

الجمهورية الجزائرية الديمقراطية الشعبية

REPUBLIQUE ALGERIENNE DEMOCRATIQUE ET POPULAIRE

وزارة التعليم العالي والبحث العلمي

Ministère de l'Enseignement Supérieur et de la Recherche Scientifique

جامعة أبي بكر بلقايد – تلمسان

Université Aboubakr Belkaïd – Tlemcen –

Faculté de TECHNOLOGIE



MEMOIRE

Présenté pour l'obtention du **diplôme** de **MASTER**

En : Télécommunication

Spécialité : Réseaux et Télécommunications

Par : Demamene Mohammed & Meghfour Yesser

Sujet

**Investigation des techniques MIMO
pour la séparation des signes vitaux de multiples
patients stationnaires via des capteurs IR-UWB**

Soutenu publiquement, le 13/06/2024 , devant le jury composé de :

M ABDELMALEK Abdelhafid	MCB	Université de Tlemcen	Président
M KAMECHE Samir	Professeur	Université de Tlemcen	Examineur
Mme SLIMANE Zohra	MCA	Université de Tlemcen	Encadreur
Melle MERAOUli Rania Hadjer	Doctorante	Université d'Ain Témouchent	Co-Encadreur

Année universitaire : 2023/2024

REMERCIEMENT

Nous tenons à remercier très sincèrement notre encadreur Madame Slimane Zohra, pour son l'intérêt constant et ses contributions à l'amélioration de la qualité de ce rapport. Son encadrement et ses remarques toujours pertinentes, nous ont permis de d'atteindre nos objectifs et finaliser ce travail.

Notre remerciement s'adressent également à notre co-encadreur, Melle Meraouli Rania Hadjer pour avoir co-dirigé ce travail, pour son soutien, sa clairvoyance, sa confiance, sa disponibilité, ses précieux conseils et directives tout au long de la réalisation de ce travail. Son expérience dans cet axe de recherche nous a été d'une aide inestimable.

Nous exprimons notre gratitude aux membres du jury qui nous ont fait le grand honneur d'avoir accepté d'évaluer ce travail.

Nos remerciements s'adressent également à tous nos enseignants du département télécommunications.

Enfin, nous remercions tous nos amis pour leurs encouragements et pour l'ambiance agréable tout au long de ce travail, avec qui nous avons passé d'excellents moments.

A toutes les personnes qui ont contribué de près ou de loin à la réalisation de ce travail.

RESUME

Le but de ce projet est l'étude des possibilités d'utiliser des capteurs IR-UWB pour la surveillance sans contact et non-invasive des activités respiratoires et cardiaques humaines. Nous nous intéressons à une issue encore ouverte, qui concerne l'interférence des mesures dans un scénario de multiples patients. Le problème à résoudre consiste à d'abord localiser les cibles, ensuite à extraire leurs signaux vitaux et à les séparer. Nous avons réalisé des expériences de simulation sous Matlab/Simulink afin d'extraire la fréquence respiratoire et la fréquence cardiaque pour un seul patient, ensuite nous avons procédé, avec l'appui des techniques de filtrage, décorrelation, et diversité SIMO, à la séparation de ces signes vitaux en utilisant trois capteurs dans le cas de deux patients. Les résultats obtenus sont prometteurs.

Mots clés : capteurs UWB, non-invasive, SIMO, signes vitaux, Matlab, Simulink, sources multiples, séparation, décorrelation.

ABSTRACT

The aim of this project is to study the possibilities of using IR-UWB sensors for contactless and non-invasive monitoring of human respiratory and cardiac activities. We are interested in a still open issue, which concerns the interference of measurements in a multiple patient scenario. The problem to be solved is to first locate the targets, then extract their vital signals and separate them. We carried out simulation experiments in Matlab/Simulink in order to extract the respiratory rate and heart rate for a single patient, then we proceeded, with the support of SIMO filtering, correlation and diversity techniques, to the separation of these vital signs using three sensors in the case of two patients. The results obtained are promising.

Keywords: UWB sensors, non-invasive, SIMO, vital signs, Matlab, Simulink, multiple sources, separation, decorrelation.

ملخص

الهدف من هذا المشروع هو دراسة إمكانيات استخدام أجهزة استشعار IR-UWB للمراقبة غير التلامسية وغير الجراحية لأنشطة الجهاز التنفسي والقلب البشرية. نحن مهتمون بقضية لا تزال مفتوحة، تتعلق بتداخل القياسات في سيناريو متعدد المرضى. والمشكلة التي يتعين حلها هي تحديد موقع الأهداف أولاً، ثم استخراج إشارات الحيوية وفصلها. أجرينا تجارب محاكاة في Matlab/Simulink من أجل استخلاص معدل التنفس ومعدل ضربات القلب لمريض واحد، ثم انتقلنا، بدعم من تقنيات الترشيح، وإلغاء الارتباط، وتنوع SIMO، إلى فصل هذه العلامات الحيوية باستخدام ثلاثة أجهزة الاستشعار في حالة اثنين من المرضى. النتائج التي تم الحصول عليها واعدة.

الكلمات المفاتيح: أجهزة استشعار UWB ، غير الجراحية ، SIMO ، الإشارات الحيوية ، Matlab, Simulink ، مصادر متعددة ، فصل، decorrelation

TABLE DES MATIERES

INTRODUCTION GENERALE

1

CHAPITRE I

TECHNOLOGIE UWB : ETAT DE L'ART

Extraction des signaux vitaux

I.1 Introduction	3
I.2 Présentation de la Technologie UWB	3
I.3 Caractéristiques générales de la technologie à bande ultra-large	3
I.3.1 Signal UWB impulsionnel en émission	4
I.3.1.1 Modulation OOK	5
I.3.1.2 Modulation PPM	5
I.3.1.3 Codage TH	5
I.3.2 Réception du signal UWB impulsionnel	5
I.3.2.1 Réception des signaux UWB impulsionnels : deux approches principales	5
I.3.2.2 Réception non cohérente : simplicité mais performances moindres	6
I.4 Applications de la technologie UWB	7
I.4.1 Imagerie radar	7
I.4.2 Systèmes radar pour véhicules	7
I.4.3 Systèmes de surveillance	8

I.4.4	Systèmes de communication	8
I.4.4.1	Réseaux WPAN	8
I.4.4.2	Les réseaux de capteurs corporels WBAN	
I.5	Techniques d'extraction des signes vitaux pour un patient via la technologie UWB	10
I.5.1	Radar Impulsions UWB	10
I.5.2	Extraction des signaux vitaux	10
I.5.3	Positionnement Précis	11
I.5.4	Traitement du Signal	11

CHAPITRE II

TECHNIQUES MIMO POUR L'EXTRACTION DES SIGNES VITAUX DE MULTIPLES PATIENTS

II.1	Introduction	13
II.2	Description de la technologie MIMO	13
II.2.1	Notion de diversité	13
II.2.1.1	Diversité spatiale	13
II.2.1.2	Diversité de polarisation	14
II.2.1.3	Diversité dans le temps	14
II.2.1.3	Diversité de fréquence	14
II.2.2	Classification de la technologie MIMO	15
II.2.2.1	Diversité spatiale MIMO	16
II.2.2.2	Le multiplexage MIMO spatial	16
II.2.2.3	Le MIMO-Beamforming	16

II.3 Codage spatio-temporel	16
II.3.1 Transcription spatio-temporelle en schémas	17
II.3.2 Code spatio-temporel par blocs	17
II.4 Techniques MIMO d'extraction des signaux vitaux pour de multiple patients	18
II.4.1 Filtrage personnalisé	18
II.4.2 Destruction en composantes autonomes (ICA)	18
II.4.3 Réseau artificiel de neurones (RNA)	18
II.4.4 La transformation en ondelettes	19
II.4.5 Analyse par principales composantes (ACP)	19
II.5 Avantages des techniques MIMO pour l'extraction de signaux vitaux	19
II.6 Inconvénients des techniques MIMO	20
II.7 Applications des techniques MIMO	21

CHAPITRE III

SIMULATION & RESULTATS

III.1 Introduction	23
III.2 Modélisation du système monocible	23
III.2.1 Modèle des signes vitau	23
III.2.2 Présentation du système	24
III.2.2.1 Le capteur	24
III.2.2.2 La cible	

III.2.2.3 Le canal	25
III.2.2.4 Le bruit	25
III.2.2.5 L'atténuation	25
III.2.3 Réception des données	27
III.2.3.1 Acquisition des données	27
III.2.3.2 Correlation	27
III.2.3.3 L'analyse spectrale	27
III.2.3.4 Suppression des harmoniques	27
III.3 Modélisation du système multi-cibles	27
III.3.1 Réception des données	27
III.3.1.1 Filtrage	30
III.3.1.2 Séparation des cibles	30
III.4 Résultats de simulation	30
III.4.1 Résultats Monocible	31
III.4.1.1 Correlation Sans bruit	31
III.4.1.2 Correlation avec bruit	31
III.4.1.3 Analyse spectrale	31
III.4.1.4 Calcul d'erreur	33
III.4.2 Résultats Multi-cibles	35
III.4.2.1 Corrélation Capteur 1	35
III.4.2.2 Corrélation Capteur 2	37
III.4.2.3 Corrélation Capteur 3	39
III.4.2.4 Filtrage Capteur 2	41
III.4.2.5 Filtrage Capteur 3	41

III.4.2.6 Séparation des cibles Capteur 1	42
.III.4.2.7 Séparation des cibles Capteur 2	42
III.4.2.8 Séparation des cibles Capteur 3	43
III.4.2.9 Analyse spectrale Capteur 1 - Sans bruit	44
III.4.2.10 Analyse spectrale Capteur 1 - Avec bruit	44
III.4.2.11 Analyse spectrale Capteur 2 - Sans bruit	46
III.4.2.12 Analyse spectrale Capteur 2 - Avec bruit	47
III.4.2.13 Analyse spectrale Capteur 3 - Sans bruit	49
III.4.2.14 Analyse spectrale Capteur 3 - Avec bruit	50
III.4.3 Calcul d'erreur	52
III.5 Conclusion	52
CONCLUSION GENERALE	53
RÉFÉRENCES BIBLIOGRAPHIQUES	54

Liste des figures

Figure 1. Propagation par trajets multiples	4
Figure 2. Schéma bloc d'un émetteur TH-UWB	5
Figure 3. Schéma bloc d'un détecteur cohérent UWB	6
Figure 4. Imagerie UWB à travers les murs	7
Figure 5. Exemple de réseau WPAN	8
Figure 6. Acheminement des données dans un WPAN	10
Figure 7. Principe de la diversité temporelle	14
Figure 8. Principe de la diversité fréquentielle	15
Figure 9. Panorama des techniques MIMO	15
Figure 10. Schéma général d'un système de transmission MIMO	17
Figure 11. Schéma représentant le réseau artificiel de neurones (RNA)	18
Figure 12. Schéma représentant le système à simuler sous Simulink	24
Figure 13. Signal émis IR-UWB pulsé sur 20 ns	25
Figure 14. Représentation du canal (free space+target+noise)	26
Figure 15. Topologie de la scène de mesure (3 sensors + 2 targets)	28
Figure 16. Implémentation Simulink du système SIMO à trois capteurs	29
Figure 17. Représentation du canal (free space+ deux targets +noise)	29
Figure 18. Corrélation monocible sans bruit	31
Figure 19. Corrélation monocible : SNR 0dB	31
Figure 20. Corrélation monocible : SNR 5dB	32
Figure 21. Corrélation monocible : SNR 10dB	32
Figure 22. Extraction des fréquences de respiration et cardiaque – monocible : SNR 0 dB	33
Figure 23. Extraction des fréquences de respiration et cardiaque – monocible : SNR 5 dB	33
Figure 24. Extraction des fréquences de respiration et cardiaque – monocible : SNR 10 dB	34
Figure 25. Corrélation 2-cibles capteur 1 : sans bruit	35
Figure 26. Corrélation 2-cibles capteur 1 : SNR 0 dB	35
Figure 27. Corrélation 2-cibles capteur 1 : SNR 5 dB	36
Figure 28. Corrélation 2-cibles capteur 1 : SNR 10 dB	36
Figure 29. Corrélation 2-cibles capteur 2 : sans bruit	37
Figure 30. Corrélation 2-cibles capteur 2 : SNR 0 dB	37
Figure 31. Corrélation 2-cibles capteur 2 : SNR 5 dB	38
Figure 32. Corrélation 2-cibles capteur 2 : SNR 10 dB	38
Figure 33. Corrélation 2-cibles capteur 3 : sans bruit	39
Figure 34. Corrélation 2-cibles capteur 3 : SNR 0 dB	39
Figure 35. Corrélation 2-cibles capteur 3 : SNR 5 dB	40
Figure 36. Corrélation 2-cibles capteur 3 : SNR 10 dB	40
Figure 37. Filtrage 2-cibles capteur 2	41

Figure 38. Filtrage 2-cibles capteur 3	41
Figure 39. Séparation des cibles : Capteur 1	42
Figure 40. Séparation des cibles : Capteur 2	42
Figure 41. Séparation des cibles : Capteur 3	43
Figure 42. Capteur 1 : Mesure des fréquences respiration et cœur cible 1 : sans bruit	43
Figure 43. Capteur 1 : Mesure des fréquences respiration et cœur cible 2 : sans bruit	44
Figure 44. Capteur 1 : Mesure des fréquences respiration et cœur cible 1 : SNR 5 dB	44
Figure 45. Capteur 1 : Mesure des fréquences respiration et cœur cible 2 : SNR 5 dB	45
Figure 46. Capteur 1 : Mesure des fréquences respiration et cœur cible 1 : SNR 10 dB	45
Figure 47. Capteur 1 : Mesure des fréquences respiration et cœur cible 2 : SNR 10 dB	46
Figure 48. Capteur 2 : Mesure des fréquences respiration et cœur cible 1 : sans bruit	46
Figure 49. Capteur 2 : Mesure des fréquences respiration et cœur cible 2 : sans bruit	47
Figure 50. Capteur 2 : Mesure des fréquences respiration et cœur cible 1 : SNR 5 dB	47
Figure 51. Capteur 2 : Mesure des fréquences respiration et cœur cible 2 : SNR 5 dB	48
Figure 52. Capteur 2 : Mesure des fréquences respiration et cœur cible 1 : SNR 10 dB	48
Figure 53. Capteur 2 : Mesure des fréquences respiration et cœur cible 2 : SNR 10 dB	49
Figure 54. Capteur 3 : Mesure des fréquences respiration et cœur cible 1 : sans bruit	49
Figure 55. Capteur 3 : Mesure des fréquences respiration et cœur cible 2 : sans bruit	50
Figure 56. Capteur 3 : Mesure des fréquences respiration et cœur cible 1 : SNR 5 dB	50
Figure 57. Capteur 3 : Mesure des fréquences respiration et cœur cible 2 : SNR 5 dB	51
Figure 58. Capteur 3 : Mesure des fréquences respiration et cœur cible 1 : SNR 10 dB	51
Figure 59. Capteur 3 : Mesure des fréquences respiration et cœur cible 2 : SNR 10 dB	52

Acronymes

ACP	Analyse en Composantes Principales
FCC	Federal Communications Commission
GPR	Ground Penetrating Radar
ICA	Independent Component Analysis
IR-UWB	Impulse Radio Ultra Wideband
MIMO	Multiple Input Multiple Output
OOK	On-Off Keying
PPM	Pulse Position Modulation
RNA	Réseau de Neurones Artificiel
SNR	Signal to Noise Ratio
TH	Time Hopping ou saut temporel)
UWB	Ultra Wideband
WBAN	Body Area Network
WPAN	Wireless Personal Area Network

INTRODUCTION GENERALE

Le but de ce projet est l'étude des possibilités d'utiliser des capteurs IR-UWB pour la surveillance sans contact non-invasive des activités respiratoires et cardiaques humaines à des fins de soins de santé, secours d'urgence et sécurité. Ultra-large bande (UWB) est une technologie qui présente des caractéristiques distinctes en raison de sa bande passante extrêmement large, utilisant des impulsions en bande de base très courtes, typiquement de l'ordre de la nanoseconde, ce qui lui confère de nombreux avantages : haute résolution, grande pénétration, robustesse aux interférences et aux trajets multiples, faible consommation et faible coût.

Nous nous intéressons à une issue encore ouverte, qui concerne l'interférence des mesures dans un scénario de multiples sources. Nos investigations vont porter sur les techniques MIMO pour la séparation des signes vitaux dans le cas particulier de multiples patients stationnaires.

La fréquence respiratoire et la fréquence des battements cardiaques sont premièrement estimées à l'aide d'un capteur IR-UWB pour un seul patient, puis pour deux patients via plusieurs capteurs IR-UWB avec l'appui d'une technique de diversité SIMO. Pour ce dernier cas, le problème à résoudre consiste à d'abord localiser les deux patients, ensuite à extraire leurs signaux vitaux et à les séparer. Le système radar à plusieurs canaux de réception, également connu sous le nom de système à entrée unique et à sorties multiples (SIMO), sera utilisé pour résoudre ce problème. Les systèmes radar SIMO fusionnent les informations provenant de différents canaux pour améliorer les performances de détection. Nous utilisons une antenne d'émission et trois antennes de réception dans notre simulation afin d'obtenir un résultat précis et d'améliorer le rapport signal/bruit (SNR) en utilisant un traitement de corrélation.

Le mémoire est organisé comme suit :

Le premier chapitre est consacré à un état de l'art sur la technologie UWB et les techniques d'extraction des signaux vitaux.

Le second chapitre revoit les différentes techniques de diversité notamment techniques MIMO pour l'extraction des signes vitaux de multiples patients.

Dans le chapitre 3, nous avons réalisé des expériences de simulation sous Matlab/Simulink afin d'extraire la fréquence respiratoire et la fréquence cardiaque pour un seul patient, ensuite nous avons procédé à la séparation de ces signaux dans le cas de multiples patients (trois capteurs et deux cibles sont considérés).

CHAPITRE I

TECHNOLOGIE UWB : ETAT DE L'ART

Extraction des signaux vitaux

I.1 Introduction

Ce chapitre est consacré à la présentation des principales caractéristiques techniques de la technologie Ultra Wideband (UWB) et ses applications. Une attention particulière est réservée aux applications radar notamment l'application d'extraction de signes vitaux (rythmes respiratoire et cardiaque) de sujets humains.

I.2 Présentation de la Technologie UWB

Initialement utilisée à des fins militaires depuis les années 60, la technologie "UWB" (Ultra Large Bande) a été autorisée à des fins commerciales en 2002 par la FCC, l'organisme de réglementation américain. De manière plus spécifique, l'UWB impulsionnel, utilisant une méthode proche de celle des radars militaires, offre des résultats prometteurs pour les applications de communication à faible débit dans des environnements où la propagation est difficile.

Ce genre d'application laisse entendre que l'UWB pourrait être utilisé pour garantir une couverture radio locale dans des zones non desservies par des technologies plus traditionnelles à bandes étroites, en particulier dans le cadre de terminaux cognitifs.

La résolution temporelle élevée offre deux bénéfices distincts :

1. Une largeur de bande spectrale importante est générée par la transformée de Fourier d'un tel signal, ce qui garantit sa robustesse dans des environnements complexes en termes de multipath, où les signaux peuvent être reflétés à plusieurs reprises.
2. La précision temporelle se manifeste par une précision spatiale, ce qui permet d'utiliser des applications de localisation extrêmement précises. Cette précision est généralement de quelques dizaines de centimètres sur des distances de plusieurs dizaines de mètres.

I.3 Caractéristiques générales de la technologie à bande ultra-large

Le phénomène de l'évanouissement par trajets multiples a un impact sur les systèmes de communication traditionnels. Il se produit lorsque le signal envoyé est réfléchi par des obstacles et parvient au destinataire par différentes voies. Il est possible que ces réflexions interfèrent les unes avec les autres, ce qui peut diminuer la force du signal reçu et la qualité de la communication.

Pour deux raisons principales, l'UWB présente une sensibilité moindre à l'évanouissement par trajets multiples :

- **Grande largeur de bande du signal UWB :**

Le signal UWB est constitué de diverses fréquences. Cela favorise une meilleure utilisation des différentes routes envisageables et diminue l'influence des interférences entre les réflexions.

- **Fenêtre d'observation étroite au récepteur :**

Le récepteur UWB ne s'intéresse qu'à une très courte période de temps autour du moment où le signal direct est attendu. Cela permet de négliger les nombreuses réflexions qui se produisent avec un retard considérable. [1]

Le signal reçu est plus fort et plus stable, ce qui améliore la qualité de la communication.

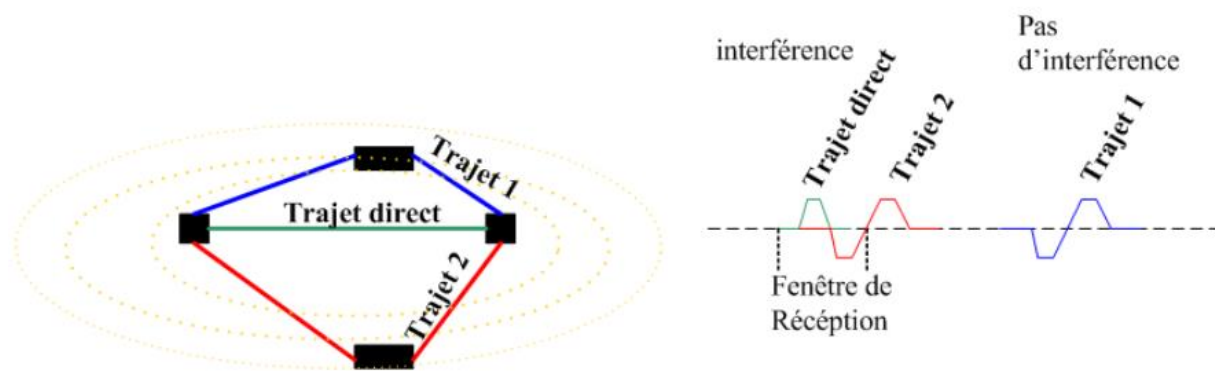


Figure 1. Propagation par trajets multiples

I.3.1 Signal UWB impulsionnel en émission

On a d'abord proposé l'idée d'utiliser des impulsions très courtes pour transmettre des informations numériques dans les années 90 [2]. L'attrait de l'UWB impulsionnel réside dans sa capacité à transmettre directement en bande de base, ce qui évite de transposer à une fréquence intermédiaire ou de procéder à un traitement de synchronisation de porteuse au préalable. On peut trouver un exemple d'architecture d'émetteur UWB impulsionnel dans [2]. Les méthodes fréquemment employées pour transmettre le signal dans l'air sont l'OOK (On-Off Keying) ou le PPM (Pulse Position Modulation), éventuellement associées à un codage par TH (Time Hopping ou saut temporel) décrit dans [3].

D'un autre côté, les modulations PPM et OOK ne sont basées que sur une information d'amplitude sommaire, se contentant de détecter la présence ou l'absence d'une impulsion à un instant précis.

I.3.1.1 Modulation OOK

Dans la modulation OOK, une impulsion est transmise uniquement pour un '1', tandis que les '0' sont représentés par l'absence d'impulsion. La particularité de cette modulation réside dans sa simplicité intrinsèque, ce qui entraîne une consommation d'énergie réduite.

I.3.1.2 Modulation PPM

La position de l'impulsion par rapport aux instants de référence fournit la valeur du bit. En cas de déviation de l'impulsion par rapport à ces moments de référence.

I.3.1.3 Codage TH

Le codage TH consiste à émettre des impulsions à intervalles réguliers, ce qui génère des pics parasites dans le domaine spectral, qui sont liés aux périodes temporelles du signal. Afin d'améliorer l'efficacité de l'utilisation des gabarits réglementaires et de lisser le spectre, il est essentiel de supprimer ces écarts temporels. On peut accomplir cela en effectuant des "sauts temporels" ou "time hopping", également appelés codage TH.

Un autre aspect captivant du codage TH réside dans sa capacité à distinguer plusieurs émetteurs. Tous les émetteurs ont une séquence de codage TH particulière, qui est connue des récepteurs qui y sont associés. On peut observer cette approche dans un système d'émission décrit dans [2], où un bit de synchronisation est associé à une série de 8 éléments '1' ('11111111'), tandis qu'un bit d'information est associé à une série de 8 éléments alternés ('10101010'), et la modulation OOK est utilisée.

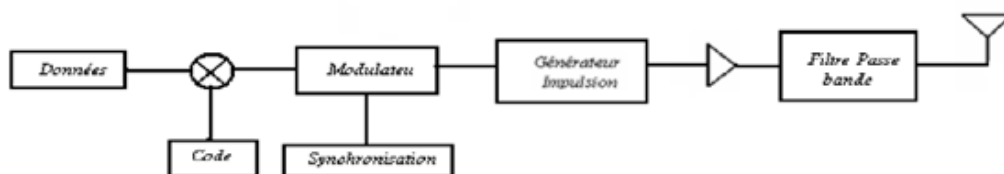


Figure 2. Schéma bloc d'un émetteur TH-UWB

I.3.2 Réception du signal UWB impulsionnel

I.3.2.1 Réception des signaux UWB impulsionnels : deux approches principales

Il existe deux méthodes différentes pour prendre en compte les signaux UWB impulsionnels : la réception classique et la réception non classique. Elles se distinguent par leur complexité, leurs résultats et leurs possibilités d'utilisation.

- **Réception parfaite : précision maximale mais grande complexité :**

La réception cohérente utilise la phase du signal afin d'optimiser la détection. En général, elle emploie un modèle de corrélation glissante qui offre des résultats presque parfaits. Néanmoins, cette méthode est complexe et consommatrice d'énergie, ce qui la rend moins appropriée pour les appareils à faible capacité.

- **Défis de la réception cohérente :**

- La synchronisation nécessite une base de temps très précise afin de garantir une démodulation cohérente.
- Le traitement du signal est complexe : le schéma de corrélation glissante est élevé sur le plan informatique.

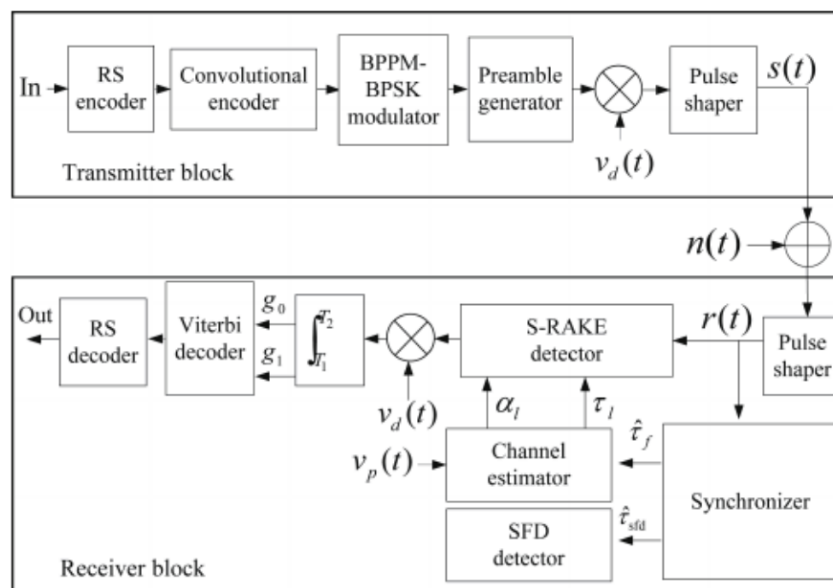


Figure 3. Schéma bloc d'un détecteur cohérent UWB

1.3.2.2 Réception non cohérente : simplicité mais performances moindres

La non-cohérence de la réception repose sur la détection de l'énergie du signal. Il existe différentes architectures qui font appel à des intégrateurs avec des constantes de temps variées. La réception cohérente est moins efficace que cette approche, mais elle est beaucoup plus facile à mettre en place et moins énergivore.

- **Applications de la réception non cohérente :**

- Mesure du temps de vol du trajet direct en fonction de la localisation.
- Applications dans lesquelles la précision absolue n'est pas essentielle.

➤ **Défis de la réception non cohérente :**

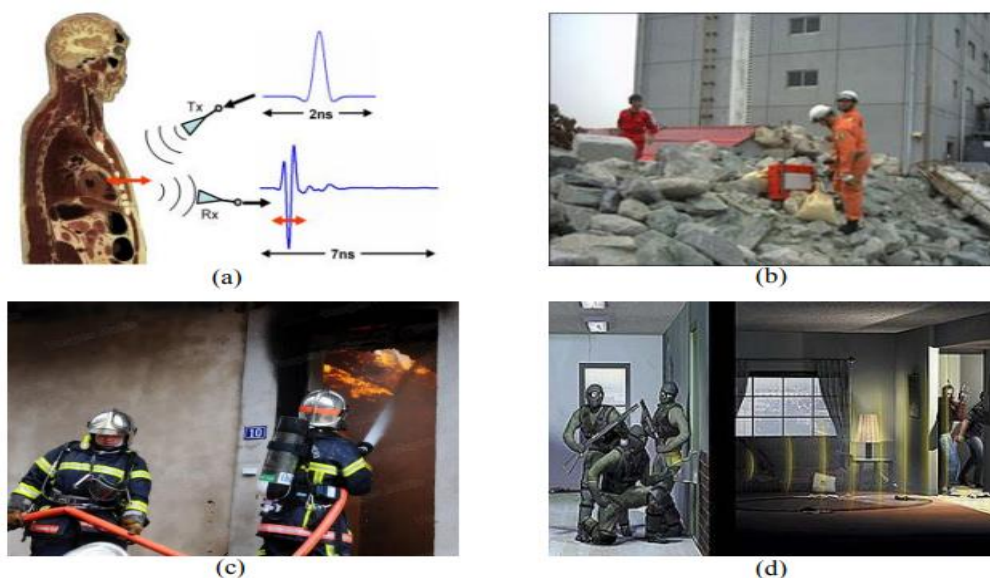
- La sensibilité du récepteur peut restreindre la capacité à détecter les faibles impulsions.
- Il peut être compliqué de détecter les impulsions en présence de bruit ou d'interférences.

I.4 Applications de la technologie UWB

I.4.1 Imagerie radar

L'UWB est employée dans différents systèmes de radar d'imagerie, tels que :

- **Géophysique** : GPR (Radar de pénétration du sol) pour repérer des objets dissimulés.
- **Construction** : Affichage à travers les murs afin de garantir la sécurité et la maintenance.
- **Médical** : Utilisation de l'imagerie pour évaluer et suivre les patients.
- **La construction** : les réparations et l'exploitation minière utilisent l'imagerie dans l'industrie.



Quelques applications de la détection à travers les milieux opaques. (a) mesure du rythme cardiaque, (b) localisation de personnes ensevelies, (c) localisation des survivants d'un incendie, (d) localisation des personnes cachées derrière un mur.

Figure 4. Imagerie UWB à travers les murs

I.4.2 Systèmes radar pour véhicules

L'UWB a pour fonction de :

- Repérer les collisions et informer le conducteur.

- Évaluer l'écart entre les véhicules et les barrages.
- Mettre à niveau la navigation et la sécurité sur la route.

I.4.3 Systèmes de surveillance

L'utilisation de l'UWB permet de :

- Repérer les intrusions dans des zones sensibles.
- Observer les individus et les objets à distance.
- Garantir la protection des biens et des individus.

I.4.4 Systèmes de communication

L'utilisation de l'UWB permet d'obtenir des débits de données élevés et une consommation d'énergie réduite pour :

- Les communications à l'intérieur (maison, bureau, etc.).
- Les appareils mobiles de communication (smartphones, tablettes, etc.).

I.4.4.1 Réseaux WPAN

L'UWB convient parfaitement aux réseaux sans fil personnels à courte portée, tels que :

- Adapter des périphériques à un ordinateur ou à un réseau.
- Transmettre des fichiers et des informations entre des appareils proches.
- Instaurer des dispositifs de domotique. [4]



Figure 5. Exemple de réseau WPAN

I.4.4.2 Les réseaux de capteurs corporels WBAN

➤ Définition et applications

Les réseaux de zone corporelle (BAN) ont pour objectif de substituer les câbles par des communications sans fil pour les capteurs et les appareils électroniques qui sont portés sur le corps humain. Ils facilitent la collecte, le regroupement et l'analyse de données physiologiques, la prise de mesures correspondantes, ainsi que leur stockage, leur enregistrement ou leur transmission à distance.

Il existe de nombreuses applications des WBAN, principalement dans le domaine médical :

- Surveillance de la santé : suivi à distance des patients, détection et traitement de maladies chroniques.
- Soutien dans la réadaptation : suivi des avancées des patients suite à une intervention chirurgicale ou à une blessure.
- Sport : suivi des résultats des sportifs et prévention des blessures.

➤ Fonctionnement et défis

Les WBAN font usage d'une interface radio commune afin de communiquer entre les divers éléments du réseau tels que les capteurs, les implants, les vêtements intelligents, et bien d'autres encore. En général, un coordinateur est responsable de l'accès au spectre radio et de la communication entre les différents éléments du réseau.

Le défi majeur des WBAN consiste à assurer une transmission fiable et performante des données tout en respectant des contraintes rigoureuses en termes de puissance et de débit. Il est essentiel d'avoir une puissance réduite afin d'assurer la sécurité des patients et la durabilité des batteries des appareils. [5]

➤ Avantages et perspectives

Les WBAN présentent de multiples bénéfices par rapport aux systèmes filaires classiques :

- Amélioration du confort et de la liberté de mouvement des utilisateurs.
- Réduction des risques d'infection et de complications.
- La qualité des données est améliorée et le suivi des patients est plus précis.

De nouvelles applications sont en cours de développement dans des domaines tels que la domotique, le multimédia et la sécurité, avec un développement en plein essor des WBAN.

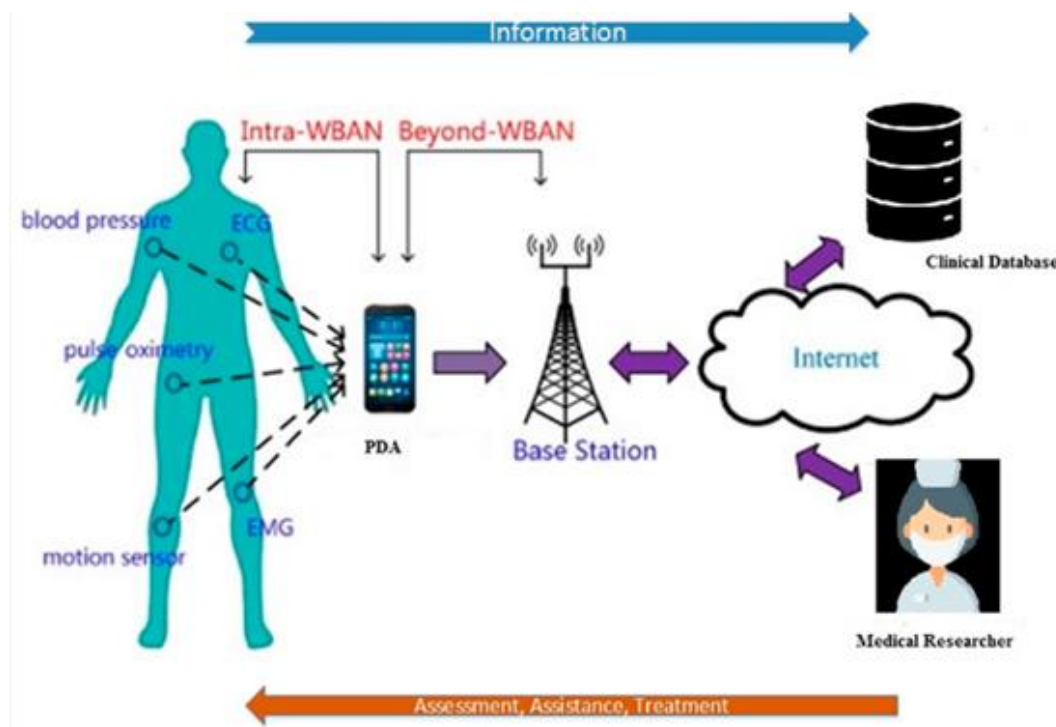


Figure 6. Acheminement des données dans un WPAN [6]

I.5 Techniques d'extraction des signes vitaux pour un patient via la technologie UWB

La technologie de communication sans fil Ultra-Wideband (UWB) permet d'extraire des signes vitaux tels que la fréquence cardiaque et la respiration. Il existe différentes méthodes courantes pour extraire les signes vitaux d'un patient en utilisant la technologie UWB :

I.5.1 Radar Impulsions UWB

Les radars UWB produisent des impulsions radio courtes qui se propagent dans l'environnement. En cas de rencontre entre ces impulsions et des objets, une partie de l'énergie est dirigée vers le radar. Le radar permet de déterminer la distance jusqu'à l'objet en mesurant le temps de vol des impulsions réfléchies et sa vitesse relative. En positionnant un tel radar à proximité du thorax du patient, il est possible de repérer les mouvements liés à la respiration.

I.5.2 Extraction des signaux vitaux

Cette extraction implique de repérer les fluctuations liées à la respiration et au rythme cardiaque dans les signaux UWB. Il est possible d'utiliser des algorithmes de détection de pic afin de repérer les moments où ces fluctuations se manifestent. Toutefois, afin d'évaluer le rythme cardiaque, il est possible d'installer des capteurs UWB à des endroits stratégiques du

corps où les mouvements cardiaques peuvent être détectés. Par exemple, un dispositif placé à proximité du cœur peut repérer les mouvements liés aux battements du cœur.

I.5.3 Positionnement Précis

Grâce à sa capacité à mesurer les distances avec précision, la technologie UWB permet de positionner précisément les capteurs par rapport au patient. Cela assure que les capteurs sont positionnés de manière optimale afin de capter de manière fiable les signaux vitaux. [6]

I.5.4 Traitement du Signal

Le traitement du signal à la réception est crucial lorsqu'il s'agit d'extraire des signes vitaux en utilisant la technologie UWB afin d'obtenir des mesures précises et fiables. Dans ce contexte, voici quelques informations sur les principaux aspects du traitement du signal :

- **Élimination du bruit** : Les signaux UWB enregistrés peuvent être impactés par divers types de sons, comme le bruit thermique et le bruit ambiant. Il est possible d'utiliser le filtrage adaptatif afin de diminuer ces sources de bruit et d'améliorer la qualité des signaux.
- **Analyse spectrale** : On peut utiliser l'analyse spectrale des signaux afin de repérer les fréquences principales liées à la respiration et à la fréquence cardiaque. Cela offre la possibilité de mesurer ces signaux et d'obtenir des mesures exactes des signaux vitaux.
- **Extraction des Paramètres** : Après avoir identifié et analysé les signaux vitaux, il est envisageable d'extraire des paramètres tels que la fréquence cardiaque et la fréquence respiratoire. Il est possible de réaliser cela en étudiant les périodes entre les pics dans les signaux, par exemple.
- **Adaptation et Calibration** : Les algorithmes de traitement du signal doivent souvent être ajustés en fonction des caractéristiques particulières des signaux UWB et des conditions de mesure afin de les adapter. En outre, il est crucial d'effectuer une calibration précise des capteurs et du système de mesure afin d'assurer des mesures fiables.

Grâce à ces méthodes de traitement du signal, la technologie UWB permet d'obtenir des mesures précises et fiables des signes vitaux d'un patient. Cela peut s'avérer très bénéfique dans les domaines médicaux où une surveillance continue et précise est requise. [7]

CHAPITRE II

TECHNIQUES MIMO POUR L'EXTRACTION DES SIGNES VITAUX DE MULTIPLES PATIENTS

II.1 Introduction

L'extraction des signaux vitaux à partir de données multi-patients est un domaine de recherche important pour la surveillance à distance et la télésanté. Les techniques MIMO (Multiple-Input Multiple-Output) offrent une approche prometteuse pour améliorer les performances d'extraction des signaux vitaux dans des environnements multi-patients complexes. Dans ce chapitre, nous allons revoir ces techniques en vue de les incorporer dans notre système de monitoring des signes vitaux.

II.2 Description de la technologie MIMO

Le système MIMO est l'un des principaux domaines de développement de la technologie de communication sans fil. Améliorez la vitesse de communication sans fil. Leur particularité réside donc dans l'utilisation de plusieurs antennes, émetteurs et récepteurs simultanément. De plus, ces systèmes peuvent améliorer les performances des équipements et cela permet d'obtenir une efficacité spectrale très élevée et de lutter efficacement contre l'évanouissement du signal. L'idée générale est d'utiliser des dimensions spatiales du canal et d'utiliser plusieurs chemins au lieu de supprimer les chemins. De plus, les systèmes MIMO sont apparus comme une solution pour réduire la consommation énergétique des réseaux de capteurs sans fils [6], [7].

II.2.1 Notion de diversité

Dans les systèmes de transmission, la diversité est employée afin de prévenir l'évanouissement à petite échelle provoqué par les multiples trajets. En effet, si des liaisons reçoivent plusieurs répliques de l'information dont les évanouissements respectifs sont indépendants les uns des autres, il est très probable que l'une de ces liaisons au moins ne subisse pas de fortes atténuations, ce qui augmente la fiabilité de la liaison. Ainsi, la diversité s'avère être un moyen extrêmement efficace pour lutter contre les émissions et les interférences entre les canaux de transmission, et permet notamment d'accroître la capacité et la couverture des systèmes radio. Les transmissions numériques utilisent quatre types de diversité : la diversité temporelle, fréquentielle, spatiale et la diversité de polarisation [13].

II.2.1.1 Diversité spatiale

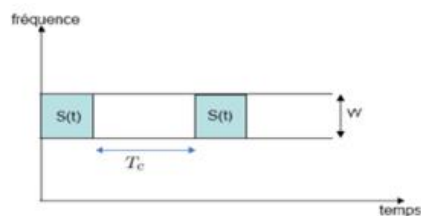
Il est possible d'obtenir cette dernière diversité en utilisant différentes antennes pour transmettre un signal, des versions redondantes ou/et plusieurs antennes pour recevoir les différents signaux. Il est important d'avoir des trajets à évanouissement autonomes et, pour cela, il est important que les antennes ne soient pas trop proches afin d'éviter toute corrélation entre les signaux. On établit une distance de cohérence qui garantit la variété spatiale. Elle est en relation avec la taille de l'antenne d'une station de base. [14]

II.2.1.2 Diversité de polarisation

Le principe ressemble aux précédents, un signal ou une réplique redondante est émis à l'aide d'ondes polarisées uniques [15]. La méthode la plus répandue consiste à utiliser deux polarisations orthogonales, telles que verticale et horizontale. Les caractéristiques de propagation des deux ondes doivent cependant être différentes.

II.2.1.3 Diversité dans le temps

Elle est valable pour les canaux temporels sélectifs. La diversité implique l'émission de plusieurs répliques du signal (ou de versions redondantes) à des intervalles temporels différents d'au moins le temps de cohérence du canal T_c (figure 2.1). En général, on utilise la diversité temporelle en utilisant l'entrelacement et le codage correcteur d'erreur. L'inconvénient de la diversité temporelle réside bien sûr dans le retard causé par la diversité.



Le même signal est transmis sur plusieurs intervalles temporels.

Où :

$S(t)$: est le signal transmis sur plusieurs intervalles temporels.

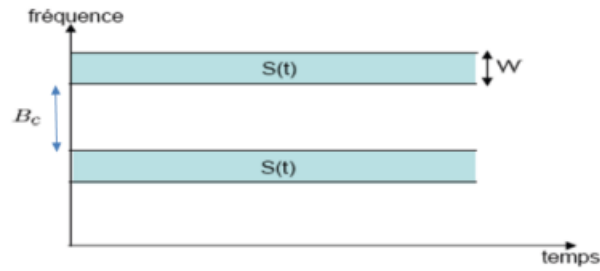
T_c : est le temps de cohérence du canal.

W : est la largeur de bande du signal.

Figure 7. Principe de la diversité temporelle

II.2.1.3 Diversité de fréquence

Ce type de diversité peut être obtenu lorsque le canal est sélectif en fréquence. A cet effet, l'émetteur envoie le même signal via plusieurs signaux (version redondante) fréquences porteuses [6] dont les fréquences sont séparées par au moins la bande de cohérence du canal B_c (Fig. 2.2).



Le même signal est transmis sur plusieurs intervalles fréquentiels.

Où :

$S(t)$: est le signal transmis sur plusieurs intervalles fréquentiels.

B_c : est la largeur de bande de cohérence du canal.

W : est la largeur de bande du signal.

Figure 8. Principe de la diversité fréquentielle

On peut tirer parti de la variété de fréquences en combinant la modulation Multi-porteuse avec un entrelaceur et un codage correcteur d'erreurs. On considère parfois la technologie à spectre étalé comme une source potentielle de diversité de fréquence. Le spectre du signal est élargi grâce à l'utilisation de séquences pseudo-aléatoires dans cette technologie, ce qui permet d'obtenir une résistance immunitaire aux interférences et une transmission discrète. Ils ont également été initialement conçus pour des applications militaires. étendre le champ de vision . Les formes les plus fréquentes sont la séquence directe et le spectre étalé à sauts de fréquence. [16].

II.2.2 Classification de la technologie MIMO

La technologie MIMO utilise des réseaux d'antennes d'émission et de réception pour améliorer la qualité du rapport signal/bruit (ou SNR anglais) et/ou le débit de transmission. Ces technologies présentent de bonnes performances dans les canaux multitrajets, mais ces derniers peuvent également provoquer des problèmes d'interférence entre symboles transmis [9]. Les technologies MIMO mises en œuvre se répartissent en trois catégories :

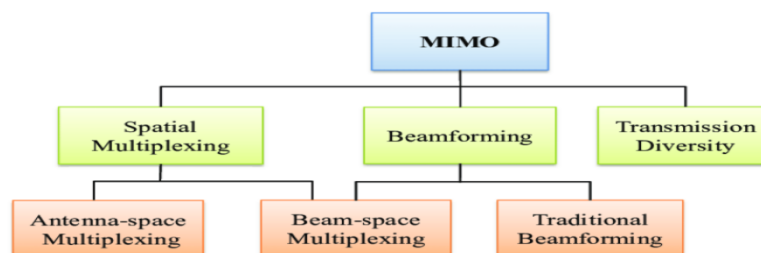


Figure 9. Panorama des techniques MIMO

II.2.2.1 Diversité spatiale MIMO

L'envoi simultané du même flux de données sur différentes antennes de l'émission est appelé diversité spatiale. Lorsque les signaux sont reçus à la réception, ils sont reproduits sur chaque antenne et combinés de manière cohérente. Lorsque les sous-canaux MIMO ne sont pas reliés les uns aux autres, la diversité spatiale est efficace. En outre, en augmentant le nombre d'antennes émettrices, la puissance du signal reçu à un moment donné augmente en améliorant la détection des signaux.

II.2.2.2 Le multiplexage MIMO spatial

Les flux de données sont transmis en même temps sur les différentes antennes d'émission, ce qui permet d'augmenter les débits de transmission. On définit la capacité de transmission d'un système de transmission comme le débit de transmission le plus élevé possible avec une faible probabilité d'erreur. Les signaux reçus sont décodés et combinés pour réécrire le message transmis. Comme pour la diversité spatiale MIMO, les sous-canaux de propagation doivent être décorrélés.

II.2.2.3 Le MIMO-Beamforming

Le réseau d'antenne MIMO est employé afin de guider et réguler le flux d'onde radio (amplitude et phase du faisceau). Des lobes constructifs/destructifs peuvent donc être créés et une transmission optimale entre l'émetteur et la cible est possible. Les méthodes de beamforming permettent à la fois d'élargir une portée radio (d'une station de base ou d'un point d'accès par exemple) et de réduire les interférences entre les utilisateurs et la pollution électromagnétique environnante (en ciblant le récepteur visé).

II.3 Codage spatio-temporel

On utilise les méthodes MIMO afin d'exploiter la variété d'émissions. Pour cela, il est nécessaire de mettre en place un code espace-temps. Le codage spatial-temps repose sur l'idée de générer de la redondance ou de la corrélation entre les symboles transmis dans les dimensions spatiale et temporelle. Un code espace-temps se distingue par son efficacité, sa variété et sa facilité de codage. Le rendement du code espace-temps correspond à la proportion entre le nombre de symboles émis et les durées correspondantes des symboles. La diversité est proportionnelle au nombre de voies autonomes à la réception. Finalement, le bénéfice de codage correspond à l'amélioration des performances du système codé par rapport au système non-codé. Le rendement d'un code espace-temps est plein lorsque son rendement est égal au nombre d'antennes utilisées lors de l'émission. Deux grandes catégories de codage espace-temps sont identifiées pour exploiter la diversité : le codage en treillis et le codage en blocs STBC.

II.3.1 Transcription spatio-temporelle en schémas

Il implique de coder les symboles à transmettre sur les différentes antennes en utilisant une représentation sous forme de treillis (machine d'états). Il associe la programmation de canaux à la modulation sur les antennes émettrices, et peut être perçu comme une extension des codes en treillis traditionnels pour les antennes multiples à l'émission et à la réception. L'algorithme de Viterbi [20] est utilisé pour décoder le chemin le plus probable dans le treillis. Dans [12], il est prouvé que les codes en treillis peuvent maximiser l'utilisation de la diversité d'émission et de réception tout en offrant un gain de codage qui varie en fonction du nombre d'états du treillis. Le Codage spatio-temporel en treillis établit des liens entre les signaux à la fois dans le domaine spatial et temporel.

II.3.2 Code spatio-temporel par blocs

Alamouti a introduit le codage espace-temps en bloc (en anglais Space-Time Block Coding) pour la première fois en 1998. Cette méthode gagne en efficacité. L'objectif est d'améliorer l'efficacité spectrale des systèmes MIMO en utilisant des phénomènes de propagations multi-trajets. L'idée est de créer une redondance d'informations entre deux antennes d'émission afin d'améliorer la résistance pour une même puissance d'émission, tout en conservant le débit. Alamouti a exposé son code en utilisant une configuration de deux antennes à l'émission, avec respectivement une et deux antennes réceptrices. Les dimensions spatiale et temporelle sont prises en considération lors du codage, d'où son nom. Le code d'Alamouti n'est conçu qu'avec deux antennes à l'émission [13].

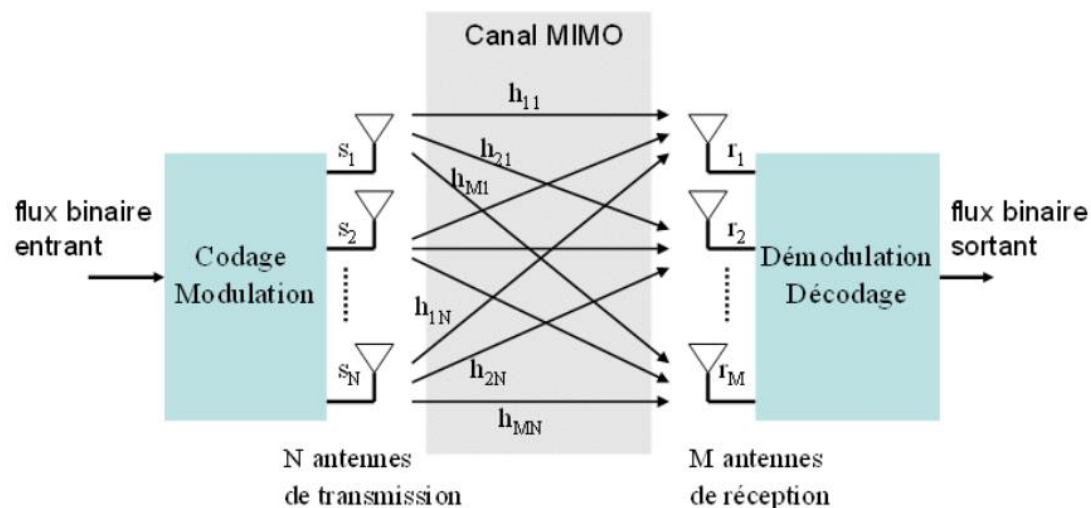


Figure 10. Schéma général d'un système de transmission MIMO

II.4 Techniques MIMO d'extraction des signaux vitaux pour de multiple patients

II.4.1 Filtrage personnalisé

On utilise fréquemment le filtrage adaptatif pour extraire des signaux vitaux MIMO à partir de signaux biomédicaux bruyants. Il emploie des filtres adaptatifs qui ont la capacité de modifier leurs paramètres en fonction des informations fournies. Cela donne aux filtres la possibilité de surveiller les évolutions temporelles des signaux biomédicaux et de distinguer les signaux provenant de divers patients.

II.4.2 Destruction en composantes autonomes (ICA)

La méthode statistique de l'ICA permet de distinguer des signaux mélangés en leurs sources distinctes. Son fondement repose sur l'idée que les signaux biomédicaux provenant de divers patients sont statistiquement distincts. En exploitant cette indépendance statistique, l'ICA peut être employée afin de distinguer les signaux biomédicaux provenant de différents patients.

II.4.3 Réseau artificiel de neurones (RNA)

Des modèles informatiques basés sur le cerveau humain sont appelés RNA. Ils peuvent recevoir des formations afin d'acquérir des compétences pour accomplir des tâches complexes, comme extraire des signaux vitaux à partir de signaux biomédicaux multidimensionnels. La capacité des RNA à extraire des signaux vitaux de signaux bruyants ou complexes est particulièrement efficace.

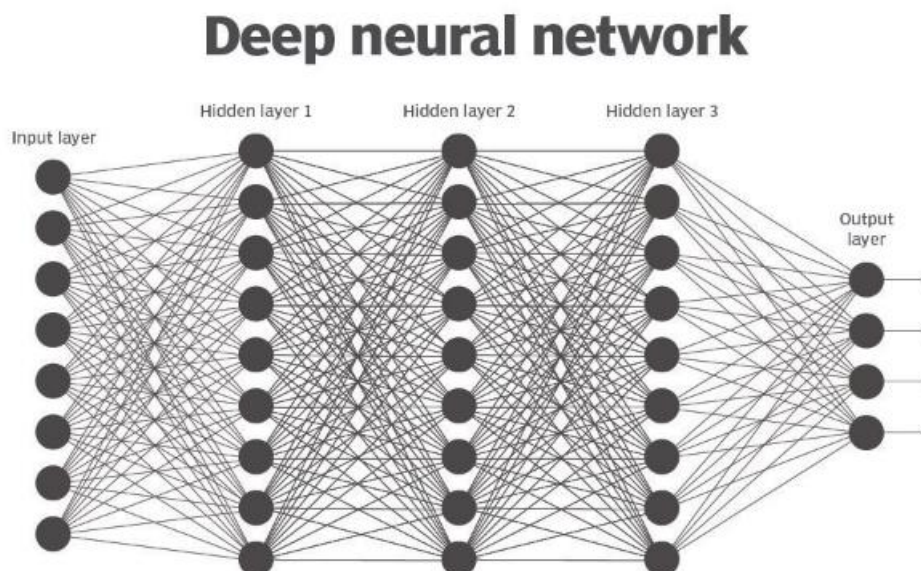


Figure 11. Schéma représentant le réseau artificiel de neurones (RNA)

II.4.4 La transformation en ondelettes

La transformation en ondelettes est une méthode qui permet de diviser un signal en ses différentes composantes de fréquence. Elle permet d'extraire des signaux vitaux à partir de signaux biomédicaux en repérant les composantes de fréquence correspondant aux signaux physiologiques spécifiques que l'on souhaite extraire.

II.4.5 Analyse par principales composantes (ACP)

L'ACP est une méthode statistique visant à diminuer la taille d'un ensemble de données. Son utilisation permet d'extraire des signaux vitaux à partir de signaux biomédicaux en repérant les principales directions dans les données correspondant aux signaux physiologiques spécifiques que l'on souhaite extraire [1][2].

II.5 Avantages des techniques MIMO pour l'extraction de signaux vitaux

Plusieurs bénéfices sont offerts par les techniques MIMO (Multiple-Input, Multiple-Output) pour extraire des signaux vitaux à partir de signaux biomédicaux enregistrés sur plusieurs patients en même temps. Parmi les bénéfices majeurs, on peut mentionner :

1. Les systèmes MIMO ont la capacité d'utiliser la dimension spatiale pour accroître le débit de données et la capacité du canal. Cela implique qu'ils ont la capacité d'extraire davantage de données physiologiques à partir des signaux biomédicaux, ce qui permet d'obtenir une surveillance plus exhaustive de l'état des patients.

2. En utilisant la diversité spatiale, les techniques MIMO peuvent améliorer la fiabilité des communications en diminuant les conséquences des interférences et du bruit. Cela offre la possibilité d'obtenir des extractions de signaux vitaux plus fiables et plus solides, même dans des environnements bruyants ou difficiles.

3. Résolution spatiale améliorée : Les systèmes MIMO peuvent offrir une résolution spatiale supérieure à celle des systèmes à antenne unique. Cela offre une meilleure localisation des sources des signaux biomédicaux, ce qui peut être bénéfique pour des applications comme l'imagerie biomédicale.

4. Les méthodes MIMO permettent de diminuer les effets indésirables causés par les mouvements des patients ou les interactions entre les patients. Cela offre la possibilité d'obtenir des extractions de signaux vitaux plus précises et fiables.

5. Les systèmes MIMO ont la capacité d'être adaptés à différents environnements, comme les unités de soins intensifs, les salles d'opération et les demeures des patients.

Des bénéfices pour les malades :

1. Un suivi plus exhaustif et plus précis de l'état du patient
2. Identifier plus tôt les complications.
3. Mieux gérer la qualité des soins
4. Le temps passé à l'hôpital diminue et la satisfaction des patients augmente.

Les bénéfices pour les praticiens :

1. Une prise de décision clinique améliorée
2. Optimisation de la performance des soins
3. Réduction des frais médicaux [3][4]

II.6 Inconvénients des techniques MIMO

Malgré les multiples bénéfices des techniques MIMO pour extraire des signaux vitaux à partir de signaux biomédicaux, il convient également de prendre en considération certains inconvénients potentiels :

1. Les systèmes MIMO présentent une complexité accrue par rapport aux systèmes à antenne unique, ce qui peut entraîner une augmentation des coûts et une difficulté de mise en place.
2. La consommation d'énergie augmente : Les systèmes MIMO nécessitent habituellement davantage d'énergie que les systèmes à antenne unique, ce qui peut entraîner des difficultés dans les applications nécessitant une grande autonomie.
3. Des problèmes de synchronisation peuvent survenir dans certains environnements, car les systèmes MIMO exigent une synchronisation précise entre les antennes.
4. Même si les techniques MIMO ont la capacité de diminuer les effets des interférences, elles peuvent également être plus sensibles à ces interférences dans certains cas.
5. Le déploiement de systèmes MIMO à grande échelle peut présenter des difficultés et des coûts élevés, surtout dans des environnements déjà existants.
6. Les systèmes MIMO peuvent recueillir des informations confidentielles sur les patients, ce qui pose des incertitudes quant à la confidentialité et à la sécurité des données.
7. Les systèmes MIMO peuvent présenter des limitations en termes de portabilité par rapport aux systèmes à antenne unique, ce qui peut restreindre leur utilisation. [5]

II.7 Applications des techniques MIMO

Les méthodes MIMO (Multiple-Input, Multiple-Output) offrent de nombreuses possibilités d'utilisation pour extraire des signaux vitaux à partir de signaux biomédicaux enregistrés sur plusieurs patients en même temps. On peut mentionner parmi les applications les plus prometteuses :

- **Observation de la condition du patient** : Surveillance simultanée de plusieurs patients dans des milieux cliniques tels que les unités de soins intensifs (USI) La surveillance à distance des patients dans le contexte de la télésanté Observation de l'état des patients à la maison.
- **Diagnostic des affections** : Étude des indicateurs biomédicaux afin de repérer des anomalies et des affections Contribue à la détection des affections cardiaques, respiratoires et neurologiques et la création de systèmes automatisés de diagnostic.
- **Création de thérapies sur mesure** : Étude des indicateurs biomédicaux de chaque patient afin d'ajuster les traitements ; Création de thérapies plus performantes et moins nocives ; Optimisation des performances des patients.
- **Analyse des échanges physiologiques entre les patients** : Création de nouvelles représentations de systèmes physiologiques ; Plus de connaissances sur les maladies et les processus de guérison.
- **D'autres usages** :
 - 1.Observation des performances des sportifs
 - 2.Analyse de la fatigue pendant la conduite
 - 3.Surveillance de la santé des employés dans des milieux à risque [17][18]

CHAPITRE III

SIMULATION & RESULTATS

III.1 Introduction

Dans ce chapitre, nous allons nous intéresser à deux cas de figure : (i) Extraction des signes vitaux d'un seul patient avec un seul capteur ; (ii) Extraction des signes vitaux de deux patients avec trois capteurs. Dans chaque cas, une modélisation du système est présentée, suivie des résultats de simulation et discussion.

III.2 Modélisation du système monocible :

Dans cette partie, nous allons simuler un système de surveillance des signes vitaux d'une seule cible avec un seul capteur UWB.

III.2.1 Modèle des signes vitaux

Les activités respiratoires et cardiaques entraînent l'expansion et la contraction de la cavité thoracique, générant des mouvements périodiques qui ressemblent à des schémas sinusoïdaux. Au fur et à mesure que la cavité thoracique se déplace, la distance entre la cible et le radar change en conséquence. La distance peut être déterminée par la formule suivante

$$d_0(t) = d_0 + A_r \sin(2\pi f_r t) + A_h \sin(2\pi f_h t) \quad (1)$$

Où :

- d_0 représente la distance moyenne entre la poitrine et l'antenne radar,
- A_r et A_h représentent respectivement l'amplitude respiratoire et l'amplitude cardiaque,
- f_r et f_h représentent respectivement la fréquence respiratoire et la fréquence cardiaque.

Le signal se propage dans l'air à la vitesse de la lumière, donc le temps aller-retour de l'écho réfléchi est défini comme suit :

$$\tau(t) = \frac{2d_0}{c} + \frac{2A_r}{c} \sin(2\pi f_r t) + \frac{2A_h}{c} \sin(2\pi f_h t) \quad (2)$$

Où :

τ et t indiquent respectivement le temps rapide et le temps lent,

c indique la vitesse de la lumière.

La réponse impulsionnelle du radar est la superposition des signaux de l'environnement et de la cible

$$h(t, \tau) = \alpha_d \delta(\tau - \tau_d(t)) + \sum_i \alpha_i \delta(\tau - \tau_i) \quad (3)$$

$\sum_i \alpha_i \delta(\tau - \tau_i)$ représente la réponse générée statiquement dans l'environnement de détection.

$\alpha_d \delta(\tau - \tau_d(t))$ représente la réponse impulsionnelle de la cible.

α_d et $\tau_d(t)$ sont respectivement l'amplitude et le retard de la réponse impulsionnelle de la cible.

Les échos reçus sont généralement exprimés comme la convolution de la réponse impulsionnelle de la cible et de l'impulsion du radar UWB, comme suit :

$$r(t, \tau) = g(t) * h(\tau - \tau_i) \quad (4)$$

$$r(t, \tau) = \alpha_d g(\tau - \tau_d(t)) + \sum_i \alpha_i g(\tau - \tau_i) \quad (5)$$

$g(t)$ représente le signal impulsionnel généré par le radar.

* désigne l'opération de convolution.

III.2.2 Présentation du système

Notre modèle est simulé sous MATLAB/Simulink et se compose de trois parties principales : le capteur, le canal, et la cible. Les éléments essentiels du système radar UWB comprennent l'émetteur, le récepteur, et le traitement du signal, comme montré à la figure 1.

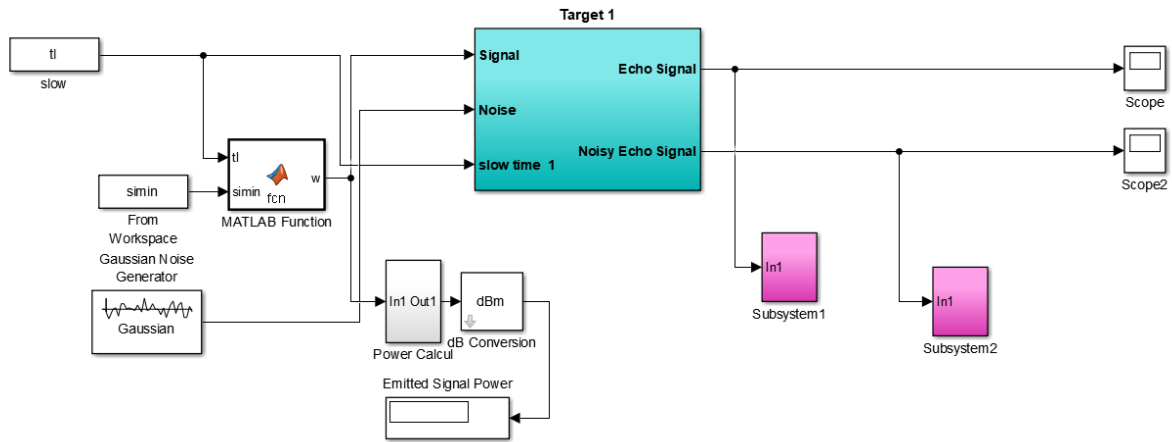


Figure 12. Schéma représentant le système à simuler sous Simulink

III.2.2.1 Le capteur

L'émetteur utilise des algorithmes de traitement du signal pour générer et transmettre une séquence d'impulsions UWB, comme montré à la figure 2 qui illustre l'impulsion émise. Le récepteur capte l'écho réfléchi, contenant des informations sur la respiration et les battements cardiaques. Des algorithmes de traitement du signal sont ensuite appliqués pour traiter l'écho reçu, en déterminant les fréquences respiratoires et cardiaques.

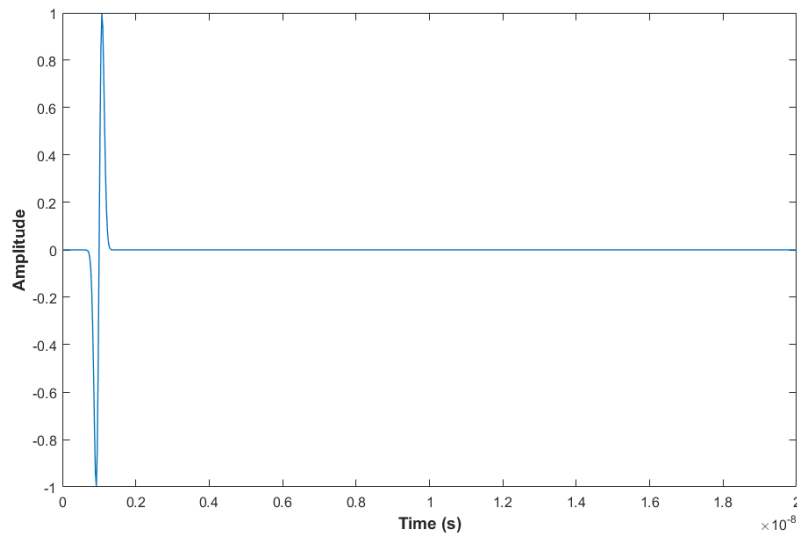


Figure 13. Signal émis IR-UWB pulsé sur 20 ns

III.2.2.2 La cible

La cible est modélisée simplement par un point d'inflexion à une distance $d(t)$. Les effets respiratoires associés aux mouvements thoraciques externes résultent d'une interaction combinée entre les mouvements thoraciques et abdominaux, avec une fréquence respiratoire moyenne allant de 12 à 48 respirations par minute. L'amplitude du déplacement thoracique dépend de la position relative de l'observateur par rapport à la poitrine, variant généralement entre 4 mm et 12 mm. Par ailleurs, le déplacement dû aux contractions cardiaques varie généralement de 0,01 mm à plusieurs millimètres selon les individus, avec une fréquence cardiaque moyenne allant de 60 à 120 battements par minute. Nous avons configuré la fréquence respiratoire à 0,27 Hz et la fréquence cardiaque à 1,2 Hz.

III.2.2.3 Le canal

Le canal présente plusieurs caractéristiques importantes. Les signaux UWB se propagent largement dans l'environnement, facilitant la transmission de données à haut débit sur de courtes distances. Cependant, ils peuvent subir des effets de l'atténuation du signal et la présence d'interférences et de bruit peuvent affecter la qualité de la transmission.

III.2.2.4 Le bruit

Le bruit blanc gaussien est simulé pour représenter les interférences aléatoires présentes dans le canal. On varie les valeurs de variance pour simuler différentes intensités de bruit avec des débits différents (0 dB, 5 dB, 10 dB).

III.2.2.5 L'atténuation

L'atténuation est simulée pour représenter la diminution de la puissance du signal lors de sa propagation à travers le canal.

La figure suivante présente le canal utilisé :

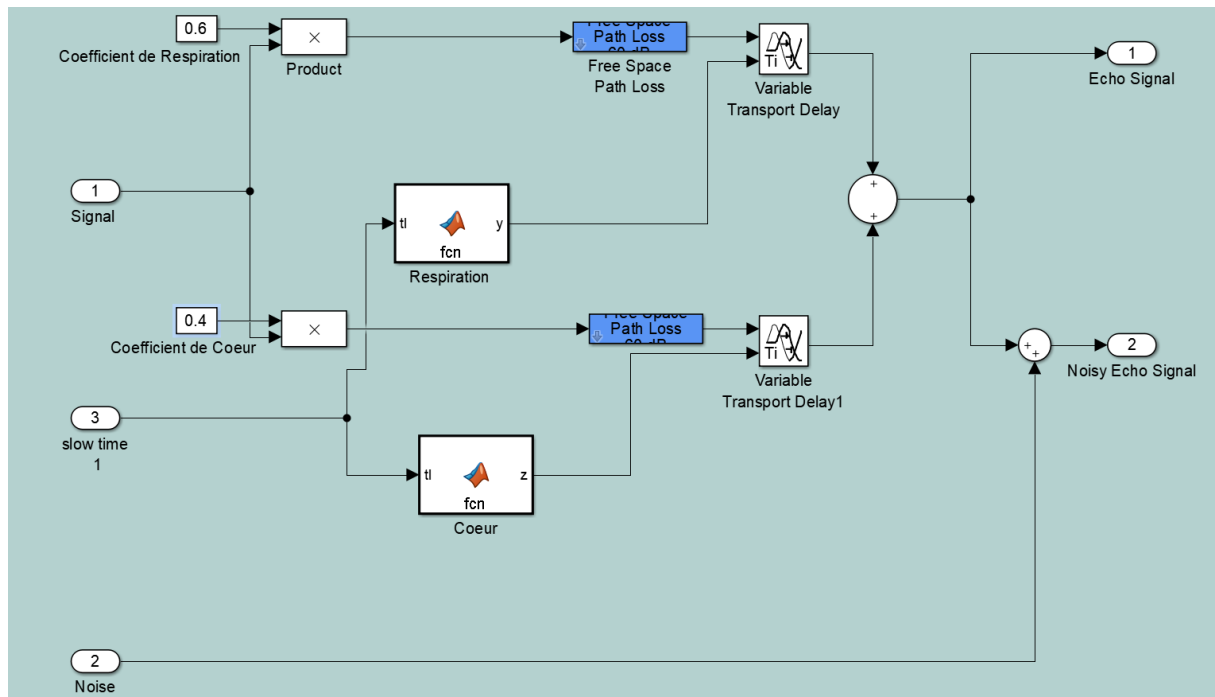
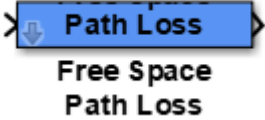
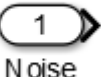


Figure 14. Représentation du canal (free space+target+noise)

Le canal contient les blocs suivants :

Bloc	Nom de bloc	Rôle
	Free Space Path Loss	C'est le facteur de perte « atténuation » de canal
	Variable Transport Delay	Ce bloc permet de retarder le signal d'entrée par une durée variable.
	bruit blanc gaussien	Pour ajouter un bruit blanc gaussien

III.2.3 Réception des données

III.2.3.1 Acquisition des données

En temps rapide, la fréquence d'échantillonnage pour chaque forme d'onde reçue est $F_f = 40$ GHz, contenant $N = L/T_f = 800$ points d'échantillonnage.

En temps lent, les données ont été collectées pendant 40 secondes avec une période d'échantillonnage de $T_s = 0,02$ secondes, ce qui correspond à une fréquence d'échantillonnage de $F_s = 50$ Hz. Par conséquent, le nombre d'échantillons est $M = 40/0,02 = 2000$ trames (formes d'onde).

Ces données sont stockées dans une matrice de $M \times N$, où M représente le nombre d'échantillons en temps lent et N représente le nombre de points d'échantillonnage en temps rapide.

III.2.3.2 Correlation

La convolution est effectuée entre le signal reçu et le signal émis. La corrélation permet également de filtrer les signaux indésirables ou le bruit, ce qui améliore la précision.

III.2.3.3 L'analyse spectrale

La transformée de fourrier (FFT) est utilisée pour l'analyse spectrale afin d'extraire les fréquences cardiaques et respiratoires.

III.2.3.4 Suppression des harmoniques

La suppression des harmoniques consiste à éliminer ou réduire les composantes harmoniques indésirables d'un signal. Pour atteindre cet objectif, nous avons utilisé le filtre coupe-bande pour supprimer les harmoniques multiples de l'harmonique fondamentale.

III.3 Modélisation du système multi-cibles

Dans cette partie, nous allons simuler un système de surveillance des signes vitaux de deux cibles doté d'un réseau de trois capteurs UWB en utilisant la technique SIMO (Single Input Multiple Output) pour séparer les cibles. La figure suivante représente la disposition spatiale des capteurs et des cibles.

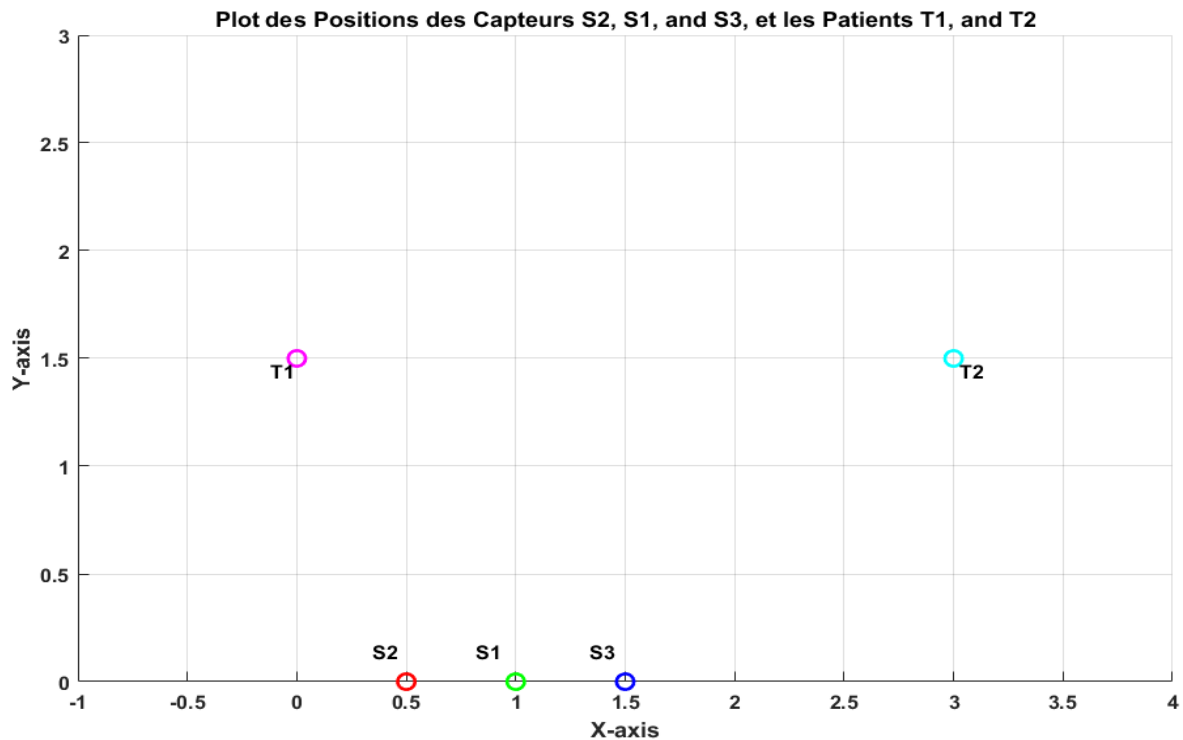


Figure 15. Topologie de la scène de mesure (3 sensors + 2 targets)

Position des Capteurs

S1 : Positionné à $(1, 0)$, actif.

S2 : Positionné à $(0.5, 0)$, passif.

S3 : Positionné à $(1.5, 0)$, passif.

Position des Cibles

T1 : Positionné à $(0, 1.5)$.

T2 : Positionné à $(3, 1.5)$.

Cette disposition spatiale permet au capteur actif (S1) d'émettre un signal vers les deux cibles (T1 et T2) et également de recevoir l'écho réfléchi par les cibles, tandis que les capteurs passifs (S2 et S3) reçoivent également le signal émis par S1 et l'écho réfléchi par les cibles.

Les figures suivantes présentent la simulation de réseaux SIMO :

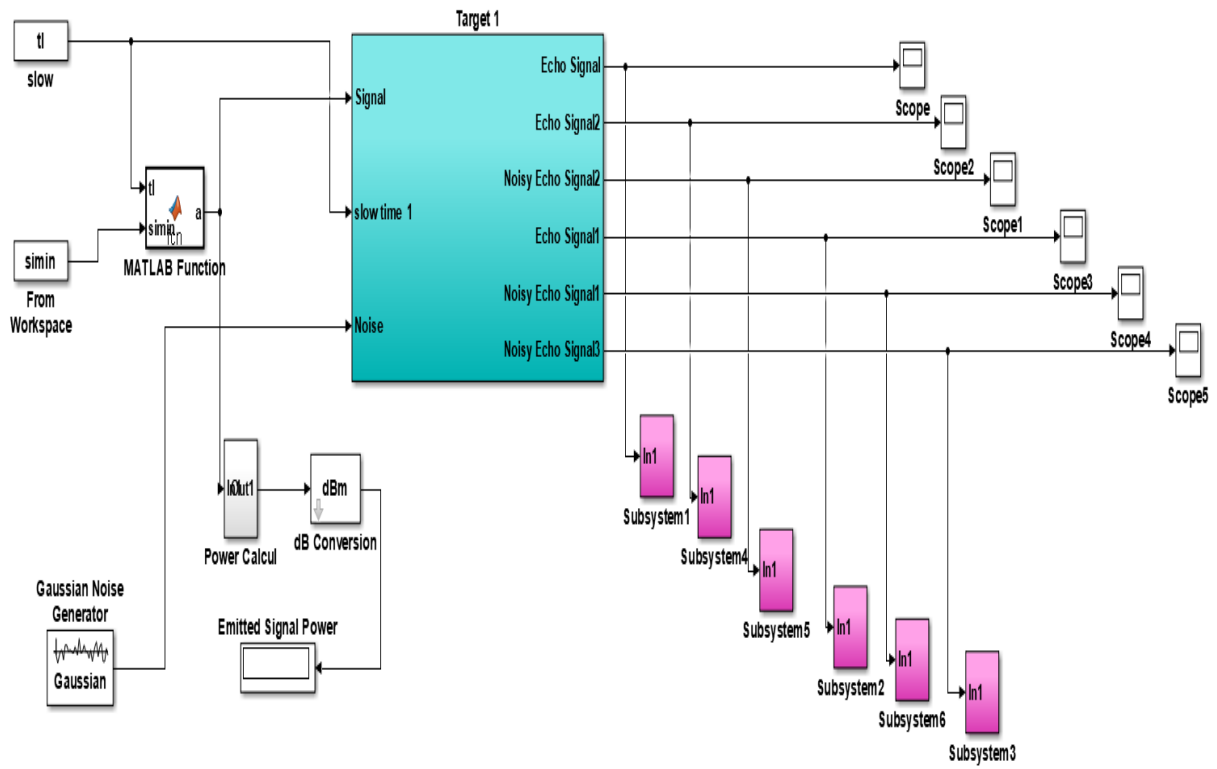


Figure 16. Implémentation Simulink su système SIMO a trois capteurs

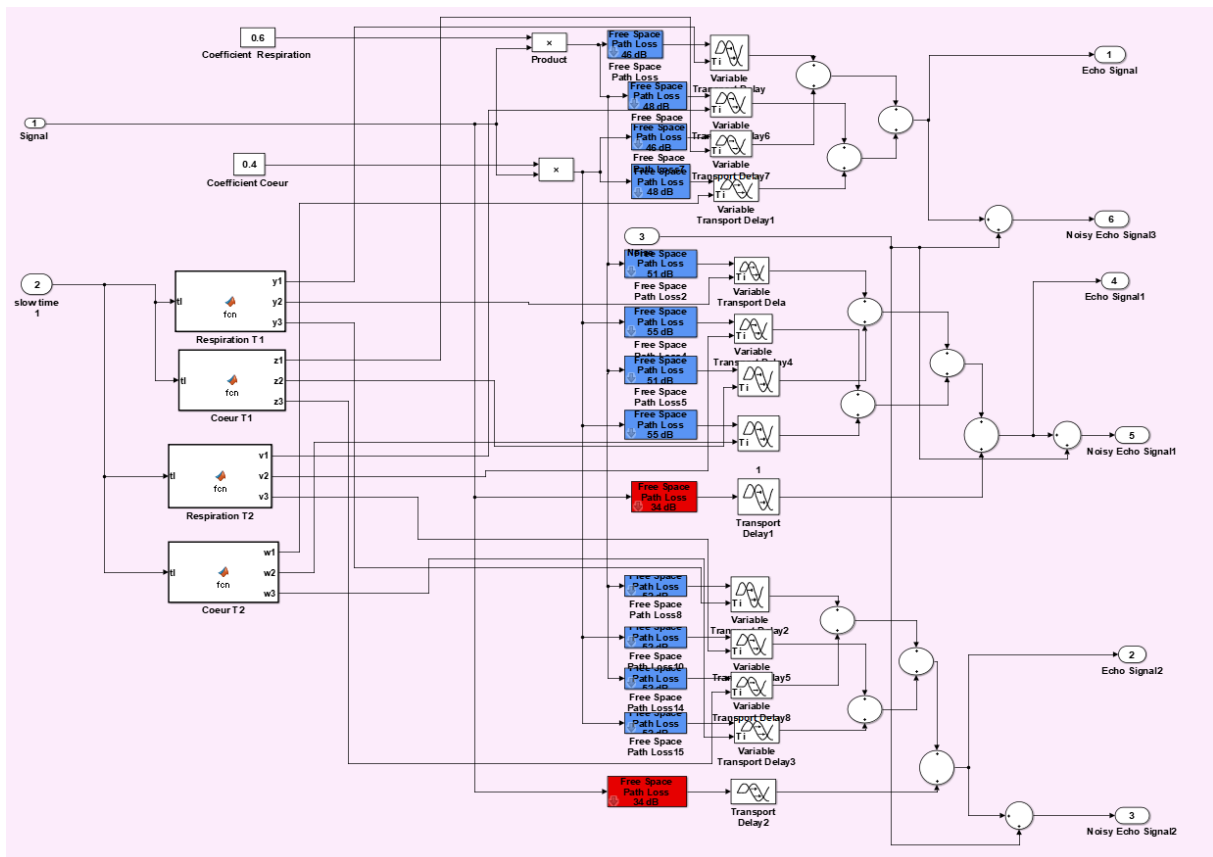


Figure 17. Représentation du canal (free space+ deux targets +noise)

III.3.1 Réception des données

Après l'acquisition des données et la corrélation, l'étape suivante consiste à filtrer le signal reçu par S1.

III.3.1.1 Filtrage

Les capteurs S2 et S3 reçoivent également le signal émis par le capteur S1, ce qui entraîne une interférence. Cette réception simultanée du même signal peut perturber les mesures et provoquer des interférences indésirables entre les signaux. Pour analyser les données de manière précise, il est nécessaire de supprimer les perturbations causées par ces interférences entre les capteurs.

Pour atteindre cet objectif, nous avons utilisé un algorithme qui élimine ces interférences en les réduisant à zéro.

III.3.1.2 Séparation des cibles

Pour séparer les cibles, nous avons utilisé la technique de corrélation. En mesurant le délai entre l'émission et la réception de ces signaux, nous pouvons déterminer le temps de vol et, par conséquent, la distance entre les cibles et les capteurs. Cette méthode nous permet de séparer les différentes cibles en fonction de leurs temps de trajet.

Calcule théorique de la distance entre les cibles et les capteurs

Distance

$$= \sqrt{(\text{position_capteur}(1) - \text{position_cible}(1))^2 + (\text{position_capteur}(2) - \text{position_cible}(2))^2}$$

Calcule théorique du délai entre les cibles et les capteurs

$$\text{Délai} = \frac{\text{Distance}}{c}$$

c : est la vitesse de la lumière.

Le tableau suivant présente les distances théoriques « distance aller-retour » et les délais entre les capteurs et les cibles.

	Distance (m)	Délai (s)
(capteur1, cible1)	1.8	1.2e-8
(capteur1, cible2)	2.5	1.66e-8
(capteur2, cible1)	3.38	1.12 e-8
(capteur2, cible2)	5,41	1.80 e-8
(capteur3, cible1)	3.92	1.3 e-8
(capteur3, cible2)	4.62	1.54 e-8
(capteur1,capteur2)	0.5	1.66e-9
(capteur1, capteur3)	0.5	1.66e-9

III.4 Résultats de simulation

III.4.1 Résultats Monocible

III.4.1.1 Correlation Sans bruit

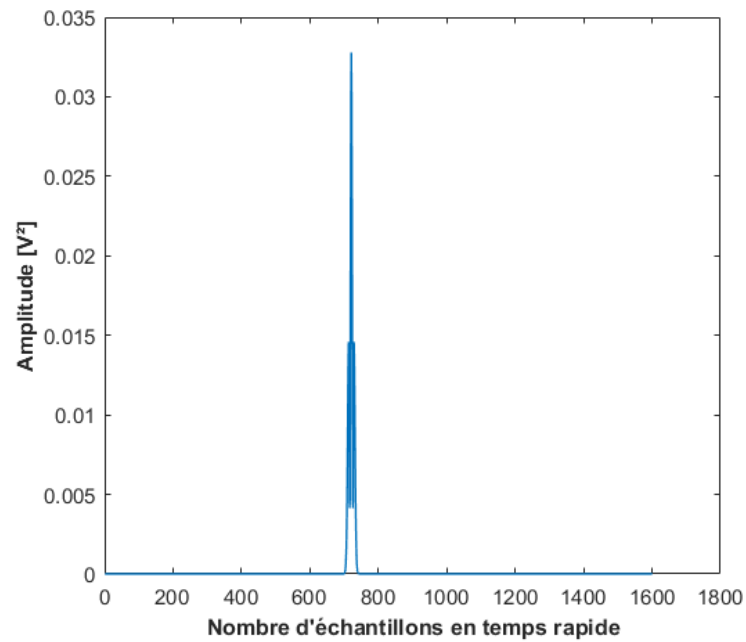


Figure 18. Correlation monocible sans bruit

III.4.1.2 Correlation avec bruit

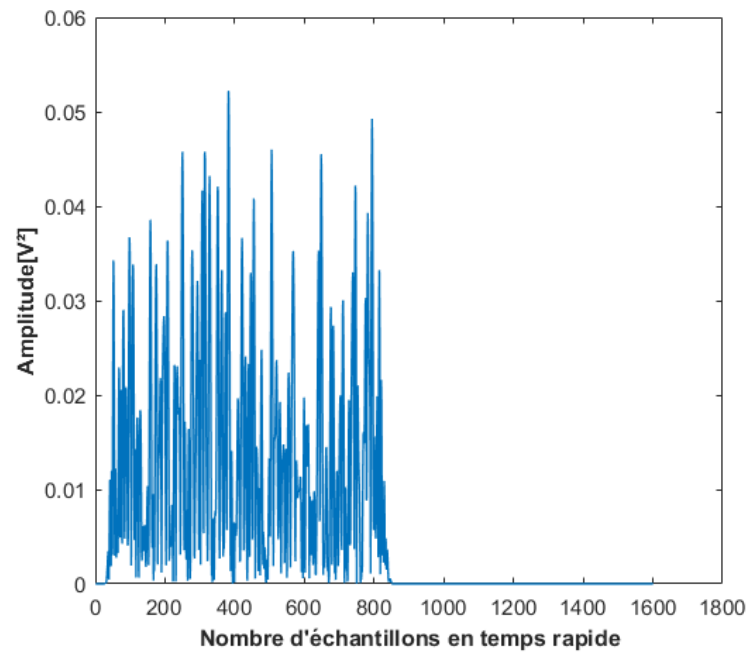


Figure 19. Correlation monocible : SNR 0dB

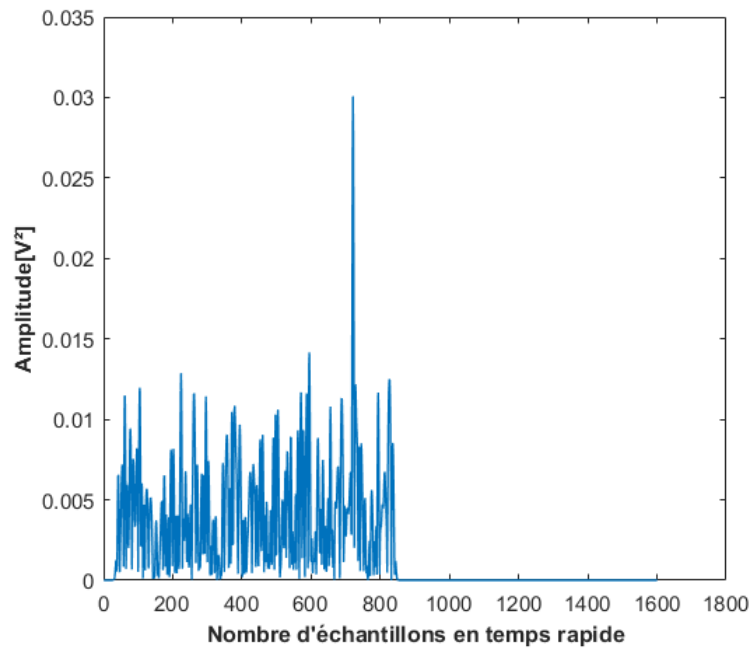


Figure 20. Correlation monocible : SNR 5dB

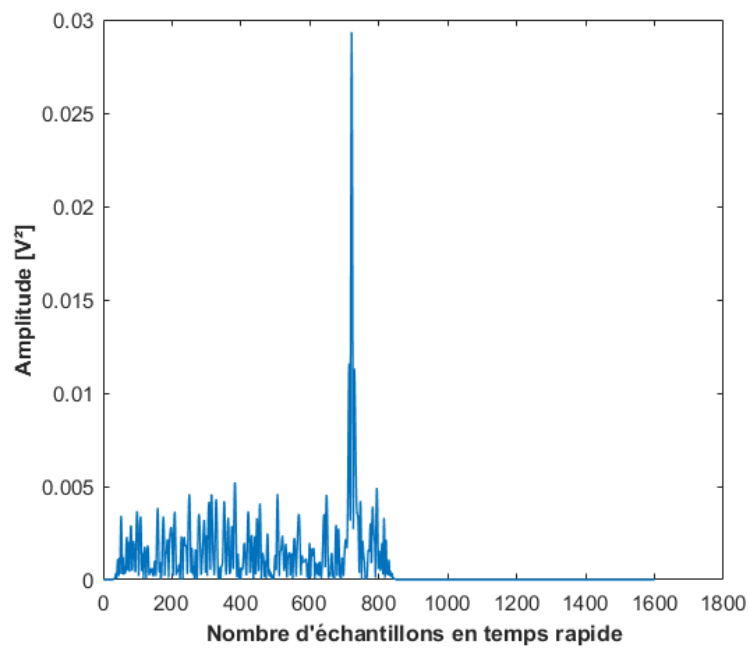


Figure 21. Correlation monocible : SNR 10dB

III.4.1.3 Analyse spectrale

Pour l'analyse spectrale, nous avons utilisé la transformée de Fourier rapide (FFT) en sélectionnant la colonne spécifique en fonction des résultats de corrélation, tout en

analysant toutes les lignes dans le domaine temporel lent. Nous avons également supprimé les harmoniques indésirables. Cette approche nous permet d'extraire les caractéristiques fréquentielles de la cible.

La respiration est identifiée par le pic maximal dans l'intervalle de fréquence respiratoire, tandis que la fréquence cardiaque est déterminée par le pic maximal dans l'intervalle de fréquence cardiaque.

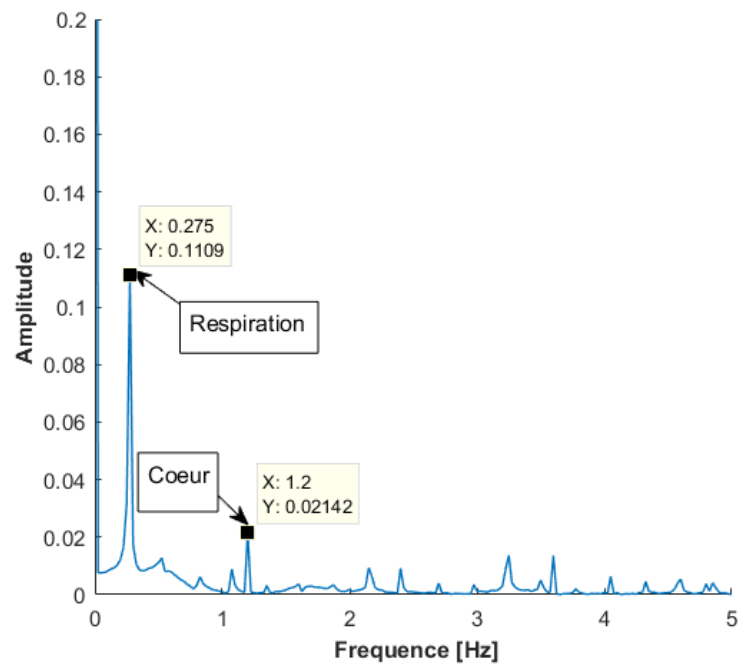


Figure 22. Extraction des fréquences de respiration et cardiaque – monocible : SNR 0 dB

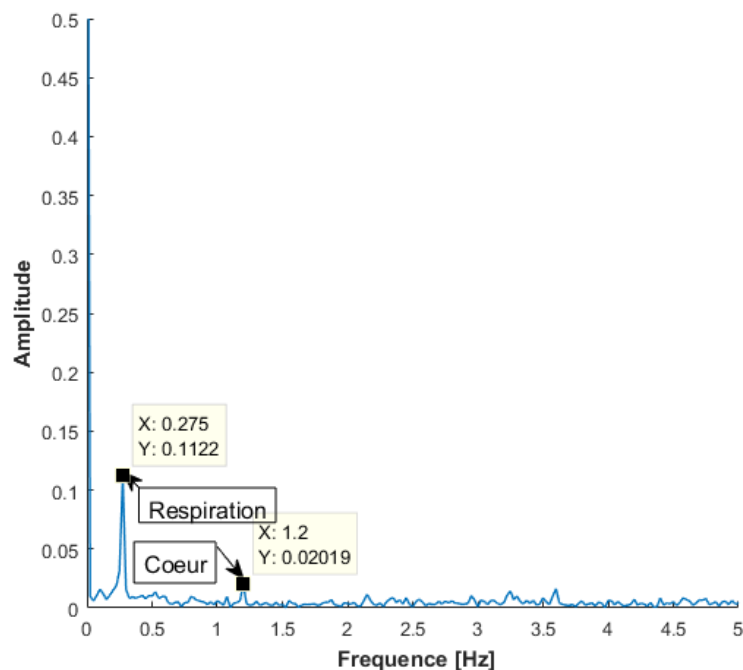


Figure 23. Extraction des fréquences de respiration et cardiaque – monocible : SNR 5 dB

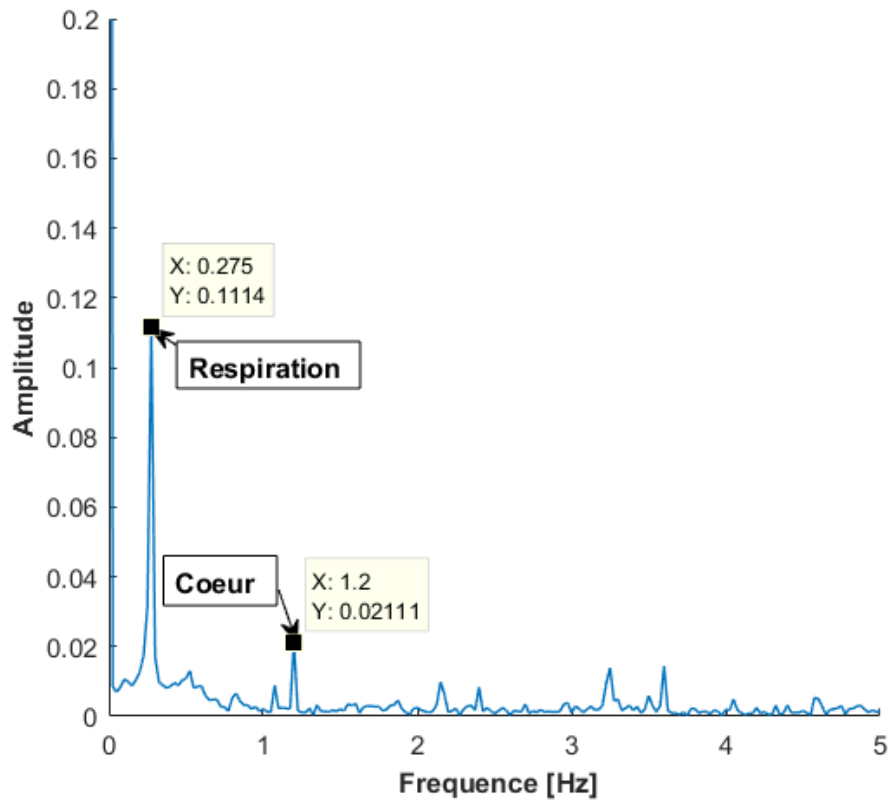


Figure 24. Extraction des fréquences de respiration et cardiaque – monocible : SNR 10 dB

III.4.1.4 Calcul d'erreur

Nous avons utilisé les valeurs réelles et mesurées pour la fréquence respiratoire et la fréquence cardiaque afin de calculer l'erreur relative. Le tableau suivant résume les erreurs absolues et les erreurs relatives.

	Valeur Réelle (HZ)	Valeur Mesurée (HZ)	Erreur Absolue	Erreur Relative %
Fréquence Respiration	0.27	0.275	0.005	1.85
Fréquence Cœur	1.2	1.2	0	0

III.4.2 Résultats Multi-cibles

III.4.2.1 Corrélation Capteur 1

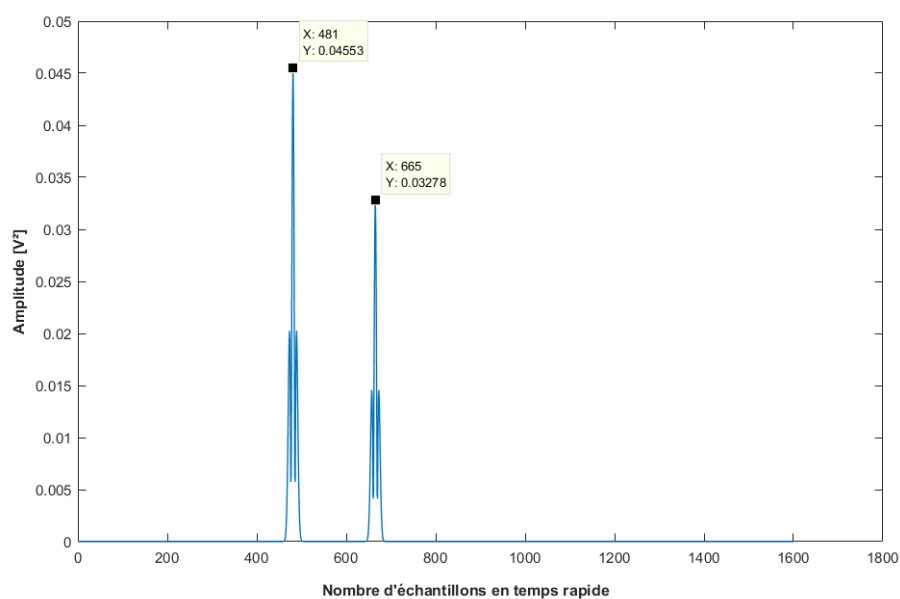


Figure 25. Corrélation 2-cibles capteur 1 : sans bruit

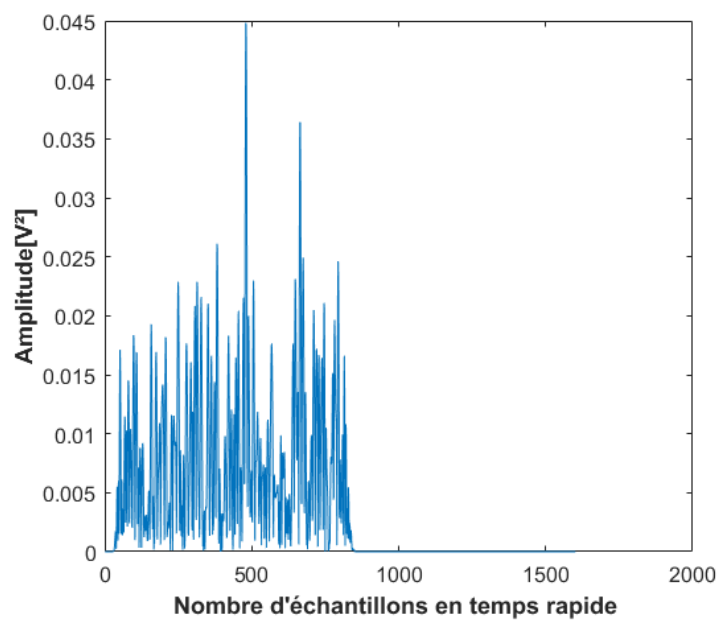


Figure 26. Corrélation 2-cibles capteur 1 : SNR 0 dB

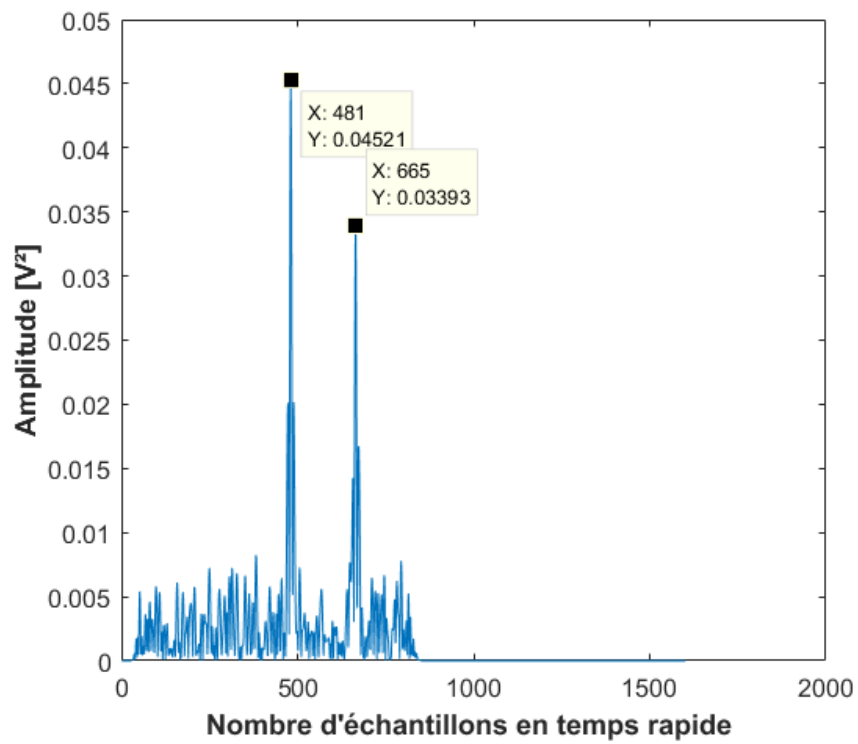


Figure 27. Corrélation 2-cibles capteur 1 : SNR 5 dB

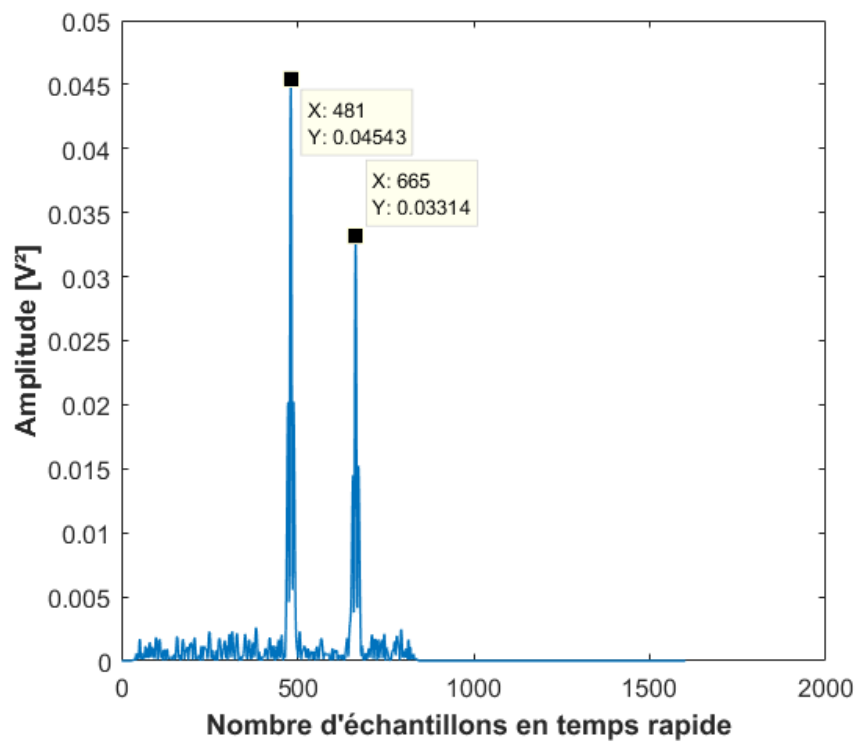


Figure 28. Corrélation 2-cibles capteur 1 : SNR 10 dB

III.4.2.2 Corrélation Capteur 2

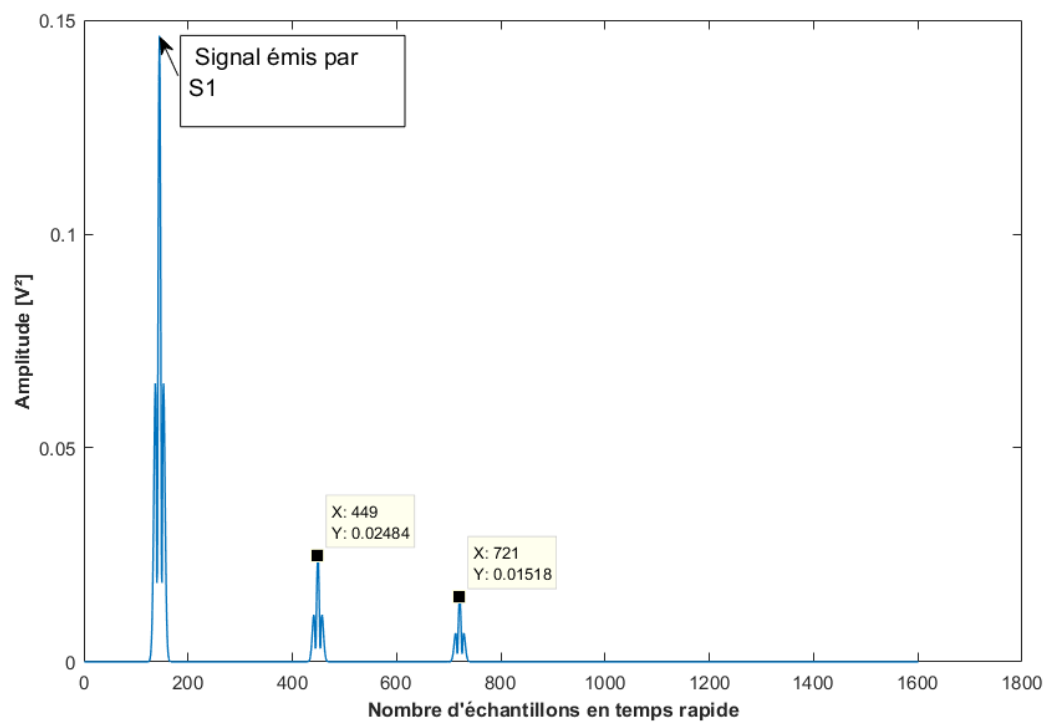


Figure 29. Corrélation 2-cibles capteur 2 : sans bruit

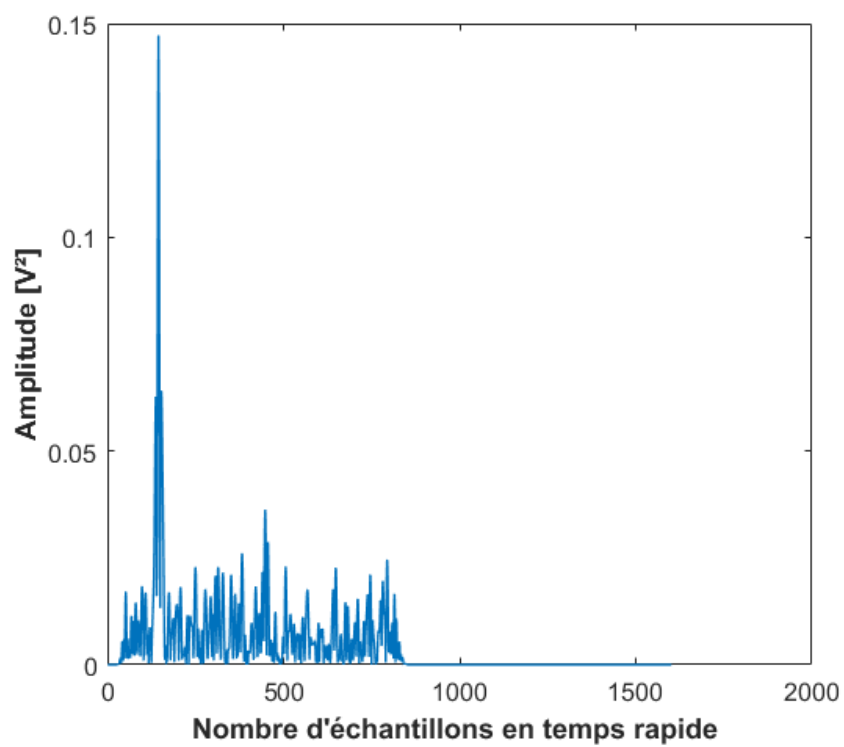


Figure 30. Corrélation 2-cibles capteur 2 : SNR 0 dB

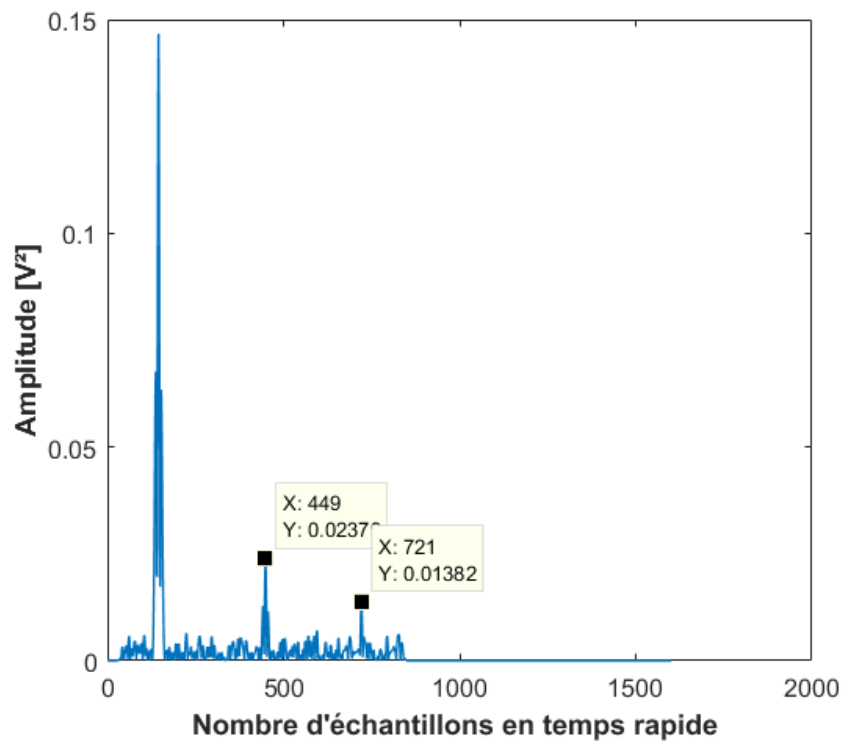


Figure 31. Corrélation 2-cibles capteur 2 : SNR 5 dB

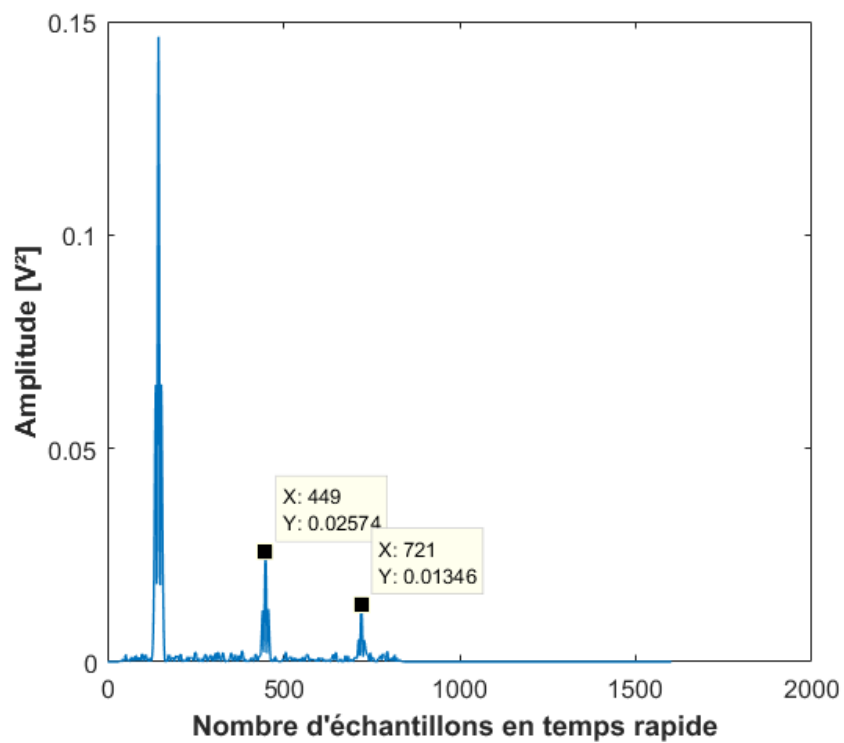


Figure 32. Corrélation 2-cibles capteur 2 : SNR 10 dB

III.4.2.3 Corrélation Capteur 3

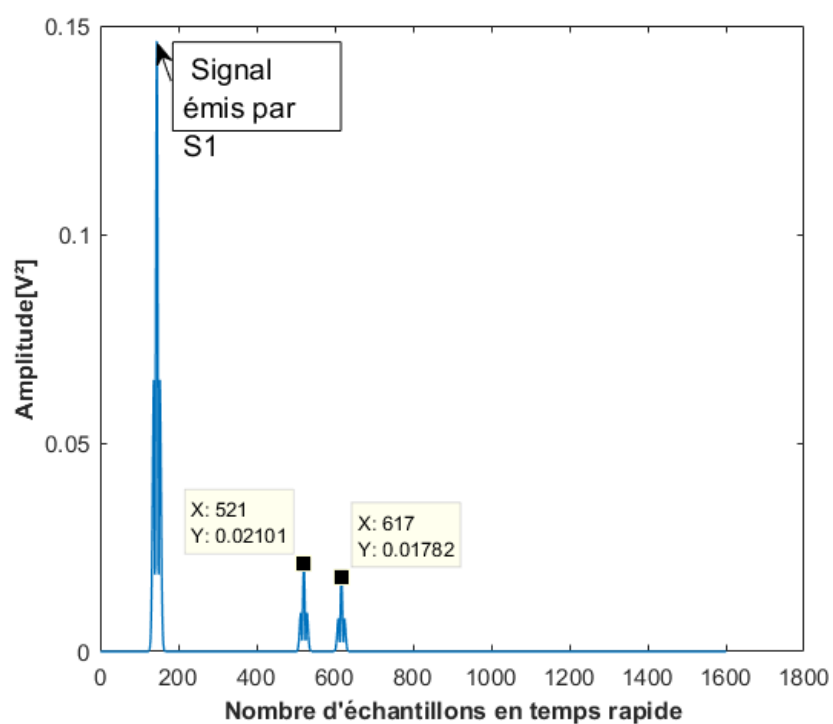


Figure 33. Corrélation 2-cibles capteur 3 : sans bruit

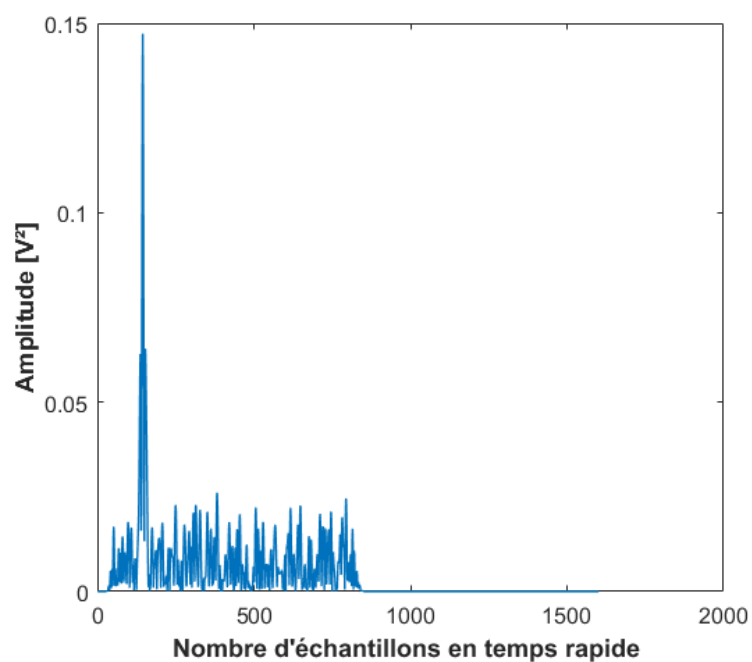


Figure 34. Corrélation 2-cibles capteur 3 : SNR 0 dB

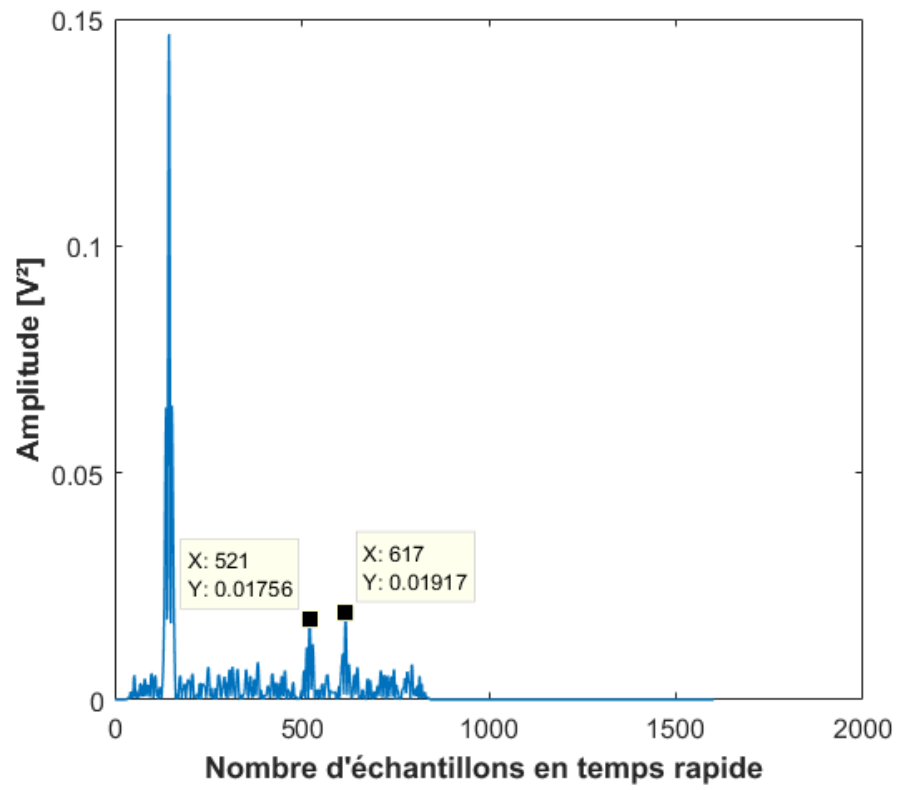


Figure 35. Corrélation 2-cibles capteur 3 : SNR 5 dB

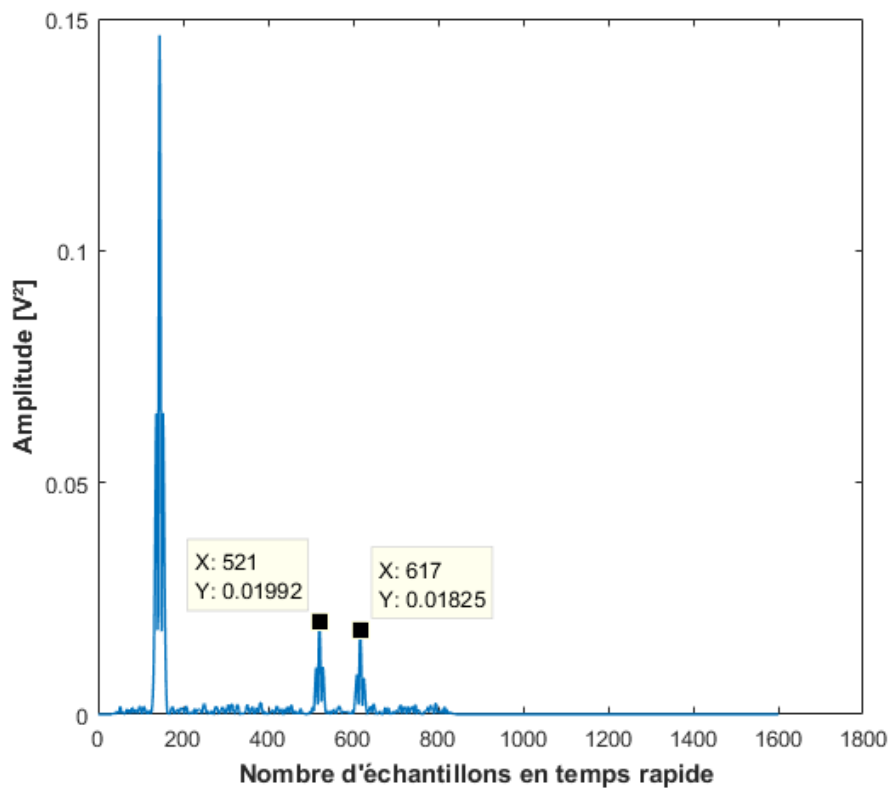


Figure 36. Corrélation 2-cibles capteur 3 : SNR 10 dB

III.4.2.4 Filtrage Capteur 2

Nous avons éliminé le pic du signal émis par S1 pour les deux capteurs, S2 et S3.

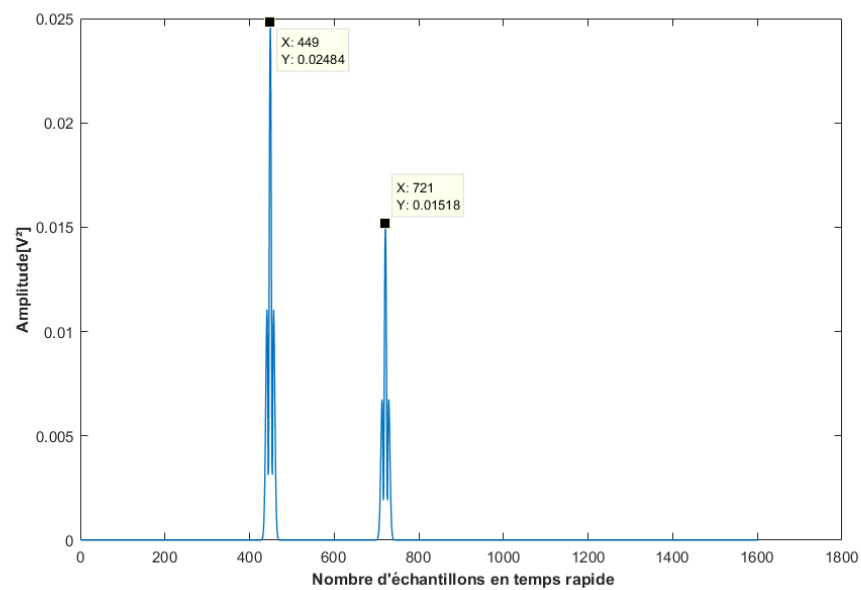


Figure 37. Filtrage 2-cibles capteur 2

III.4.2.5 Filtrage Capteur 3

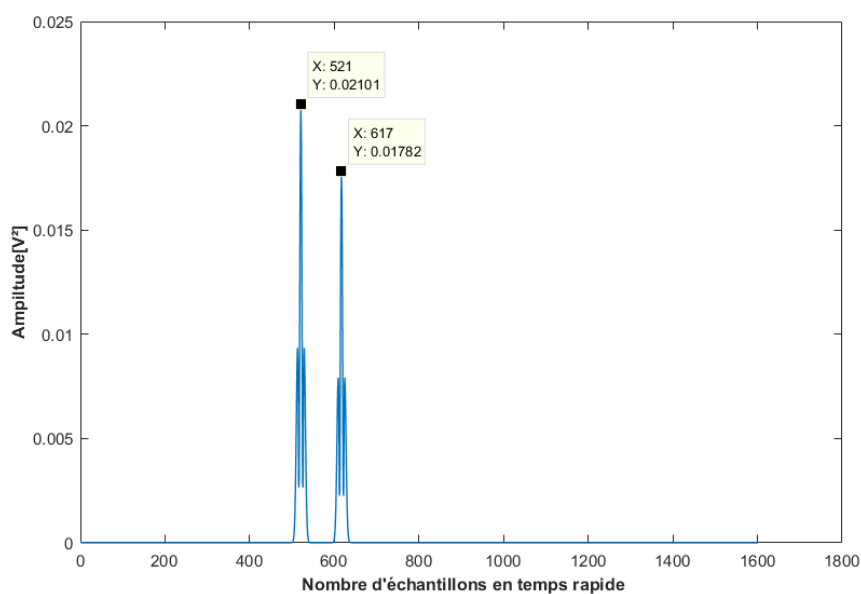


Figure 38. Filtrage 2-cibles capteur 3

III.4.2.6 Séparation des cibles Capteur 1

Pour calculer les délais, nous avons utilisé les valeurs des pics trouvés dans la corrélation et les avons divisées par la fréquence d'échantillonnage en fast time.

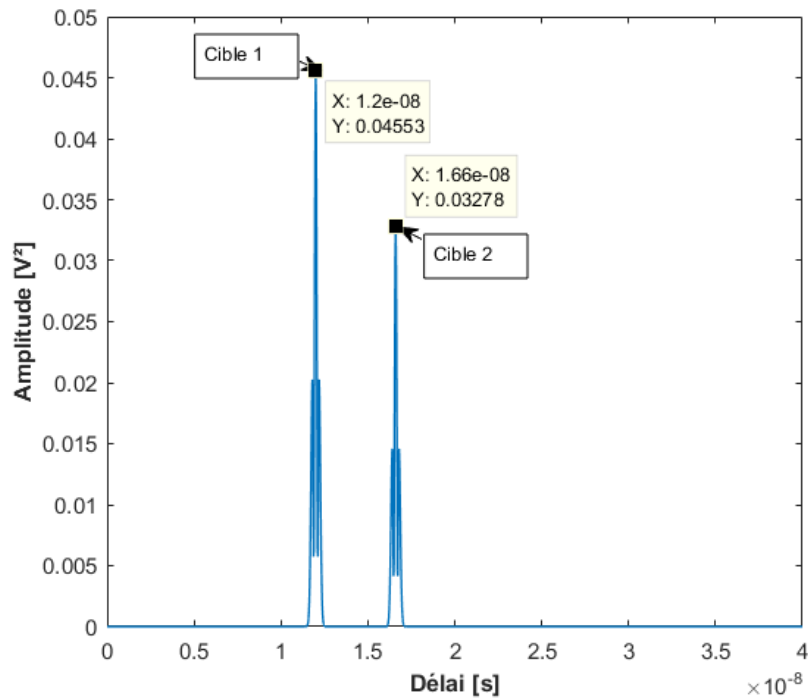


Figure 39. Séparation des cibles : Capteur 1

III.4.2.7 Séparation des cibles Capteur 2

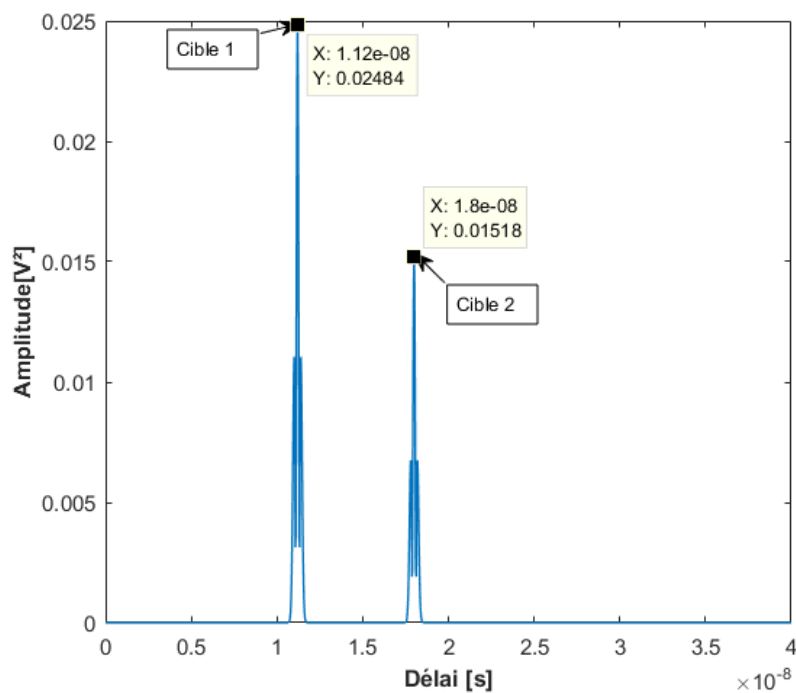


Figure 40. Séparation des cibles : Capteur 2

III.4.2.8 Séparation des cibles Capteur 3

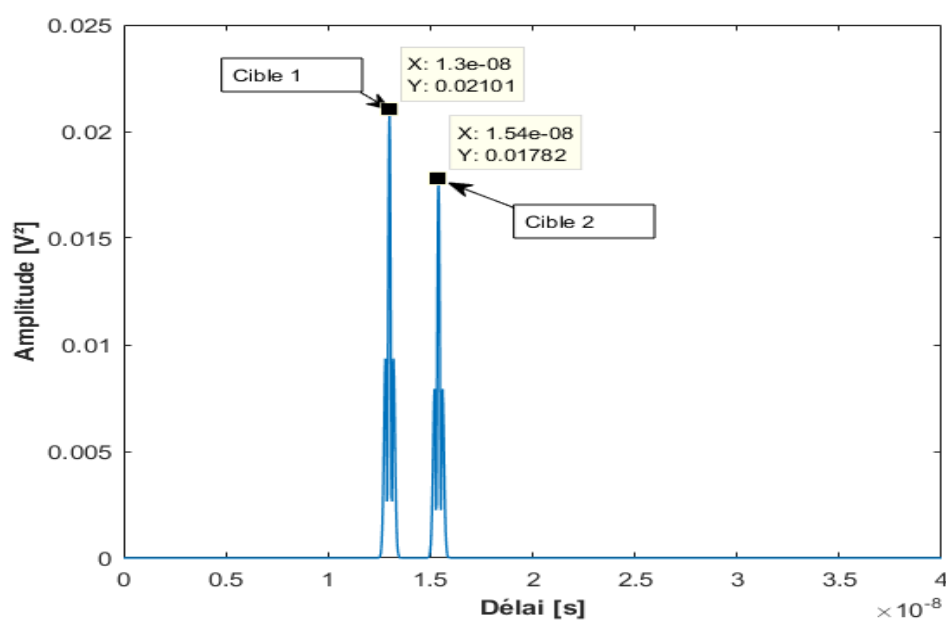


Figure 41. Séparation des cibles : Capteur 3

III.4.2.9 Analyse spectrale Capteur 1 - Sans bruit

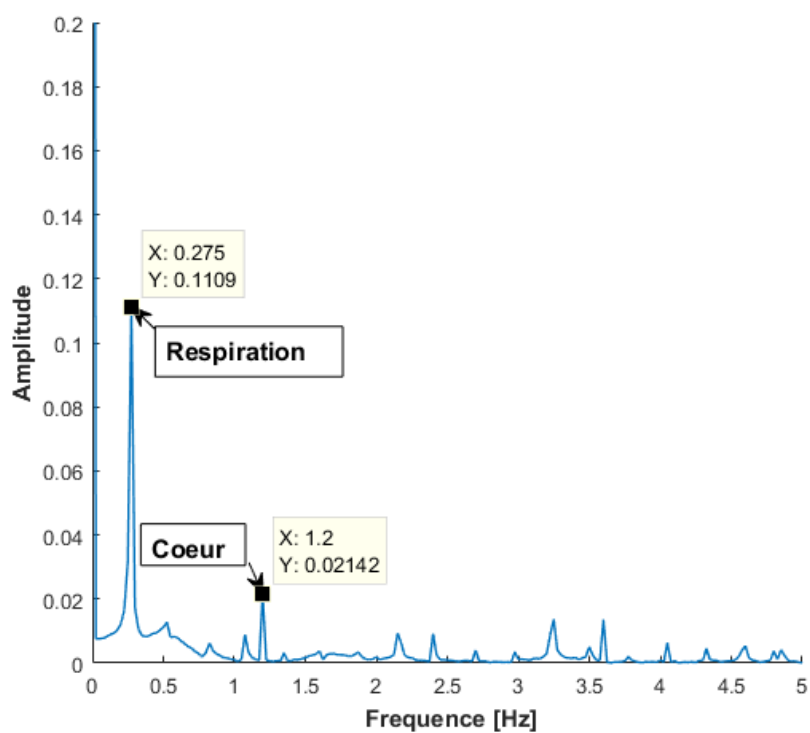


Figure 42. Capteur1 : Mesure des fréquences respiration et cœur cible 1 : sans bruit

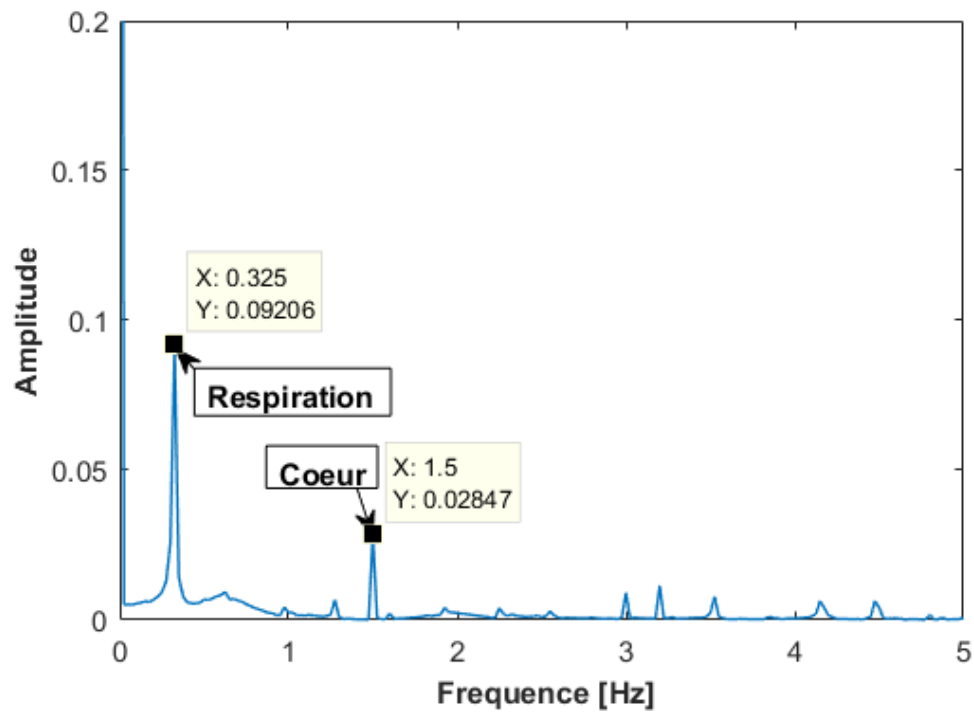


Figure 43. Capteur 1 : Mesure des fréquences respiration et cœur cible 2 : sans bruit

III.4.2.10 Analyse spectrale Capteur 1 - Avec bruit

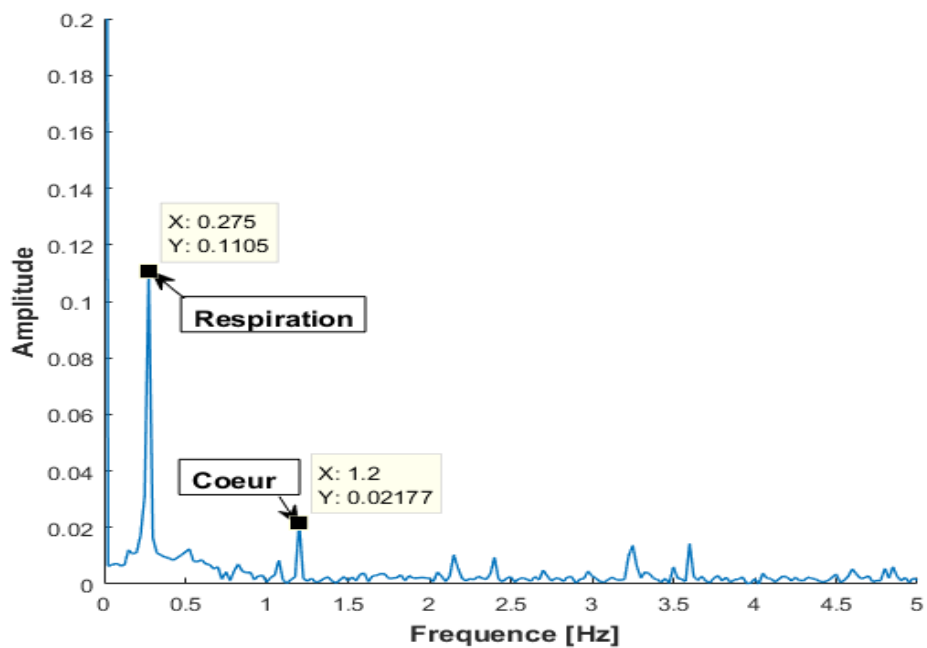


Figure 44. Capteur 1 : Mesure des fréquences respiration et cœur cible 1 : SNR 5 dB

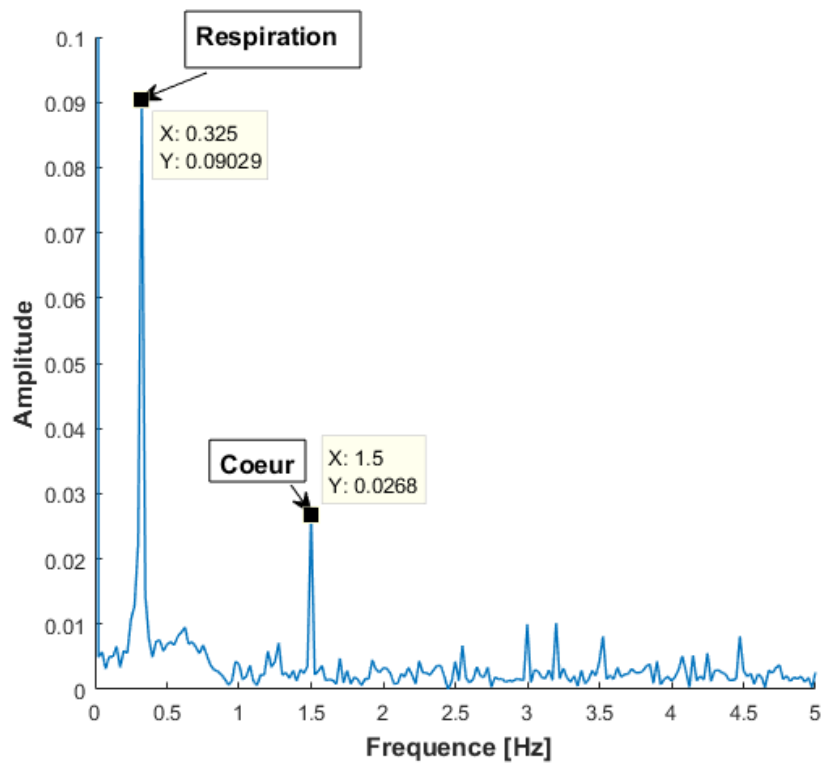


Figure 45. Capteur 1 : Mesure des fréquences respiration et cœur cible 2 : SNR 5 dB

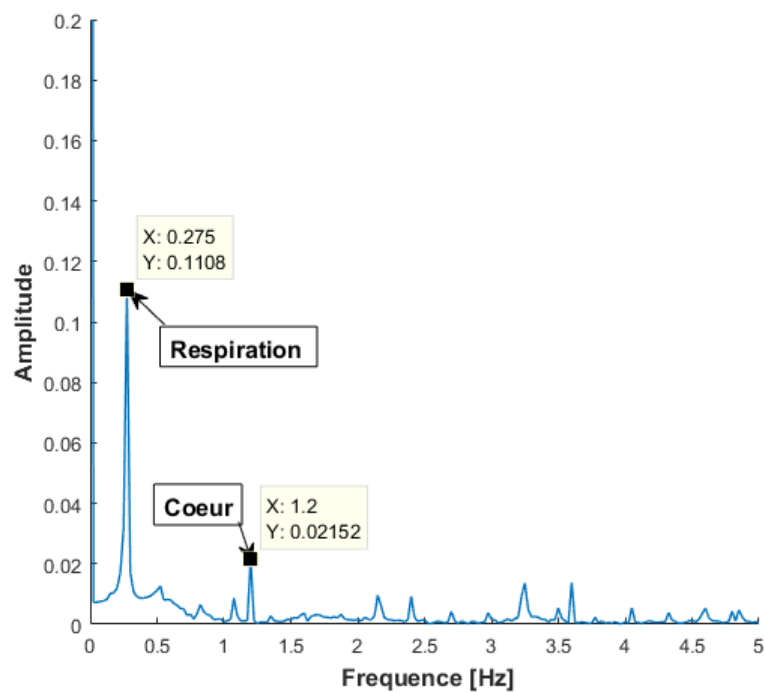


Figure 46. Capteur 1 : Mesure des fréquences respiration et cœur cible 1 : SNR 10 dB

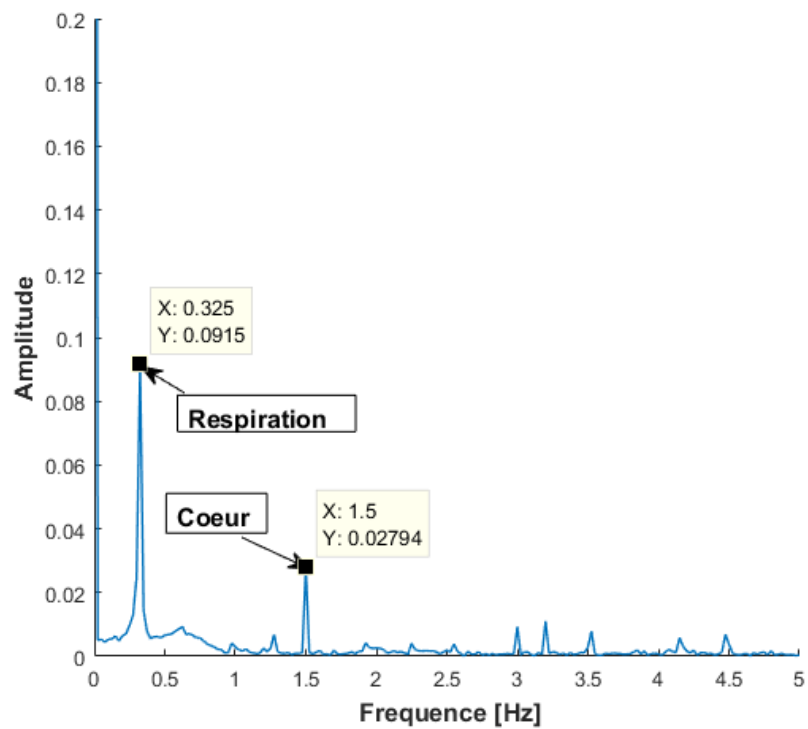


Figure 47. Capteur 1 : Mesure des fréquences respiration et cœur cible 2 : SNR 10 dB

III.4.2.11 Analyse spectrale Capteur 2 - Sans bruit

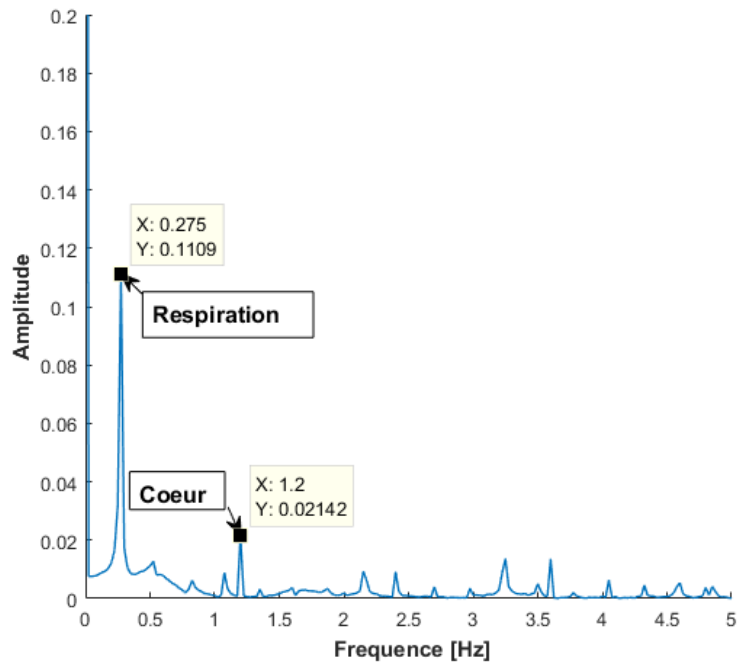


Figure 48. Capteur 2 : Mesure des fréquences respiration et cœur cible 1 : sans bruit

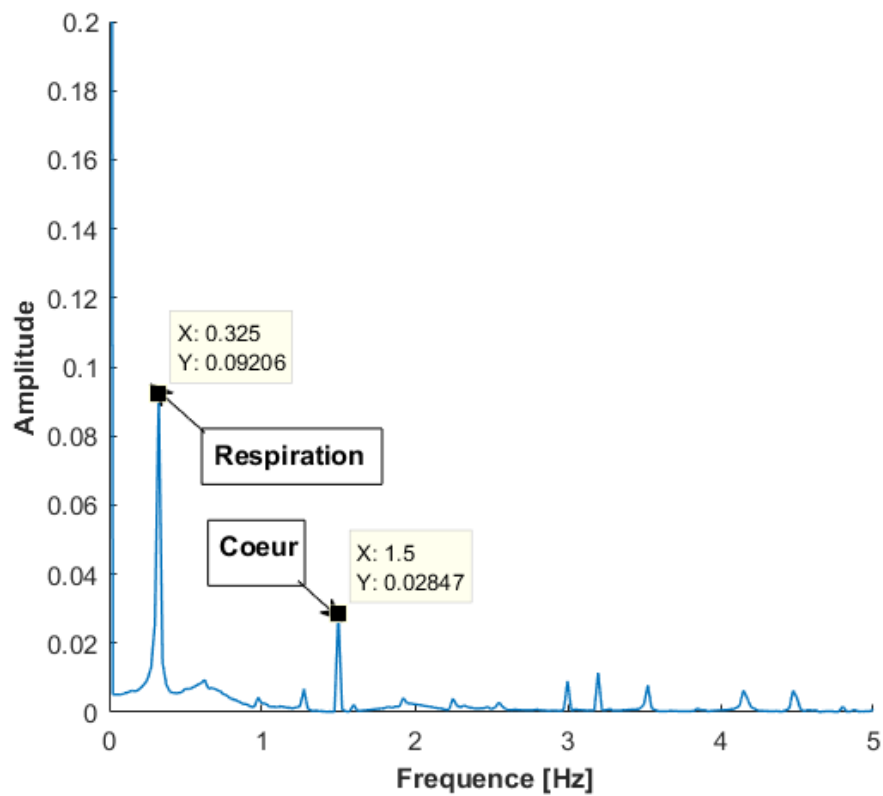


Figure 49. Capteur 2 : Mesure des fréquences respiration et cœur cible 2 : sans bruit

III.4.2.12 Analyse spectrale Capteur 2 - Avec bruit

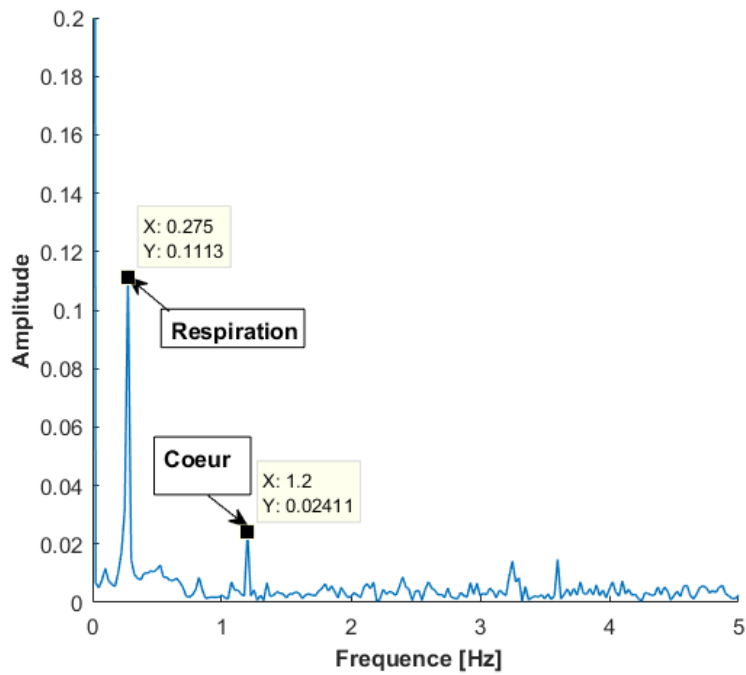


Figure 50. Capteur 2 : Mesure des fréquences respiration et cœur cible 1 : SNR 5 dB

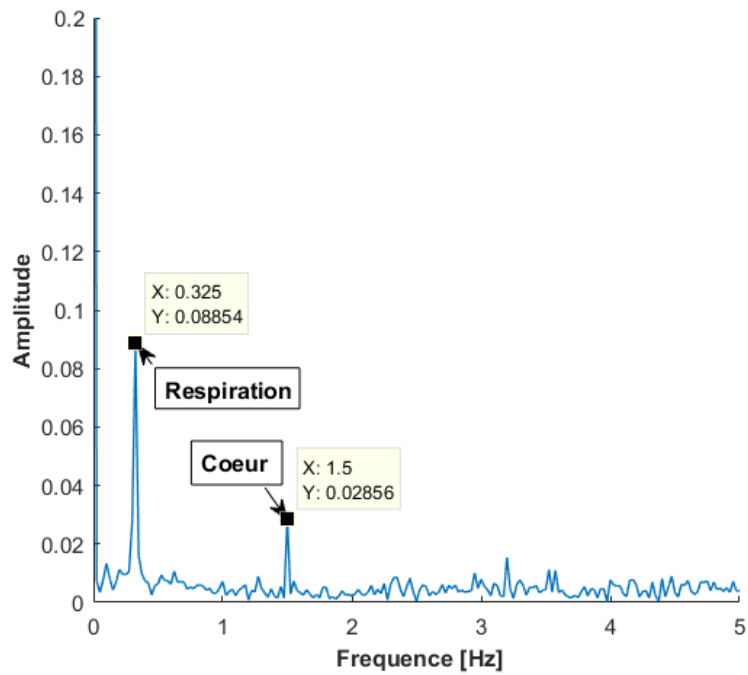


Figure 49. Capteur 2 : Mesure des fréquences respiration et cœur cible 2 : SNR 5 dB

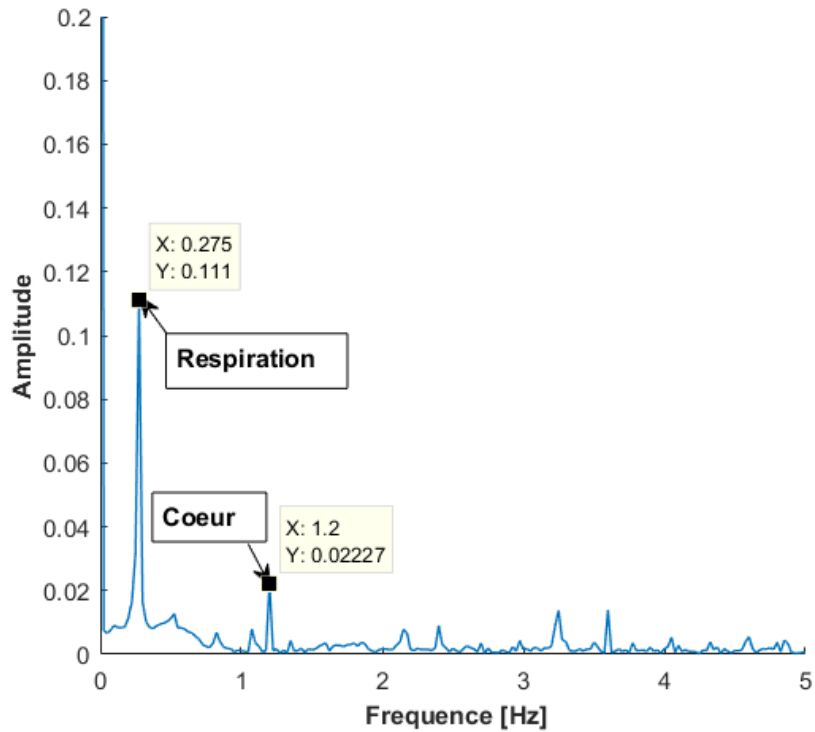


Figure 52. Capteur 2 : Mesure des fréquences respiration et cœur cible 1 : SNR 10 dB

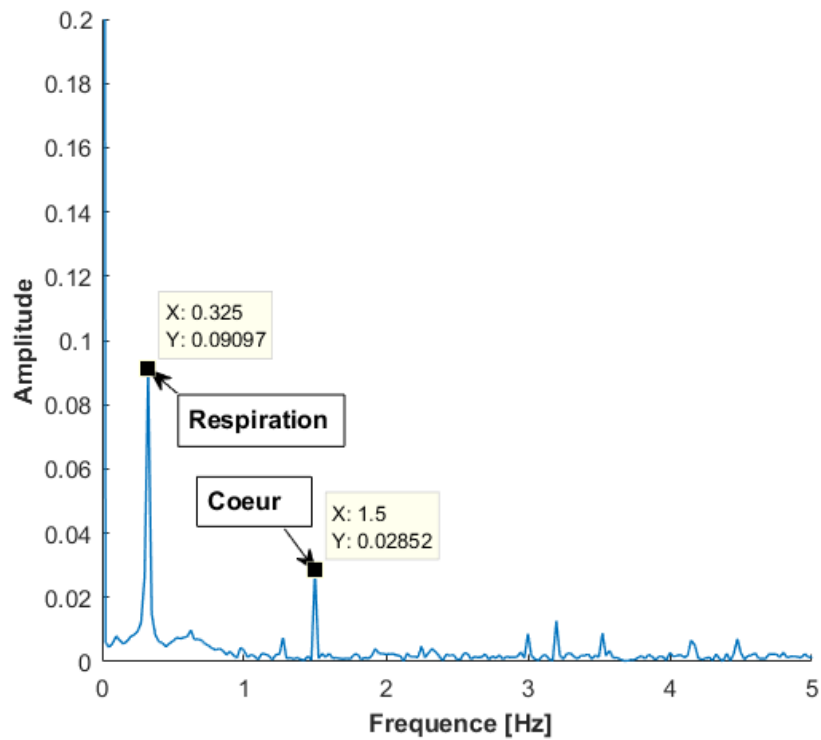


Figure 52. Capteur 2 : Mesure des fréquences respiration et cœur cible 2 : SNR 10 dB

III.4.2.13 Analyse spectrale Capteur 3 - Sans bruit

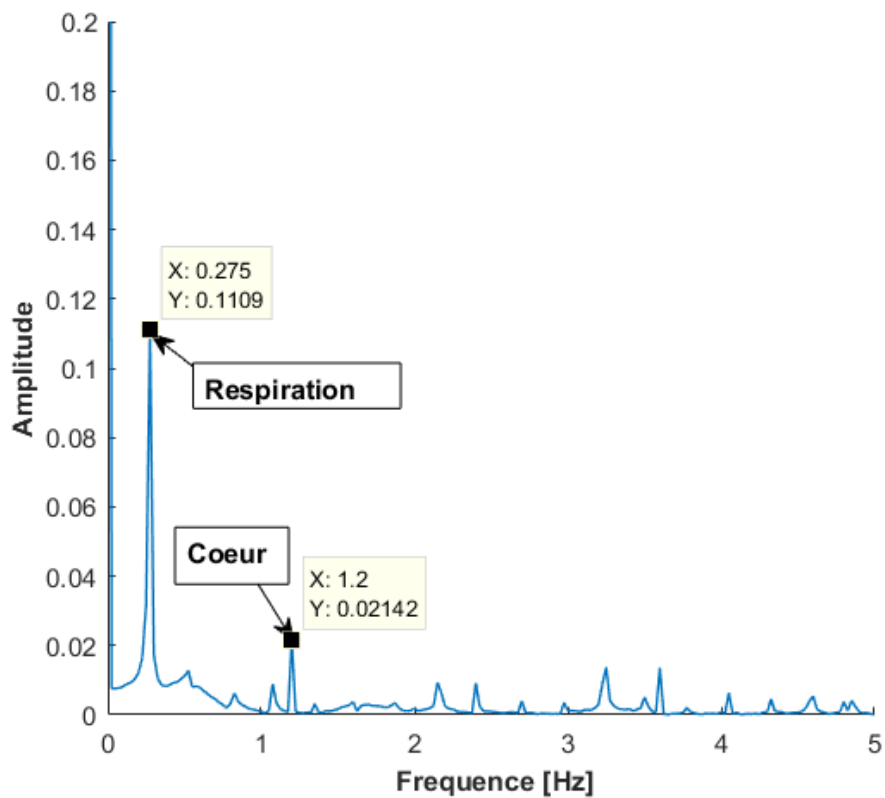


Figure 54. Capteur 3 : Mesure des fréquences respiration et cœur cible 1 : sans bruit

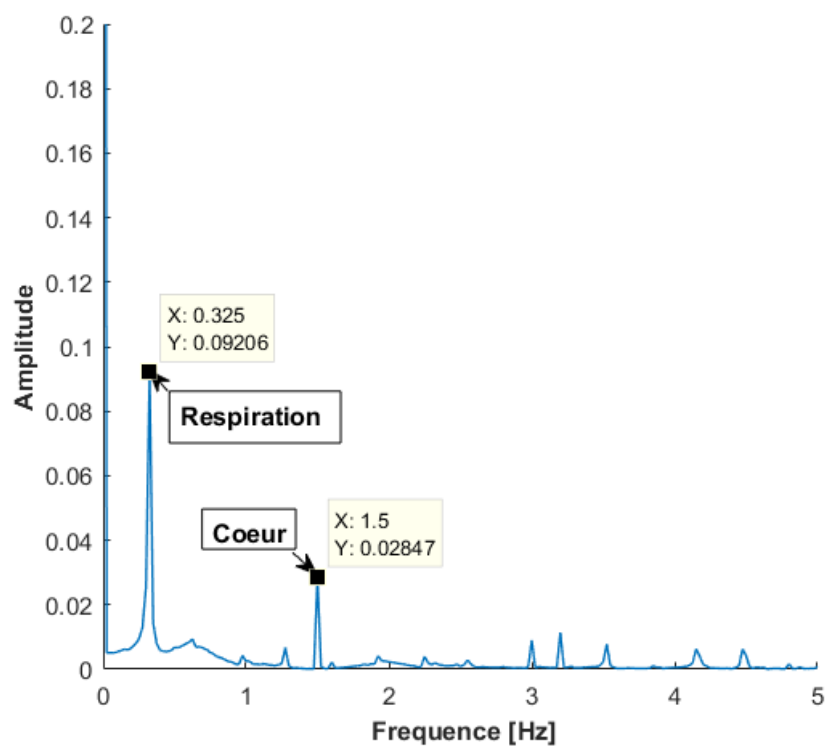


Figure 55. Capteur 3 : Mesure des fréquences respiration et cœur cible 2 : sans bruit

III.4.2.14 Analyse spectrale Capteur 3 - Avec bruit

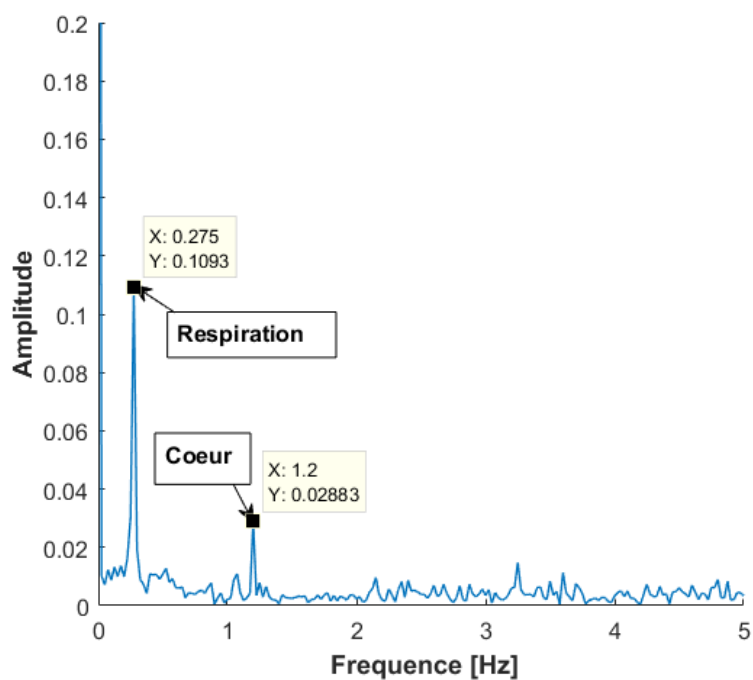


Figure 56. Capteur 3 : Mesure des fréquences respiration et cœur cible 1 : SNR 5 dB

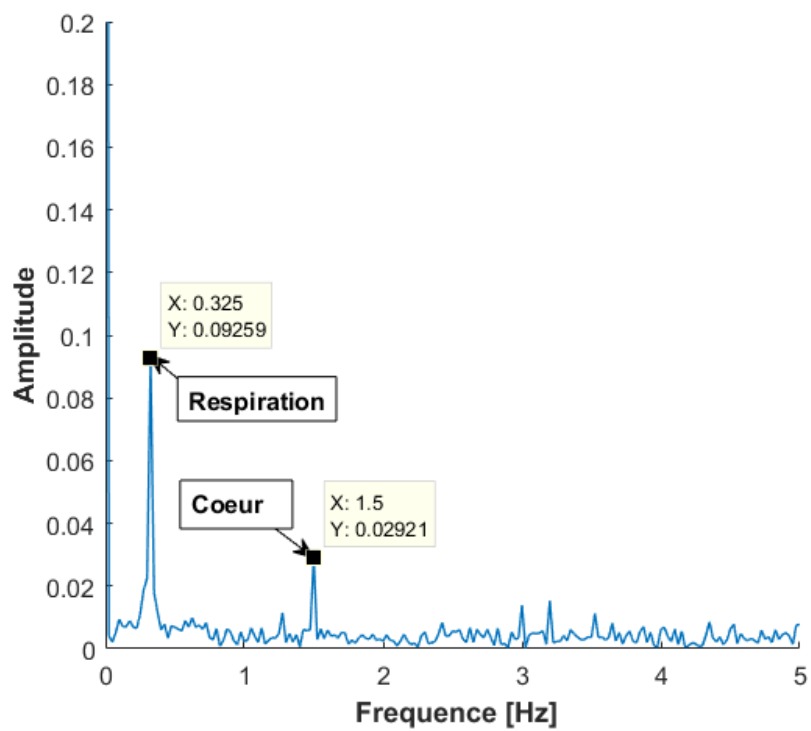


Figure 57. Capteur 3 : Mesure des fréquences respiration et cœur cible 2 : SNR 5 dB

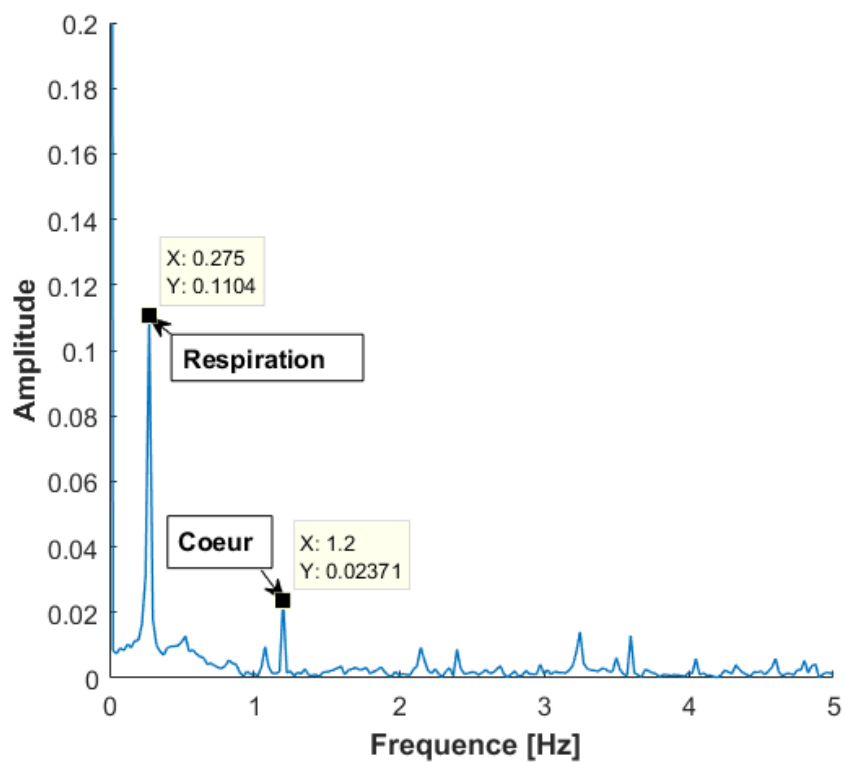


Figure 58. Capteur 3 : Mesure des fréquences respiration et cœur cible 1 : SNR 10 dB

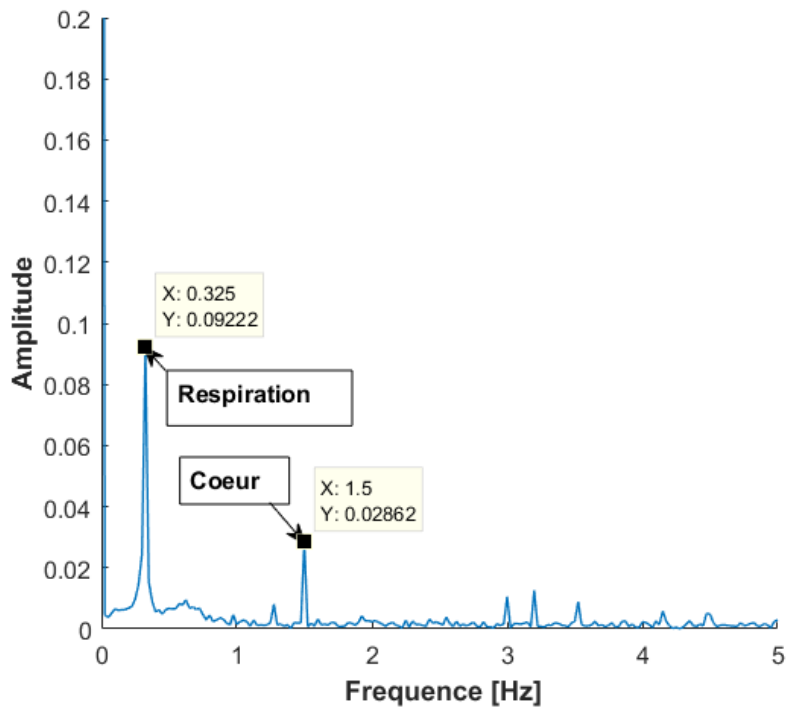


Figure 59. Capteur 3 : Mesure des fréquences respiration et cœur cible 2 : SNR 10 dB

III.4.3 Calcul d'erreur

		Valeur Réelle (HZ)	Valeur Mesurée (HZ)	Erreur Absolu	Erreur Relative %
Cible 1	Fréquence Respiration	0.27	0.275	0.005	1.85
	Fréquence Cœur	1.2	1.2	0	0
Cible 2	Fréquence Respiration	0.32	0.325	0.005	1.85
	Fréquence Cœur	1.5	1.5	0	0

III.5 Conclusion

Nous avons présenté dans ce chapitre l'implémentation du système multi-capteurs SIMO sous Matlab/Simulink pour la mesure des fréquences cardiaques et respiratoire de deux cibles humaines. Les différents traitements du signal permettant la séparation, le filtrage des harmoniques, la corrélation et l'analyse spectrale ont été détaillés. Les séries de tests que nous avons conduits, nous ont permis d'obtenir des résultats intéressants, en l'occurrence une erreur de mesure sur le rythme cardiaque de 0% et sur le mouvement respiratoire de 1.85%.

CONCLUSION GENERALE

Les capteurs UWB constituent aujourd'hui une technologie moderne de surveillance sans contact non-invasive des activités respiratoires et cardiaques humaines. Dans ce projet, nous nous sommes intéressés à une issue encore ouverte, qui concerne l'interférence des mesures dans un scénario de multiples sources. Nos investigations ont porté sur les techniques de filtrage par analyse spectrale, suppression d'harmoniques, decorrelation et de diversité SIMO pour la séparation des signes vitaux dans le cas particulier de multiples patients stationnaires. Pour se faire, nous avons fait une modélisation du système de mesure proposé en considérant tous les aspects ayant trait au canal de propagation UWB et aux caractéristiques des cibles. L'acquisition des données est réalisée via des capteurs UWB. Ces derniers ont été modélisés sous Simulink par des blocs d'émetteur-récepteur pouvant émettre et recevoir des signaux radar pulsés. Les algorithmes de traitement de signal réalisant les fonctions suscitées ont été élaborés et testés sous Matlab. Tous les paramètres de simulation ont été judicieusement choisis pour mettre en évidence un contexte reflétant la réalité.

Nous avons conduit une série de mesures, qui ont permis d'extraire avec une grande précision les paramètres des signes vitaux, pour le cas mono-target et le cas double-targets.

RÉFÉRENCES BIBLIOGRAPHIQUES

- [1] P. Withington II and L.W. Fullerton, "An impulse radio communications system," in Proc. Int. Conf. on Ultra-Wide Band, Short-Pulse Electromagnetics, Brooklyn, NY, Oct. 1992, pp. 113–120.
- [2] B. Miscopein, P. Martigne, J. Schwoerer, "UWB-IR (Impulse Radio) system proposed for the Low Rate alt-PHY (802.15.4a)", France Telecom R&D proposal for IEEE 802.15.4a, document 15-05-0014-002-004a-ft-proposal.zip, January 2005.
- [3] M. Win, R. Scholtz, "Ultra-Wide Bandwidth Time-Hopping Spread-Spectrum Impulse Radio for Wireless Multiple-Access Communications," IEEE Trans. On Comm., Vol. 48, No. 4, pp. 679-691, April 2000.
- [4] Andreas F. Molisch, Kannan Balakrishnan, Dajana Cassioli, Chia-Chin Chong, Shahriar Emami, Andrew Fort, Johan Karedal, Juergen Kunisch, Hans Schantz, Ulrich Schuster, Kai Siwiak, "IEEE 802.15.4a channel model - final report", IEEE802.15-04-662rev4
- [5] Nadeem, A.; Hussain, M.A.; Owais, O.; Salam, A.; Iqbal, S.; Ahsan, K. Application specific study, analysis and classification of body area wireless sensor network applications. Comput. Netw. 2015, 83, 363–380.
- [6] "Ultra-Wideband Wireless Body Area Networks" kasun Maduranga Silva Thotahewa, Jean-Michel Redoute, Nanthan Nanayakkara springer, 2014
- [7] "Ultra-Wideband Radar Signal Processing Techniques for Noncontact Healthcare Monitoring" Mohamed Elshafiey, Yasser M. Albagory IEEE Access, 2020
- [8] "Ultra-wideband radar for health monitoring: a review" N. G. Tarr et al. IET Radar, Sonar & Navigation, 2013
- [9] "Non-contact vital signs monitoring using ultra-wideband radar" Yan Wan, Zhijun Yang, Moeness G. Amin IEEE Transactions on Biomedical Engineering, 2014
- [10] M. Ghavami, L. B. Michael, and R. Kohno, "Ultra Wideband Signals and Systems in Communication Engineering," John Wiley & Sons, 2004.
- [11] D.karakolah. Conception de prototypage d'un récepteur itératif pour les systèmes de transmission MIMO avec pré-codage linéaire. Thèse de doctorat, université Bretagne-sud, France, 2009.
- [12] M.Ben Zid. Emploi de technique de traitement de signal MIMO pour des applications dédiées réseaux de capteurs sans fil. Thèse de doctorat, Université de grenoble, France, 2012.
- [13] A.Rachini, Etude de la synchronisation temporelle dans les systèmes MIMOOFDM appliqués aux réseaux mobiles, 2014.

- [14] V.TAROKH,N.SESHARDI,and A-R.CALDERBANK.Space-time codes for high data rate wireless communication :performance criterion and code construction. IEEE Transactions on Information Theory, vol.44,no.2,pp.744- 765,March 1998.
- [15] S.Bouaziz,Réduction du PAPR du système OFDM-MIMO en 4G, université Ferhat Abbas
- [16] B.Vrigneau,Systèmes MIMO précodés optimisant la distance minimale : étude des performances et extension du nombre de voies,l'Université de Bretagne Occidentale, 2006
- [17] G.Madi,Optimisation d'un réseau de capteurs par techniques MIMO coopératives. Applications possibles : Smart Grid, télédétection, Université de poitiers 2006.
- [18] O.Berder. Optimisation et stratégies d'allocation de puissance des systèmes de transmission multi-antennes. Thèse de doctorat en électronique, Université de Bretagne occidentale, France, 2002.
- [19] <https://www.sciencedirect.com/journal/biomedical-signal-processing-and-control>
- [20] "MIMO Signal Processing for Vital Signs Extraction: A Survey of Challenges and Opportunities" par le National Institute of Standards and Technology (NIST) (2022)
- [21] "Privacy and Security Considerations for MIMO-Based Biomedical Signal Processing Systems" par l'Institute of Electrical and Electronics Engineers (IEEE) (2023)
- [22] "MIMO-Based Vital Signs Extraction for Remote Patient Monitoring: A Review" par Yuxuan Sun et al. (2023): <https://ieeexplore.ieee.org/document/9784685/>
- [23] "MIMO Signal Processing for Vital Signs Extraction in Wearable Devices: A Survey" par Lei Wang et al. (2022): <https://ieeexplore.ieee.org/document/8804165>