'agit de calculer le champ diffracté résultant de leur interaction.

Le modèle direct est ici basé sur une représentation intégrale des champs électriques obtenue en appliquant le théorème de Green à l'équation des ondes de Helmholtz satisfaite par ceux-ci et en tenant compte des conditions de continuité des champs et de rayonnement à l'infini [24]. Nous sommes alors conduits à l'obtention de deux équations intégrales couplées dont l'une, dite équation d'observation, relie le champ diffracté observé au contraste, une fonction qui dépend des paramètres diélectriques de l'objet, et au champ électrique total induit à l'intérieur de l'objet par l'onde incidente et l'autre, dite équation de couplage (ou d'état), relie le champ total dans l'objet au contraste et à lui-même. Des contreparties discrètes de ces équations sont obtenues à l'aide de la méthode des moments [25, 26], ce qui permet d'obtenir un modèle algébrique plus facile à manipuler.

En ce qui concerne le problème inverse, où il s'agit de reconstruire une cartographie du contraste, il est non linéaire du fait que dans l'équation d'observation, reliant le champ diffracté observé au contraste, il apparaît également le champ total à l'intérieur de l'objet (inconnu) qui dépend lui-même du contraste. Il est de plus connu pour être mal posé au sens de Hadamard, ce qui signifie que l'existence, l'unicité et la stabilité de sa solution ne sont pas simultanément garanties [27].

I.3.3. Les approches linéarisées

En ce qui concerne la non-linéarité, une première réflexion pour gérer ce problème est de le ramener à un problème linéaire et d'utiliser les techniques de résolution de systèmes linéaires classiques pour trouver la solution. C'est ce que permet l'approximation de Born au premier ordre, née en théorie de la diffusion des ondes et en mécanique quantique, qui consiste à ne tenir compte que du champ incident au lieu du champ total dans la relation qui lie le contraste au champ diffracté sur les points de mesure. Cependant, cette approximation n'est valable que pour des objets dont la taille est petite devant la longueur d'onde et le contraste faible et elle présente également d'autres limitations [28, 29].

Une autre approximation, celle de Rytov, consiste à rechercher une approximation de la phase complexe du champ diffracté dans le domaine de l'objet ; elle est généralement considérée comme moins contraignante que l'approximation de Born en ce qui concerne son

domaine de validité, les limites portant plus ici sur les variations du contraste à l'intérieur de l'objet que sur ses dimensions. Ces approximations linéarisantes, ainsi que leurs versions "distordues" [30, 31] permettant de considérer des milieux plus fortement contrastés, sont à la base des techniques dites de *tomographie par diffraction* [32] terme qui désigne « des applications qui utilisent des ondes diffractées dans le processus de reconstruction tomographique [33] », mais qui sous-entendait alors généralement des processus de reconstruction basés sur le *théorème coupe-projection généralisé*, une extension au cas de la diffraction du *théorème coupe-projection* de la tomographie à rayons X classique dont le modèle direct est décrit par une transformée de Radon. Le terme *tomographie par diffraction* était alors paradoxalement utilisé pour désigner des techniques de reconstruction adaptées à des milieux faiblement diffringents et qui ne permettent pas d'obtenir des informations quantitatives sur les objets de fort contraste diélectrique tels que ceux rencontrés dans les applications biomédicales, où la diffraction multiple ne peut être négligée. Il faut souligner que les techniques de tomographie par diffraction ne sont pas les seules méthodes d'inversion basées sur des approximations linéaires. En particulier, un champ de recherche tout-à-fait nouveau concerne les méthodes de régularisation des problèmes inverses en imagerie micro-onde [34, 35] basées sur la parcimonie au travers de l'acquisition comprimée (en anglais *compressed sampling* ou *compressive sensing* [36, 37]). Notons cependant que, en plus du fait qu'elles supposent que le problème inverse soit linéaire, ces méthodes nécessitent également que l'objet recherché soit parcimonieux, c'est-à-dire qu'il puisse être représenté par un petit nombre de coefficients lorsqu'il est projeté sur une base judicieusement choisie.

I.3.4. Les approches non linéaires

Dès le début des années 1990, de nombreux chercheurs se sont intéressés au développement d'algorithmes d'inversion capables de traiter le problème sous sa forme non linéaire. Le problème se transforme alors en un problème d'optimisation où la solution est recherchée de façon itérative jusqu'à satisfaction d'un critère d'arrêt ou en minimisant un fonctionnel coût qui exprime l'écart entre les données et les champs diffractés calculés au moyen du modèle direct et de la solution courante. Notons que l'introduction d'informations *a priori* sur la solution recherchée dans le fonctionnel coût à minimiser peut permettre de surmonter le caractère mal posé du problème inverse en restreignant l'espace des solutions admissibles. Les méthodes itératives peuvent se classer en deux grandes familles : les méthodes déterministes et les méthodes stochastiques.

➤ **Approches déterministes**

Avec les méthodes déterministes, l'optimisation d'un critère adéquat au problème est la clé importante pour trouver la solution recherchée. Parmi ces méthodes on peut citer de façon non exhaustive celles faisant partie de la gamme des méthodes dites de *linéarisations successives* telles que “les méthodes de Newton-Kantorovich” [38], de “Born itérative distordue” (DBIM) [39] et “de Newton inexacte” [40] ou encore “la méthode de Levenberg-Marquardt”. On peut également citer les méthodes d'inversion basées sur une minimisation non linéaire du fonctionnel coût par une méthode de gradient et qui ne nécessitent pas la résolution du problème direct, telles que “la méthode du gradient modifiée [41]” ou celle de “l'inversion contraste-source” (CSI) [42]. Cette dernière méthode consiste à rechercher alternativement à chaque itération le contraste et les sources induites (produit du contraste par le champ total à l'intérieur de l'objet) en minimisant un fonctionnel coût tenant compte à la fois de l'équation d'observation et de l'équation de couplage à l'aide d'un algorithme de gradient conjugué. Cette méthode a déjà fournie des résultats intéressants en imagerie du cancer du sein. Elle a donné lieu à de nombreuses variantes permettant de rendre l'algorithme plus efficace notamment au travers de l'introduction de termes régularisant additifs ou multiplicatif dans la fonctionnelle à minimiser et, finalement, elle a pu être interprétée d'une manière probabiliste comme une maximisation d'une loi *a posteriori* [43, 44]. Les méthodes déterministes sont généralement assez efficaces en ce sens qu'elles convergent assez rapidement vers une solution. Cependant, comme elles sont basées sur des techniques d'optimisation locales, elles présentent l'inconvénient de pouvoir se retrouver bloquées sur des solutions sous-optimales correspondant à des minima locaux de la fonction coût et elles nécessitent d'être initialisées dans des états proches de la solution recherchée. Tel n'est pas le cas des méthodes stochastiques qui permettent généralement de trouver le minimum global de la fonction coût car elles peuvent explorer tout l'espace des solutions admissibles.

➤ **Approches stochastiques**

Une des premières méthodes stochastiques à avoir été appliquées à l'imagerie microonde est certainement “la méthode du recuit simulé [45]”. Puis sont venus les méthodes dites “évolutionnistes [46, 47]” censées reproduire l'évolution de systèmes observés dans la nature et qui consistent à travailler sur un ensemble de solutions possibles améliorées progressivement, plutôt que de n'en considérer qu'une seule. Ces dernières se répartissent en deux classes dont la première concerne des méthodes, telles que “les algorithmes génétiques

[48]” ou “les algorithmes d'évolution différentielle” [49], qui reposent sur une analogie avec la théorie de l'évolution naturelle de Darwin et sont basées sur l'idée que les individus d'une population les mieux adaptés à leur environnement ont une grande probabilité de survivre et de se reproduire en donnant des descendants encore mieux adaptés, le processus de sélection naturelle causant l'évolution des espèces.

La seconde classe d'algorithmes évolutionnistes regroupe les méthodes dites “coopératives”, telles que “l'optimisation par essaims de particules” [50] ou par “colonies de fourmis” [51], qui sont basées sur une analogie avec de systèmes naturels dont le comportement est guidé par l'intelligence collective et l'échange d'informations au sein d'un groupe social.

Pour pouvoir appliquer les méthodes de reconstruction probabilistes, il faut une mise en équations probabiliste du modèle direct afin de permettre la modélisation de tous les paramètres sous la bonne forme. Ainsi, il est nécessaire de tenir compte des bruits de mesure, de modélisation et de discrétisation que l'on introduit au niveau des équations d'observation et de couplage.

I.4. Systèmes d'imagerie micro-ondes

Des procédés d'imagerie sont régulièrement employés dans plusieurs domaines scientifiques. Pour le grand public, les applications médicales sont les plus connues, telles que la radiographie et la tomodensitométrie par rayons X (scanner) ou encore l'imagerie à résonance magnétique (IRM) pour établir un diagnostic. Les premières méthodes de reconstruction tomographique dans le domaine de l'imagerie microonde datent des années 80. Elles font appel à des algorithmes de résolution qualitative, basés sur des méthodes de tomographie par diffraction. Cette technique, dont le principal intérêt tient dans le faible coût en temps de calcul, permet de reconstruire uniquement les sources induites dans le milieu. La résolution quantitative permet quant à elle de reconstruire la permittivité complexe des objets et a fait l'objet d'études ultérieurement.

Un système d'imagerie microonde est donc confronté à des objets, qualifiés aussi de cibles ou d'hétérogénéités, localisés dans un milieu dont les caractéristiques sont connues.

Plusieurs alternatives sont possibles pour parvenir à une image, que ce soit par investigation invasive ou non, avec une configuration circulaire ou linéaire autour du milieu.

Le problème global de l'imagerie microonde est tributaire de deux aspects. Le premier est lié à la conception et la mise en œuvre d'un dispositif de mesure. Le système relève le champ diffracté, rayonné par les courants induits au sein des hétérogénéités, générés suite à l'éclairement du milieu par un champ électromagnétique incident. Le second aspect porte sur le traitement du signal en tenant compte de l'interaction onde-matière, qui se produit au sein des objets diélectriques soumis à un rayonnement microonde, et l'utilisation d'algorithmes pour reconstruire une image liée aux caractéristiques des sources induites, dues au contraste de permittivité, du milieu sous investigation.

I.5. Imagerie millimétrique active

L'imagerie millimétrique active est considérée comme une approche très prometteuse pour le développement des systèmes répondant aux besoins de la sécurité intérieure. Dans un environnement intérieur, afin d'avoir un contraste suffisant entre les objets, la méthode d'imagerie active est souhaitable ce qui permet une sensibilité plus élevée [52].

Le principe d'imagerie millimétrique active est d'éclairer d'abord la scène avec un faisceau d'énergie millimétrique et ensuite de former l'image à partir de l'énergie réfléchie reçue. Cette technique d'imagerie a l'avantage d'avoir une sensibilité élevée et une grande capacité à pénétrer différents matériaux. Par exemple, les systèmes d'imagerie active sont capables de « voir » à travers différents matériaux de construction afin de détecter la situation de l'autre côté de ces matériaux. Cela permet ainsi de détecter des zones potentiellement dangereuses. D'un point de vue réalisation, les systèmes d'imagerie active sont généralement constitués d'un réseau d'antennes associé à une chaîne de transmission et une chaîne de réception. Le réseau d'antennes peut être à balayage mécanique ou électronique.

En 2009, les scanners corporels à ondes millimétriques ont été déployés aux États-Unis dans 19 aéroports. En 2010, quelques aéroports européens internationaux ont alors décidé d'expérimenter les scanners corporels permettant de localiser des objets indétectables avec les moyens habituellement utilisés. En France, une enquête sur les risques sanitaires liés à l'utilisation de scanners corporels à ondes millimétriques dans les aéroports a été réalisée. Nous nous proposons maintenant de décrire brièvement quelques exemples de systèmes d'imagerie millimétrique active.

I.5.1. Imagerie holographique

Deux systèmes ont été développés. Le premier développé par PNNL [53] a comme objectif d'inspecter les personnes pour la détection des explosifs ou des armes dissimulées. Le second système est en cours de développement par Rohde & Schwarz et est basé sur une nouvelle technique appelée « Multistatic Sparse Array » [54]. Ce système actif fonctionne à 75 GHz et est capable de former des images 3D en temps réel de l'objet éclairé.

Le système d'imagerie millimétrique développé par PNNL exploite une large bande passante de 6 GHz (de 27 GHz à 33 GHz) afin d'obtenir des images en trois dimensions. Ce système emploie un éclairage cohérent associé à une détection d'amplitude et de phase du front d'onde réfléchi. Le front d'onde est alors reconstruit mathématiquement pour former une image à trois dimensions. La construction de l'image 3D est nécessaire dans cette application, car le corps humain n'est pas plat. L'approche et l'algorithme de reconstruction sont décrits dans les références [55, 56].

I.5.2. Imagerie SAR dans le contexte MIMO

Le concept du radar à synthèse d'ouverture (*Synthetic Aperture Radar, SAR*) est généralement utilisé pour cartographier la surface du sol. Le faisceau du radar est dirigé perpendiculairement à la trajectoire de la plate-forme sur laquelle le radar est installé. La largeur du faisceau de l'antenne est suffisamment grande pour qu'une cible ou aire donnée soit illuminée par un certain nombre d'impulsions. Le nombre d'impulsions d'illumination et l'ensemble des positions de l'antenne pendant l'illumination d'une cible donnée constituent « l'ouverture synthétique » du système. L'imagerie SAR est donc une technique plus adaptée à la prise de vue aéroportée. Il demande des traitements de données importants et fournit des images du sol à très haute résolution. En outre, ces images peuvent être complémentaires à celles réalisées dans le visible en indiquant l'état de maturité de cultures, en détectant des mouvements ou des objets sous une couverture végétale [57].

La structure du radar MIMO est aussi constituée de N émetteurs et de K récepteurs, à la différence du radar distribué, les N émetteurs émettent simultanément, ce qui complexifie la réception et le traitement du signal associé, car on ne peut plus distinguer de quel émetteur provient le signal. Pour ce faire, chaque émetteur émet un code particulier ce qui permet, côté récepteur de différencier les signaux issus de chacun des émetteurs (technique de type CDMA) [58, 59].

La structure MIMO permet d'améliorer la qualité du rapport signal à bruit et la diversité des informations mesurées [60]. Une configuration de radar MIMO est illustrée sur la figure I.3.

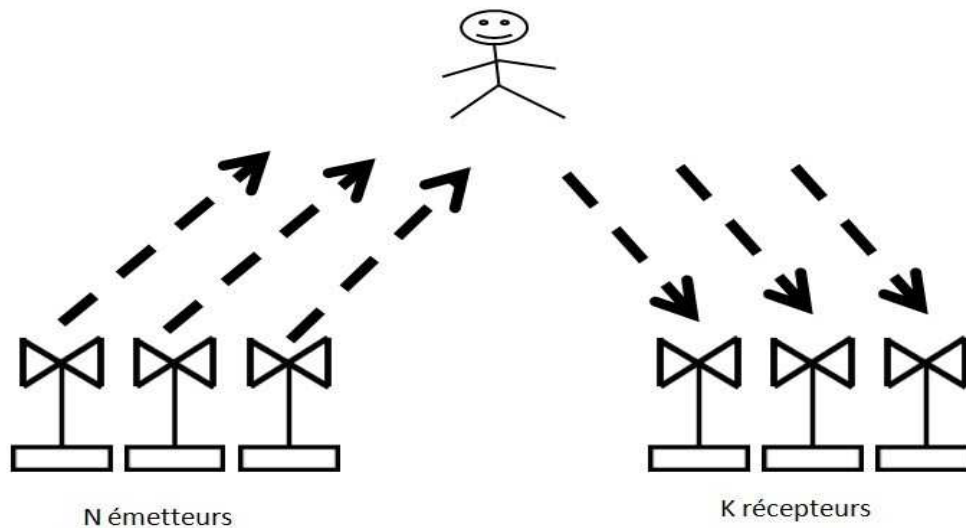


Figure I.3 : configuration du RADAR MIMO

I.5.3. Imagerie radar pour la détection

Les radars à travers les murs utilisent a priori des bandes de fréquence réservées aux télécommunications ou autres applications de radiofréquence. En effet, de façon à pénétrer à l'intérieur des bâtiments, les ondes radar sont susceptibles d'utiliser plus ou moins les mêmes fréquences que d'autres systèmes de télécommunications sans fil. Le système développé devra donc, pour des applications civiles, respecter la réglementation en vigueur sur l'attribution des fréquences. Il existe principalement deux réglementations.

I.5.3.1. Règlementation du FCC

La FCC (Federal Communications Commission) est une agence indépendante du gouvernement des États-Unis créée par le congrès américain en 1934. Elle est chargée de réguler les télécommunications ainsi que les contenus des émissions de radio, télévisées et l'internet.

Afin d'assurer que les dispositifs ULB ne provoquent pas d'interférences nuisibles, la FCC a établi des normes standards et des restrictions opérationnelles pour trois types de dispositifs ULB :

- les systèmes d'imagerie et de surveillance, y compris radar à pénétration de sol et de mur, et les dispositifs d'imagerie médicale ;

- les systèmes radar de véhicule ;
- les systèmes de communication et de mesure.

La bande de fréquence de ces systèmes est différente l'un de l'autre ; elle est basée sur la largeur de bande d'émission ULB à -10 dB.

Selon le rapport de la FCC [61] pour les systèmes de vision à travers les murs, les fréquences opérationnelles doivent être inférieures à 960 MHz, ou comprises entre 1,99 GHz et 10,6 GHz (Tableau I.1). La puissance isotrope rayonnée équivalente (PIRE) est limitée selon les bandes de fréquence.

Bande de fréquences en MHz	Bande de fréquences en (dBm/MHz)	Moyenne-fréquence en (dBm/MHz)	Haute-fréquence en (dBm/MHz)
0.009 – 960	15.209		
1990 – 3100	-51.3	-41.3	-51.3
3100 - 10600	-51.3	-51.3	-41.3

Tableau I.1 : PIRE pour les systèmes radar ULB de vision à travers les murs

I.5.3.2. Règlements de l'ECC

L'ECC pour (Electronic Communication Committee) [62] est un règlement générique pour les applications d'imagerie visées sont celles destinées à :

- détecter ou obtenir des images d'objets se trouvant dans le sol ou dans un mur ;
- déterminer les caractéristiques physiques d'un sol ou d'un mur.

Les restrictions sur la PIRE décidées par l'ECC sont données selon deux critères :

- le maximum de la moyenne de la densité spectrale de puissance [dBm/MHz] ;
- la valeur crête maximale de puissance mesurée dans une certaine bande de fréquences.

Ces restrictions sont résumées dans les tableaux I.2 et I.3 :

Bande de fréquences (MHz)	Densité de PIRE moyenne maximale (dBm/MHz)
< 230	-65
230 – 1000	-60
1000 – 1600	-65
1600 – 3400	-51.3
3400 – 5000	-41.3
5000 – 6000	-51.3
> 6000	-65

Tableau I.2 : Restrictions sur le maximum de la moyenne de la densité spectrale de PIRE.

Bande de fréquences (MHz) Puissance crête maximale	Bande de fréquences (MHz) Puissance crête maximale
30 – 230	-45.5dBm/120 KHz
230 – 1000	-37,5 dBm/120 kHz
1000 – 1600	-30 dBm/120 kHz

Tableau I.3 : Restrictions sur la valeur crête maximale de PIRE mesurée dans une certaine bande de fréquences.

I.5.3.3. Différents types de radar

a) Radar mono statistique

Le radar mono statique contient, dans la même unité, les fonctions d'émission et de réception du radar. Les coûts de synchronisation sont alors réduits. Il utilise la même antenne pour émettre et recevoir les signaux [63]. Un synoptique de radar mono statique est représenté sur la figure I.4.

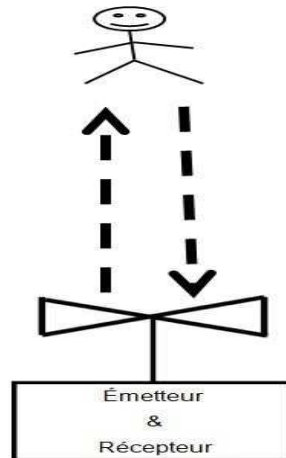


Figure I.4 : Configuration du radar mono statique.

b) Radar bistatique

Le radar bistatique n'utilise pas la même antenne à l'émission et à la réception, l'émetteur et le récepteur sont en général séparés (figure I.5). Si la distance cible - radar est très grande devant la distance antenne d'émission - antenne de réception, le radar bistatique peut être assimilé à un radar monostatique.

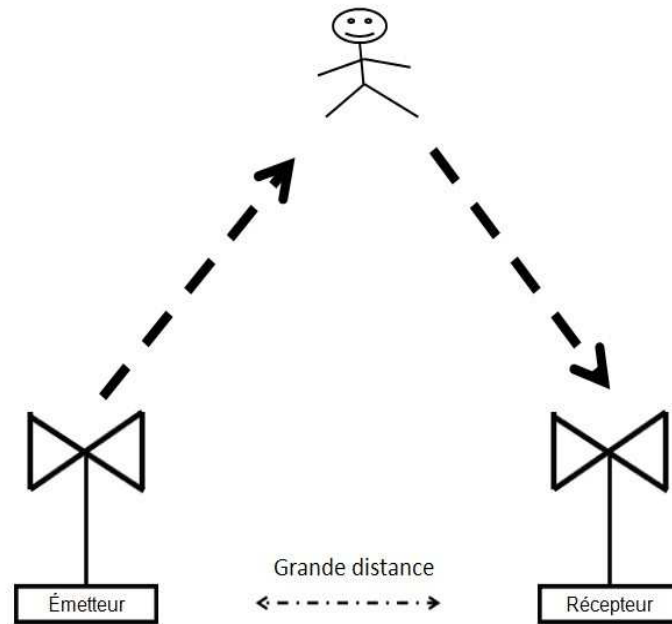


Figure I.5: Configuration du radar bistatique.

I.6. Imagerie millimétrique passive

La méthode de formation d'image la plus efficace est celle de l'imagerie millimétrique passive qui permet d'interpréter de nouveau la température brillance entre les objets. La température radiométrique d'une scène est basée sur les facteurs suivants : émissions des objets constituant la scène et réflexions du rayonnement par la scène.

L'imagerie millimétrique passive représente un des sujets d'actualité les plus prometteurs dans le domaine médical. Les avancées technologiques en bande millimétrique, en particulier les capteurs tels que les antennes millimétriques, les mélangeurs et les détecteurs, permettent un développement rapide des systèmes d'imagerie millimétrique passive. Les domaines d'application présents et futurs sont principalement associés aux infrastructures militaires et civiles. Ceux-ci englobent la surveillance, la navigation et la technologie automobile, ainsi que l'atterrissage des avions et le suivi de la circulation dans le brouillard sur les autoroutes [64, 65].

Enfin, des récepteurs utilisent les deux informations d'amplitude et de phase du rayonnement incident et obtiennent des images par traitement interférométrique.

Il existe donc de nombreuses techniques pour former l'image. Comme il est décrit précédemment, un seul récepteur peut être suffisant pour balayer la scène et former l'image.

La manière dont le rayonnement est capturé par les récepteurs varie selon les systèmes et dépend du type de capteurs. Ces capteurs peuvent être des antennes paraboliques de grandes tailles comme celles utilisées en radioastronomie ou des systèmes quasi-optiques tels que les lentilles diélectriques ou utilisant un balayage mécanique du faisceau. Les méthodes les plus sophistiquées impliquent un balayage électronique du faisceau de l'antenne afin d'illuminer la scène. D'autres techniques sont aussi utilisées pour améliorer la qualité des images telles que les méthodes de synthèse d'ouverture et de super résolution. Nous nous proposons maintenant de décrire quelques exemples de systèmes d'imagerie millimétrique passive.

I.6.1. Réseau à plan focal (FPA)

Le réseau à plan focal ou (Focal Plane Array) est une technique d'imagerie utilisant un réseau d'élément de détection indépendante placée derrière une lentille ou un réflecteur d'imagerie (figure I.6), où chaque élément représente un pixel de l'image. L'inconvénient majeur de ces récepteurs est le coût dû au grand nombre de pixels nécessaires pour la formation de l'image ainsi que de la forte consommation d'énergie et du problème de la dissipation de chaleur associée. Ainsi, récemment, afin de former un système à faible coût, plusieurs démonstrateurs ont été réalisés en combinant des petits réseaux à plan focal avec une procédure de balayage qui permet une acquisition de données en temps quasi réel.

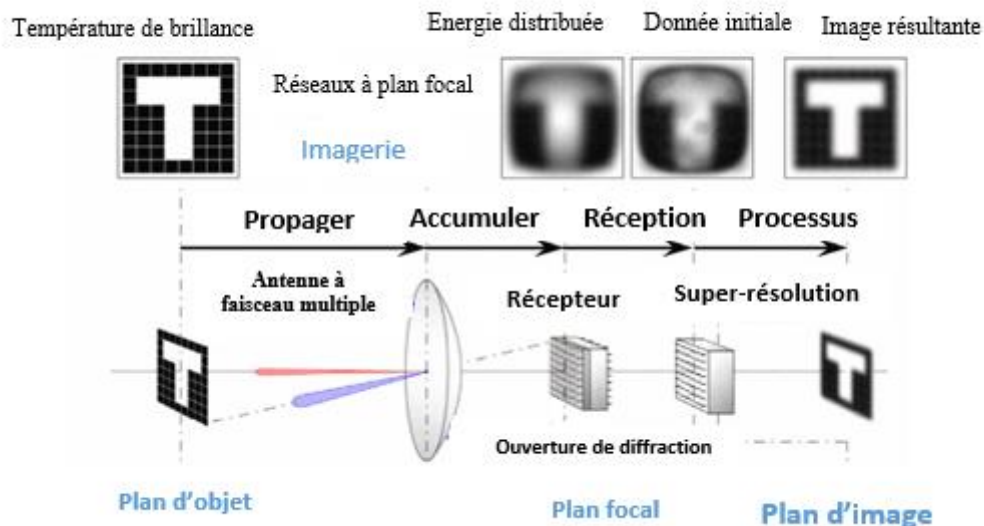


Figure I.6 : Principe d'imagerie millimétrique passive par réseau à plan focal [66].

Le système PMMW (Passive Millimeter Wave) est capable de générer un affichage en temps réel de la scène capturée à une cadence de 17 Hz. La température minimale détectable

est de l'ordre de 2 °K à l'entrée de la lentille, et le champ de vision est de 15° en azimut et de 10° en élévation. La fréquence centrale du système a été choisie égale à 89 GHz pour éviter les interférences provenant de radars fonctionnant à 94 GHz, tout en offrant une bande passante de 10 GHz avec une atténuation atmosphérique acceptable. Ce système a été testé avec succès sur plusieurs plateformes (sol, aéroporté et mer).

I.6.2. Imagerie directe par dispositif focalisant : balayage mécanique

Dans le cas de balayage mécanique, le rayonnement incident est focalisé sur le récepteur avec des réflecteurs paraboliques ou des lentilles diélectriques (figure I.7). L'image est ensuite formée soit par un mouvement du détecteur dans un plan focal soit en balayant (mécaniquement ou électroniquement) le faisceau. L'utilité des systèmes mécaniques a été prouvée pour un grand nombre d'applications d'imagerie mais les inconvénients majeurs de ces systèmes résident dans leur grande taille et dans leur vitesse d'acquisition de données lente, compliquant ainsi leurs utilisations dans des applications en temps réel. Quant à une solution équivalente basée sur un balayage électronique, celle-ci reste encore complexe en bande millimétrique.

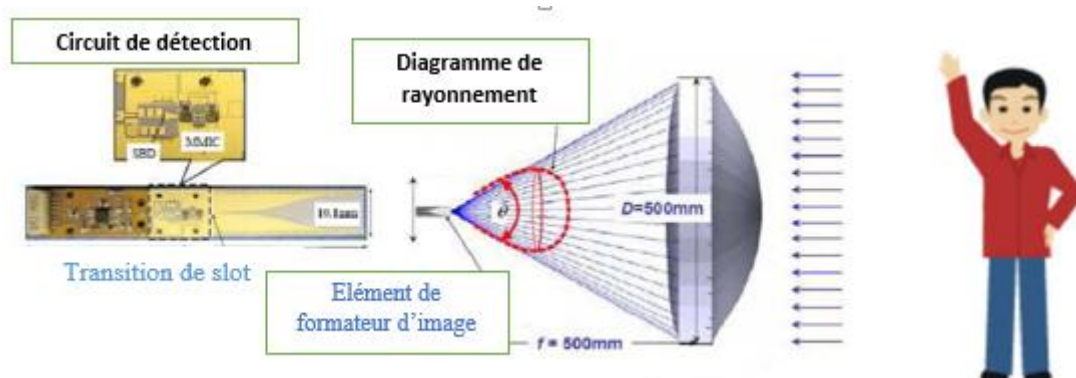


Figure I.7 : Concept du système d'imagerie directe [67]

I.6.3. Imagerie directe par dispositif focalisant : balayage électronique

Le principe de balayage électronique est le plus souvent basé sur un réseau de sources rayonnantes entre lesquelles une loi de phase particulière est appliquée afin de dépointer le diagramme de rayonnement dans la direction souhaitée (Figure I.8). En changeant électroniquement cette loi de phase, on peut donc balayer très rapidement la scène à observer. Le balayage électronique peut être obtenu, soit par un réseau d'antennes à commande de phase en utilisant des déphaseurs électroniques, soit par une antenne de type leaky wave ou

bien encore en implémentant une matrice du Butler. Le dépointage du faisceau dépend principalement de la fréquence de fonctionnement, de l'espacement et de la loi de phase imposée entre les éléments.

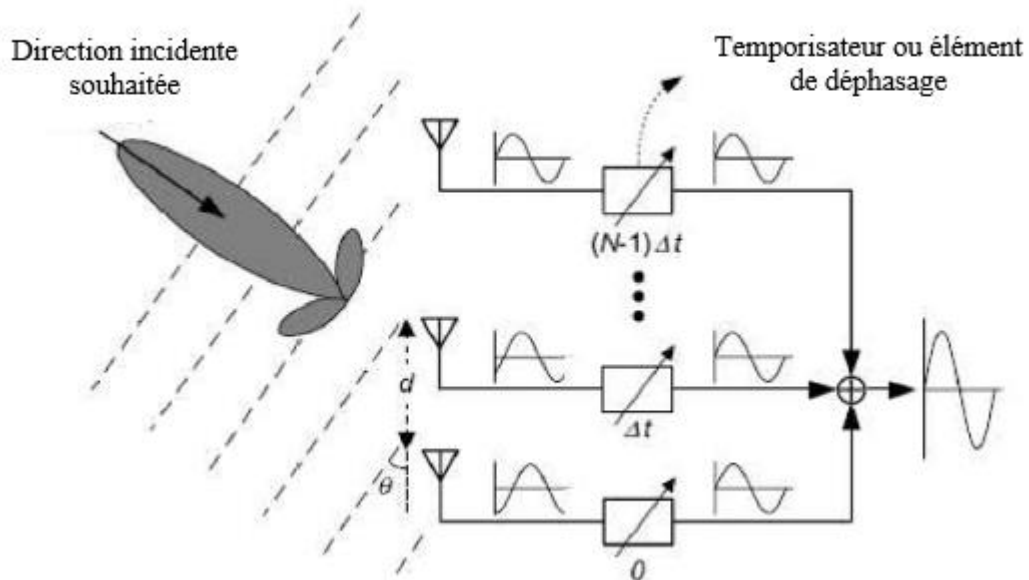


Figure I.8: Configuration d'un réseau à commande de phase en réception [68]

L'antenne leaky-wave est composée d'une structure guidée soit avec une longue fente soit avec une série de fentes (figure I.9). Le rayonnement de ces fentes est dépointé dans une direction particulière en fonction de l'espacement des fentes et de la fréquence du rayonnement. Par conséquent, en changeant la fréquence de fonctionnement, le faisceau effectue un balayage de la scène.

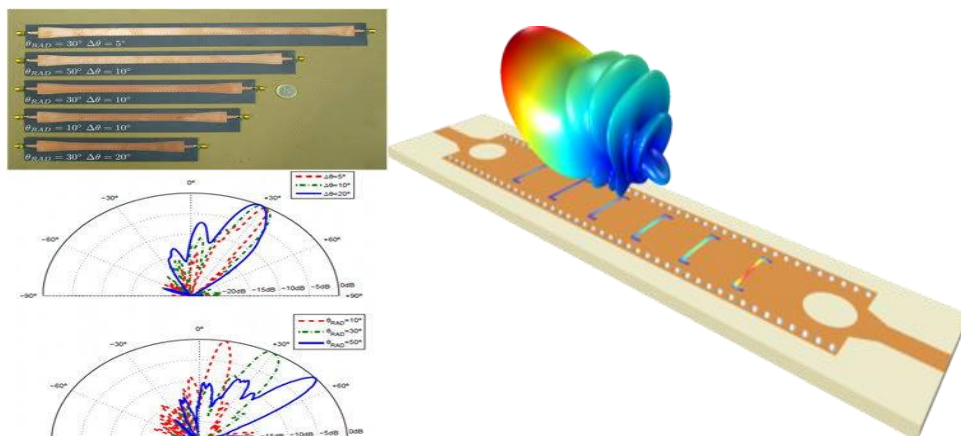


Figure I.9: Antennes leaky-wave

I.6.4. Vitesse d'acquisition de l'image

L'acquisition d'une image millimétrique peut être effectuée à différentes vitesses. La méthode la plus simple, mais aussi la plus lente, consiste à effectuer une détection directe par balayage mécanique de la scène. En considérant un temps d'intégration de 40 ms par pixel et une image de taille 64×64 pixels, le temps total d'obtention de l'image est donc de plus de 2 mn.

Le réseau à plan focal emploie un grand nombre d'éléments de détection entièrement indépendants pour lequel il est possible de considérer qu'un pixel est équivalent à un récepteur dans le plan focal d'une lentille ou d'un réflecteur. L'acquisition en temps réel est donc possible mais exige de gérer un flux de données très important lié au nombre de détecteurs pour une ouverture rayonnante de taille donnée.

La synthèse d'ouverture interférométrique représente une autre possibilité pour l'acquisition d'une image en temps réel. En effet, pour la même taille d'ouverture rayonnante, il sera possible de minimiser le nombre de récepteurs et donc de faciliter la gestion des données.

I.7. Conclusion

Dans ce chapitre, nous avons représenté des différentes techniques d'imagerie micro-ondes dont le nouveau système de traitement des images notamment dans le domaine médicale et détection des personnes dans le domaine militaire. Tout d'abord, nous avons essayé d'énumérer un état de l'art sur l'imagerie micro-ondes et ensuite ses différents systèmes d'imagerie millimétrique dans le but de localiser et détecter des objets à travers le mur.

L'imagerie micro-onde est une technique prometteuse dans le domaine médicale plus particulièrement et d'autres applications visant la sécurité des personnes plus généralement.

Dans le cadre de notre étude, nous nous sommes intéressé au système radar destiné à la détection d'objets en espace libre ou enfouis, basé un balayage utilisant des antennes ULB qui feront l'objet du prochain chapitre.

Chapitre II :
Antennes Ultra Large Bande
(ULB) pour imagerie
micro-ondes

II.1. Introduction

La technologie ULB est mise au point à l'origine pour des applications militaires et on a commencé récemment à l'utiliser dans des applications médicales et civiles. Puis suscitant un intérêt grandissant au sein de la communauté scientifique et industrielle, elle fut transportée aux applications de télécommunications.

Ces dernières, allant des systèmes de communications tels que les échanges de données entre deux portables aux applications médicales, évoluent actuellement vers les systèmes de télécommunications dits "on body". Les propres caractéristiques de l'Ultra Large Bande comme son large support spectral et sa forte résolution temporelle permettent de proposer des systèmes de communications à très hauts débits, pouvant ainsi atteindre plusieurs centaines de Mbits/s, voire 1 Gbits/s. Cette largeur de bande est favorable pour des émissions en milieux perturbés tels les applications "indoor" où plusieurs fréquences et normes différentes y sont présentes.

Dans ce deuxième chapitre, nous allons présenter la technologie ultra bande pour l'imagerie micro-onde et sera entièrement consacré à :

- La caractéristique électrique de l'antenne l'ultra large bande, avantages et applications de l'ULB
- Quelques types d'antenne ultra large bande.

II.2. Définition de l'ULB

Le terme ultra large bande désigne les systèmes qui transmettent et reçoivent des ondes dont la largeur de bande relative LBR (fractional band width) ou communément appelé le rapport (FB : Fractionnal Bandwidth) entre la bande passante (BP) et la fréquence centrale (f_c) est supérieure ou égale à 0.25 [69]. La largeur de bande relative *LBR* est définie de la façon suivante dans le tableau II.1 :

Critère FB	FB	Type de système
$FB = \frac{BP}{f_c}$	$0 \leq FB < 0.01$	Bande Etroite
$BP = f_2 - f_1$	$0.01 \leq FB < 0.25$	Large Bande
$f_c = \frac{f_2 + f_1}{2}$	$0.25 \leq FB$	Ultra Large Bande

Tableau II.1 : Classification fréquentielle des systèmes

Pour un spectre couvrant 300 MHz – 3 GHz, $FB=1.63$, ce qui correspond bien à un spectre Ultra Large Bande. Ce spectre offre un contenu basse fréquence suffisant pour la pénétration au travers d'écrans végétaux ou de cloisons et une largeur telle qu'il est possible de réaliser une image avec une résolution de 5.5 cm.

Les signaux ULB peuvent être de deux natures (figure II.1) :

➤ A **bande synthétique** c'est à dire constitués d'une multitude de signaux de bandes plus étroites. C'est typiquement le cas des signaux "Step Frequency" ou "Frequency Modulated Continuous Wave".

➤ A **impulsion** de courte durée

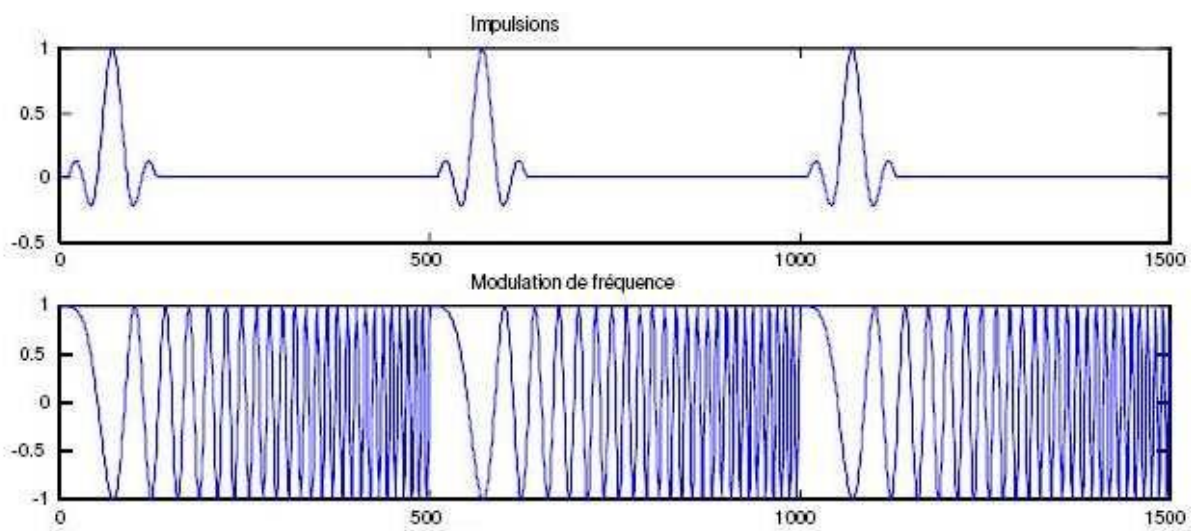


Figure II.1: Signaux ULB

Ces deux méthodes conduisent sensiblement au même contenu spectral de rayonnement ; cependant les durées des signaux sont différentes ce qui montre la figure ci-dessus la durée d'un signal à bande synthétique étant beaucoup plus importante voire continue.

II.2.1. Caractéristiques électriques

Une antenne ULB comme la plus part des antennes leurs caractéristiques sont liées au couple formé par l'antenne et le générateur. On peut schématiser ce couple sous la forme d'un circuit électrique (figure II.2). Les paramètres les plus importants sont l'impédance d'entrée et le coefficient de réflexion.

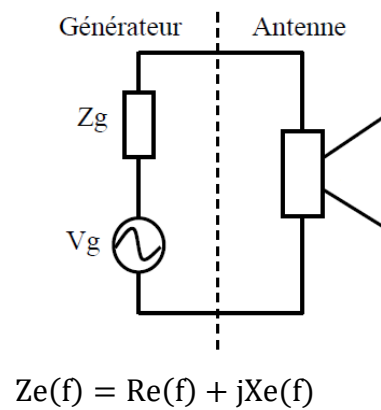


Figure II.2. : Schéma équivalent circuit du couple antenne – générateur

L'impédance interne du générateur est généralement égale à 50 Ohms. La partie résistive Re de l'antenne caractérise la puissance dissipée par rayonnement ainsi que diverses autres pertes (pertes ohmiques, pertes diélectriques...). La partie imaginaire Xe représente les pertes de puissance réactive dont la valeur est intrinsèquement liée à la géométrie de l'antenne.

Le premier critère pour déterminer la bande passante d'une antenne s'appuie sur la valeur du coefficient de réflexion. Il caractérise la discontinuité d'impédance entre le générateur et l'antenne.

$$S_{11}(f) = \frac{Z_e(f) - Z_g}{Z_e(f) + Z_g}$$

L'adaptation d'impédance est réalisée lorsque $S_{11}(f) = 0$, soit quand l'impédance d'entrée de l'antenne vaut $Z_e(f) = Z_g$. La majorité des générateurs étant d'impédance 50 Ohms, l'adaptation est réalisée lorsque $Z_e(f) = 50 \Omega$. Concrètement, une mauvaise adaptation induit la présence d'une onde réfléchie au niveau de l'antenne qui se propage vers le générateur impulsionnel.

La figure II.3 représente les ondes réfléchies dont le coefficient de réflexion peut être mesuré via une instrumentation temporelle ou une instrumentation fréquentielle.

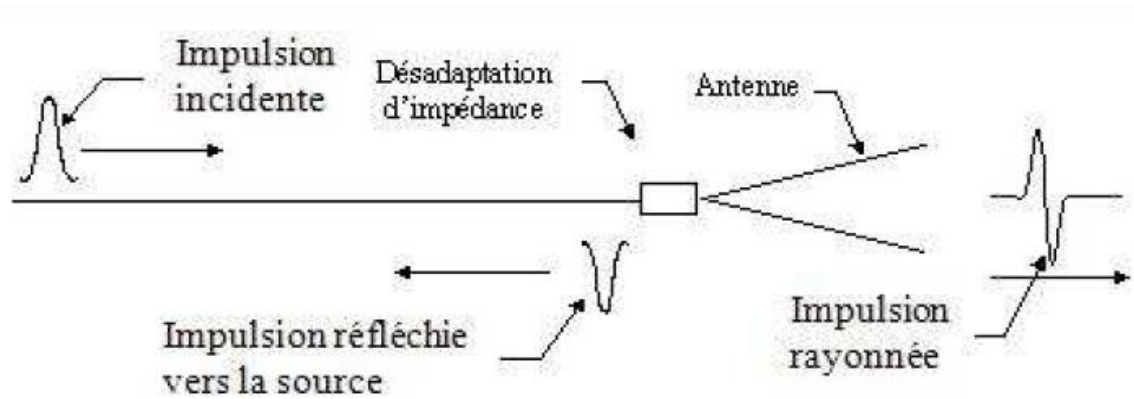


Figure II.3: Ondes réfléchies

Dans le premier cas, les signaux incidents et réfléchis sont mesurés par un oscilloscope numérique temps réel associé à une sonde haute tension ULB. De ces signaux impulsionnels est déduit le coefficient S_{11} . Dans le second cas, le S_{11} est mesuré sur un analyseur vectoriel, la mesure doit en toute rigueur être menée en chambre anéchoïde. L'antenne est considérée comme adaptée lorsque le module du coefficient S_{11} est inférieur à -10 dB.

II.2.2. Avantages des antennes ULB

L'antenne ULB est largement utilisée dans beaucoup de domaines.

En Effet, les interfaces radio actuelles possèdent des caractéristiques différentes en termes de débit, de couverture, d'efficacité d'accès, de qualité de service et de consommation d'énergie. Certaines de ces interfaces radio proposent une qualité de service renforcée pour les applications multimédia grâce, notamment, à une garantie de transmission dans une période de temps déterminée. D'autres technologies offrent des services spécifiques comme la mesure de distance dans les systèmes Ultra Large Bande.

Comparé à Bluetooth, Wi-Fi, l'UWB apporte les avantages substantiels suivants :

- ✓ Scalabilité : Ce terme revêt la possibilité de mettre en œuvre différents compromis de débits et de portées sans avoir à changer la forme d'onde.
- ✓ Etalement et discrétion : L'ULB peut coexister avec d'autres moyens radios déployés dans une même zone sans leur porter préjudice, ni subir de perturbation.
- ✓ Ranging : Ce terme, relié aux technologies ULB impulsionnelles, est synonyme de mesure de distance entre deux radios en portée l'une de l'autre.

II.3. Les Applications de l'ULB

II.3.1. Application médicales [70]

- Les radars ULB sont utiles dans les hôpitaux et à domicile, où ils peuvent mesurer à distance les battements cardiaques et respiratoires et autres paramètres vitaux du patient.
- Une autre application importante du radar ULB dans le domaine médical concerne l'obstétrique: le radar ULB est utilisé par exemple pour contrôler l'évolution des grossesses.
- En imagerie médicale, le radar d'ULB permet de détecter, de façon non invasive, les mouvements, on peut ainsi voir des images du cœur, de la poitrine ou des poumons.
- La prévention d'apparition de cancer (poumon), la surveillance respiratoire ou encore la surveillance du syndrome de la mort subite du nourrisson.

II.3.2. Détection d'une personne

Ces capteurs peuvent être utilisés dans les systèmes de sécurité soit pour détecter une présence dans un périmètre donné soit pour détecter des personnes ensevelies sous la neige ou dans les décombres d'un bâtiment [71].

Comme applications commerciales, on peut citer le système ALVA (Appareil de Localisation des Victimes d'Avalanche) qui permet de localiser assez précisément une victime ensevelie sous de la neige sans faire appel à un système GPS. L'appareil fonctionne en bande UHF et permet d'assurer la présence d'un seul trajet direct, car la neige ayant une résistivité élevée, est en principe facilement traversée par les ondes électromagnétiques. Les erreurs sur les distances dues au canal de propagation sont faibles et l'erreur finale sur la position de la victime à secourir est restreinte.

II.3.3. Application de type « See Through the Wall »

Deux applications sont particulièrement importantes: applications médicales (imagerie, cardiologie) et détection de personnes dans un environnement complexe.

II.3.4. Applications liées aux radars

Cette catégorie d'applications existe déjà depuis de nombreuses années, avec l'apparition des radars GPR dans les domaines tels que la détection de mines anti-personnelles ou la caractérisation des propriétés électriques du sol, mais les radars ULB permettent d'éliminer les inconvénients des anciens radars utilisés.

➤ Détections de mines anti-personnelles : l'avantage de l'ultra large bande qui permet d'avoir à la fois une très bonne résolution due à la très large bande utilisée et une profondeur de pénétration importante permettant de détecter des mines profondément enterrées.

- Radars à pénétration du sol, Ils sont utilisés pour :
- Une inspection des routes et autoroutes, ou des fondations des ponts
 - En archéologie pour la cartographie des sites enfouis, pour la surveillance et la détection de Pollution.
 - La détection de matériaux non conducteurs tels que les céramiques, les composites, la brique, les plastiques ou encore les matériaux organiques comme le bois.

Dans ce qui suit, nous allons présenter quelques types d'antennes ULB utilisées dans les systèmes Radar.

II.4. Antenne Vivaldi

Les antennes fente à transition progressive (TSA Tapered Slot Antenna) constituent une autre catégorie importante d'antennes ultra large bande directives (figure II.4). Ce sont des antennes à deux dimensions présentant une transition à partir d'une ligne ou d'un guide d'onde imprimé.

Elles sont généralement constituées par une ligne de fente s'élargissant suivant un profil donné jusqu'à la discontinuité finale. Le profil de ces ouvertures peut prendre différentes formes soit linéaire soit exponentielle.

Les applications de ces antennes sont variées: de l'application radar à l'imagerie micro-onde [72].



Figure II.4 : Différents profils d'antennes TSA

Il existe trois types fondamentaux de l'antenne Vivaldi, qui peuvent être utilisés pour concevoir la structure rayonnante. Ces types sont:

1. Antenne Vivaldi à fente conique (Tapered slot Vivaldi antenna).
2. Antenne Vivaldi Antipode (Antipodal Vivaldi Antenna).
3. Antenne Vivaldi antipodale équilibrée (Balanced Antipodal Vivaldi Antenna)

Dans ce qui suit, nous allons énumérer ces différents types d'antennes Vivaldi.

II.4.1. Antenne Vivaldi à fente conique

L'antenne Vivaldi à fente conique (Tapered slot antenna Vivaldi) est le dessin original introduit par Gibson en 1979. Les termes "tapered-notch"(encoche conique), " flared-slot "(fente évasée), " tapered slot " (fente conique) ont été utilisés de manière interchangeable dans la littérature [73]. C'est fondamentalement une ligne à fente, fabriquée sur une couche de métallisation unique et supportée par un substrat diélectrique (figure II.5).

Le profil de la conique est une courbe exponentielle, créant la transition régulière de la ligne à fente vers l'espace libre. L'antenne utilise une alimentation micro-ruban pour exciter les lignes à fente, qui est une ligne de transmission équilibrée, dont il est nécessaire d'incorporer un balun. La Création d'un balun (transition) à large bande est généralement une tâche compliquée.

Les antennes Vivaldi fournissent un gain moyen en fonction de la longueur du cône et la forme de la courbure. Le gain change aussi avec la fréquence, avec des valeurs allant typiquement de 4 dBi à 8 dBi.

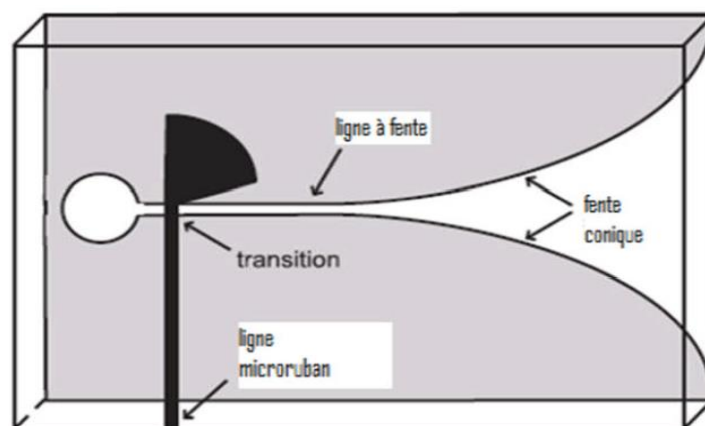


Figure II.5: Antenne Vivaldi

II.4.2. Antenne Vivaldi à fente antipodale

La ligne à fente symétrique à double face, également appelée la ligne à fente antipodale (ou Antipodal Vivaldi Antenna) a d'abord été étudiée par W. Nester en 1985 et E.

Gazit en 1988, comme une solution aux problèmes d'alimentations liés à la conception originale de Gibson [74]. Dans ce cas, la transition de de ligne micro-ruban à la ligne à fente est réalisée par une ligne micro-ruban parallèle comme le montre la figure II.6. La ligne micro-ruban a été utilisée comme une alimentation d'entrée, la ligne à fente pour rayonner tandis que les paires-bande (twin line) ont été principalement en région de transition donc ils ont un effet crucial sur la performance de l'antenne. Cette conception a également permis d'éviter le trou de la fente qui était nécessaire dans les modèles antérieurs [75].

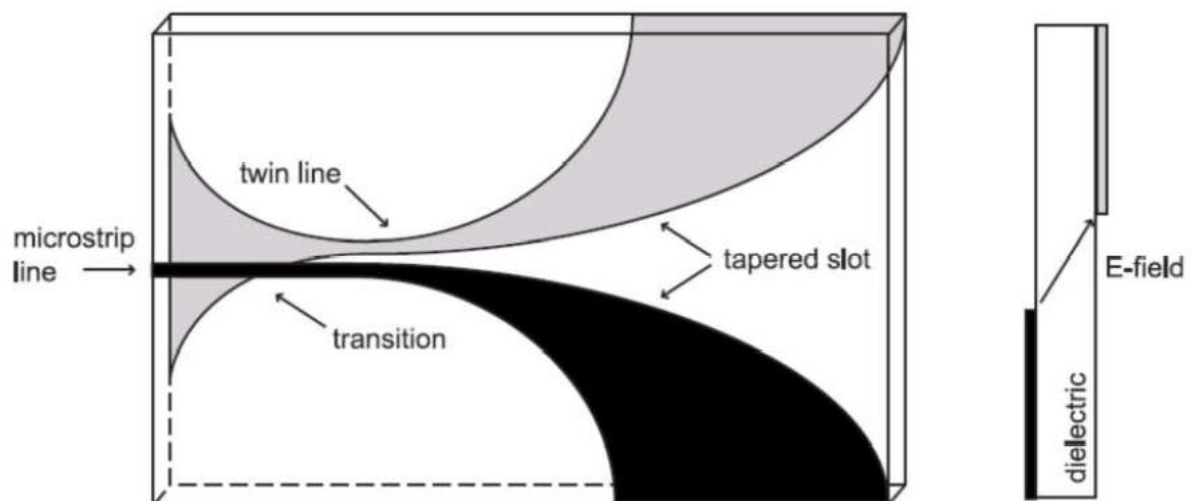


Figure II.6: Antenne Vivaldi Antipodal

Cette conception a plusieurs avantages par rapport à la simple face antenne Vivaldi. Tout d'abord, la transition de la ligne micro-ruban à double ligne est assez facile à concevoir et à fabriquer.

La fréquence maximale de coupure est augmentée avec l'alimentation de la ligne double. Car il n'y a pas limitation sur la largeur de la fente comme dans le cas de l'antenne Vivaldi à fente conique.

Le principal inconvénient de la configuration antipodale est la polarisation croisée, observée essentiellement pour des fréquences plus élevées. Ceci est causé par l'inclinaison des champs à fente. L'inclinaison évoluant le long de la longueur du cône, est plus élevée de l'extrémité fermée de l'antenne, où les hautes fréquences sont rayonnées, tandis qu'à l'extrémité ouverte est généralement négligeable, en fonction de l'épaisseur du substrat. Il en résulte une polarisation croisée qui peut atteindre des valeurs supérieures à -5 dB et qui dépend sensiblement de la fréquence.

En dehors des problèmes de polarisation, les paramètres de configuration sont semblables à la conception originale de Vivaldi dans la direction du rayonnement longitudinal. Cependant, il y a généralement un niveau plus élevé des lobes secondaires. Ce problème est particulièrement significatif lorsque des parties rayonnantes sont évasées et courbées pour minimiser la réflexion et la diffraction.

II.4.3. Antenne à fente antipodale équilibrée

Il a été constaté que la conception précédente n'a pas eu une très bonne caractéristique de polarisation croisée. Cela a été encore plus marqué à des fréquences élevées, lorsque l'angle d'inclinaison du champ E par rapport à l'axe physique de l'antenne a augmenté considérablement. Par conséquent, il y avait une difficile inclinaison de polarisation tant que la fréquence de fonctionnement a été augmentée. Langley, Hall et Newham en 1996 ont trouvé une solution sur l'équilibre de l'antenne Vivaldi antipodale (ou Balanced Antipodal Vivaldi Antenna) dans la figure II.7.

La polarisation croisée est réduite en ajoutant une autre couche de métallisation, créant ainsi une structure équilibrée triplaque (triplane), en ajoutant un supplément de diélectrique et couche de métallisation qui équilibre la distribution du champ électrique dans la fente évasée. L'antenne commence dans une ligne micro-ruban. Un côté de la structure d'entrée est ensuite évasé pour produire la moitié d'un Vivaldi classique [75]. De l'autre côté, les plans de masse sont réduits à un ensemble équilibré de lignes qui sont évasées dans le sens opposé pour former la structure globale équilibrée (figure II.7).

Un autre aspect positif de cette conception est le fait que la ligne d'alimentation est créée par une ligne triplaque. Il s'agit de réduire le rayonnement de l'alimentation de l'antenne, ce qui pourrait se produire dans le cas des lignes d'alimentation ouvertes de la fente antipodale et la fente conique Vivaldi. Cette solution supprime les perturbations du diagramme de rayonnements causées par les lignes d'alimentation ouvertes. Il y a également quelques inconvénients de la conception équilibrée. Naturellement, la construction de l'antenne est plus compliquée en raison de la structure triplaque.

La propriété principale de cette antenne est la polarisation croisée et les propriétés correspondantes ne diffèrent pas par rapport à l'antenne antipodale. Pour une vaste gamme de fréquence, une largeur de faisceau constant a été atteint, avec une directivité plus de 10 dB.

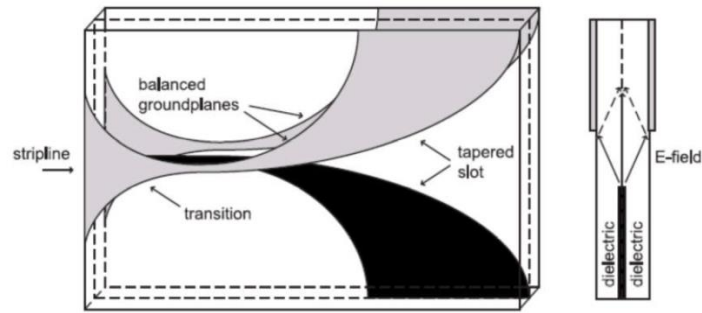


Figure II.7: Antenne antipodale équilibrée [76]

II.5. Antenne Micro-ruban Miniature Ultra Large Bande

Dans le cadre de notre travail, nous avons utilisé l'antenne ULB développée par N. SELAIDJI [77]. Dans ce qui suit, nous allons présenter les étapes de conception de cette antenne tout en présentons le coefficient de réflexion obtenu.

II.5.1. Conception de l'antenne

La géométrie de l'antenne micro-ruban étudiée est présentée sur la figure II.8. L'antenne est un patch rectangulaire qui a subi un certain nombre de modifications afin de pallier à la limitation de sa bande passante, étroite à l'origine.

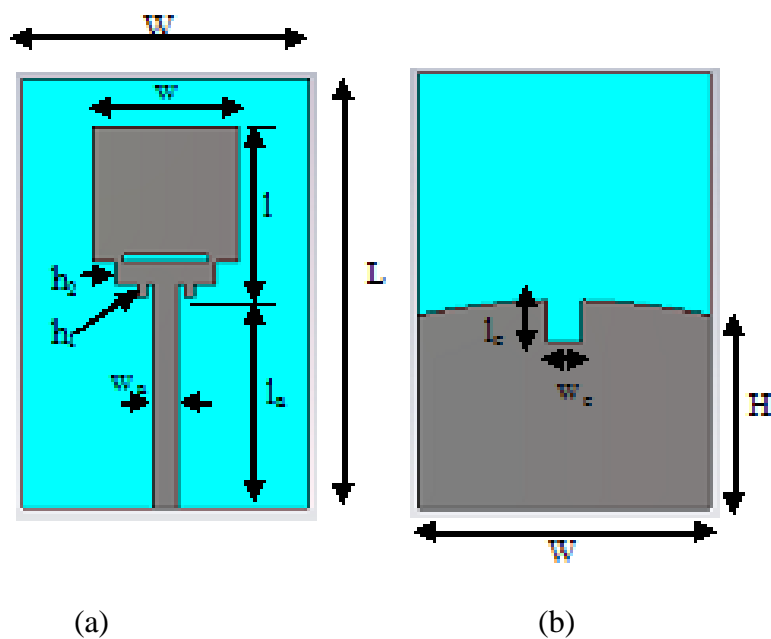


Figure II.8: Géométrie de la structure (a) Face supérieure (b) Face inférieure

Le patch ($l=12$ mm, $w=10$ mm) est réalisé sur un substrat de type FR-4 (permittivité diélectrique $\epsilon_r = 3.34$, épaisseur $h=0.794$ mm) et de dimensions $L=30$ mm et $W=25$ mm. Une fente rectangulaire est insérée sur l'élément rayonnant (0.5×6 mm²) assurant sa miniaturisation. Ce dernier est alimenté par ligne micro ruban de largeur w_a égale à 1.8 mm afin de l'adapter à une alimentation à 50 Ohm.

Une progression en marches d'escaliers entre l'alimentation et l'antenne permet une meilleure adaptation et l'apparition de nouvelles résonances. La largeur des marches est de 1.5 mm, leurs hauteurs respectives sont $h_1 = 1$ mm et $h_2 = 1.5$ mm. La longueur l_a de la ligne d'alimentation, ainsi que la largeur des encoches à l'entrée du patch ont été optimisées grâce au logiciel de simulation, afin d'obtenir une meilleure adaptation.

Un plan de masse partiel, semi-circulaire, auquel on a inséré une encoche, est imprimé sur la surface inférieure du substrat. Sa hauteur H est de 13.2 mm, il est de même largeur que le substrat (25 mm). La courbure du plan de masse est obtenue par un arc dont le rayon R est de 48.2 mm. L'encoche a pour dimensions $l_e = 3$ mm et $w_e = 2.4$ mm.

L'outil de simulation utilisé est le CST MWS (Computer Simulation Technology-Microwave Studio) qui se base sur la méthode d'intégration finie (FIT).

II.5.2. Résultats de simulation

La figure II.9 illustre le coefficient de réflexion de l'antenne utilisée en fonction de la fréquence pour un plan de masse avec encoche (en rouge) et sans encoche (en vert). Ce résultat nous montre la présence de résonances aux fréquences 4.03 GHz, 7.58 GHz et 10.15 GHz avec des niveaux du paramètre S_{11} de -31 dB, -29.3 dB et -35 dB respectivement.

La bande passante en impédance, mesurée à -10 dB, s'étale de 3.55 GHz à 11.17 GHz, soit une largeur de 7.62 GHz.

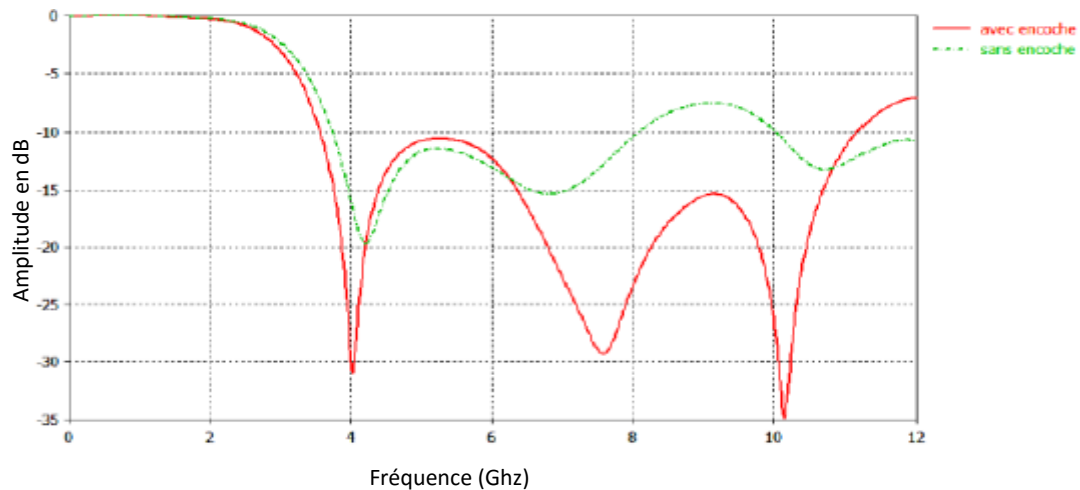


Figure II.9 : Coefficient de réflexion simulé S_{11} en fonction de la fréquence pour un plan de masse avec et sans encoche

Ce résultat a été comparé par N.SELADJI au cas d'une même antenne ayant un plan de masse partiel rectangulaire sans encoche [77]. Nous voulons ici montrer l'influence de ces paramètres sur le comportement de la structure. La bande passante obtenue dans ce cas est de 4.32 GHz (entre 3.75 GHz et 8.07 GHz). D'après ses résultats, nous pouvons conclure que la courbure qui a été infligée au plan de masse, la présence de l'encoche et le gap entre plan de masse et élément rayonnant ont permis d'élargir considérablement la bande en fréquences et d'obtenir une meilleure structure ULB.

D'un autre côté, il se trouve que la plus grande dimension du patch 1 (12mm) représente 0.14λ si on se réfère à la plus basse fréquence du spectre (λ étant la longueur d'onde en espace libre). Il s'agit bien d'une antenne miniature, c'est une tâche qui est assez difficile à réaliser dans le cas des antennes ULB.

La figure II.10 montre le coefficient de réflexion obtenu en utilisant les logiciels CST et HFSS. Nous remarquons une bonne concordance entre les résultats simulés. Il existe quelques différences si on considère les fréquences de résonance, cela dit, en termes de bande passante les résultats restent très comparables.

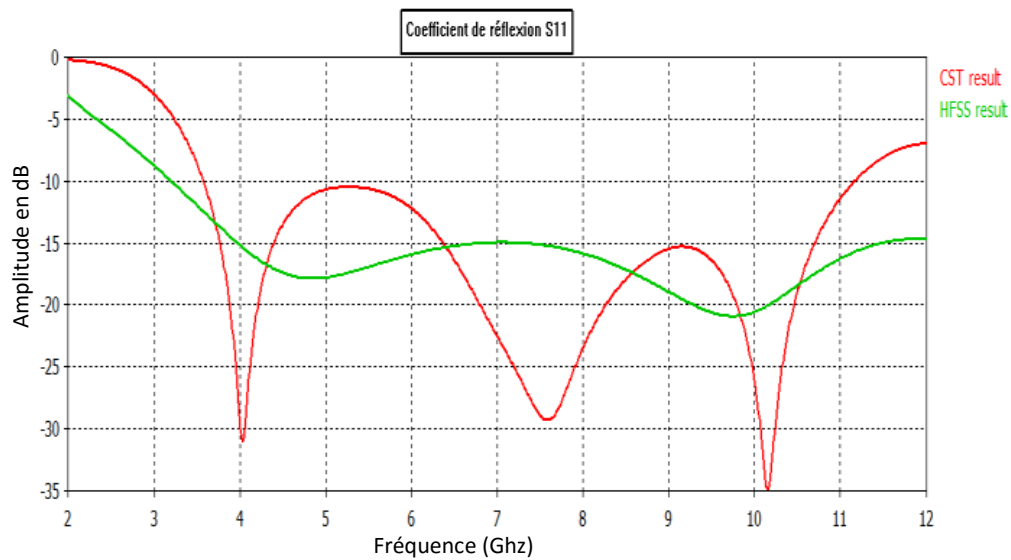


Figure II.10 : Comparaison entre le coefficient de réflexion obtenu par les deux logiciels CST et HFSS

La figure II.11 représente la variation de l'impédance d'entrée de l'antenne en fonction de la fréquence. Nous observons une assez bonne adaptation d'impédance qui varie autour de 50 Ohm sur toute la bande passante (entre 80 Ohm et 38 Ohm).

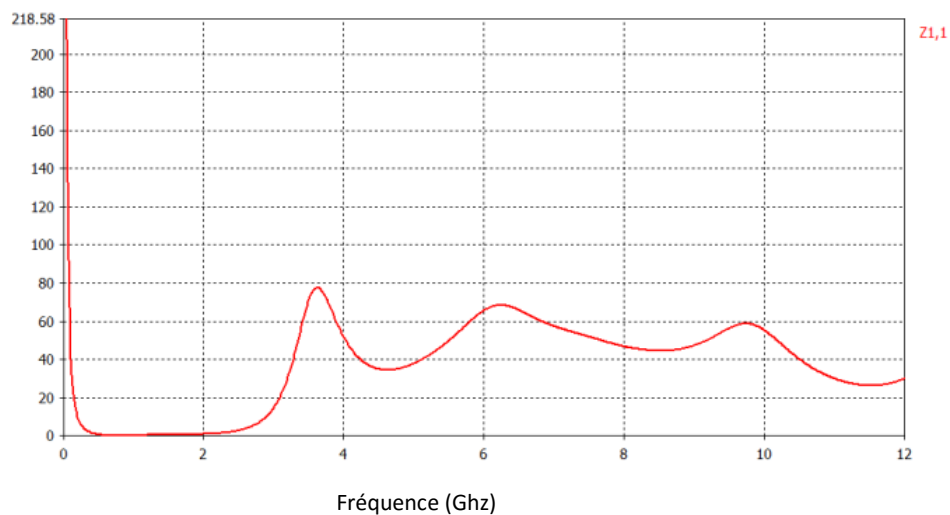


Figure II.11 : Variation de l'impédance d'entrée de l'antenne en fonction de la fréquence

La figure II.12 nous donne la variation du gain de l'antenne utilisée en fonction de la fréquence. Il se trouve être entre 2 et 4.1dBi sur la bande de fréquence qui nous intéresse, qui est [3.1-10.6 GHz]. Cette limitation du gain pourrait être améliorée par une éventuelle mise en réseau de l'antenne.

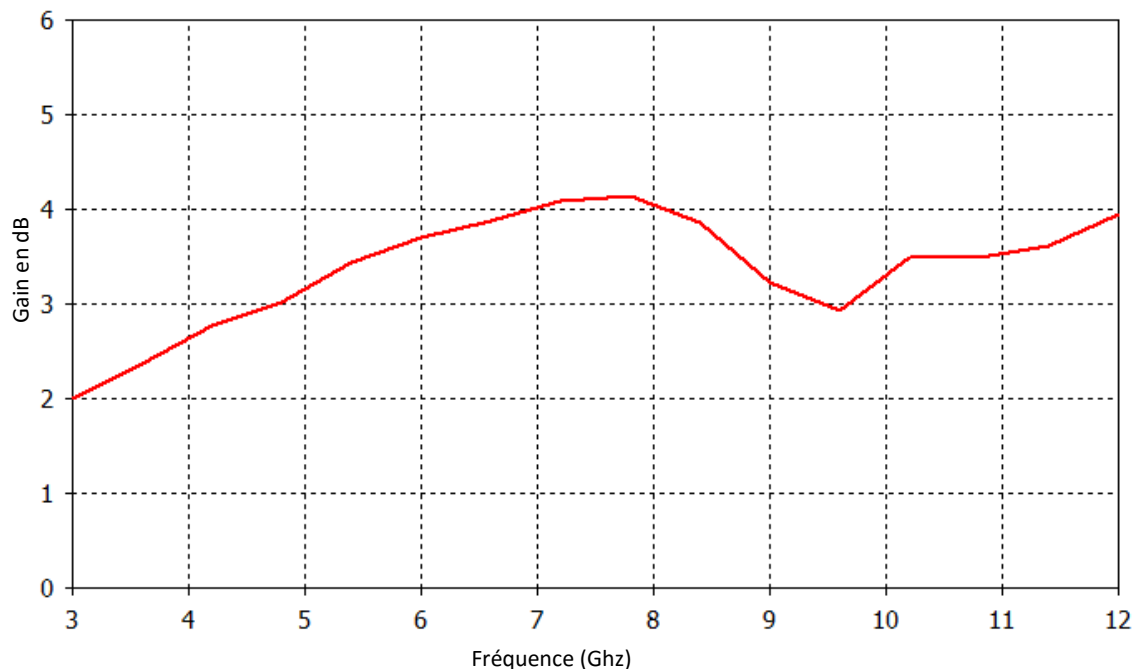


Figure II.12 : Variation du gain de l'antenne en fonction de la fréquence

II.6. Conclusion

Les antennes ULB exigent des largeurs de bande de fonctionnement jusqu' à 100% plus grandes que la fréquence centrale de la bande passante. La transmission et la réception réussies d'une impulsion ultra large bande dans le domaine micro-onde qui occupe le spectre entier de 3,1-10,6 GHz exigent une antenne qui possède une dispersion minimale et un taux d'onde stationnaire inférieur à 2 dans toute la bande.

Ainsi dans ce chapitre, nous avons présenté l'importance de l'ULB dans le domaine d'imagerie micro-ondes. Une étude de antennes Vivaldi qui sont aussi très utilisées dans le domaine d'imagerie ainsi que d'autres types d'antenne Micro-ruban Miniature Ultra Large Bande ont été entrepris dans le but de les exploiter pour concevoir le système d'imagerie micro-ondes qui fera l'objet du chapitre suivant.



Chapitre III :
Modèles de simulation



III.1. Introduction

Le cancer du sein est le cancer le plus fréquent chez la femme en particulier dans les pays développés [78]. Son incidence est estimée à plus d'un million de nouveaux cas par an dans le monde ; 22% des cancers diagnostiqués chez la femme [79]. Le cancer du sein est à l'origine de 14% des décès chez les femmes, soit plus de 370 000 décès par an dans le monde.

Depuis la naissance des techniques radiologiques dans les années 1960, plusieurs méthodes ont été mises au point. Les plus fréquentes sont basées sur l'utilisation des rayons X, ultrasons et champs magnétiques.

Le développement des techniques scientifiques actuelles améliore, de jour en jour, la qualité de la santé, du travail, et de la vie de l'Homme. Le domaine de la médecine en particulier a permis une amélioration considérable. Les techniques de diagnostic médical radiologique, qui permettent de visualiser l'intérieur d'un organisme de façon non évasive, sont les exemples mêmes de ce progrès scientifique [80].

La mammographie est l'examen de référence pour le dépistage et le diagnostic du cancer du sein [81]. Ses performances sont néanmoins limitées notamment quand la densité mammaire est élevée, elles sont estimées à 82% [82].

L'imagerie du sein permet aujourd'hui non seulement la détection de lésions infracentimétriques, mais également leur caractérisation. La détection repose encore principalement sur la mammographie, qui est le meilleur examen de dépistage du cancer du sein. L'échographie et l'IRM sont des techniques de plus en plus employées pour la caractérisation de lésions mammaires douteuses ou ambiguës. La détermination du caractère bénin ou malin d'une lésion solide en échographie se base habituellement sur des critères morphologiques: forme, échogénicité, atténuation postérieure, irrégularité des contours ou microlobulation. L'analyse des lésions mammaires en IRM est basée principalement sur des critères morphologiques (taille, forme, contours, rehaussement interne des prises de contraste), mais aussi cinétiques (rapidité, intensité, dynamique de la prise de contraste).

Le développement des antennes micro ruban émetteurs-récepteurs fonctionnant à 2,45GHz est connu pour réduire les données encombrées, dans un intérêt de produire des images bien localisées ou des parties réelles et imaginaires des nombres d'ondes. Les interactions entre les champs électromagnétiques et les signaux gigahertz sont principalement à l'étude pour un contraste significatif et cohérent entre les tissus mammaire et d'autres.

Dans ce chapitre, nous présentons les modèles de simulation de l'imagerie micro-ondes du sein dans un but de localiser et caractériser les tumeurs cachées de même nous exposons

un autre modèle de simulation pour la détection des objets enfouis en utilisant des ondes électromagnétiques à des fréquences micro-ondes.

III.2. Modèles et simulation

Dans le cadre de notre projet, nous nous sommes intéressés à la détection du cancer du sein et aux objets enfouis.

III.2.1. Modèle du sein

III.2.1.1. Principe

La technique d'imagerie micro-ondes du sein utilise la diffusion de signaux par un objet, lorsque celui-ci est éclairé par un signal électromagnétique. La diffusion du signal par un objet dépend de divers facteurs, dont l'environnement, la force du signal, et les propriétés du matériau. Pour une source de signal de données, le signal diffusé dépend des caractéristiques électriques de l'objet, en particulier la constante diélectrique et la conductivité. Ce principe est utilisé pour détecter les tumeurs dans le sein à l'aide des signaux micro-ondes. Les tumeurs du sein ont des propriétés électriques très distinctes (permittivité diélectrique élevée et une conductivité plus élevée), ce qui permet de les détecter en analysant les signaux diffusés. Comme le montre la figure III.1, la quantité de signal diffusée par une tumeur du sein est supérieure à celle des tissus mammaires normaux. Celle-ci peut être reçue par une antenne bien localisée ou la modification de ces propriétés d'émission en raison des signaux diffusés, peuvent être analysés et utilisés pour la détection des tumeurs.

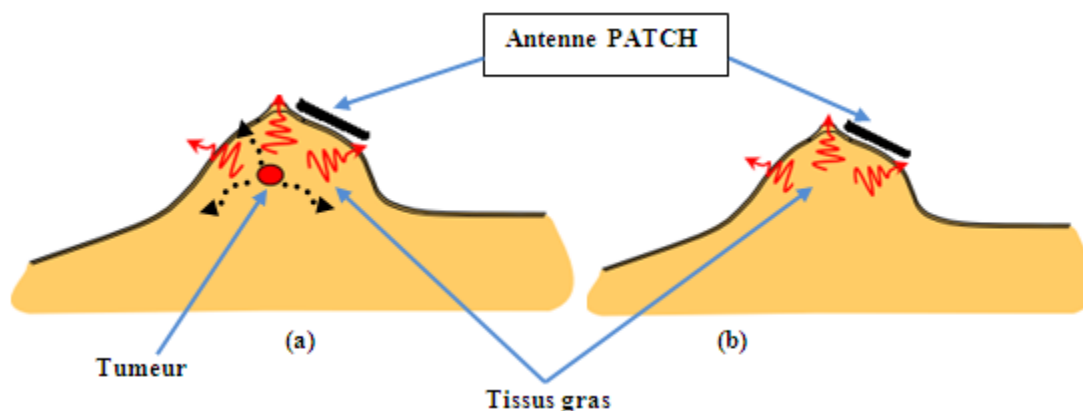


Figure III.1: Schéma représentatif du sein, antenne patch et tumeur montrant diffusion de signaux. (a) sein avec tumeur. (b) sein normal.

III.2.1.2. Modèle du sein pour l'acquisition de données

Les données pour les techniques d'imagerie micro-ondes ULB sont acquises à partir des fantômes mammaires numériques en utilisant le logiciel CST. Plusieurs modèles des seins ont été utilisés par les chercheurs [83, 84, 85, 86, 87]. Nous présentons ici un modèle du sein hémisphérique dont les dimensions sont indiquées dans le tableau III.1. La taille de la tumeur est comprise entre 0,2 cm et environ 1,5 cm ou plus. La figure III.2 représente le modèle du sein simulé sous le logiciel CST. Une antenne mono pôle décrite dans le chapitre précédent est utilisée pour l'émission et la réception de l'impulsion ULB (figure III.2).

Modèle	Taille (cm)
Diamètre du sein	10
Hauteur du sein	6
Épaisseur de la peau	0.2
Épaisseur de la poitrine	2

Tableau III.1 : Dimensions du modèle du sein.

Les propriétés diélectriques sont données dans le tableau III.2, où σ est la conductivité du tissu exprimée en (Siemens/ mètre) et ϵ_r est la permittivité relative.

Matériel	La conductivité σ (S / M)	Permittivité ϵ_r
Peau	1.49	37.9
Graisse	0.14	5.14
Poitrine	1.85	53.5
Tumeur	1.20	50

Tableau III.2 : Propriétés diélectriques des parties du modèle du sein

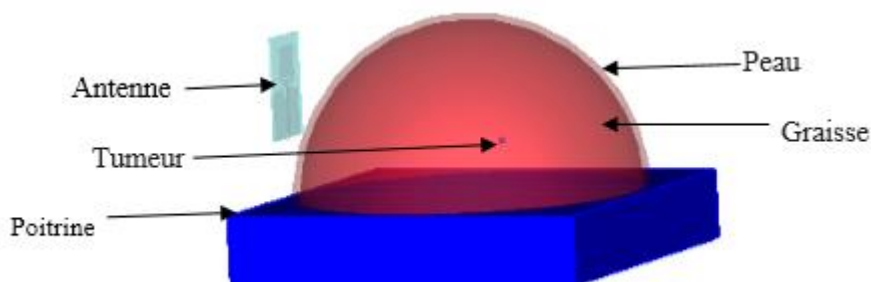


Figure III.2 : Modèle du sein sous le logiciel CST.

L'antenne utilisée dans nos applications, est déplacée de façon séquentielle afin de former une rangée circulaire synthétique et, à chaque position prédéfinie, elle transmet une

impulsion ULB dans le fantôme du sein et le signal rétrodiffusé est enregistré par la même antenne dans une configuration radar mono statique (Figure III.3).

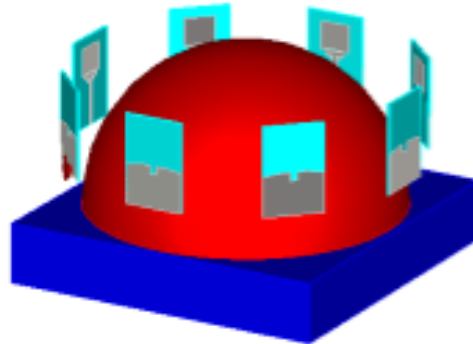


Figure III.3 : Réseau d'antennes synthétique circulaire autour du fantôme du sein

Les signaux du réseau synthétiques sont enregistrés puis importés dans "Matlab" pour l'étape de post-traitement et de création d'image. La figure III.4 montre la forme d'onde utilisée comme signal d'excitation de l'antenne dans les simulations. Il s'agit d'un Gaussien monocycle ULB. De même sur cette même figure, on reporte aussi la forme d'onde enregistrée dans l'une des positions de l'antenne. Le signal rétrodiffusé est composé de réflexions dues à la peau, la graisse, la tumeur (le cas échéant) et l'antenne elle-même. La gamme de fréquence choisie est comprise entre 4 et 5 GHz.

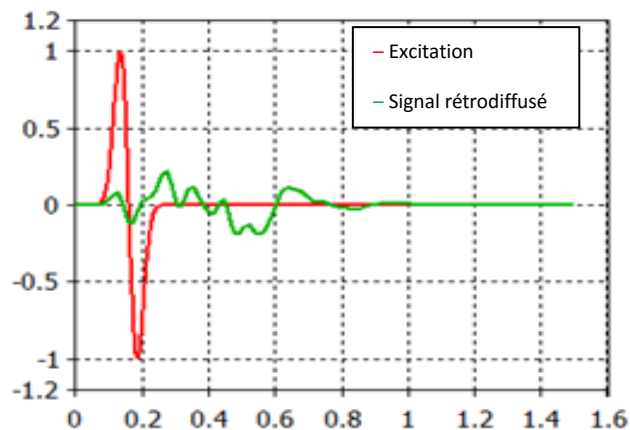


Figure III.4 : Excitation (rouge) et signal rétrodiffusé enregistré (vert) pour une position d'antenne particulière.

III.2.2. Modèle de simulation pour la détection des objets enfouis

Dans notre cas, nous nous sommes intéressés à la détection des barres métalliques enfouies dans un pilier en béton. La figure III.5 présente le modèle de pilier en béton avec une barre métallique verticale intégrée à l'intérieur et la même antenne monopôle est utilisée pour la transmission et la réception de l'impulsion ULB.

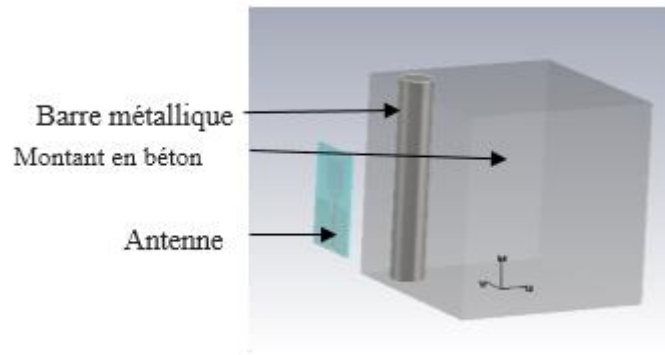


Figure III.5 : Modèle de pilier en béton et l'antenne mono polaire sous le logiciel CST.

Sous le logiciel CST, plusieurs simulations ont été réalisées (figure III.6) à savoir : une simulation avec une barre métallique verticale insérée dans le pilier; une simulation avec une barre métallique oblique intégrée ; et enfin, un modèle à deux barres métalliques verticales. Dans chacun d'eux l'antenne a été déplacée dans 64 positions prédéfinies pour créer une matrice synthétique de (8x8), et à chaque position le coefficient de réflexion (S_{11}) est enregistré.

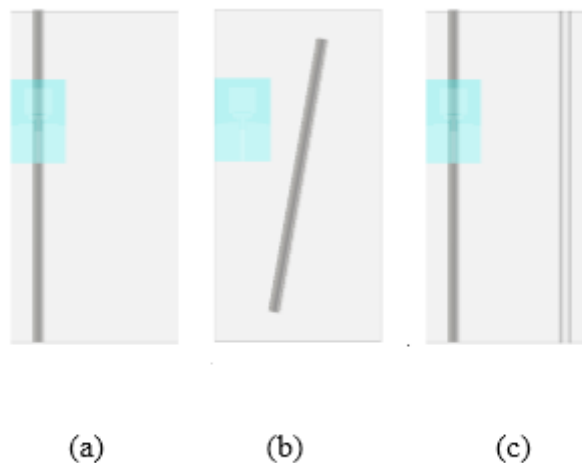


Figure III.6 : (a) Barre métallique verticale, (b) Barre oblique (c) Deux barres de 04 mm

Les dimensions de la colonne en béton et la barre métallique du modèle ci-dessus sont données dans le tableau III.3. Les propriétés diélectriques respectives sont indiquées dans le tableau III.4, où σ est la conductivité (siemens / m) et ϵ_r est la permittivité relative.

Modèle	Taille [mm]
largeur du pilier en béton	60
Diamètre de la barre	4

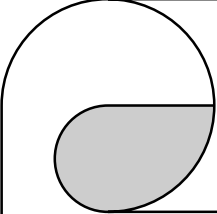
Tableau III.3 : Dimensions du modèle

Matériel	Conductivité σ [S /M]	Permittivité ϵ_r
Béton	0	6.5
Métal	$9,93 \times 10^6$	Infini


Tableau III.4 : Propriétés diélectriques

III.3. Conclusion

Ce chapitre a été consacré aux différents modèles de simulations (modèle du sein et du pilier). Nous avons présenté quelques configurations de montages à base d'antennes ULB utiles pour la détection de la tumeur au niveau du sein et les objets enfouis. Les résultats de simulation obtenus peuvent être utilisés pour constituer une base de données dans le but de reconstruire des images 2D.



Chapitre IV :
Application des méthodes de
traitement d'images



IV.1. Introduction

Le traitement d'images est l'ensemble des méthodes et techniques opérant sur celles-ci, dans le but de rendre cette opération possible, plus simple, plus efficace et plus agréable, d'améliorer l'aspect visuel de l'image et d'en extraire des informations jugées pertinentes.

Dans ce cadre nous avons développé une application permettant d'intégrer sous une seule interface graphique des outils de traitement et de manipulation d'images. Cette application est développée sous Matlab à l'aide du toolbox GUIDE.

Ainsi, ce dernier chapitre portera sur l'application des méthodes de traitement des images ainsi reconstruites dans le but de détecter et surtout améliorer la qualité des objets à localiser.

IV.2. Méthodes de traitement d'image

Il existe plusieurs méthodes de traitement d'images disponible dans la littérature permettant d'obtenir des images plus nettes tout en réduisant les bruits [88]. Dans le cadre de notre étude, nous nous sommes contentés d'appliquer quelques-unes les plus couramment rencontrées à savoir : le filtre morphologique et la détection de contours.

IV.2.1. Réduction de bruit par un filtre morphologique

En morphologie mathématique, filtrer, c'est conserver l'image en supprimant certaines structures géométriques correspondant au bruit (en général implicitement définies par un ou plusieurs éléments structurants).

Le filtre morphologique simplifie l'image en lui préservant la structure, mais il perd en général de l'information. Le filtre morphologique est stable et possède une classe d'invariance connue.

Les opérations morphologiques les plus fondamentales sont la **dilatation** et l'**érosion**. La dilatation ajoute des pixels aux limites des objets dans une image, tandis que l'érosion enlève des pixels sur les contours des objets. Le nombre de pixels ajoutés ou retirés des objets dans une image dépend de la taille et de la forme de l'**élément structurant** utilisé pour traiter l'image. Dans les opérations de dilatation et d'érosion morphologiques, l'état d'un pixel donné de l'image de sortie est déterminé par l'application d'une règle pour le pixel correspondant et ses voisins à l'image d'entrée. La règle utilisée pour traiter les pixels définit l'opération comme une dilatation ou une érosion.

Une telle transformation permet de supprimer les pixels isolés qui correspondent au bruit, puis de dilater les formes de l'image afin de leur rendre une proportion proche de celle qu'elles avaient avant l'érosion. Le bruit est ainsi atténué.

Lorsqu'une image est bruitée, sa binarisation fait apparaître des points noirs ou des points blancs parasites et isolés dont il faut se débarrasser par des techniques : la dilatation et l'érosion.

✓ **Dilatation**

La dilatation consiste à éliminer les points noirs isolés : on dilate les parties blanches ce qui enlève les points noirs. La méthode est le balayage de l'image par une fenêtre $(2n+1) \times (2n+1)$ avec utilisation du OU logique (n est le nombre de pixels). On place le centre de la fenêtre sur le pixel courant et on effectue un OU logique sur les $(2n+1)^2 - 1$ pixels environnants. Si le résultat est **1**, le pixel est mis à **1**; si le résultat est **0**, le pixel est conservé.

✓ **Erosion**

Il s'agit ici d'éliminer les points blancs isolés. La méthode est assez similaire à celle de la dilatation. On balaie l'image avec une fenêtre de taille $(2n+1) \times (2n+1)$. On place le centre de la fenêtre sur le pixel courant. On effectue un ET logique sur les pixels environnants.

Si le résultat est 1, le pixel est conservé; si le résultat est 0, le pixel est mis à 0.

✓ **L'élément structurant**

L'élément structurant permet de définir un voisinage pour chacun des pixels de l'image d'origine : les pixels voisins sont ceux à 1 au sein de l'élément structurant. On balaie ensuite l'ensemble des pixels de l'image en leur appliquant l'élément structurant. La valeur d'un pixel après érosion est alors définie comme étant la valeur minimale de tous les pixels dans son voisinage. Pour une image binaire, si l'un des pixels du voisinage est à 0, la valeur de sortie du pixel est alors automatiquement 0.

Cet élément structurant peut être défini par une matrice de 0 et de 1.

IV.2.2. Détection de contours

Le but de la détection de contours est de repérer les points d'une image numérique qui correspondent à un changement brutal de l'intensité lumineuse. La détection des contours d'une image réduit de manière significative la quantité de données et élimine les informations

qu'on peut juger moins pertinentes, tout en préservant les propriétés structurelles importantes de l'image. **Contours = | image initiale – flou |**

Il existe un grand nombre de méthodes de détection de contours de l'image. Dans ce qui suit quelques méthodes seront exposées :

➤ **Filtre de Sobel**

Le principe de ce filtre est que l'opérateur calcule le gradient de l'intensité de chaque pixel. Ceci indique la direction de la plus forte variation du clair au sombre, ainsi que le taux de changement dans cette direction. On connaît alors les points de changement soudain de luminosité, correspondant probablement à des bords, ainsi que l'orientation de ces bords.

L'opérateur utilise des matrices de convolution. La matrice (généralement de taille 3×3) subit une convolution avec l'image pour calculer des approximations des dérivées horizontale et verticale.

➤ **Filtre médian**

Le filtre médian est un filtre non linéaire, souvent utilisé pour la réduction de bruit. La réduction de bruit est une étape de traitement classique visant à améliorer les résultats de traitements.

La technique de filtre médian est largement utilisée en traitement d'images numériques car il permet sous certaines conditions de réduire le bruit tout en conservant les contours de l'image.

➤ **Filtre linéaire**

Un filtre linéaire transforme un ensemble de données d'entrée en un ensemble de données de sortie selon une opération mathématique appelée convolution. Lorsqu'il s'agit de données numérisées comme dans le cas du traitement d'image, la relation entre les valeurs des pixels de sortie et celle des pixels d'entrée est décrite par un tableau de nombres, généralement carré, appelé matrice de convolution. Le temps de calcul est souvent réduit lorsqu'on veut séparer un filtre en deux filtres dont la convolution mutuelle permet de le reconstituer l'image.

IV.3. Applications pour l'imagerie micro-ondes

Dans ce qui suit, nous allons présenter des résultats de simulations pour le cas de la détection du cancer du sein et des objets enfouis et comme dernière application la détection d'un être humain derrière un mur.

IV.3.1. Détection des tumeurs du cancer du sein

IV.3.1.1. Cas d'une seule tumeur

Nous allons appliquer maintenant les deux filtres morphologiques décrits précédemment pour traiter des images reconstruites contenant une seule tumeur et différents niveaux de bruits.

➤ **Méthode d'érosion**

Les figures IV.1.b et IV.1.d représentent les résultats de simulation pour le cas d'une seule tumeur tout en appliquant la méthode d'érosion. Pour cela, nous avons pris deux images dont le niveau de bruit diffère (figures IV.1.a et IV.1.c). Nous remarquons que l'application d'un algorithme de filtrage morphologique (l'érosion) permet de réduire le niveau de bruit de l'image d'une façon considérable.

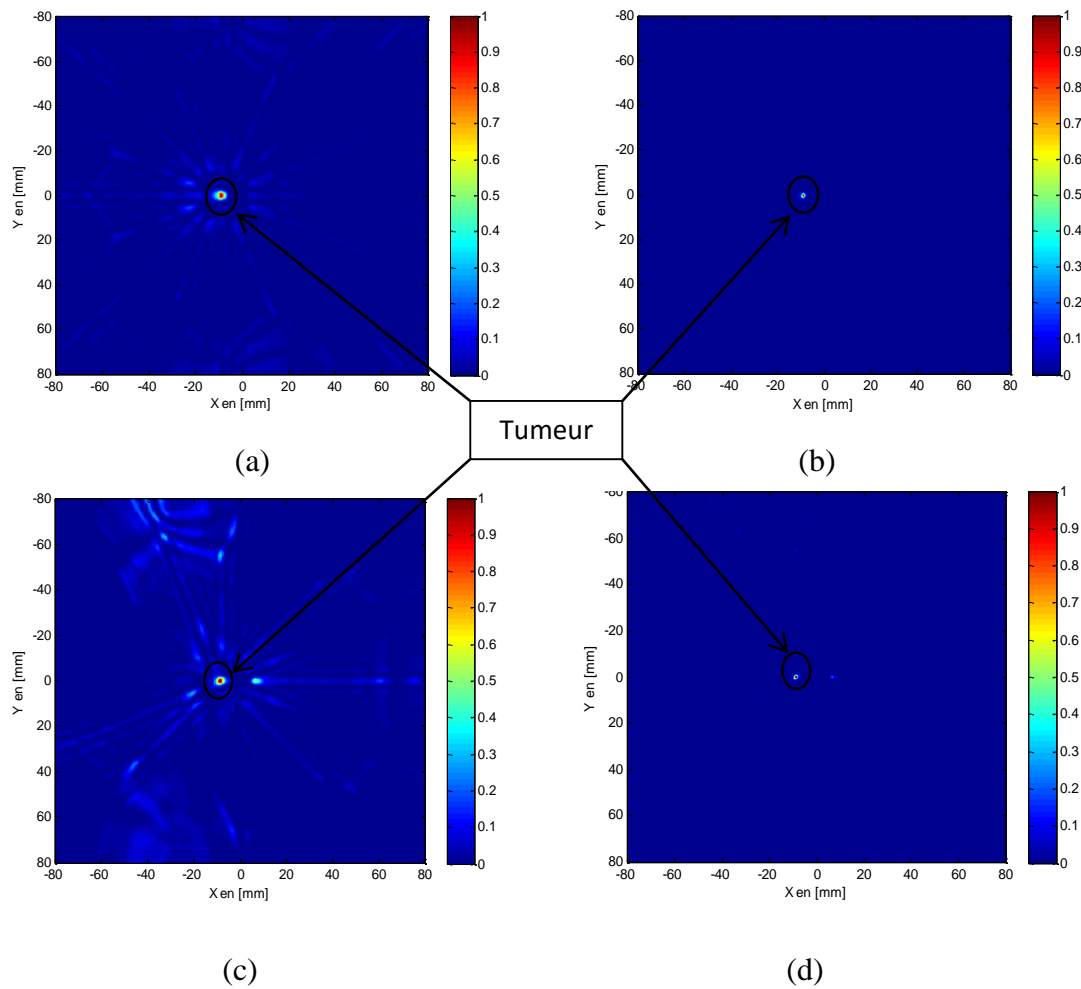


Figure IV.1 : Images en 2D pour le cas d'une seule tumeur

(a) et (c) images reconstruites non traitées

(b) et (d) image reconstruites traitées par la méthode d'érosion

➤ Méthode de dilatation

De la même façon, nous appliquons la méthode de dilatation pour le cas deux images bruitées. Les résultats de simulation sont esquissés sur les figures IV.2.b et IV.2.d. On remarque que la tumeur apparaît clairement avec la présence de quelques artéfacts.

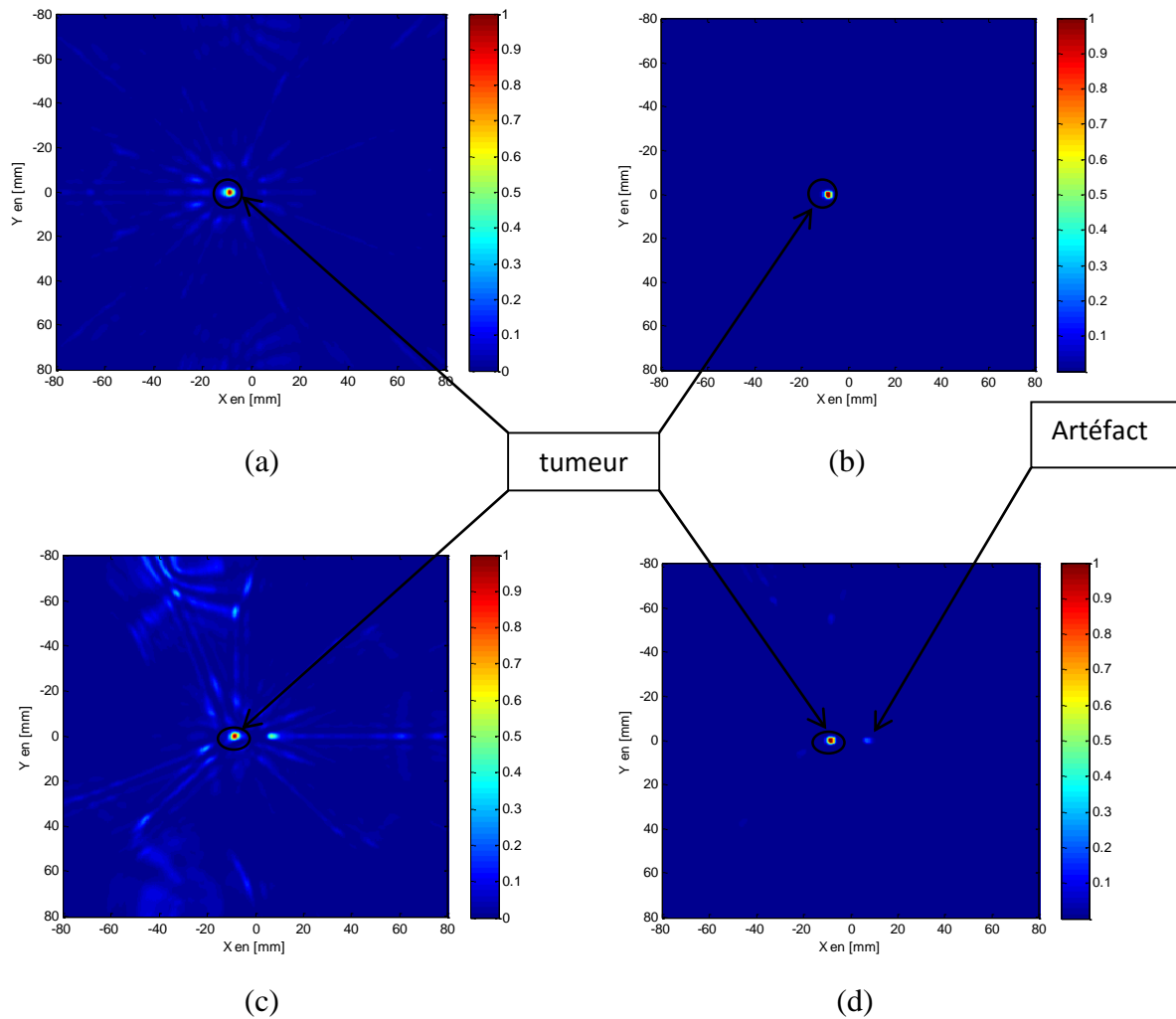


Figure IV.2 : Images en 2D pour le cas d'une seule tumeur

(a) et (c) images reconstruites non traitées

(b) et (d) image reconstruites traitées par la méthode de dilatation

En guise de conclusion, nous pouvons nous contenter de la première méthode d'érosion qui a donné un résultat plus meilleur que la seconde. Cependant, la méthode de d'érosion réduit les la taille des objets à détecter.

IV.3.1.2. Cas de deux tumeurs

Nous allons maintenant appliquer les méthodes d'érosion et de dilatation pour le cas d'une image contenant deux tumeurs. Sur les images IV.3.a et IV.3.b, on applique un traitement en utilisant les fonctions de dilatation et d'érosion ; pour se faire, nous avons essayé d'éroder les deux images indépendamment. Les résultats obtenus des deux images érodées et même procédure pour la méthode de dilatation, sont donnés par les figures IV.4.

On remarque que le bruit est plus réduit en utilisant la méthode d'érosion de même la taille est réduite.

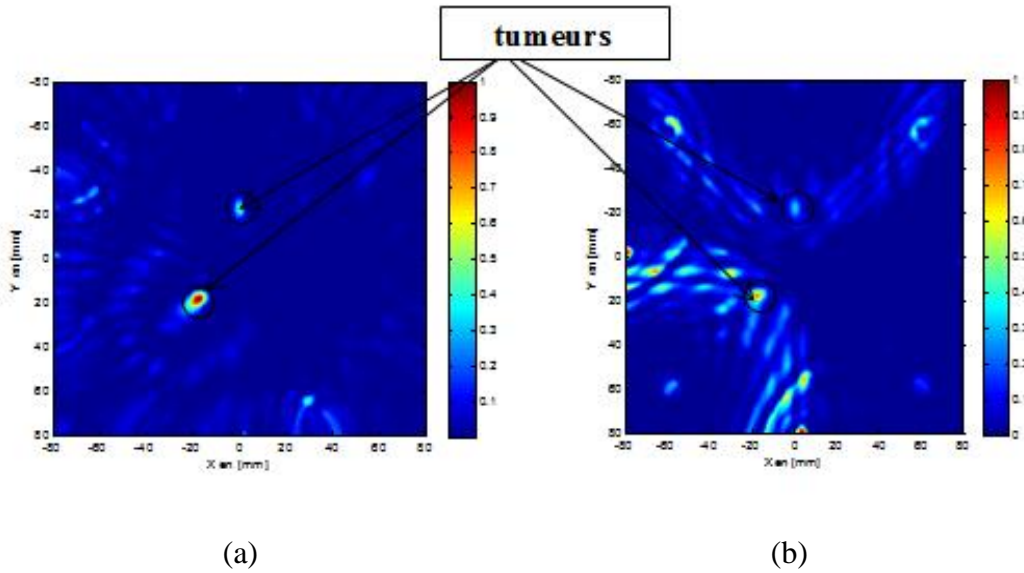
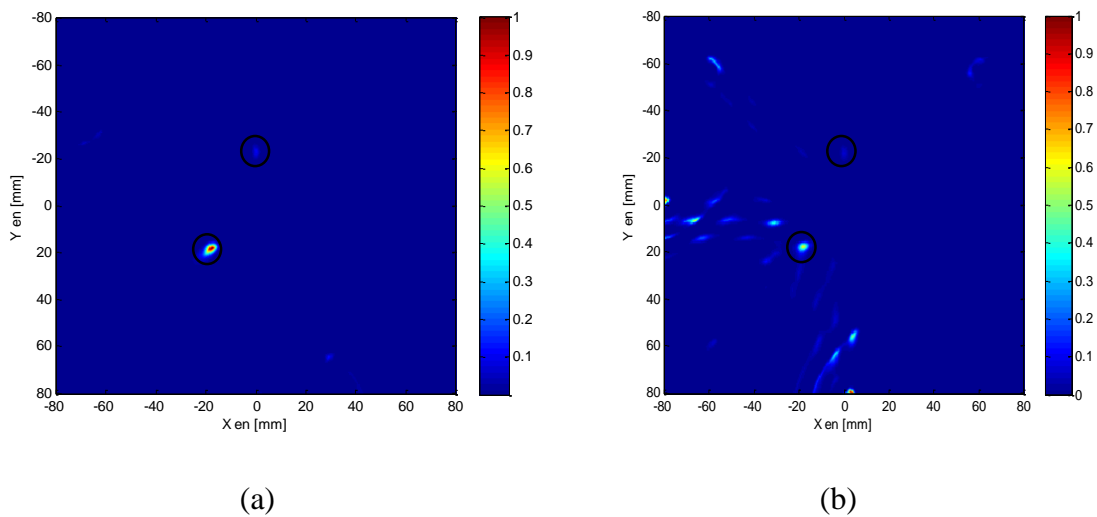


Figure IV.3 : Images en 2D pour le cas de deux tumeurs avec différents niveaux de bruits

(a) SNR=45dB (b) SNR= 30dB.



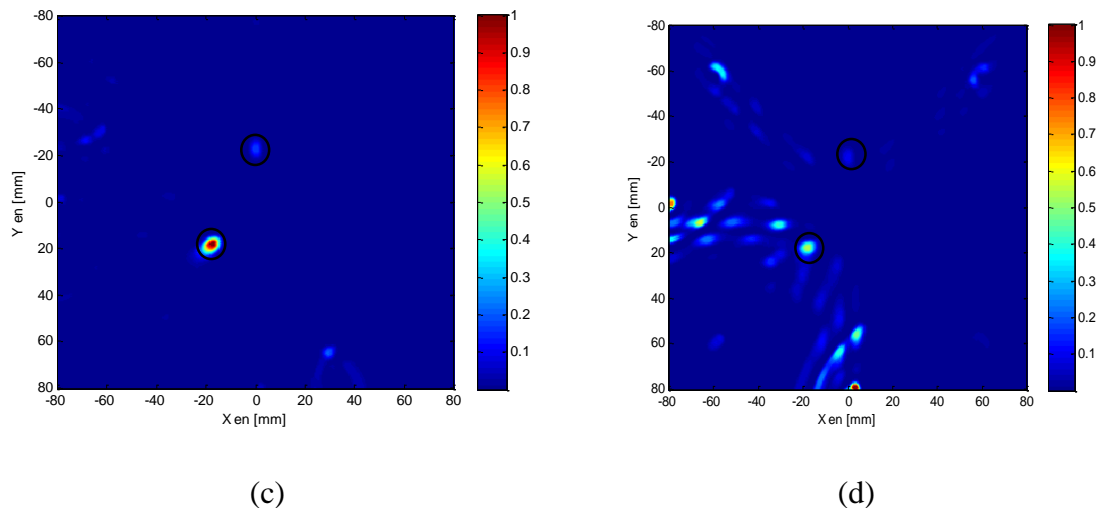


Figure IV.4 : Images en 2D pour le cas de deux tumeurs

(a) et (b) images reconstruites traitées par la méthode d'érosion

(c) et (d) images reconstruites traitées par la méthode de dilatation

IV.3.2. Détection des barres enfouies dans des piliers en béton

IV.3.2.1. Cas d'une barre

Nous commençons notre premier traitement sur le cas de la détection d'une barre en acier enfouie dans un pilier en béton. L'image est acquise via un algorithme de reconstruction basé sur la technique radar. Notre but est d'éliminer les bruits qui entourent les objets ainsi détectés (figures IV.5.a et IV.5.c) ; pour cela nous avons appliqué les méthodes de dilatation et d'érosion en utilisant l'outil « image processing » disponible sous Matlab.

Les figures (IV.5.b, IV.5.d) et (IV.6.b, IV.6.d) représentent respectivement les résultats obtenus en appliquant les méthodes d'érosion et de dilatation.

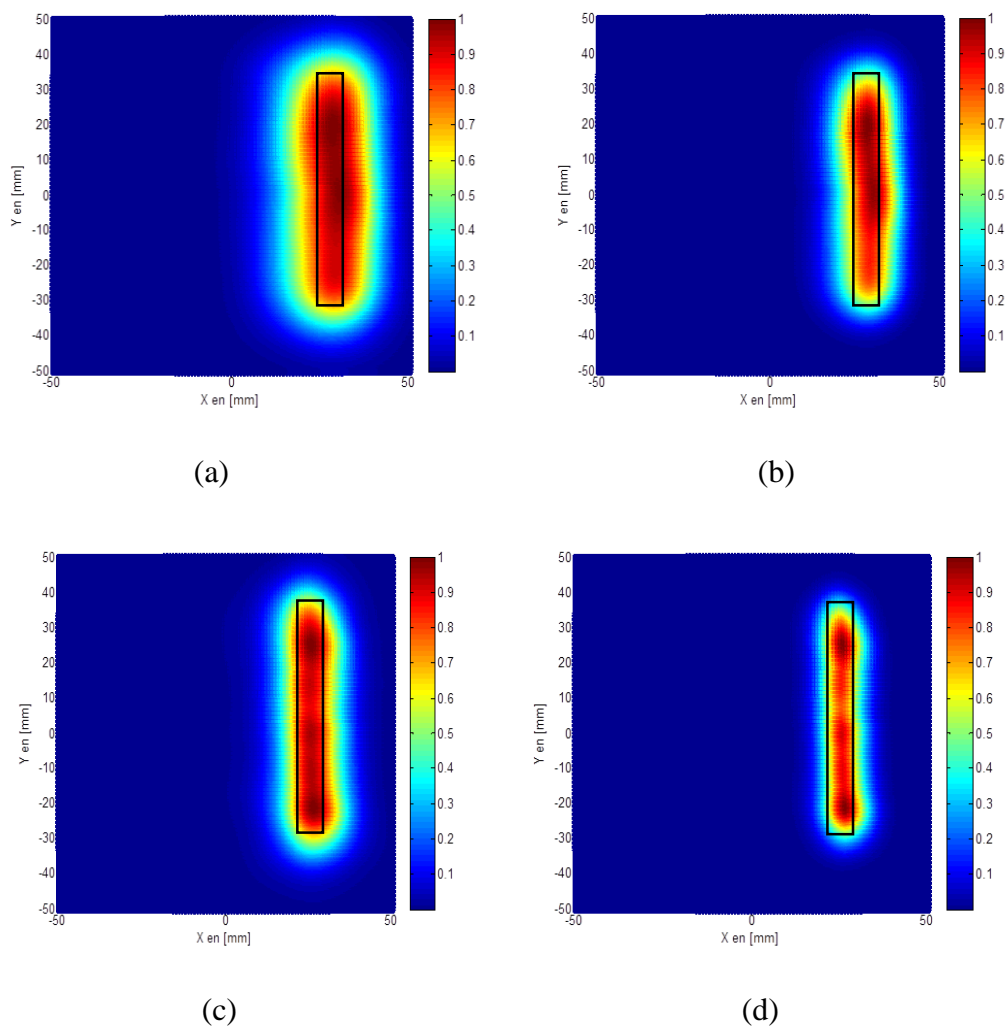


Figure IV.5 : Images en 2D pour le cas d'une barre

(a) et (c) images reconstruites non traitées avec différents niveaux de bruits

(b) et (d) image reconstruites traitées par la méthode d'érosion

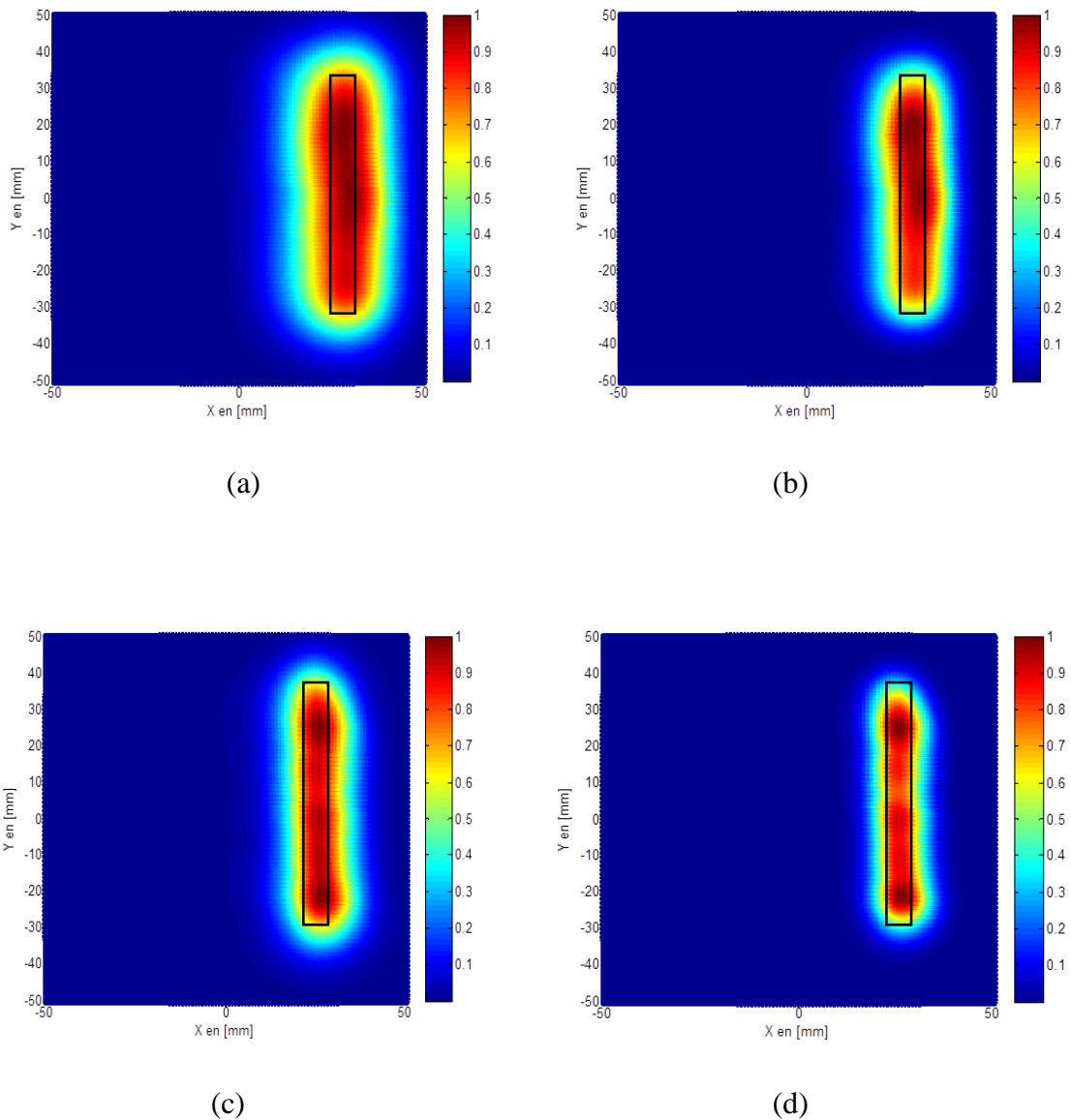


Figure IV.6 : Images en 2D pour le cas d'une barre

(a) et (c) images reconstruites non traitées avec différents niveaux de bruits

(b) et (d) image reconstruites traitées par la méthode de dilatation

Par ailleurs, nous avons essayé d'appliquer d'autres types de filtres disponibles dans la toolbox « image processing », il s'agit du filtre linéaire et médian. Les résultats obtenus sont esquissés respectivement par les figures IV.7 et IV.8. Il est à noter dans ce cas que le filtrage médian est moins adapté que le filtrage linéaire pour réduire le bruit impulsif.

➤ Filtre linéaire

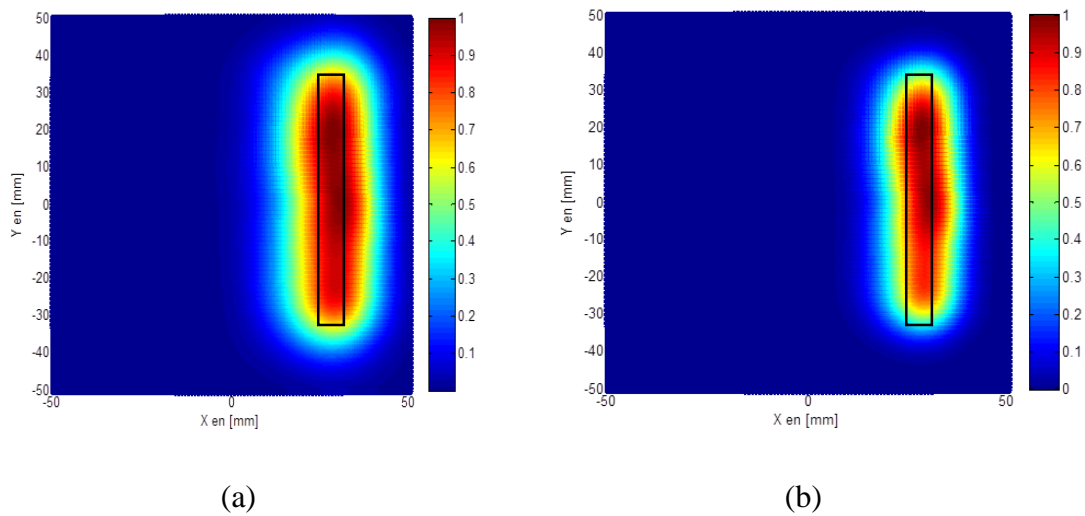


Figure IV.7 : Images en 2D pour le cas d'une barre

(a) image reconstruite non traitée

(b) image reconstruite traitée par le filtre linéaire

➤ Filtre médian

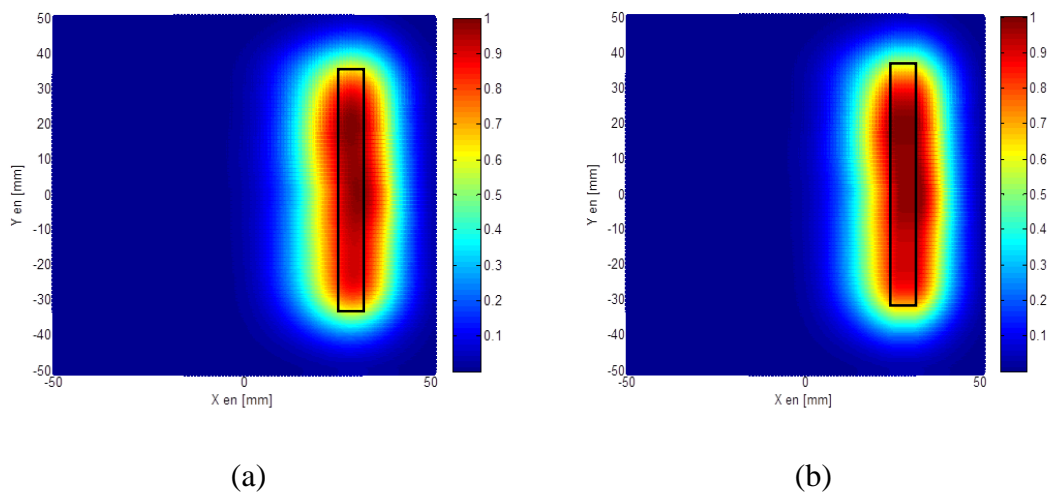


Figure IV.8 : Images en 2D pour le cas d'une barre

(a) image reconstruite non traitée

(b) image reconstruite traitée par le filtre médian

IV.3.2.2. Cas de deux barres

De la même façon, nous appliquons les mêmes méthodes utilisées précédemment dans le but de mieux réduire les bruits apparaissant dans les images reconstruites. Les résultats de simulation sont donnés dans les figures IV.9 et IV.10.

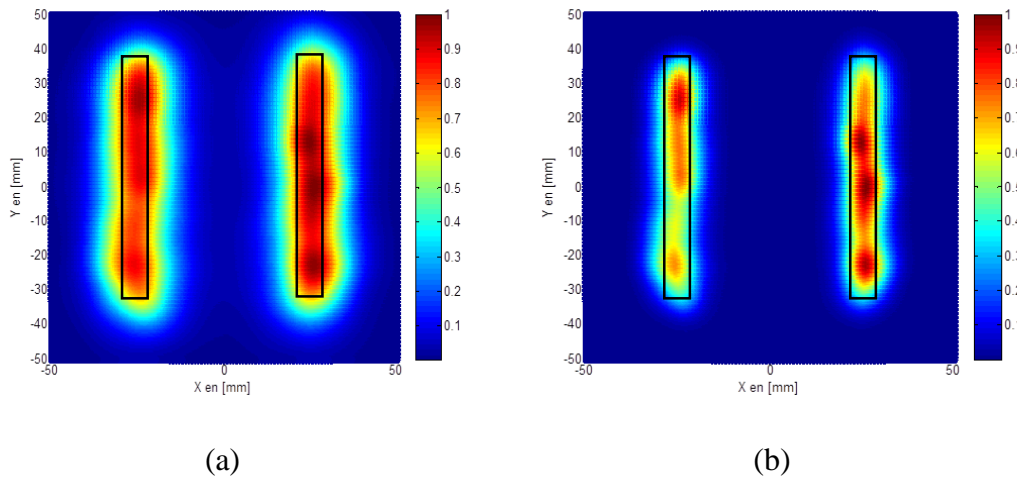


Figure IV.9 : Images en 2D pour le cas de deux barres

(a) image reconstruite non traitée

(b) image reconstruite traitée par la méthode d'érosion

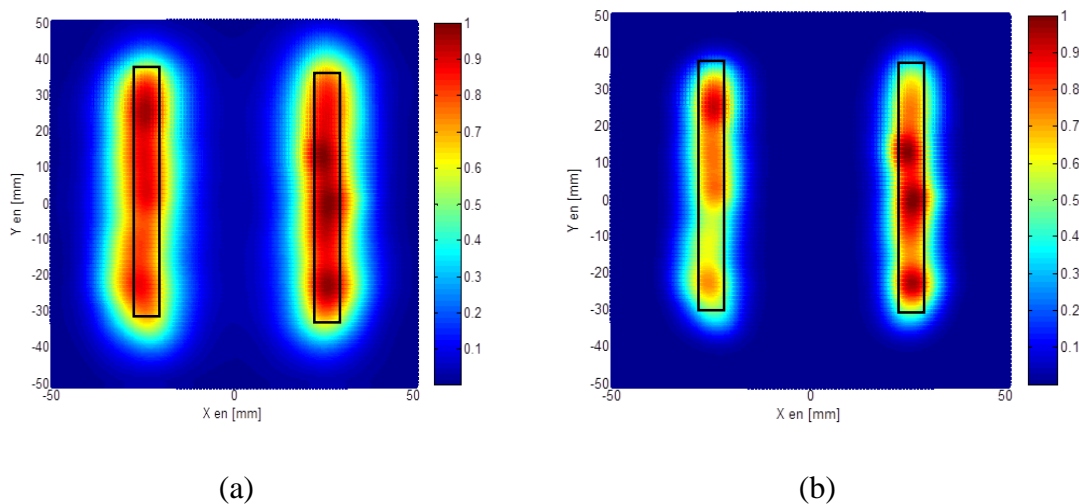


Figure IV.10 : Images en 2D pour le cas de deux barres

(a) image reconstruite non traitée

(b) image reconstruite traitée par la méthode de dilatation

D'après les résultats obtenus, on remarque l'image est bien filtrée avec la méthode d'érosion.

Par ailleurs, nous avons essayé d'appliquer les filtres linéaire et médian pour mieux voir l'influence de ces derniers sur la qualité de l'image (figures IV.11 et IV.12).

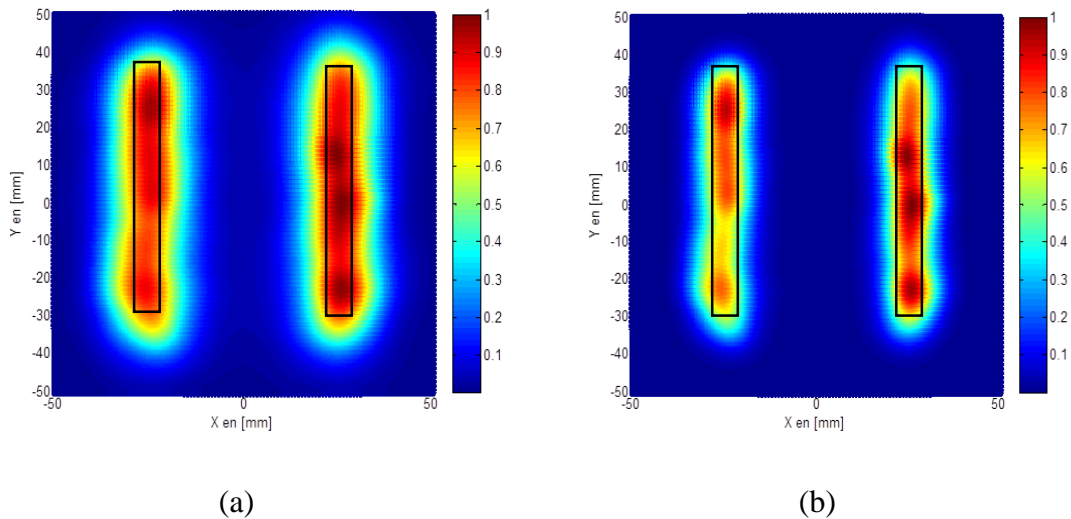


Figure IV.11 : Images en 2D pour le cas deux barre

(a) image reconstruite non traitée

(b) image reconstruite traitée par le filtre linéaire

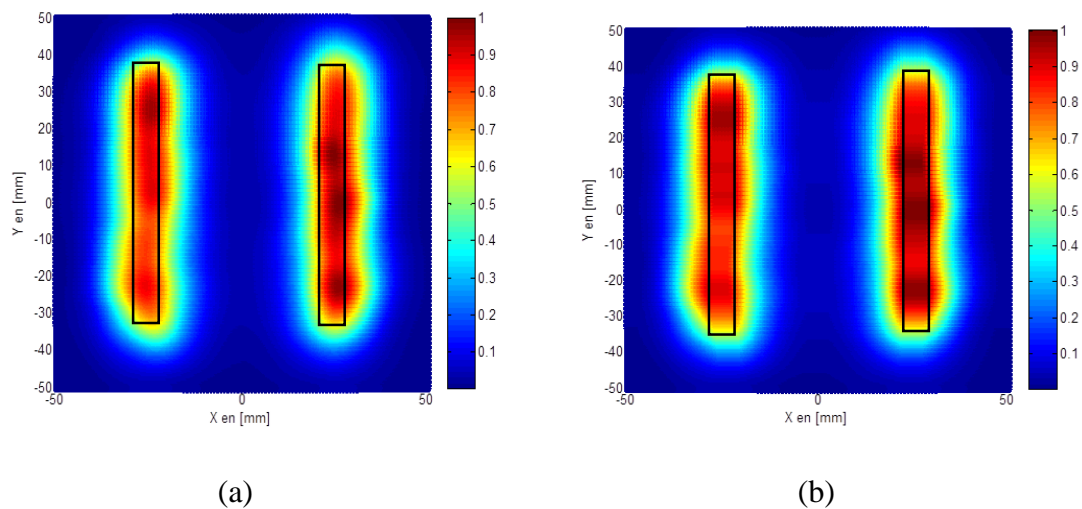


Figure IV.12 : Images en 2D pour le cas deux barres

(a) image reconstruite non traitée

(b) image reconstruite traitée par le filtre médian

Il est à noter que le filtrage linéaire ou passe-bas atténue les variations de luminance. Il a donc pour effet de lisser le contenu de l'image et de limiter les variations brusques d'intensité. On l'utilise typiquement afin de réduire les effets du bruit, et de supprimer le contenu haute fréquence avant un sous-échantillonnage (afin de limiter le risque d'aliasing ou d'apparition de fréquences parasites). Dans notre cas, le filtre linéaire est le mieux adapté.

IV.3.2.3. Cas d'une barre en forme de T inversé

Dans le but de tester les filtres morphologiques disponibles sous Matlab, nous avons choisi d'autres formes d'objets plus complexes tels que le T inversé. Les figures IV.13.b et IV.14.b représentent les résultats de simulation pour une image initiale non traitée avec un SNR 45 dB en appliquant les méthodes d'érosion et de dilatation.

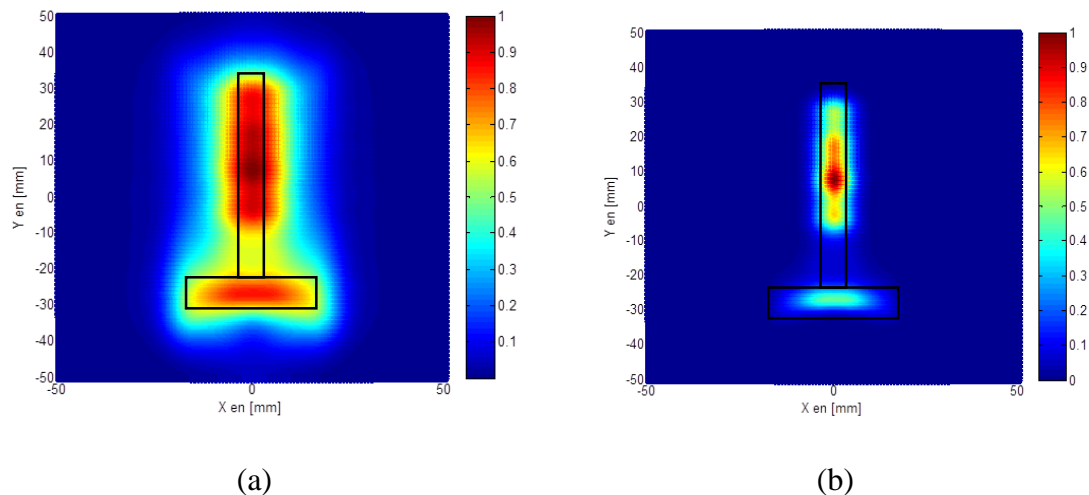


Figure IV.13 : Images en 2D pour le cas d'un T inversé

(a) image reconstruite non traitée

(b) image reconstruite traitée par la méthode d'érosion

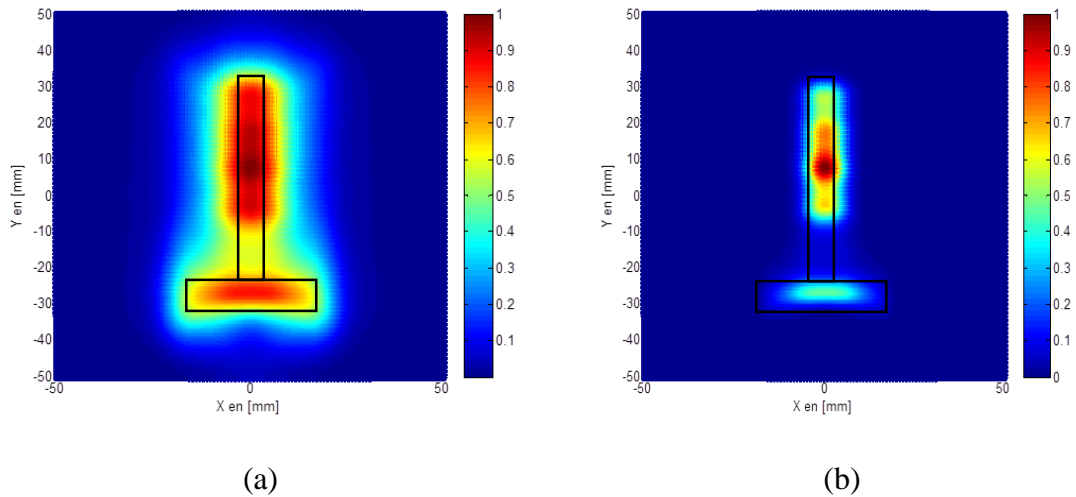


Figure IV.14 : Images en 2D pour le cas d'un T inversé

(a) image reconstruite non traitée

(b) image reconstruite traitée par la méthode de dilatation

D'autre part, nous avons appliqué le filtre linéaire sur l'image reconstruite. La figure IV.15.b représente le résultat obtenu. On remarque que ce filtre réduit considérablement les bruits qui entourent l'image tout en préservant un peu la forme de l'objet par rapport à d'autres méthodes.

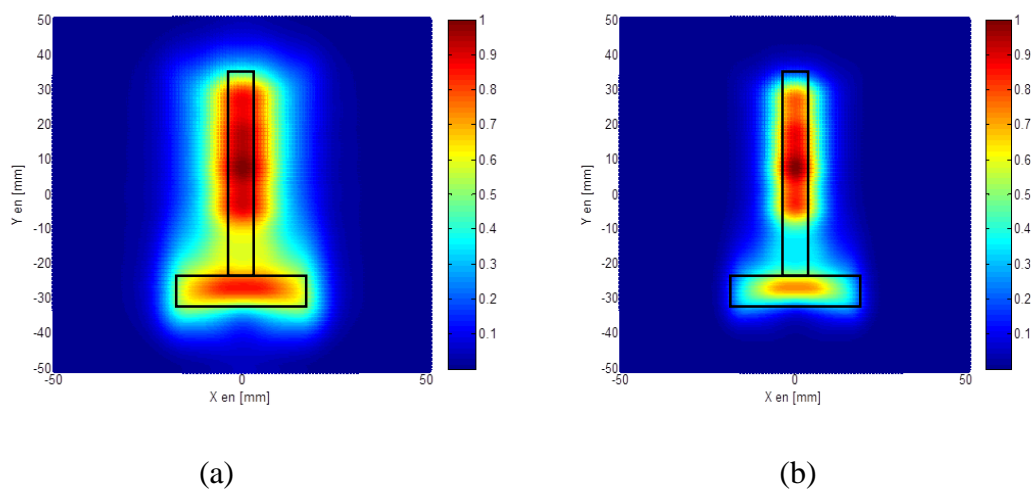


Figure IV.15 : Images en 2D pour le cas d'un T inversé

(a) image reconstruite non traitée

(b) image reconstruite traitée par le filtre linéaire

IV.3.2.4. Détection d'un être humain derrière un mur en béton.

Comme dernière application, nous avons essayé d'appliquer les méthodes de traitement sur une image obtenue d'un être humain ayant les dimensions d'une poupée caché derrière un mur. La détection d'obstacles représente un challenge important qui justifie le développement de Radars d'imagerie. Ces derniers sont développés dans le cadre de la sécurité civile et militaire. Sur le plan des menaces militaires, les conflits peuvent avoir lieu dans tous les milieux et tout particulièrement en milieu urbain. Actuellement, le danger présenté par le terrorisme constitue certainement la principale menace, c'est dans ce cadre que nous essayons d'appliquer les filtres morphologiques afin d'avoir une image un peu nette d'un être humain. Les résultats de simulation sont esquissés sur les figures IV.16.b et IV.17.b.

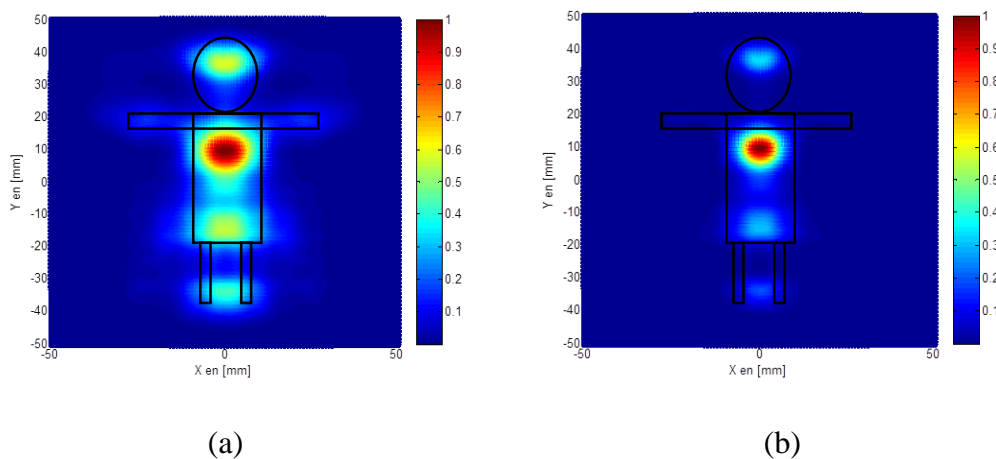


Figure IV.16 : Images en 2D pour le cas d'un être humain

(a) image reconstruite non traitée

(b) image reconstruite traitée par la méthode d'érosion

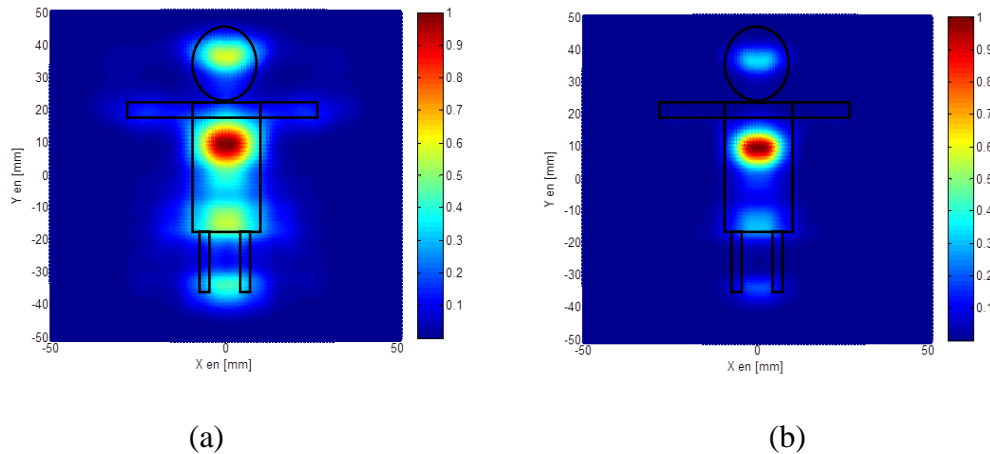


Figure IV.17 : Images en 2D pour le cas d'un être humain

(a) image reconstruite non traitée

(b) image reconstruite traitée par la méthode de dilatation

Nous avons par ailleurs, appliqué un filtre linéaire pour traiter l'image reconstruite. Le résultat de simulation est représenté par la figure IV.18.b.

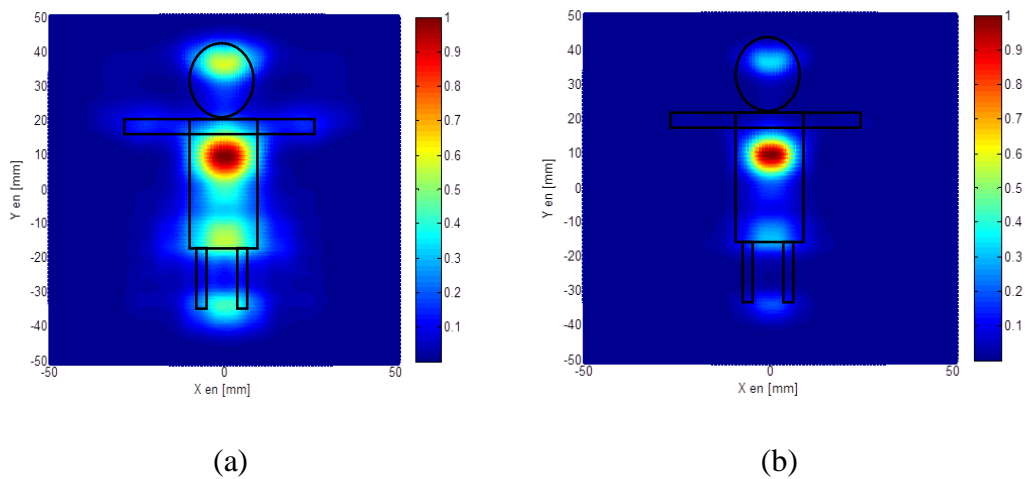


Figure IV.18 : Images en 2D pour le cas d'un être humain

(c) image reconstruite non traitée

(d) image reconstruite traitée par le filtre linéaire

En appliquant les trois méthodes à savoir : érosion, dilatation et le filtré linéaire systématiquement le bruit est réduit mais cette réduction est plus remarquable avec la méthode de dilatation. Cependant, on a remarqué qu'on appliquant ce type de traitement, la

forme de l'objet à détecter est dégradée. Pour toutes ces raisons, on doit avoir recours à d'autres méthodes de traitement dans le cas où l'objet à détecter a une forme plus complexe comme celui de l'être humain.

IV.4. Interface graphique développée

Dans le but de rendre interactif les résultats de simulation obtenus pour différentes types d'images, nous avons développé une interface graphique sous MATLAB en utilisant la commande GUIDE.

GUIDE ou Graphical User Interface Développement Environnement est un outil graphique sous MATLAB qui fournit un ensemble d'outils pour créer des interfaces graphiques de façon intuitive. L'utilisateur dispose de plusieurs outils graphiques prédéfinis comme les boutons, les menus... qui lui permettent de créer une interface graphique qui communique avec un programme informatique. La figure IV.19 représente l'interface développée

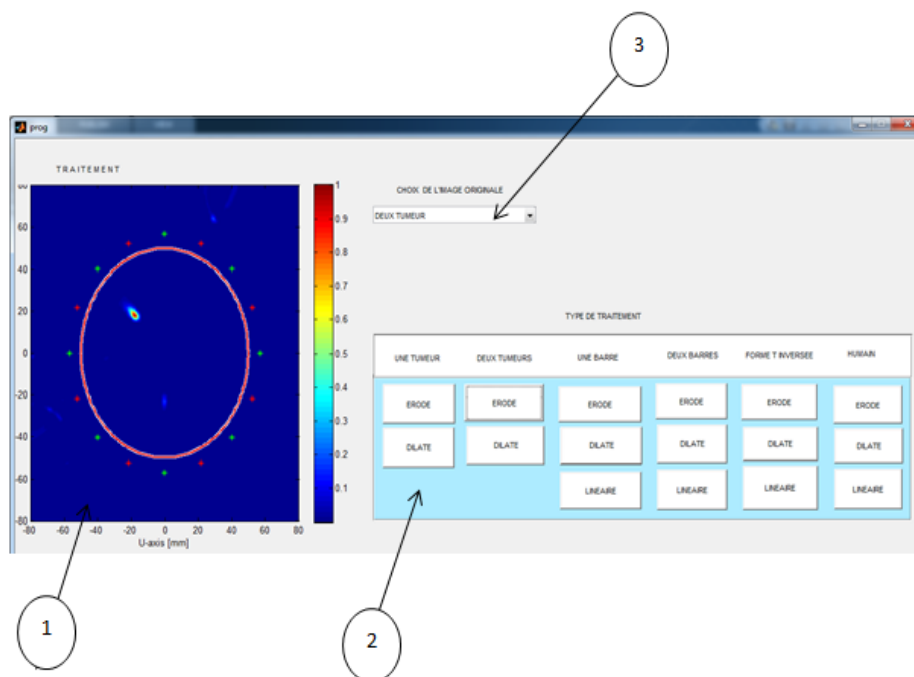


Figure IV.19: Interface graphique

La zone 1 permet l'affichage des images bruitée et après traitement.

La zone 2 (ou panel) offre plusieurs outils pour effectuer l'opération de filtrage sur une image donnée ainsi reconstruite.

La liste déroulante est représentée dans la zone 3 permettant le choix de l'image originale.

IV.5. Conclusion :

Le traitement d'images permet de modifier le contenu des images afin de tirer l'information utile pour une application particulière. Matlab offre de nombreuses possibilités de traitement avec une palette très fournie d'outils prêts à l'emploi tel que l'érosion, dilatation et beaucoup d'autres filtres. L'inconvénient majeur de Matlab réside dans sa relative lenteur pour effectuer certaines opérations de calculs (par exemple la transformée de Fourier). Toutefois Matlab permet de déployer rapidement des tests pour vérifier la validité d'une méthode de traitement d'images. La manipulation d'images revient à la manipulation de matrices qui est très facile grâce au langage de haut niveau de Matlab.

Par ailleurs, nous avons remarqué que la méthode de dilatation donne de très bons résultats par rapport aux autres méthodes.

Conclusion générale

Conclusion générale

Dans ce travail, nous avons abordé de nouvelles méthodes de traitement d'images en vue de supprimer les artéfacts qui apparaissent au niveau des images reconstruites à partir d'un système d'imagerie micro-ondes.

Dans un premier temps, nous avons présenté l'imagerie micro-ondes et les domaines concernés par cette application tout en se basant sur le domaine médical et ainsi que dans le domaine militaire. Ensuite, une étude sur les antennes ULB pour l'imagerie micro-ondes a été entreprise, ainsi que le positionnement de ces antennes autour du sein et du pilier, il s'agit ici des antennes micro-rubans (antenne patch) et antenne Vivaldi les plus couramment rencontrées.

L'utilisation du logiciel CST permet de simuler ce type d'antennes en présence des modèles utilisés pour le cas du sein et du pilier. L'objectif était de détecter des tumeurs pour le cas du cancer du sein et des objets enfouis pour le cas d'un pilier par imagerie micro-ondes. Une fois l'image reconstruite, nous avons essayé d'appliquer les méthodes de traitement d'images basées sur les filtres morphologiques. Les résultats obtenus montrent le bien-fondé de ce type de filtre d'un point de vue réduction de bruits.

Ces travaux développés au sein du laboratoire de recherche de télécommunications de Tlemcen nous ont permis d'approfondir et d'enrichir nos connaissances, en particulier dans l'utilisation de logiciel Matlab pour le traitement des images et le domaine des antennes ULB pour l'imagerie micro-ondes que nous espérons avoir apporté notre contribution dans ce domaine.

Des perspectives intéressantes peuvent être envisagées à savoir :

- L'utilisation de d'autres méthodes originales de traitement des images ou une hybridation des méthodes déjà utilisées afin d'améliorer la qualité de l'image.
- Développement d'une interface graphique regroupant l'ensemble des méthodes de traitement destinées pour l'imagerie micro-ondes

Références bibliographiques

- [1] D. Sheen, D. McMakin, and T. Hall, “Three-dimensional millimeter-wave imaging for concealed weapon detection,” *IEEE Transactions on Microwave Theory and Techniques*, vol. 49, no. 9, pp 1581–1592, sep 2001.
- [2] D. M. Sheen, D. L. McMakin, H. D. Collins, T. E. Hall, and R. H. Severtsen, “Concealed explosive detection on personnel using a wideband holographic millimeter-wave imaging system,” I. Kadar and V. Libby, Eds., vol. 2755, no. 1. SPIE, pp 503–513, 1996.
- [3] I. G. Cumming and F. H. Wong, “Digital processing of synthetic aperture radar data”, Artech house, 2005.
- [4] L. Chommeloux, “Application de l’imagerie micro-onde active à la détection d’objets enfouis dans un milieu homogène ou stratifié”, Thèse de doctorat, Université Paris-Sud 11, 1987.
- [5] W. T. Joines, R. L. Jirtle, M. D. Rafal et D. J. Schaefer, “Microwave power absorption differences between normal and malignant tissue”, *International Journal of Radiation Oncology Biology-Physics*, vol 6, no.6, pp 681–687, 1980.
- [6] J. Lewiner, “L’Imagerie du Corps Humain. Physique et Médecine”, Editions de physique, 1984.
- [7] J. M. Elissalt, “Imagerie micoonde : reconstruction quantitative bidimensionnelle. Applications au domaine biomedical”, Thèse de doctorat, Université Paris- Sud 11, 1995.
- [8] E. C. Fear, P. M. Meaney et M. A. Stuchly, “Microwaves for breast cancer detection”, *IEEE Potentials*, vol. 22, no. pp 12–18, 2003.
- [9] P. M. Meaney, Q. Fang, M. W. Fanning, S. A Pendergrass, T. Raynolds, C. J. Fox et K. D. Paulsen, “Microwave breast imaging with an under-determined reconstruction parameter mesh”, In *IEEE International Symposium on Biomedical Imaging: Nano to Macro*, vol 2, pp 1369–1372, 2004.
- [10] A. Abubakar, T.M. Habashy, P.M. van den Berg, D. Gisolf. “The Diagonalized Contrast Source Approach: an inversion method beyond the Born approximation”, *Inverse Problems*, Vol. 21, no. 2, pp 685-702, 2005.
- [11] S. C Hagness, E. C. Fear et A. Massa, “Guest editorial: special cluster on microwave medical imaging”, *IEEE Antennas and Wireless Propagation Letters*, vol.11, pp 1592–1597, 2012.
- [12] A. E. Souvorov, A. E. Bulyshev, S. Y. Semenov, R. H. Svenson et G. P. Tatsis, “Two-dimensional computer analysis of a microwave flat antenna array for breast cancer

- tomography”, IEEE Transactions on Microwave Theory and Techniques, MTT – vol. 48, no. 8, pp 1413–1415, 2000.
- [13] P. M. Meaney, M. W. Fanning, D. Li, S. P. Poplack et K. D. Paulsen, “A clinical prototype for active microwave imaging of the breast”, IEEE Transactions on Microwave Theory and Techniques, MTT- vol 48, no.11, pp 1841–1853, 2000.
- [14] L. E. Larsen et J. H. Jacobi, “Microwave scattering parameter imagery of an isolated canine kidney”, Medical Physics, vol. 6, no.5, pp 394–403, 1979.
- [15] K. L. Carr, P. Cevasco, P. Dunlea et J. Shaeffer, “Radiometric sensing: an adjuvant to mammography to determine breast biopsy”, In IEEE MTT-S International Microwave Symposium Digest, vol. 2, pp 929–932, 2000.
- [16] S. Iudicello, “Microwave radiometry for breast cancer detection”, Thèse de doctorat, Università degli studi di Roma, 2009.
- [17] R. A. Kruger, W. L. Kiser, D. R. Reinecke, G. A. Kruger et R. L. Eisenhart, “Thermoacoustic computed tomography of the breast at 434 MHz ”, In IEEE MTT-S International Microwave Symposium Digest, vol 2, pp 591–594, 1999.
- [18] S. Gabriel, R. W. Lau et C. Gabriel, “The dielectric properties of biological tissues: II. Measurements in the frequency range 10 Hz to 20 GHz”, Physics in Medicine and Biology, vol 41, no.11, pp 2251, 1996.
- [19] E. C. Fear, X. Li, S. C. Hagness et M. A. Stuchly, “Confocal microwave imaging for breast cancer detection: Localization of tumors in three dimensions”, IEEE Transactions on Biomedical Engineering, BE- vol. 49, no. 8, pp 812–822, 2002.
- [20] Xu. Li, E. J. Bond, B. D. van Veen et S. C. Hagness, “An overview of ultra wideband microwave imaging via space-time beamforming for early-stage breast cancer”, detection. IEEE Antennas and Propagation Magazine, vol 47, no.1, pp 19–34, 2005.
- [21] X. Yao, G. Bin, X. Luzhou, L. Jian et P. Stoica, “Multistatic adaptive microwave imaging for early breast cancer detection”, IEEE Transactions on Biomedical Engineering, BE vol 53, no.8, pp 1647–1657, 2006.
- [22] T. Takenaka, H. Jia et T. Tanaka, “Microwave imaging of electrical property distributions by a forward-backward time-stepping method”, Journal of Electromagnetic Waves and Applications, vol 14, no.12, pp 1609–1626, 2000.
- [23] A. Fhager et M. Persson, “Comparison of two image reconstruction algorithms for microwave tomography”, Radio Science, vol. 40, no.3, 2005.
- [24] W. C. Chew, “Waves and Fields in Inhomogeneous Media (Electromagnetic Waves)”, IEEE Computer Society Press, 1995.

- [25] R.F. Harrington, “Field Computation by Moment Methods”, Wiley-IEEE Press, 1993.
- [26] W. C. Gibson, “The Method of Moments in Electromagnetics”, Chapman & Hall/CRC, Boca Raton, 2008.
- [27] M. Bertero et P. Boccacci, “Introduction to Inverse Problems in Imaging”, CRC press, 2010.
- [28] R. Carminati et J. Greffet, “Influence of dielectric contrast and topography on the near field scattered by an inhomogeneous surface”, *Journal of the Optical Society of America A*, vol. 12, no.12, pp 2716–2725, 1995.
- [29] M. F. Pascual, W. Zierau, T. A. Leskova et A. A. Maradudin, “Surface electromagnetic waves in near-field optical scanning microscopy”, *Optics Communications*, vol. 155 no. (4–6), pp 351–360, 1998.
- [30] A. J. Devaney et M. L. Oristaglio, “Inversion procedure for inverse scattering within the distorted-wave Born approximation”, *Physical Review Letters*, vol. 51, pp 237–240, 1983.
- [31] R. J. Wombell et M. A. Fiddy, “Inverse scattering within the distorted-wave Born approximation”, *Inverse Problems*, vol. 4, no.3, pp 23, 1988.
- [32] A. J. Devaney, “A filtered backpropagation algorithm for diffraction tomography”, *Ultrasonic Imaging*, vol. 4, no.4, pp 336–350, 1982.
- [33] A. Schatzberg et A. J. Devaney, “Super-resolution in diffraction tomography”, *Inverse Problems*, vol. 8, no.1, pp 149, 1992.
- [34] G. Oliveri, P. Rocca et A. Massa, “A Bayesian-compressive-sampling-based inversion for imaging sparse scatterers”, *IEEE Transactions on Geoscience and Remote Sensing*, GRS vol.49, no.10, pp 3993–4006, 2011.
- [35] L. Poli, G. Oliveri et A. Massa, “Microwave imaging within the first-order Born approximation by means of the contrast-field Bayesian compressive sensing”, *IEEE Transactions on Antennas and Propagation*, AP vol.60, no.6, pp 2865–2879, 2012.
- [36] E. J. Candès et M. B. Wakin, “An introduction to compressive sampling”, *IEEE Signal Processing Magazine*, vol. 25, no.2, pp 21–30, 2008.
- [37] Y. C. Eldar et G. Kutyniok, “Compressed Sensing “, Theory and Applications. Cambridge University Press, 2012.
- [38] N. Joachimowicz, C. Pichot et J.-P. Hugonin, “Inverse scattering, an iterative numerical method for electromagnetic imaging”, *IEEE Transactions on Antennas and Propagation*, AP vol. 39, no.12, pp 1742–1752, 1991.

- [39] W. C. Chew et Y. M. Wang, “Reconstruction of two-dimensional permittivity distribution using the distorted Born iterative method”, *IEEE Transactions on Medical Imaging*, MI vol. 9 no.2, pp 218–225, 1990.
- [40] S. Y. Semenov, A. E. Bulyshev, A. E. Souvorov, A. G. Nazarov, Y. E. Sizov, R. H. Svenson, V. G. Posukh, A. Pavlovsky, P. N. Repin et G. P. Tatsis, “Three-dimensional microwave tomography”, experimental imaging of phantoms and biological objects. *IEEE Transactions on Microwave Theory and Techniques*, MTT vol. 48, no.6, pp 1071–1074, 2000.
- [41] R. E. Kleinman et P. M. van den Berg, “A modified gradient method for two-dimensional problems in tomography”, *Journal of Computational and Applied Mathematics*, vol. 42, no.1, pp 17–35, 1992.
- [42] P. M. van den Berg et R. E. Kleinman, “A contrast source inversion method”, *Inverse Problems*, vol. 13, no.6, pp. 1607–1620, 1997.
- [43] H. Carfantan, “Approche bayésienne pour un problème inverse non linéaire en imagerie à ondes diffractées”, Thèse de doctorat, Université Paris-Sud 11, Orsay, 1996.
- [44] A. Baussard, K. Belkebir et D. Prémel, “A Markovian regularization approach of modified gradient method for solving a two dimensional inverse scattering problem”, *Journal of Electromagnetic Waves and Applications*, vol. 17, no.7, pp 989–1008, 2003.
- [45] L. Garnero, A. Franchois, J.-P. Hugonin, C. Pichot et N. Joachimowicz, “Microwave imaging-complex permittivity reconstruction by simulated annealing”, *IEEE Transactions on Microwave Theory and Techniques*, MTT vol. 39, no.11, pp 1801–1807, 1991.
- [46] H.-P. Schwefel, “Evolution and Optimum Seeking”, *The Sixth Generation*. John Wiley & Sons, 1993.
- [47] P. Rocca, M. Benedetti, M. Donelli, D. Franceschini et A. Massa, “Evolutionary optimization as applied to inverse scattering problems. *Inverse Problems*”, vol. 25, no.12, pp 123003, 2009.
- [48] M. Pastorino, A. Massa et S. Caorsi, “A microwave inverse scattering technique for image reconstruction based on a genetic algorithm”, *IEEE Transactions on Instrumentation and Measurement*, IM vol. 49, no.3, pp 573–578, 2000.
- [49] A. Massa, M. Pastorino et A. Randazzo, “Reconstruction of two-dimensional buried objects by a differential evolution method”, *Inverse Problems*, vol. 20, no.6, pp S135, 2004.

- [50] M. Donelli et A. Massa, “Computational approach based on a particle swarm optimizer for microwave imaging of two-dimensional dielectric scatterers”, *IEEE Transactions on Microwave Theory and Techniques*, MTT vol 53, no.5, pp 1761–1776, 2005.
- [51] M. Dorigo, M. Birattari et T. Stutzle, *Ant colony optimization*. *IEEE Computational Intelligence Magazine*, vol. 1 no.4, pp 28–39, 2006.
- [52] Z. Shen and N. C. Luhmann, “Millimeter-Wave Imaging”, John Wiley & Sons, Ltd, pp. 651–707, 2009.
- [53] N. A. Salmon, J. Beale, S. Hayward, P. Hall, R. Macpherson, R. Metcalfe, and A. Harvey, “Compact and light-weight digital beam-forming passive millimetre-wave imagers”, K. A. Krapels and N. A. Salmon, Eds., vol. 7117, no. 1. *SPIE*, pp 711709, 2008.
- [54] S. Ahmed, A. Schiessl, and L.-P. Schmidt, “A novel fully electronic active real-time imager based on a planar multistatic sparse array”, *IEEE Transactions on Microwave Theory and Techniques*, vol. 59, no. 12, pp 3567 –3576, dec. 2011.
- [55] S. C Hagness, E. C. Fear et A. Massa, “Guest editorial, special cluster on microwave medical imaging”, *IEEE Antennas and Wireless Propagation Letters*, vol. 11, pp 1592–1597, 2012.
- [56] P. M. Meaney, Q. Fang, M. W. Fanning, S. A Pendergrass, T. Raynolds, C. J. Fox et K. D. Paulsen, “Microwave breast imaging with an under-determined reconstruction parameter mesh”, In *IEEE International Symposium on Biomedical Imaging, Nano to Macro*, vol. 2, pp 1369–1372, 2004.
- [57] M. Rosker and H. Wallace, “Imaging through the atmosphere at terahertz frequencies”, in *IEEE MTT-S International Microwave Symposium*, pp 773 –776, 2007, june 2007.
- [58] I. G. Cumming and F. H. Wong, “Digital processing of synthetic aperture radar data”, Artech house, 2005.
- [59] F. Gumbmann and L. Schmidt, “Millimeter-wave imaging with optimized sparse periodic array for short-range applications”, *IEEE Transactions on Geoscience and Remote Sensing*, vol. 49, no. 10, pp 3629 –3638, oct. 2011.
- [60] X. Zhuge and A. Yarovoy, “A sparse aperture mimo-sar-based uwb imaging system for concealed weapon detection”, *IEEE Transactions on Geoscience and Remote Sensing*, vol. 49, no. 1, pp 509 –518, jan. 2011.
- [61] Federal Communications Commission(FCC). First report and order, revision of part 15 of the commission's rules regarding ultra-wideband transmission systems. Rapport n°ET Docket, pp 98 -153, 2002.

- [62] ECC. Ecc decision of december 1st 2006 on the conditions for use of the radio spectrum by ground and wall probing radar (gpr/wpr) imaging systems. 2006.
- [63] Zetik R. and Thoma R.S, “Monostatic imaging of small objects in uwb sensor Networks”, Ultra-Wideband, ICUWB 2008, IEEE International Conference, vol 2, pp 191-194, 2008.
- [64] R. Appleby, “Passive millimetre-wave imaging and how it differs from terahertz imaging”, *Philosophical Transactions of the Royal Society of London. Series A: Mathematical, Physical and Engineering Sciences*, vol. 362, no. 1815, pp 379–393, 2004.
- [65] R. A. Thompson and Et, *Interferometry and synthesis in radio astronomy*. Wiley Interscience, May 2001.
- [66] J. Richter, D. Notel, F. Kloppel, J. Huck, H. Essen, and L.-P. Schmidt, “A multi-channel radiometer with focal plane array antenna for w-band passive millimeter wave imaging”, in *IEEE MTT-S International Microwave Symposium Digest*, 2006., june 2006, pp. 1592–1595.
- [67] K. Mizuno, H. Matono, Y. Wagatsuma, H. Warashina, H. Sato, S. Miyanaga, and Y. Yamanaka, “New applications of millimeter-wave incoherent imaging”, in *IEEE MTT-S International Microwave Symposium Digest*, 2005, pp 4, june 2005 .
- [68] D. Liu, U. Pfeiffer, and J. Grzyb, “Advanced Millimeter-Wave Technologies”, *Antennas, Packaging and Circuits*. J. Wiley & Sons, 2009.
- [69] M. Granger, "Radar ULB : impulsional ou bande synthétique ?", *REE n°4*, Avril 2004.
- [70] E.M Staderini, "UWB radars in medicine", *IEEE Aerospace and Electronic Systems Magazine*, Vol.17, issue 1, pp 13-18, January 2002.
- [71] L. Ya. Immoreev, S.V Samkov, "Ultra wideband radar for remote detection and measurement of parameters of the moving objects on small range", *IEEE Second International Workshop Ultra wideband and Ultrashort Impulse Signals*, pp 214-216, September 2004.
- [72] L. BABOUR, “Etude et conception d’antennes ultra large bande miniaturisées en impulsional”, thèse de doctorat, l’Institut Polytechnique de Grenoble, juin 2009.
- [73] R. Rajaraman “Design of a wideband VIVALDI antenna array for the snow radar”, these de doctorat, Université de Kansas, février 2004.
- [74] Gazit, “Improved design of a Vivaldi antenna”, *IEEE Proc. H*, pp 89-92,1988.
- [75] R. Rajaraman, “Design of a wideband VIVALDI antenna array for the snow radar”, these de doctorat, Université de Kansas, février 2004.

- [76] J. NEVERLY, “Design of Vivaldi antenna”, these de doctorat, in Czech Technical University in Prague Faculty of Electrical Engineering, 2007.
- [77] N. Seladji, F. Z. Marouf, L. Merad, S. M. Meriah, F. T. Bendimerad, M. Bousahla, & N. Benahmed, “Antenne microruban miniature ultra large bande ULB pour imagerie microonde”, Proceedings of the Congrès Méditerranéen des Télécommunications (CMT’12); Fès, Morocco, 22–24 March, pp 21–25, 2012.
- [78] J. Lewiner, “L’Imagerie du Corps Humain. Physique et Médecine. Editions de physique, 1984”.
- [79] A. J. Devaney et M. L. Oristaglio, “Inversion procedure for inverse scattering within the distorted-wave Born approximation”, Physical Review Letters, vol. 51, pp 237–240, 1983.
- [80] W. T. Joines, R. L. Jirtle, M. D. Rafal et D. J. Schaefer, “Microwave power absorption differences between normal and malignant tissue. International Journal of Radiation Oncology_Biology_Physics”, vol. 6, no.6, pp 681–687, 1980.
- [81] L. E. Larsen et J. H. Jacobi, “Microwave scattering parameter imagery of an isolated canine kidney”, Medical Physics, vol. 6, no.5, pp 394–403, 1979.
- [82] Yu Z-G, Jia C-X, Geng C-Z, Tang J-H, Zhang J, Liu L-Y, “Risk factors related to female breast cancer in regions of Northeast”.
- [83] M. Miyakawa, T. Ishida, and M. Wantanabe, “Imaging capability of an early stage breast tumor by CP-MCT”, Proceedings of the 26th Annual International Conference of the IEEE EMBS, vol. 1, pp 1427–1430, San Francisco, CA, USA, 2004.
- [84] M. Wang, S. Yang, S. Wu, and F. Luo, “A RBFNN approach for DoA estimation of ultra-wideband antenna array”, Neurocomputing, vol. 71, pp 631–640, 2008.
- [85] W. Shao, and B. Zhou, “UWB microwave imaging for breast tumor detection in inhomogeneous tissue”, Proceedings of the 2005 IEEE Engineering in Medicine and Biology, 27th Annual Conference, Shanghai, China, pp 1496–1499, 2005.
- [86] E. C. Fear, and M. A. Stuchly, “Microwave detection of breast cancer”, IEEE Transactions on Microwave Theory and Techniques, Vol. 48, pp 1854–1863, 2000.
- [87] Miyakawa, M., T. Ishida, and M. Wantanabe, “Imaging capability of an early stage breast tumor by CP-MCT”, Proceedings of the 26th Annual International Conference of the IEEE EMBS, Vol. 1, pp 1427–1430, San Francisco, CA, USA, 2004.
- [88] Rapport Benhamadi, “documents.tips/documents/rapport-benhamadi.html”

RESUME

Le travail présenté dans ce mémoire repose sur l'utilisation des méthodes de traitement des images dans le but de réduire les bruits qui apparaissent au niveau des images reconstruites à partir d'un système d'imagerie micro-ondes.

L'objectif consiste à appliquer des opérations de traitement telles que dilatation, érosion, filtre linéaire, ... sur l'image reconstruite pour différents SNR. Les résultats de simulation montrent une amélioration au niveau de la qualité de l'image par rapport à l'image initiale et une réduction importante de bruits.

L'utilisation du logiciel CST permet de simuler le système d'imagerie micro-ondes dans le but de reconstruire des images en utilisant des algorithmes appropriés basés sur la technique radar.

Mots clés : Imagerie micro-ondes, filtres morphologiques, Antenne, Cancer du sein, Pilier.

ABSTRACT

The work presented in this project is based on the use of image processing methods in order to reduce noise appearance in the images reconstructed from a microwave imaging system.

The objective is to implement processing operations such as dilation, erosion, linear filter... on the image reconstructed for different SNR. The simulation results show an improved quality of the image and a significant reduction of noise.

The use of CST software is to simulate the microwave imaging system to reconstruct images using appropriate algorithms based on radar technology.

Keywords: Microwave imaging, Morphological filter, Antenna, Breast cancer, Pillar.