Aix*Marseille université
Socialement engagée

NNT : 0000AIXM000

THÈSE DE DOCTORAT

Soutenue à Aix-Marseille Université
le 15 avril 2024 par

Mélanie BRULC

Caractérisation des paramètres biométriques détectables par technologie radar non invasive à ondes millimétriques de type FMCW - Frequency Modulated Continuous Wave

Discipline
Sciences pour l'Ingénieur

Spécialité
Micro et Nanoélectronique

École doctorale
ED 353 SCIENCES POUR L'INGENIEUR : MECANIQUE, PHYSIQUE, MICRO ET NANOELECTRONIQUE

Laboratoire/Partenaires de recherche
IM2NP
XTREAMWAVE
ISEN-Yncréa Méditterranée

Composition du jury

Marwa EL BOUZ EC, ISEN Yncrea OUEST	Rapporteure
Didier KLUG PUPH, Université de Lille	Rapporteur
Dominique COLLARD DR, CNRS LIMMS	Examinateur
Denis HAMAD PR, Université du Littoral Côte d'Opale	Président du jury
Alain LOUSSERT EC, ISEN Yncréa Méd.	Directeur de thèse
Thibaut DELERUYELLE EC, ISEN Yncréa Méd.	Co-Directeur de thèse
Pierre SABOUROUX MCF, Aix-Marseille Université	Invité
Pierre LAURENT MC-PH, Hôpital Ste Musse	Invité

XtreamWave CREATIVITY IS CONTAGIOUS...
Institut Matériaux Microélectronique Nanosciences de Provence
ISEN ALL IS DIGITAL! MÉDITERRANÉE | yncréa

Affidavit

Je soussigné, Mélanie Brulc, déclare par la présente que le travail présenté dans ce manuscrit est mon propre travail, réalisé sous la direction scientifique de Alain Loussert et Thibaut Deleruyelle, dans le respect des principes d'honnêteté, d'intégrité et de responsabilité inhérents à la mission de recherche. Les travaux de recherche et la rédaction de ce manuscrit ont été réalisés dans le respect à la fois de la charte nationale de déontologie des métiers de la recherche et de la charte d'Aix-Marseille Université relative à la lutte contre le plagiat.

Ce travail n'a pas été précédemment soumis en France ou à l'étranger dans une version identique ou similaire à un organisme examinateur.

Fait à Toulon le 06/10/2023



Cette œuvre est mise à disposition selon les termes de la Licence Creative Commons Attribution - Pas d'Utilisation Commerciale - Pas de Modification 4.0 International.

Liste de publications et participation aux conférences

Liste des publications et/ou brevets réalisées dans le cadre du projet de thèse :

1. BRULC Mélanie, DELERUYELLE Thibaut, LOUSSERT Alain, LAURENT Pierre, GRISOT Rémi and CARUANA Jean-Paul, « Cardiac Signature Detection and Study Using Contactless Technology : Millimeter-Wave FMCW Radar. » In : *IEEE Open Journal of Instrumentation & Measurement.*, vol. 2, pp. 1-8, 2023, Art no. 4000108, DOI : 10.1109/OJIM.2023.3327483.
2. GRISOT Rémi, LAURENT Pierre, MIGLIACCIO Claire, DAUVIGNAC Jean-Yves, BRULC Mélanie, CHIQUET Camille, and CARUANA Jean-Paul « Monitoring of heart movements using an FMCW radar and correlation with an ECG ». In : *IEEE Transactions on Radar Systems (2023)*, p. 1-1. ISSN : 2832-7357. DOI : 10.1109/TRS.2023.3298348.
3. (UNDER REVIEW) BRULC Mélanie, DELERUYELLE Thibaut, LOUSSERT Alain, LAURENT Pierre, GRISOT Rémi et CARUANA Jean-Paul. « Study of the heartbeat evolution as a function of respiration using millimeter wave radar. » In : *Microwave and Optical Technology Letters.*

Participation aux conférences et écoles d'été au cours de la période de thèse :

1. Aucune

Résumé

Les maladies cardiovasculaires sont une cause de mortalité importante et concernent toutes les classes d'âge. Identifier une méthodologie de surveillance cardiaque non invasive précise, sans avoir recours à un spécialiste du milieu médical, conduirait à une avancée technologique majeure dans ce domaine. Ceci permettrait de tendre vers une démocratisation de la prévention de ces maladies auprès du grand public.

L'objet des travaux de recherche exposés dans ce mémoire portent sur la faisabilité de la surveillance des mouvements cardiaques au travers d'une technologie sans contact. Cette faisabilité a pu être étudiée au travers d'études comparatives entre différents outils de référence, notamment l'électrocardiogramme, qui met en lumière la signature électrique du cœur, et la technologie émergente proposée basée sur un radar, qui permet de mesurer la signature mécanique du déplacement du myocarde. L'analyse d'écho-cardiographies effectuées sous deux différentes incidences, enregistrées en simultanée, a également permis de mettre en exergue des analogies entre les vibrations du buste capturées par le radar et le mouvement du cœur enregistré par l'échographe. Ces études ont fait l'objet de différentes campagnes de mesure effectuées sur plusieurs sujets volontaires éclairés, en accord avec les recommandations liées à la RGPD.
L'acquisition de données a été effectuée sous différentes conditions d'utilisation : en apnée puis en prenant en compte la respiration, ce qui a ainsi permis de détecter et d'apprécier la variation du rythme sinusale en fonction de celle-ci.

L'élaboration d'un protocole précis a également permis une bonne reproductibilité de l'environnement des captures au cours des différentes campagnes de mesure. L'architecture employée permet de garantir la synchronisation entre les différentes voies d'acquisition (ECG, RADAR et écho-cardiographie).

La mise en place d'outils de traitement des données a permis d'extraire, à partir de données brutes fournies par le radar, le rythme cardiaque et le rythme respiratoire. L'analyse de la signature mécanique du cœur a également permis de remonter jusqu'au signal de vibration du buste induite par le myocarde au cours de ses battements. L'étude de la reproductibilité de ces derniers a été menée au travers du déploiement d'un outil de représentation graphique qui sera appelé : temps-pulsation.

Finalement les expériences menées associées aux traitements de données effectués au cours du travail de recherche présenté dans ce mémoire ont permis de démontrer la détection, outre de la fréquence cardiaque, des différentes phases de la vibration

thoracique induite par le cœur au cours d'un battement. Le nombre de sujets étudiés ainsi que les différentes captures effectuées sur chacun d'eux ont permis de vérifier la reproductibilité ainsi que la fiabilité des résultats. Ce travail de recherche ouvre de bonnes perspectives sur une étude un peu plus approfondie sur des cas cliniques.

Mots clés : radar à ondes millimétriques, biomédical, signes vitaux, surveillance cardiaque, signature cardiaque, électrocardiographie, écho-cardiographie

Abstract

Cardiovascular disease is a major cause of mortality and affects all age groups. Identifying a precise non-invasive cardiac monitoring method that does not require the services of a medical specialist would lead to a major technological advance in this field and would make it possible to democratise the prevention of these diseases for the general public.

The research presented in this thesis focuses on the feasibility of monitoring cardiac movements using non-contact technology. This feasibility was investigated through comparative studies between different reference tools, particularly the electrocardiogram, which highlights the heart's electrical signature, and the proposed emerging radar-based technology, which measures the mechanical signature of the heart movement. Analysis of echocardiograms recorded simultaneously at two different angles also highlighted similarities between the chest vibrations captured by the radar and those of the heart recorded by the echograph. These studies were the subject of several measurement campaigns carried out on a number of informed volunteer subjects, in accordance with the recommendations relating to the RGPD.
Data acquisition was carried out under different conditions of use : apnea and then taking breathing into account, enabling the variation in sinus rhythm as a function of respiration to be detected and assessed.

The development of a specific protocol has also ensured good reproducibility of the capture environment during the various measurement campaigns. The architecture used guarantees synchronisation between the different acquisition channels (ECG, RADAR and echocardiography).
Data processing tools were used to extract heart rate and respiratory rate from the raw data provided by the radar. Analysis of the heart's mechanical signature also enabled to trace the vibration signal of the chest induced by the myocardium during its beats. The reproducibility of the beating was studied by deploying a graphical representation tool which will be known as : pulse-period.

Finally, the experiments carried out in conjunction with the data processing performed in the context of the research work presented in this report demonstrated that, in addition to heart rate, the thoracic vibration induced by the heart during a beat could also be detected. The reproducibility and reliability of the results were verified by increasing the number of subjects studied and the number of captures on each of them. This research opens up good perspectives for a more in-depth study of clinical cases.

Keywords: millimeter-wave radar, biomedical, vital signs, cardiac monitoring, cardiac signature, electrocardiogram, echocardiography

Remerciements

En premier lieu, je souhaite remercier Monsieur Jean-Paul CARUANA, créateur et directeur exécutif de l'entreprise XtreamWave qui m'a donné la possibilité de travailler sur ce projet. Il m'a également permis d'avoir tous les outils et la structure nécessaires pour mener à bien ce travail de recherche.

Je tiens également à remercier mes directeurs de thèse Monsieur Alain LOUSSERT, et Monsieur Thibaut DELERUYELLE, qui m'ont encadrée tout au long de ces 3 années de thèse et qui m'ont permis de bénéficier de leurs connaissances et de leurs conseils avisés.

Un grand merci également au Docteur Pierre LAURENT, cardiologue et docteur en sciences, pour m'avoir fait part de son expertise médicale et de m'avoir permis d'utiliser son matériel d'examen pour effectuer des enregistrements.

Je souhaite également remercier ma famille, mon conjoint et mes amis pour leur soutien sans faille tout au long de ces 3 années.

J'exprime ma gratitude à Madame Marwa EL BOUZ et Monsieur Didier KLUG qui ont bien voulu être rapporteurs de ce mémoire de thèse.

Merci également à l'ANRT pour son aide financière tout au long de ces trois années.

Je tiens à remercier tous les membres de XtreamWave qui ont été présents et volontaires lors des nombreuses expériences menées à l'aide du radar. Merci également à cette équipe et à celle de l'ISEN qui m'ont soutenue dans ce travail de thèse.

Enfin, je souhaite remercier également l'ISEN Yncrea Méditerranée ainsi que le laboratoire de l'IM2NP de m'avoir permis de mener à bien ce travail de recherche en m'apportant le soutien et les infrastructures nécessaires à celui-ci.

Table des matières

Affidavit 2

Liste de publications et participation aux conférences 3

Résumé 4

Abstract 6

Remerciements 8

Table des matières 9

Table des figures 11

Liste des tableaux 16

Introduction 17

1. CONTEXTE 19
- 1.1. Contexte . . . 19
- 1.2. Principes de fonctionnement du cœur . . . 21
- 1.3. Les outils . . . 26
  - 1.3.1. Le radar . . . 26
  - 1.3.2. L'électrocardiographe . . . 33
- 1.4. État de l'art . . . 37
  - 1.4.1. Les radars à ondes millimétriques dans le milieu de la recherche 37
  - 1.4.2. Les radars à ondes millimétriques dans le domaine médical . . . 40

2. ENVIRONNEMENT DE TRAVAIL ET CONDITIONNEMENT DU SIGNAL 59
- 2.1. Environnement de travail . . . 59
  - 2.1.1. Cahier des charges de l'expérience . . . 59
  - 2.1.2. Architecture radar . . . 61
- 2.2. Domaine de validité du radar . . . 73
  - 2.2.1. Paramétrisation du radar . . . 73
  - 2.2.2. Architecture ECG . . . 75
  - 2.2.3. Campagne de captures . . . 77
- 2.3. Conditionnement du signal . . . 83
  - 2.3.1. Pré-traitement . . . 83
  - 2.3.2. Traitement du signal . . . 96

2.3.3. Synchronisation des signaux ECG et radar 99

3. EXPLOITATION **105**
3.1. Résultats 105
3.1.1. Captures en apnée 105
3.1.2. Captures avec respiration 117
3.2. L'écho-cardiographie 122

Conclusion **135**
3.3. Conclusion 135
3.4. Perspectives 137

Bibliographie **139**

Index **147**

Glossaire **149**

ANNEXES **151**
A. ÉCHO-CARDIOGRAPHIE 151

Table des figures

1.1. Schéma du cœur et de ses différentes cavités. 21
1.2. Schéma du déroulement d'un électrocardiogramme. 25
1.3. Complexe PQRST d'un électrocardiogramme et ses différentes phases mécaniques associées. 25
1.4. Complexe PQRST d'un électrocardiogramme et ses différentes phases mécaniques associées. 26
1.5. Schéma d'émission et de réception d'une onde radar après réflexion sur une cible. 27
1.6. Principe des Radar à ondes impulsionnelles. 28
1.7. Principe des ondes Radar FMCW. 29
1.8. Ondes et bandes de fréquences. 30
1.9. Utilisation de radars à ondes millimétriques dans les systèmes d'aide à la conduite. 30
1.10. Schématisation du déplacement du buste vu par le radar. 32
1.11. Schéma explicatif du principe de l'effet Doppler-Fizeau. 32
1.12. Exemple d'un électrocardiogramme effectué dans un cabinet médical montrant un rythme sinusal à 73 BPM sans anomalie particulière. . . . 34
1.13. Définition des différentes dérivations du cœur utilisées dans ce mémoire sous forme de vecteurs. 35
1.14. Schéma explicatif des différentes dérivations du cœur en fonction des électrodes posées sur la peau du sujet étudié. 36
1.15. Vecteurs des principales dérivations cardiaques et leur orientation. . . 37
1.16. Classification de cibles par un radar FMCW à ondes millimétriques. . . 38
1.17. Détection de présence à l'intérieur d'un habitacle de voiture à l'aide d'un radar FMCW à ondes millimétriques. 39
1.18. Résumé et classification des gestuelles détectables par technologie radar à ondes millimétriques de type FMCW : (a) macro-gestes à direction unique, (b) macro-gestes à direction multiple, et (c) micro-gestes. . . . 39
1.19. Estimation en temps réel de la posture humaine à courte portée à l'aide de radars à ondes millimétriques et de réseaux neuronaux. 40
1.20. Classification des émotions de 12 sujets étudiés à partir de leur fréquence cardiaque. 42
1.21. Proposition d'étude de la fréquence respiratoire par plusieurs techniques de détection différentes. 43
1.22. Expérience permettant de répliquer les mouvements du buste induits par les mouvements cardiaques et respiratoires. 43

1.23. Expérience permettant de répliquer les mouvements du buste induits par les mouvements cardiaques et respiratoires. 45
1.24. Proposition d'étude de la fréquence cardiaque après suppression des mouvements aléatoires du corps. 45
1.25. Proposition de détection et d'étude de la fréquence cardiaque de trois personnes dans le champ d'étude du radar. 47
1.26. Proposition de détection et d'étude de la fréquence cardiaque de plusieurs personnes avec des orientations différentes dans le champ d'étude du radar. 48
1.27. Détection et étude de la fréquence cardiaque d'une personne de face et de dos avec la distribution de l'erreur de mesure moyenne en fonction des paramètres de l'expérience. 48
1.28. Proposition de détection et d'étude de la fréquence cardiaque d'un sujet masqué par un obstacle. 49
1.29. Proposition de détection et d'étude de la fréquence cardiaque d'un sujet en quasi temps réel à l'aide d'un système radar à entrées et sorties multiples. 49
1.30. Procédure proposée par les auteurs pour détecter les signes vitaux sans contact direct avec le sujet à l'aide d'un radar Doppler. 50
1.31. Diagramme schématique de la détection sans contact des bruits cardiaques avec le système de capteur radar conçu. 50
1.32. Utilisation d'un radar en contact direct avec la peau du sujet afin de détecter et étudier la vibration du buste induite par le mouvement cardiaque. 52
1.33. Aperçu du système utilisé afin de remonter jusqu'au signal électrocardiogramme à partir de la signature cardiaque extraite d'une capture radar. 52
1.34. Positionnement du radar à l'avant du véhicule en vue d'étudier les mouvements cardiaques du conducteur. 53

2.1. Présentation des deux cartes électroniques utilisées pour le système d'acquisition radar. 61
2.2. Représentation du système radar utilisé dans les travaux présentés dans ce manuscrit - association des cartes DCA1000 et IWR1642BOOST . . . 62
2.3. Représentation de la modulation en dents-de-scie dans les domaines temps-fréquence et temporel. 63
2.4. Représentation de différents types de modulation et de l'évolution de la fréquence du signal émis en fonction du temps. 63
2.5. Représentation de la modulation triangulaire lors de la détection d'une cible statique. 64
2.6. Représentation de la modulation triangulaire lors de la détection d'une cible dynamique. 65
2.7. Représentation de la modulation en dent-de-scie. 66
2.8. Représentation des antennes et de leur positionnement sur la carte d'acquisition IWR1642BOOST. 68

2.9. Diagramme de rayonnement des antennes de la carte d'acquisition IWR1642BOOST. 69
2.10. Densité de puissance isotrope en fonction de la distance avec le radar - définition du SER. 70
2.11. Schéma récapitulatif des différents paramètres pris en compte dans l'étude du bilan de puissance du radar. 70
2.12. Graphique d'absorption atmosphérique (dB/km). 72
2.13. Définition de la Section Équivalente Radar (SER) à étudier pour détecter les battements cardiaques. 72
2.14. Schéma récapitulatif des différentes caractéristiques paramétrables d'un chirp. 73
2.15. Représentation d'une trame émise par le radar - évolution de la fréquence du signal en fonction du temps. 74
2.16. Évolution de la différence de phase entre 2 antennes voisines en fonction de la distance cible-radar. 76
2.17. Carte d'acquisition ECG utilisée dans ce projet - ADAS1000. 77
2.18. Schéma explicatif d'une capture RADAR/ECG. 79
2.19. Disposition théorique des différents patchs sur le corps humain en vue de l'enregistrement d'un ECG. 80
2.20. Schéma représentant la pose des électrodes effectuée pour l'expérience. 81
2.21. Représentation d'une frame et des périodes interchirp et interframe. . 84
2.22. Représentation des étapes de traitement des données réceptionnées par une antenne de l'envoi des chirps à la construction d'une matrice. . . . 85
2.23. Représentation des différentes étapes de traitement des données réceptionnées par une antenne de la matrice créée en figure 2.22 au signal vitesse de la cible. 86
2.24. Représentation de l'amplitude du signal reçu par l'antenne 1 du radar fonction de l'indice de portée et du pas de temps au cours d'une capture. 88
2.25. Moyenne du module de la FFT appliquée en fonction de l'indice de portée. 89
2.26. Évolution de la vitesse sur l'indice de portée sélectionné (sortie de la STFT). 90
2.27. Représentations temporelle et fréquentielle d'une fenêtre de Hanning. 91
2.28. Schématisation du traitement des données effectué au cours d'une STFT. 92
2.29. Sommation des différents spectrogrammes détectés par chaque antenne de réception. 93
2.30. Sélection du point le plus lumineux le long de la dimension de la vitesse sur le spectrogramme global présenté figure 2.29. 93
2.31. Superposition de l'évolution de la vitesse de déplacement du buste en fonction du temps présenté sur la figure 2.26 et du signal vitesse extrait de celui-ci. 94
2.32. Schéma explicatif de l'intégration trapézoïdale d'un signal. 95
2.33. Application des filtres A et B sur le signal complexe en vue de la séparation des signatures A et B comprises dans le signal d'entrée. 97

2.34. Représentation du module du spectre fréquentiel du signal complexe et des filtres A et B à appliquer en vue de la séparation des signatures A et B. 98
2.35. Modules des spectres fréquentiels des signatures A et B extraites après application des filtres A et B sur le signal complexe présentés sur la figure 2.34. 98
2.36. Détection et séparation d'un motif périodique au cours d'une capture - définition du temps-pulsation. 99
2.37. Superposition des temps-pulsations déterminés sur la figure 2.36. . . . 100
2.38. Schéma du circuit électronique utilisé, permettant d'appliquer une perturbation visible sur le signal électrique lorsque l'enregistrement radar débute. 101
2.39. Exemple d'un pulse détecté sur le signal Lead II de l'ECG. 102

3.1. Schéma représentant l'expérience menée pour l'enregistrement des signaux électriques ECG et mécaniques extraits du radar. 106
3.2. Schéma bloc global du traitement du signal de l'électrocardiogramme. 107
3.3. Signal ECG enregistré sur un sujet au cours d'une capture. 108
3.4. Schéma bloc des étapes de traitement des données radar effectuées jusqu'à l'obtention d'un signal de vitesse de déplacement du buste. . . 109
3.5. Signal de vitesse de déplacement thoracique du sujet testé en apnée enregistré par le radar. 109
3.6. Courbe de vitesse de déplacement thoracique du sujet testé en train de retenir sa respiration synchronisée pic à pic au signal ECG enregistré pendant la même période. 110
3.7. Courbe de vitesse de déplacement thoracique du sujet testé en train de retenir sa respiration et le signal ECG enregistré pendant la même période.110
3.8. Présentation de l'étape de transformation des données du signal vitesse au signal de déplacement du buste du sujet. 111
3.9. Courbe de déplacement du buste du sujet testé en apnée et signal ECG enregistré sur la même période. 111
3.10. Schéma bloc représentant les étapes de détection et de séparations des temps-pulsation détectées sur le signal de déplacement thoracique. . . 112
3.11. Mesure cumulative centrée sur les pics du signal ECG enregistrés au cours d'une capture. 112
3.12. Mesure cumulative centrée sur les pics du signal RADAR enregistrés au cours d'une capture. 113
3.13. Superposition de l'évolution théorique du volume ventriculaire extraite du diagramme de Wieggers et de la signature cardiaque du thorax induite par le cœur et le signal ECG pendant deux battements mesurés sur un SUT. 115
3.14. Diagramme 3D de l'évolution temporelle de 22 temps-battement centrés détectés lors de l'enregistrement du signal mécanique par le radar d'un sujet en apnée. 115

3.15. Schéma bloc global du traitement des données et fonctions de traitement de signal appliquées sur les données RADAR et ECG enregistrées au cours d'une capture. 116
3.16. Courbe de vitesse de déplacement thoracique du sujet testé en respiration synchronisé pic à pic au signal ECG enregistré au cours de la même période. 117
3.17. Représentation du module du spectre fréquentiel du signal complexe du déplacement thoraciques et des filtres à appliquer en vue de la séparation des signatures cardiaque et respiratoire. 119
3.18. Module des spectres fréquentiels des signatures cardiaque et respiratoire extraites après filtrage du signal complexe de déplacement thoracique avec les filtres présentés sur la figure 3.17. 119
3.19. Superposition du signal complexe de déplacement du buste du sujet au cours d'une capture avec respirations et des signatures cardiaque et respiratoire extraite de ce premier. 120
3.20. Superposition des signatures cardiaque et respiratoire extraites du signal radar en vue d'étudier l'évolution de la période cardiaque en rapport au cycle respiratoire. 121
3.21. Superposition de la signature respiratoire et de l'évolution de la période des battements cardiaques extraits à partir du signal RADAR et du signal ECG. 121
3.22. Schéma récapitulatif d'une capture RADAR/ECG/Echo-cardiographie. 123
3.23. Schéma explicatif de la synchronisation des deux signatures mécaniques cardiaques enregistrées (radar et échographie). 124
3.24. Schéma du positionnement de la sonde pour effectuer une écho-cardiographie dans une incidence sous-xyphoïdienne. 125
3.25. Schéma du positionnement de la sonde pour effectuer une écho-cardiographie dans une incidence apicale. 126
3.26. Différentes étapes du battements cardiaques enregistrées par plusieurs sources. 127
3.27. Représentation de la première ligne du tableau 3.26. 129
3.28. Représentation de la deuxième ligne du tableau 3.26. 130
3.29. Représentation de la troisième ligne du tableau 3.26. 131
3.30. Représentation de la quatrième ligne du tableau 3.26. 132

1. Extrait d'une écho-cardiographie avec incidence apycale à l'instant du remplissage des oreillettes et lorsque les ventricules sont relâchés. . . . 152
2. Extrait d'une écho-cardiographie avec incidence apycale à l'instant l'éjection du sang des oreillettes vers les ventricules. 153
3. Extrait d'une écho-cardiographie avec incidence apycale à l'instant où les ventricules sont remplis de sang. 154
4. Extrait d'une écho-cardiographie avec incidence apycale au moment de la compression des ventricules permettant l'éjection du sang dans tout le corps ou vers les poumons et du début du remplissage des oreillettes. 155

Liste des tableaux

1.1. Vue d'ensemble de quelques travaux menés au cours de ces dernières années sur l'utilisation des radars à ondes millimétriques dans le domaine médical. 54

2.1. Tableau des paramètres Radar utilisés. 74

Introduction

Le progrès technologique dans le domaine de la détection biométrique a ouvert de nouvelles perspectives dans divers domaines de la science et de la médecine. Les technologies liées aux radars à ondes millimétriques, notamment la modulation de fréquence continue (dont l'acronyme est *FMCW* en anglais), se sont imposées comme des outils adaptés à la caractérisation des paramètres biométriques. Ces radars offrent une approche non invasive et précise pour étudier les mouvements internes du corps humain. La caractérisation des paramètres biométriques est essentielle dans de nombreuses applications, de la sécurité à la surveillance médicale avancée. Cependant, certaines de ces applications requièrent une précision et une fiabilité bien supérieures à ce que peuvent offrir les technologies traditionnelles telles que les caméras ou les capteurs présents sur les bijoux connectés par exemple. C'est là que les technologies radar à ondes millimétriques, avec leur capacité à détecter des mouvements minimes avec une grande résolution, interviennent.

Le travail de recherche présenté dans ce mémoire se concentre sur l'exploration approfondie des capacités de détection et d'analyse du mouvement cardiaque par le biais de la technologie radar à ondes millimétriques de type FMCW. Le cœur, en tant que moteur vital du corps humain, est au centre de nombreuses applications biométriques, de la surveillance médicale en temps réel à la détection précoce de problèmes cardiaques. L'utilisation de cette technologie prometteuse permet non seulement d'améliorer la précision de la détection, mais également d'élargir le champ des applications possibles.

Au cours de ce travail de recherche, les méthodes de détection radar à ondes millimétriques FMCW pour la caractérisation du mouvement cardiaque seront explorées. Les principes fondamentaux de cette technologie, les défis techniques et les innovations récentes qui la rendent de plus en plus pertinente dans le domaine biométrique seront analysés. Également les méthodes de traitement des données radar pour extraire des informations précises sur le mouvement cardiaque seront étudiées, ouvrant ainsi la voie à des applications médicales.

La finalité de cette recherche est de contribuer à l'avancement des connaissances dans le domaine de l'étude cardiaque sans contact par radar à ondes millimétriques, en mettant en lumière les possibilités offertes par la caractérisation du mouvement cardiaque. À travers une approche multidisciplinaire, alliant l'ingénierie radar et la médecine, cette thèse vise à ouvrir de nouvelles perspectives pour une surveillance plus précise, non intrusive et efficace du cœur humain, avec des implications potentielles

significatives pour la santé publique et la sécurité. En effet, l'objectif de ce travail de recherche est, à l'avenir, d'espérer créer, non pas un substitut, mais un outil complémentaire des examens médicaux aujourd'hui présents tels que l'électrocardiogramme. Plusieurs secteurs de marchés pourraient être intéressés et visés par ce projet. Cela pourrait également prendre part aux activités de la *silver économy* en permettant aux personnes âgées d'avoir une surveillance cardiaque accrue et continue tout en étant presque invisible à leurs yeux et dans leur quotidien. Concernant les nouveaux-nés, des baby-phones intégrant cet outil pourraient être utilisés pour rester attentif à la respiration ou à la fréquence cardiaque de l'enfant sans nécessiter d'attention visuelle continue. Enfin, cet outils permettrait l'étude de la santé cardiaque des grands brûlées ou des personnes ne pouvant supporter les électrodes sur la peau. Tant de secteurs de marchés qui pourraient être intéressés par un outil tel que celui présenté dans les travaux de recherches évoqués dans ce mémoire de thèse CIFRE.

Ainsi, ce mémoire de thèse est conçu pour explorer la détection des mouvements cardiaques à distance, en suivant une structure bien définie. Le Chapitre 1 dresse un tableau de l'état de l'art actuel dans ce domaine en mettant en lumière les avancées clés et les outils essentiels qui façonnent les connaissances. Les méthodes existantes et les technologies novatrices qui ont posé les fondements de ces recherches y sont examinées. Le Chapitre 2 étudie ensuite sur l'environnement pratique où opère cette détection, tout en exposant le processus de conditionnement du signal. Ici, l'attention se porte sur les dispositifs utilisés pour capturer les signaux cardiaques à distance, ainsi que sur les étapes cruciales du traitement des données. Après avoir établi ce contexte, le Chapitre 3 plonge dans la présentation des résultats obtenus à partir des investigations du chapitre précédent. Les découvertes et les observations tirées de l'environnement de travail mis en place et du conditionnement du signal effectué sont exposées en détails, offrant une compréhension approfondie et une mise en lumière de la détection des mouvements cardiaques à distance. Enfin, le dernier chapitre réunit les fils conducteurs du mémoire de thèse en soulignant les contributions majeures, en discutant les implications des résultats et en esquissant les possibles avancées futures de recherche dans ce domaine en constante évolution.

1. CONTEXTE

Sommaire

1.1. Contexte 19
1.2. Principes de fonctionnement du cœur 21
1.3. Les outils 26
1.3.1. Le radar 26
1.3.2. L'électrocardiographe 33
1.4. État de l'art 37
1.4.1. Les radars à ondes millimétriques dans le milieu de la recherche 37
1.4.2. Les radars à ondes millimétriques dans le domaine médical . . . 40

1.1. Contexte

Les Maladies Cardio-Vasculaires (MCV) sont une problématique mondiale [67, 76]. Selon The World Health Organization, plus de 30% des décès dans le monde sont causés par des MCV. Sur les 17 millions de décès des personnes de moins de 70 ans en 2019, 38% ont été causés par des MCV. En Europe ces maladies cardio-vasculaires ont causé plus de 3,9 millions de décès par an ce qui correspond à 45% de toutes les causes de mortalité [69].
De plus, elles peuvent toucher l'entièreté de la population, des plus jeunes nourrissons aux personnes les plus âgées. En effet, le Syndrôme de la Mort Subite du Nourrisson (SMSN) est un syndrome qui cause le décès de l'enfant dans ses premiers mois de vie [78] et dont le risque peut être minimisé avec une surveillance accrue de l'activité cardiaque. Les personnes à risques ayant besoin d'une surveillance attentive voire continue peuvent quant à elles être sujettes à des allers-retours fréquents chez le médecin ou même des séjours hospitaliers plus ou moins long.

Cette tendance a pour risque majeur la mise sous tension des hôpitaux et un manque de personnel dédié à la surveillance de ces personnes apparaît. De plus la volonté des personnes âgées à garder leur indépendance et leur logement le plus longtemps possible pousse à réfléchir quant aux solutions de surveillance médicale à domicile sans nécessité d'un membre du personnel médical. Ceci, de manière la plus transparente possible pour ces patients, en leur permettant un maximum de liberté de mouvement et sans entraver leur vie quotidienne. Tant de raisons qui poussent la communauté scientifique à travailler sur des compléments ou des alternatives à la

surveillance médicale actuelle.

Plusieurs outils existent pour répondre à ces attentes mais ils demandent, pour la plupart, des compétences médicales dans la mise en place ou le déroulement de l'examen. Le RADAR (RAdio Detection And Ranging en anglais pour la détection et l'estimation de la distance par ondes radio-fréquence) est une technologie émergente grand public qui ouvre des perspectives quant à l'utilisation ou la démocratisation de la surveillance cardiaque. En effet, l'absence de mise en place d'électrodes ou de positionnement de sonde permet, grâce aux ondes radars, de se soustraire de la nécessité d'une personne du milieu médical lors de la prise de mesure. L'interprétation et la prise de décision ne sont pas prises en compte dans ce projet et sont toujours dépendantes d'un spécialiste.

La comparaison de la prise de mesure avec les objets connectés tels que les bracelets, les montres ou encore les gilets Hexoskin présents sur le marché a été étudiée [4, 50, 37]. Lorsque ces objets connectés permettent de déterminer la fréquence cardiaque avec plus ou moins de précision, le radar quant à lui permet d'étudier, en plus de la fréquence, le mouvement cardiaque en lui-même. Dans ce mémoire, les vibrations du buste induites par les battements cardiaques seront assimilées à des mouvements. Bien qu'au niveau physiologique, il ne soit pas possible de parler de *mouvement du buste* à proprement parlé, car ils sont la conséquence directe du battement cardiaque. Ils seront référencés comme tels dans la suite de la présentation de ces recherches afin de simplifier la compréhension.

De fait, la fréquence de pulsation est une information très utile dans l'étude de la santé cardiaque mais il existe également d'autres informations sur des tranches de signaux, qui seront nommés temps-pulsation par la suite, peut être un peu plus difficile à exploiter, qui peuvent renseigner sur différentes pathologies liées au cœur. En effet, l'amplitude, la reproductibilité et la périodicité des temps-pulsation sont autant de critères qui peuvent intéresser un cardiologue et indiquer une bonne santé ou, plus important encore, une pathologie [30, 25]. Pour étudier ces segments représentatifs, le travail de recherche présenté dans ce mémoire se propose de mettre en comparaison l'étalon, élément de référence, qui sera dans le cas de cette étude, l'électrocardiogramme et les signaux issus de capture radar sans contact. La mise en perspective de la comparaison de ces signaux permettra de mettre en avant des étapes clés du battement. L'objectif des travaux entrepris dans le cadre de cette thèse sera de montrer la fiabilité et la robustesse d'une technologie sans contact dans l'exercice de l'étude du mouvement cardiaque.

1.2. Principes de fonctionnement du cœur

Les travaux de recherche présentés dans ce mémoire sont focalisés sur la détection du mouvement du buste induit par le cœur. Pour la bonne compréhension des études de ces mouvements que nous serons amenés à étudier et évaluer, il est important de comprendre les mécanismes et principes de fonctionnement du cœur. Ce chapitre est ainsi dédié à la présentation du cœur humain et de ses principales fonctionnalités de façon à pouvoir interpréter les données présentées dans la suite de ce manuscrit avec les bases médicales nécessaires.

Le cœur est un des éléments fondamentaux de l'être humain que l'on considère

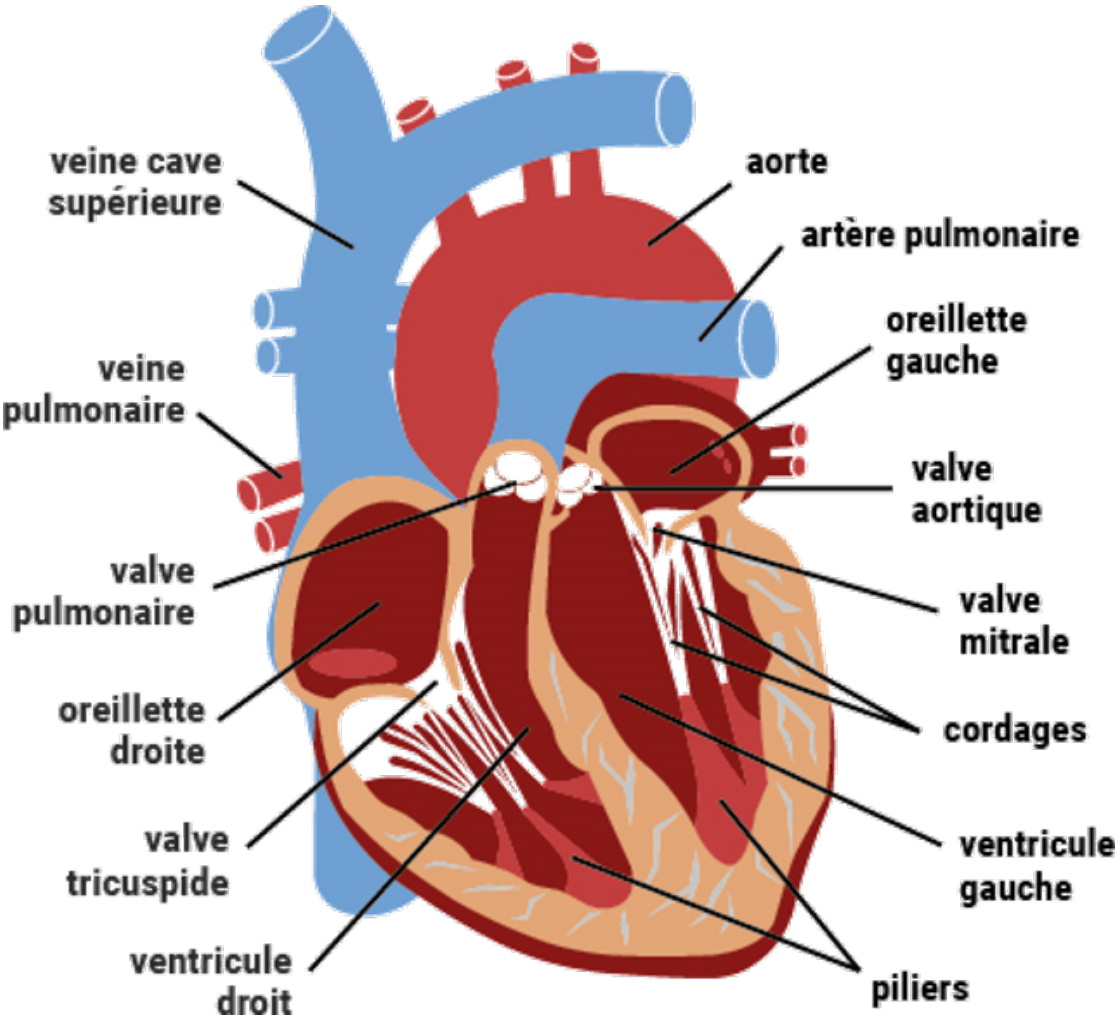


FIGURE 1.1. – Schéma du cœur et de ses différentes cavités. Crédit : [28]

comme étant une preuve de son vivant, si ce n'est le seul au niveau mécanique. Surveiller le cœur d'une personne par le biais de son activité cardiaque est une manière directe de s'enquérir de sa santé. Le cœur, composé de milliards de cellules capables

de se contracter mais aussi de conduire l'électricité pour déclencher les contractions, est qualifié d'organe musculaire. En effet, un organe par définition est une partie du corps d'un être vivant, nettement délimité, et exerçant des fonctions particulières. Celle du cœur est de servir de pompe pour permettre la circulation sanguine dans tout le corps. De plus le caractère musclé de cet organe permet, grâce à des contractions de celui-ci, de mettre en circulation le sang pour qu'il aille irriguer les autres organes du corps et ainsi apporter à ces derniers l'oxygène, les nutriments et les ions nécessaires pour continuer de fonctionner correctement.
Ce muscle cardiaque, aussi appelé myocarde, se situe à l'intérieur de la cage thoracique, derrière le sternum. Légèrement excentré sur la gauche du buste chez la plupart des personnes, il n'a cependant pas de place précise dans le thorax et sa position peut varier d'un individu à l'autre. A titre indicatif, sa taille est d'environ 1,5 fois la taille du poing de la personne.
Ce muscle très puissant est divisé en deux dans le sens de la hauteur par une paroi épaisse. Chaque partie est alors composée de deux cavités reliées entre-elles par une valve qui ont chacune un rôle bien défini et qui s'activent en cohérence les unes avec les autres.

— La partie droite du cœur, que l'on nommera *cœur droit* comprend l'oreillette droite et le ventricule droit située en-dessous de cette première. Entre ces deux cavités se trouve la valve tricuspide (à trois feuillets) permettant le passage du sang de l'oreillette vers le ventricule mais empêchant son retour en sens inverse. Le sang arrivant par les veines cave dans cette partie du cœur est appauvri en oxygène mais riche en dioxyde de carbone. En effet, ce sang, souvent représenté en bleu dans les schémas, est celui revenant des tissus et organes du corps qu'il a nourris. Une fois arrivé dans le ventricule droit, il est propulsé en direction des poumons où il s'oxygènera à nouveau en passant par la valve pulmonaire et éliminera le gaz carbonique.

— La partie gauche du cœur, aussi appelée *cœur gauche*, est constitué de son côté de l'oreillette et du ventricule gauches superposé l'un à l'autre dans le même ordre que le cœur droit. Entre ces deux cavités se trouve la valve mitrale (appelée ainsi car en forme de mitre d'évêque renversée). Son rôle est, au même titre que la valve tricuspide, de permettre le passage du sang dans le sens de l'oreillette vers le ventricule mais d'empêcher le sens retour de celui-ci. Le sang arrivant dans le cœur gauche par les veines pulmonaires revient des poumons après s'être oxygéné et est voué à être propulsé grâce à l'aorte dans tout l'organisme. C'est pour cette raison qu'il est souvent représenté en rouge.

La position supérieure des oreillettes par rapport aux ventricules permet, lorsque la valve reliant ces deux cavités s'ouvre qu'une partie du sang "tombe", le déplacement est alors passif, avant que l'oreillette se contracte pour expulser tout le sang encore restant à l'intérieur. Les valves, tricuspide et mitrale, sont fines et retenues par des cordages. Elles s'ouvrent et se ferment en fonction du gradient de pression les envi-

ronnant. La figure 1.1 représente le cœur et ses différentes valves et cavités.

Il est possible d'étudier l'activité cardiaque d'un patient au travers de différents paramètres. Ces derniers peuvent être observés et analysés par plusieurs outils selon des techniques et des angles bien précis.

— *Électrocardiogramme* : L'ECG est une technique non invasive qui enregistre l'activité électrique du cœur. Il fournit des informations sur plusieurs aspects du cœur humain tels que le rythme cardiaque, l'ischémie myocardite évocatrice d'une atteinte coronarienne et, également, la présence de troubles cardiaques tels que les arythmies par exemple. Cet outil nécessite la pose de plusieurs électrodes sur la peau du patient le temps de la prise de mesure.

— *Échocardiographie* : L'échocardiographie utilise des ultrasons pour produire des images en temps réel du cœur. Cet examen permet d'analyser la structure et la fonction cardiaque grâce à l'évaluation de la structure en elle-même, du mouvement des parois, de la fonction des valves et de la circulation sanguine. Elle est couramment utilisée pour diagnostiquer les maladies cardiaques, telles que les cardiomyopathies et les malformations cardiaques. C'est un examen de routine cardiovasculaire.

— *Imagerie par résonance magnétique (IRM) cardiaque* : L'IRM cardiaque fournit des images détaillées du cœur en utilisant un champ magnétique puissant et des ondes radio. Cette technique permet la visualisation de l'intérieur du muscle cardiaque et ainsi, d'évaluer la taille et la fonction du cœur, de détecter les anomalies structurelles et de visualiser les vaisseaux sanguins environnants. L'IRM cardiaque est particulièrement utile pour évaluer les maladies cardiaques congénitales, les cardiomyopathies et les lésions du muscle cardiaque.

— *Tomodensitométrie (TDM) cardiaque* : La TDM cardiaque utilise des rayons X pour produire des images tridimensionnelles détaillées du cœur et des vaisseaux sanguins. Elle permet de détecter les sténoses et d'évaluer la présence de plaques d'athérome. La TDM cardiaque est souvent utilisée pour évaluer les patients présentant un risque élevé de maladie coronarienne. Cet examen est également utilisé pour faire des études morphologiques.

— *Cathétérisme cardiaque* : C'est une procédure invasive au cours de laquelle un cathéter est inséré dans les vaisseaux sanguins et guidé jusqu'au cœur. Deux types de cathétérisme cardiaques existent : le cathétérisme veineux permettant d'arriver dans les cavités droites du cœur et le cathétérisme artériel permettant d'arriver dans la partie gauche de ce dernier, à l'origine des artères coronaires. Cette technique permet de mesurer les pressions cardiaques, de prélever des échantillons de sang pour analyse et de réaliser des angiographies coronaires pour réaliser des dilatations des artères coronaires.

— *Scintigraphie myocardique* : La scintigraphie myocardique utilise une faible dose de radioactivité pour évaluer la circulation sanguine dans le cœur. Elle permet de détecter les zones du muscle cardiaque qui ne reçoivent pas suffisamment de sang en raison de blocages des artères coronaires. Cela peut aider à diagnostiquer l'ischémie cardiaque et à évaluer la viabilité du muscle cardiaque après une crise cardiaque.

— *Holter cardiaque* : Un Holter cardiaque est un appareil portable qui enregistre en continu l'activité électrique du cœur pendant une période prolongée (24 à 48 heures, voire plus). Cela permet de détecter les anomalies du rythme cardiaque qui peuvent ne pas être capturées par un ECG standard.

Ces techniques sont très largement utilisées dans le milieu médical pour étudier le cœur humain, diagnostiquer les maladies cardiaques et évaluer la fonction cardiaque.

Dans le cadre du travail présenté dans ce mémoire, l'examen de référence sélectionné est l'électrocardiogramme (ECG). En effet, il nécessite le matériel le plus abordable dans le cadre de la recherche et il fait partie des examens médicaux les moins invasifs. Il est également très documenté [25, 65, 32], ce qui permet d'émettre des hypothèses quant aux mouvements cardiaques qui seront, par la suite, proposées à un cardiologue et évaluées par ce dernier.
L'ECG mesure donc l'activité électrique qui régit le mouvement du cœur. Cette activité étant directement liée aux mouvements mécaniques du cœur, la compréhension de cette synchronisation est indispensable pour la suite de ce mémoire.

Chez un sujet sain, une impulsion électrique positive de quelques millivolts, appelée onde de dépolarisation, est générée dans le nœud sinusal (nœud SA), situé au sommet de l'oreillette droite. Au fur et à mesure que l'onde de dépolarisation se propage dans les oreillettes celles-ci se contractent et expulsent le sang qu'elles contiennent vers les ventricules : c'est la systole auriculaire. Cette étape est caractérisée par l'onde P du signal de l'ECG.
L'onde de dépolarisation atteint ensuite le nœud Auriculo-Ventriculaire (nœud AV) et se propage lentement à travers lui. Cependant la vitesse de propagation augmente lorsqu'elle atteint le système de conduction ventriculaire. Elle se propage alors rapidement à travers les branches droite et gauche du faisceau de His. Cela conduit à la dépolarisation des ventricules droit et gauche, complexe QRS sur l'ECG, et à leur contraction. Le complexe QRS correspond donc à l'initiation de la systole ventriculaire, donc de la contraction du ventricule. La repolarisation des myocytes ventriculaires débute à la fin du complexe QRS et se termine à la fin de l'onde T. Comme les ventricules sont des cavités plus grandes, et donc entourées par plus de muscles, que les oreillettes, leur dépolarisation se produit plus rapidement que la dépolarisation des oreillettes, la systole ventriculaire induit un mouvement du myocarde qui est plus rapide et de plus grande amplitude que le mouvement induit par la systole auriculaire.

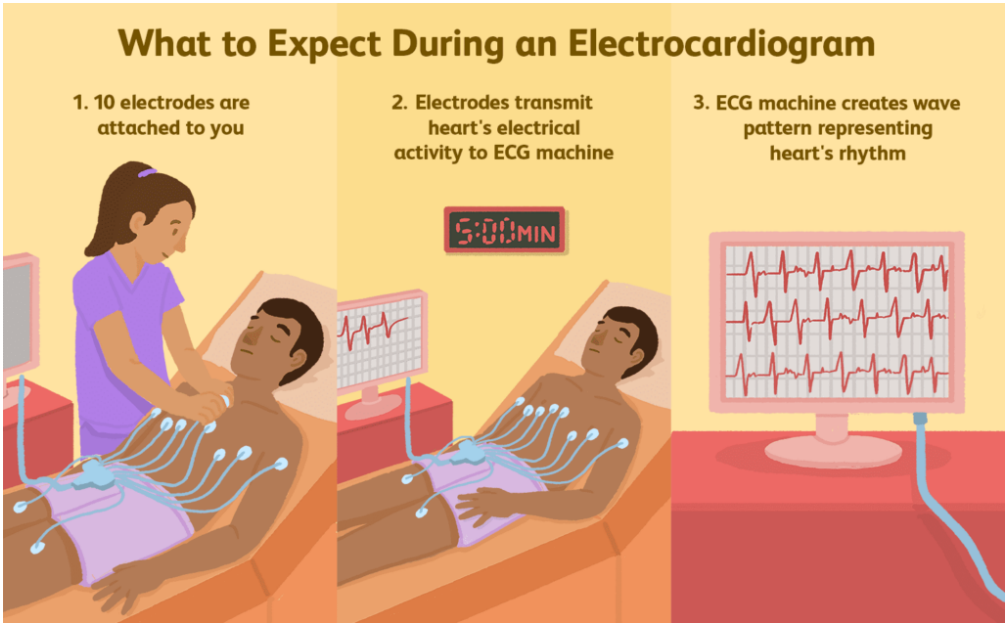


FIGURE 1.2. – Schéma du déroulement d'un électrocardiogramme. Crédit : [39]

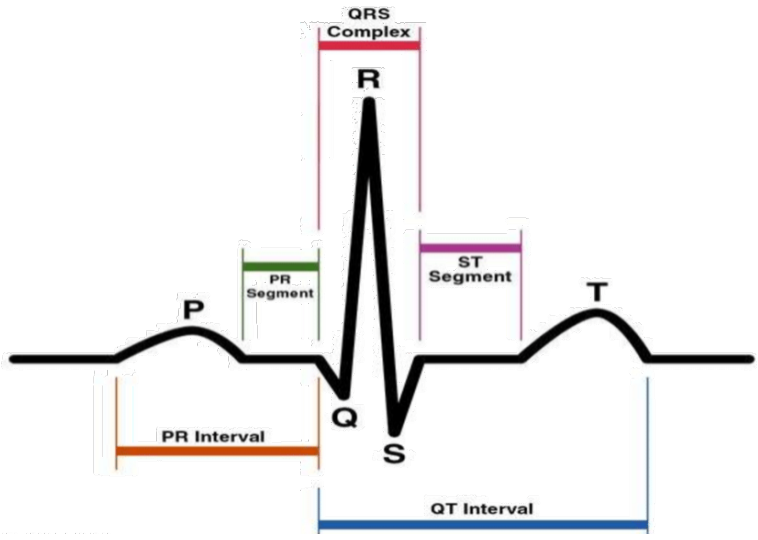


FIGURE 1.3. – Complexe PQRST d'un électrocardiogramme et ses différentes phases mécaniques associées.

Les différentes étapes du cycle cardiaque et leur correspondance avec les ondes ECG sont représentées sur la figure 1.4.
L'activité électrique du cœur est ainsi étudiée grâce à un examen médical utilisant un

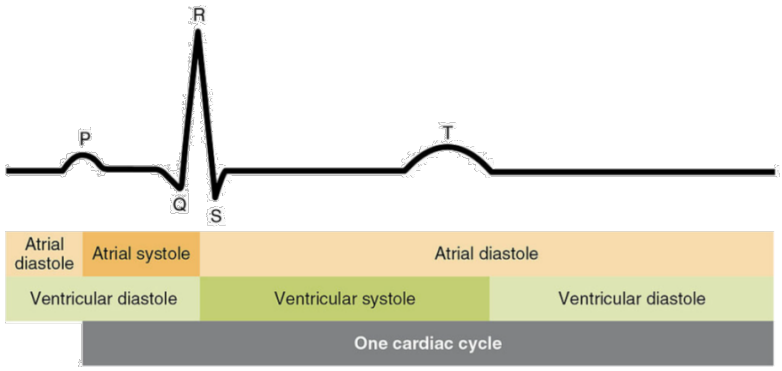


FIGURE 1.4. – Complexe PQRST d'un électrocardiogramme et ses différentes phases mécaniques associées. Crédit : [34]

électrocardiographe. Cet outil sera présenté dans la section 1.3.2.
Une fois les principes de bases du cœur humain appréhendés, plusieurs outils ont été nécessaires dans l'élaboration de ce projet. La section suivante est ainsi dédiée à la présentation générale des outils présents utilisés lors du travail de recherche présenté dans ce mémoire.

1.3. Les outils

Dans l'optique d'étudier le cœur humain, un élément de référence utilisé dans le monde entier par le milieu médical a été nécessaire : l'électrocardiogramme. De plus, l'objectif du travail de cette thèse est l'étude de cet organe sans avoir recours à un contact direct avec la peau de la personne. Afin de répondre à cette contrainte, un radar (pour RAdio Detection And Ranging en anglais) a été sélectionné. La suite de ce chapitre est dédiée à la présentation générale de ces deux outils.

1.3.1. Le radar

Les radars sont par nature des systèmes électroniques utilisant des ondes électromagnétiques pour caractériser l'environnement qui les entoure. Il existe différentes déclinaisons de radars qui seront expliquées un peu plus loin dans ce mémoire et qui permettent d'étudier plusieurs éléments de cet environnement comme la vitesse, la portée ou le volume d'une cible par exemple. Ces déclinaisons seront catégorisées en grandes familles mais un accent particulier sera mis sur le type d'application radar qui sera utilisé tout au long de ce manuscrit. Ceux-ci émettent des signaux via leur(s) antenne(s) d'émission. Cette propagation sera impactée par les propriétés du milieu,

les propriétés intrinsèques des antennes et du signal (amplitude, fréquences...), ainsi que des multiples réflexions auxquelles seront sujets les signaux émis. Ceux-ci sont ensuite réfléchis par les objets environnants présents dans le champ de détection du radar. Ces signaux réfléchis sont ensuite captés par des antennes de réception, déportées ou non, et enregistrés afin de les utiliser pour évaluer les potentielles cibles détectées. Le principe simplifié de ce système radar est résumé sur la figure 1.5.

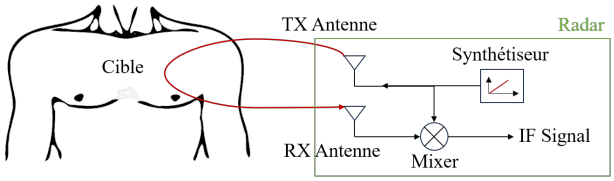


FIGURE 1.5. – Schéma d'émission et de réception d'une onde radar après réflexion sur une cible.

La forme d'onde émise par le radar, aussi appelée modulation, est un des paramètres ayant un impact sur la détection de la cible et l'étude de son mouvement. Plusieurs types de modulation peuvent être utilisées en fonction des cas d'usage. Parmi les radars les plus fréquemment utilisés en n'ayant besoin que d'une seule entité pour l'émission ainsi que pour la réception, aussi qualifiés de mono-statiques, il existe :

— *Radars à impulsions* : Ces radars émettent des signaux hyperfréquences impulsionnels. Chaque impulsion est suivie d'un temps de silence plus long que l'impulsion elle-même, temps d'écoute T durant lequel les échos τ de cette impulsion peuvent être reçus avant qu'une nouvelle impulsion ne soit émise. Le principe de ces radars à ondes impulsionnelles est schématisé sur la figure 1.6. La distance de la cible est estimée à travers le temps mis par le signal pour effectuer le parcours séparant le dispositif de la cible et faire le trajet retour. Il est également possible d'avoir une information sur le volume de la cible au travers de l'intensité de l'onde reçue et de la Surface Equivalente Radar (SER) de la cible.

— *Radars à onde continue* : Les radars à onde continue génèrent un signal hyperfréquence continu. Dans ce groupe de radars, plusieurs sous-famille existent telles que les radars à onde continue non modulée et les radars à onde continue modulée présentés ci-dessous :

1. *Radars à onde continue non modulée* : Le signal émis par ces équipements est constant en amplitude et en fréquence. Spécialisés dans la mesure des vitesses, les radars à onde continue ne permettent pas de mesurer les distances. Une des exploitations de ce type de radar se fait dans le cadre des contrôles de vitesses des véhicules sur route. Des équipements plus récents

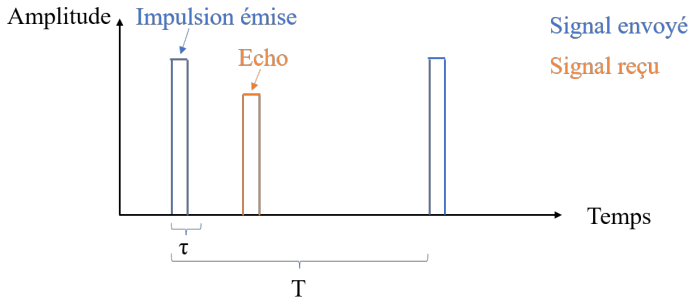


FIGURE 1.6. – Principe des Radar à ondes impulsionnelles.

(LIDAR pour Laser Imaging Detection And Ranging en anglais) fonctionnent dans la bande de fréquence des lasers et permettent d'autres mesures que celle de la vitesse. L'inconvénient principal des radars à onde continue (dans la suite du manuscrit, *CW* sera utilisé pour se référer aux ondes continues pour Contiuous Wave en anglais), dans le cadre applicatif de cette thèse, est leur incapacité à mesurer des distances, puisqu'ils ne produisent pas d'impulsions permettant de mesurer le temps aller-retour de l'onde à une cible. La variation de la fréquence émise apporte une solution à ce problème.

2. *Radars à onde continue modulée* : Le signal émis par ce type de radar est constant en amplitude mais modulé en fréquence. Dans cette méthode, une variation permanente du signal émis autour d'une fréquence de référence est utilisée pour détecter des cibles fixes. Lorsqu'un écho est reçu par le radar, la fréquence du signal réfléchi par la cible peut être mesurée. En se référant à l'instant où la même valeur de fréquence a été émise, il devient possible de mesurer le temps entre l'émission et la réception de cette fréquence, donc la distance radar-cible, comme pour un radar à impulsions. Un autre avantage non négligeable de ce type d'équipement est que, la fréquence du signal émis variant continuellement, il est possible d'avoir des estimations de distance en observant la fréquence du signal reçu, sans pour autant nécessiter de marquer des pauses sur le signal émis. Ces radars sont utilisés lorsqu'il est nécessaire d'effectuer des mesures ininterrompues (par exemple une mesure de déplacement de buste pour détecter des mouvements cardiaques). Ainsi ce type de radar permet de déterminer la position d'une cible ainsi que la vitesse de déplacement de celle-ci par l'évaluation de la mesure de la fréquence du signal reçu.

Du traitement du signal est nécessaire afin de caractériser les détections radar à l'aide de la différence temporelle entre le temps auquel le signal est émis par le radar, t_0, et le celui auquel le signal réfléchi est réceptionné, t. Ces variables seront utilisées dans l'équation suivante **??**. Cette information permet de définir une distance à

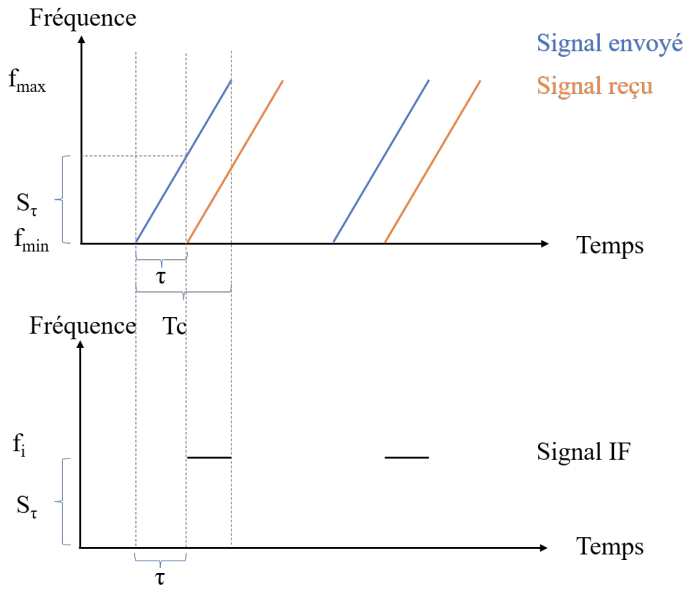


FIGURE 1.7. – Principe des ondes Radar FMCW.

laquelle un objet est présent car elle représente le temps qu'a mis l'onde pour aller jusqu'à l'objet et revenir au radar. Sachant qu'une onde électromagnétique se déplace à la célérité de la lumière, il est possible d'utiliser la formule suivante pour la déterminer par calcul :

$$2D = c.\delta T \tag{1.1}$$

avec : $\begin{cases} \text{D [m] : la distance radar-cible} \\ \text{c } [m.s^{-1}] \text{ : la célérité de la lumière} \\ \delta T \text{ [s] : la différence temporelle entre l'instant } t_0 \text{ d'émission} \\ \qquad \text{et le temps } t \text{ de réception de l'onde} \end{cases}$

La bande de fréquences utilisée par le radar a un impact tout aussi important que la modulation des signaux émis sur la détection de cible et l'étude de son mouvement.

Le radar à ondes millimétriques désigne les systèmes radars qui fonctionnent dans la plage de fréquences de 30 à 300 GigaHertz (GHz), correspondant à une longueur d'onde de 1 à 10 millimètres. Cette plage est encadrée de rouge sur le spectre représenté figure 1.8. Cette technologie a suscité une attention et des avancées significatives ces dernières années en raison de ses capacités et applications uniques. Ces systèmes de détection fonctionnent dans la bande de haute fréquence, offrant une largeur de bande importante pour une détection de haute résolution. Cela permet une résolution spatiale fine et des mesures de haute précision dans diverses applications.

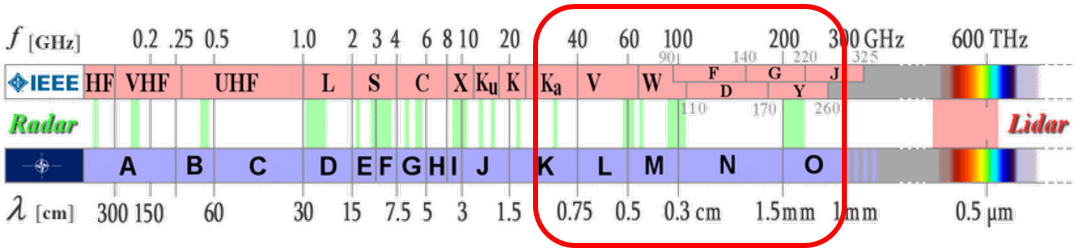


FIGURE 1.8. – Ondes et bandes de fréquences. Crédit : [79]

L'une des applications les plus importantes de ce type de technologie se trouve dans

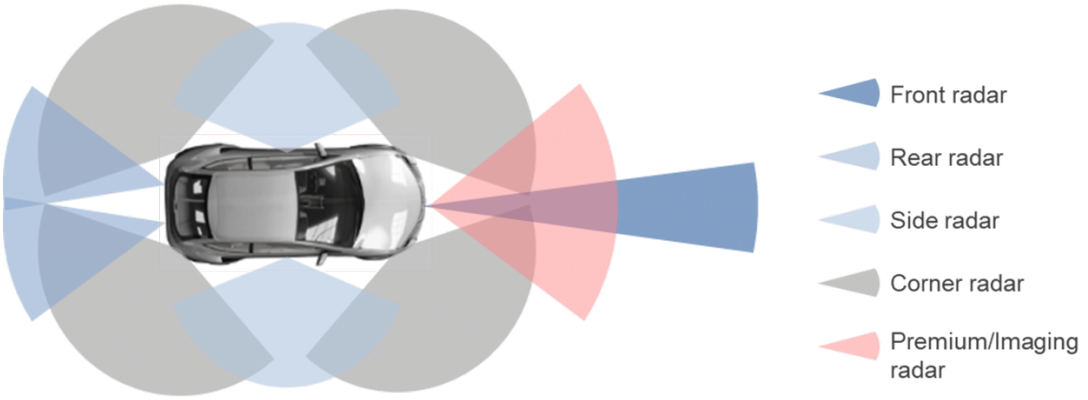


FIGURE 1.9. – Utilisation de radars à ondes millimétriques dans les systèmes d'aide à la conduite. Crédit : [56]

l'industrie automobile. Il joue un rôle crucial dans les systèmes d'aide à la conduite avancée (ADAS) et les véhicules autonomes [55]. En exploitant les capacités de haute résolution et de champ de vision étendu, le radar à ondes millimétriques peut détecter des objets, mesurer leurs distances, vitesses et angles avec précision, fournissant des données essentielles pour l'évitement des collisions, le régulateur de vitesse adaptatif et l'assistance au stationnement. Cette industrie n'est pas la seule à avoir intégré ce type de radar comme avancées technologiques.
En effet, les applications radar peuvent couvrir différentes natures d'application d'imagerie et de détection, offrant des capacités de détection élevée. Ces systèmes peuvent détecter des objets dissimulés par des obstacles tels que des murs, de la végétation ou des conditions météorologiques défavorables (certains articles présentés dans l'état de l'art présenteront des expériences couvrant ces cas d'usage). Cela rend le radar à ondes millimétriques précieux pour la surveillance, la sécurité et les opérations de secours.
Ces dernières années, la démocratisation de ces technologies a permis de faire apparaitre de nouveaux usages des radars à ondes millimétriques. Depuis quelques années, des applications médicales avec ce type de radar émergent. En effet, l'idée de créer

un outil complémentaire permettant d'étudier et de surveiller la santé des patients intéresse de plus en plus de chercheurs. Cette tendance sera mise en lumière lors de la présentation de l'état de l'art effectuée dans la section 1.4.2. La capacité de ces radars à très hautes fréquences à détecter les très faibles mouvements a fait naître l'idée de l'étude de la santé cardiaque des êtres humains. De plus, il n'est pas à négliger que Wu T. *et al.* apportent l'information que ces ondes peuvent facilement pénétrer dans tous types de vêtements alors qu'elles ne peuvent que difficilement pénétrer ou être absorbées par la peau humaine [89]. Ce dernier avantage permet de mettre en avant la sécurité liée à l'utilisation de ces ondes sur le corps humain mais aussi sa grande utilité car il n'est nul besoin de condition d'habillement particulière pour faire appel à ce système de surveillance cardiaque.
En résumé, la technologie radar à ondes millimétriques a connu des progrès rapides, trouvant des applications dans l'automobile, l'imagerie, la détection, la communication sans fil et le biomédical. Dans le cadre du travail présenté dans ce rapport, ce type d'outil d'acquisition a été une évidence après un état de l'art sur les technologies radars. Sa capacité de détection de haute résolution était nécessaire pour détecter les quelques millimètres d'amplitude du mouvement du buste induit par le cœur au cours des battements.

L'objet du travail de cet thèse est ainsi le cœur humain étudié par le biais du *mouvement* du buste qu'il induit lors de ses battements. Ainsi, la cible en question n'est pas immobile puisque c'est justement son déplacement qui nous intéresse. Le fait que la cible, vue par le radar, n'est pas immobile implique des conséquences sur l'onde perçue par ce dernier. En effet, un décalage de fréquence d'une onde acoustique, ou électromagnétique dans notre cas, est appliqué entre la mesure à l'émission et la mesure à la réception lorsque la distance entre l'émetteur et le récepteur varie au cours du temps, c'est l'effet Doppler-Fizeau. Dans le cadre du travail présenté dans ce mémoire, l'émetteur et le récepteur sont le radar puisque l'onde est émise et reçue par les antennes présentes sur celui-ci, donc immobiles, mais la distance parcourue par l'onde varie avec le mouvement du buste comme explicité sur la figure 1.10 avec D_1 et D_2 les distances aux excès du buste vues par le radar lors d'un battement cardiaque. Ainsi, l'effet Doppler-Fizeau peut être théoriquement appliqué dans le cas d'étude présenté dans ce mémoire. Le décalage de fréquence de l'onde radar peut être calculée grâce à la formule suivante :

$$f_D = 2.v_r/\lambda \tag{1.2}$$

Avec f_D, la fréquence du décalage Doppler en Hz, v_r la vitesse relative source-observateur en $m.s^{-1}$ calculée ci-avant et λ longueur d'onde en m. Cette fréquence Doppler dépend ainsi de la vitesse relative entre l'émetteur et le récepteur. En supposant l'émetteur un camion et un radar le récepteur, il serait possible de représenter l'effet Doppler-Fizeau par la figure 1.11. Les cercles entourant le véhicule représentent alors les fronts d'onde vus par les récepteurs dont le véhicule se rapproche à droite et s'éloigne à gauche. La fréquence Doppler augmente ainsi la fréquence reçue par le récepteur dans le premier cas et la réduit dans le second.

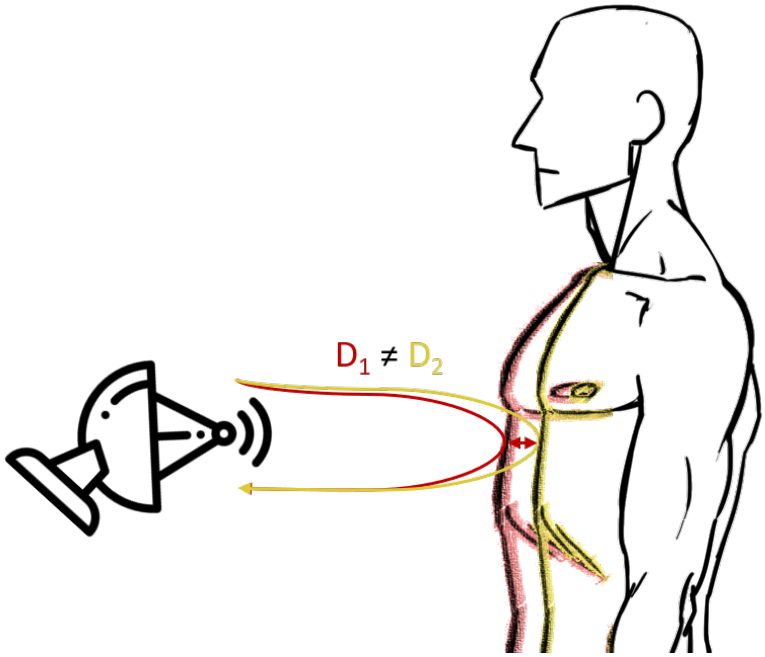


FIGURE 1.10. – Schématisation du déplacement du buste vu par le radar.

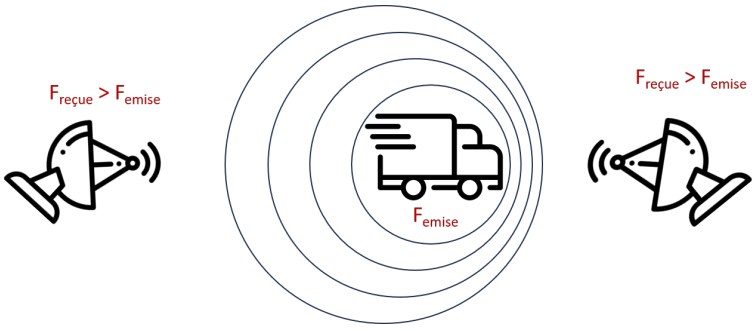


FIGURE 1.11. – Schéma explicatif du principe de l'effet Doppler-Fizeau.

Après avoir pris en compte les tenants et aboutissants de l'objectif du travail présenté dans ce mémoire, le radar utilisé dans le travail de recherche présenté dans ce mémoire sera un radar à ondes millimétriques de type onde continue et fréquence modulée. La présentation du radar utilisé ainsi que son paramétrage seront décrits dans la section 2.1.2.

1.3.2. L'électrocardiographe

Une fois l'outil permettant d'étudier le cœur en se soustrayant du contact direct avec la peau de la personne déterminé, un second outil permettant d'obtenir des données de référence a du être sélectionner.
L'électrocardiographie est une représentation graphique de l'activité électrique du cœur. Cette dernière est liée aux variations de potentiel électrique des cellules spécialisées dans la contraction et de celles spécialisées dans l'automatisme et la conduction des influx qui constituent le cœur. Deux types de support peuvent être utilisés pour les données de sorties, appelée communément *électrocardiogramme* (ECG) : un papier millimétré ou un fichier numérique. Il se caractérise par des ondes soit positives, soit négatives. Sur un ECG, les ondes positives sont dirigées vers le haut, les ondes négatives vers le bas. La figure 1.12 représente un exemple d'électrocardiogramme effectué en cabinet médical.

Ainsi, l'activité électrique du myocarde est enregistrée à l'aide d'électrodes disposées à divers endroits sur le corps du patient. Ces positions, très importantes, ont été réglementées afin de permettre le calcul de différences de potentiel, donc de différences électriques, entre deux points diamétralement opposés par rapport au cœur. Ce sont ces différences de potentiel qui donnent lieu à différentes "vues" du cœur. Ces vues sont appelées dans le domaine médical des *dérivations*.
Les dérivations cardiaques, également appelées dérivations électrocardiographiques, sont ainsi des mesures de l'activité électrique du cœur enregistrées à partir de couples de points distincts du corps, soit entre deux électrodes c'est alors une *dérivation bipolaire* soit entre un point virtuel et une électrode, c'est ce qui est appelé une *dérivation unipolaire*. En gardant à l'esprit que même si plusieurs angles du coeur sont étudiées avec cette examen, il est à noter que chaque dérivation est un point de vue différent d'un seul et même stimulus électrique. Ces différentes perspectives de l'activité électrique du cœur permettent aux professionnels de la santé d'obtenir une vision globale de la fonction cardiaque et de détecter d'éventuelles anomalies.

De fait, plusieurs types de dérivations existent. Celles qui vont être utilisées dans ce mémoire sont les dérivations dites bipolaires standard et les dérivations unipolaires augmentées représentées sur la figure 1.13.

— Les *dérivations bipolaires standard* : Ce sont les dérivations cardiaques classiques de l'électrocardiogramme décrites par Einthoven (inventeur de l'électrocardiogramme). Elles enregistrent la différence de potentiel entre deux électrodes

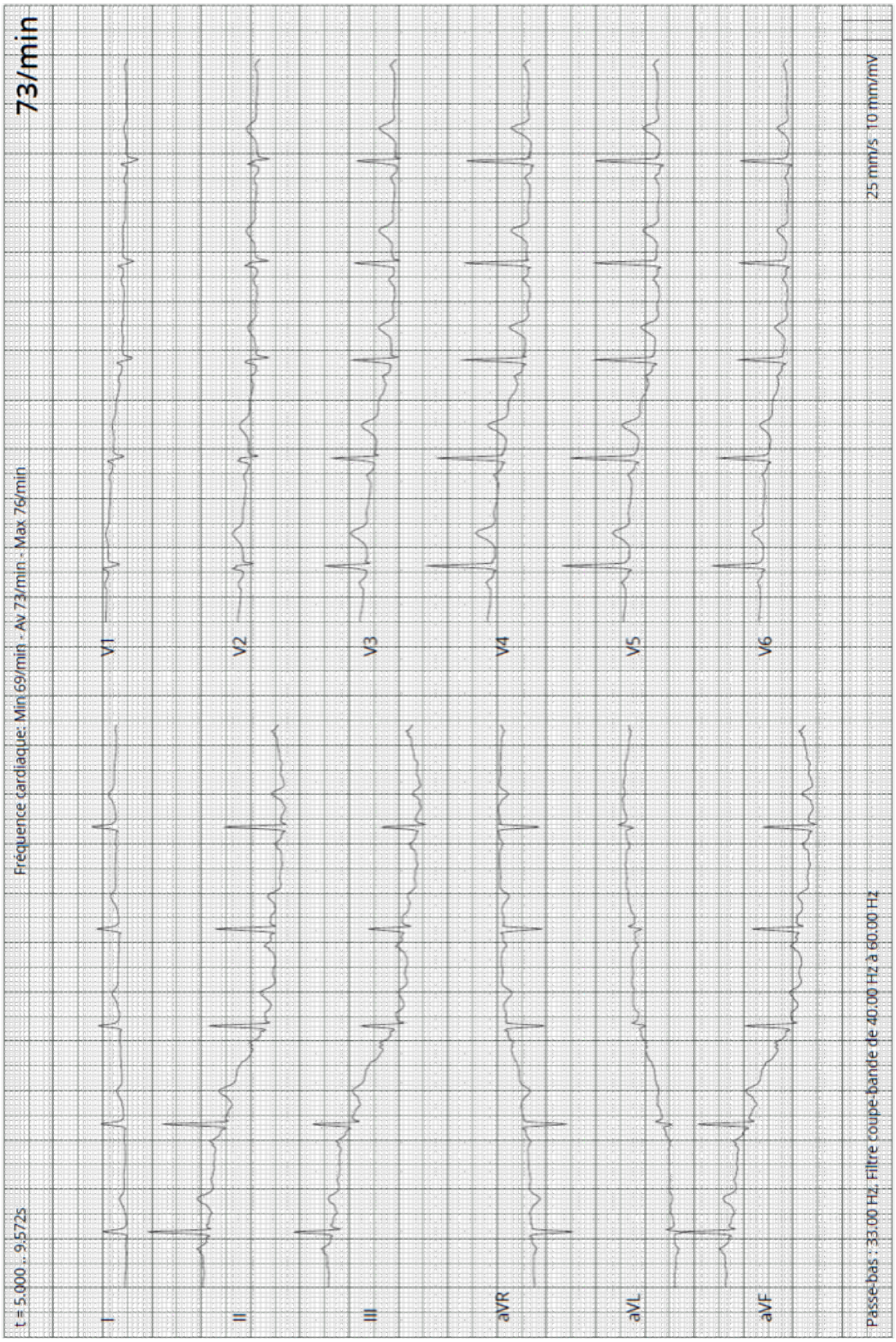


FIGURE 1.12. – Exemple d'un électrocardiogramme effectué dans un cabinet médical montrant un rythme sinusal à 73 BPM sans anomalie particulière.

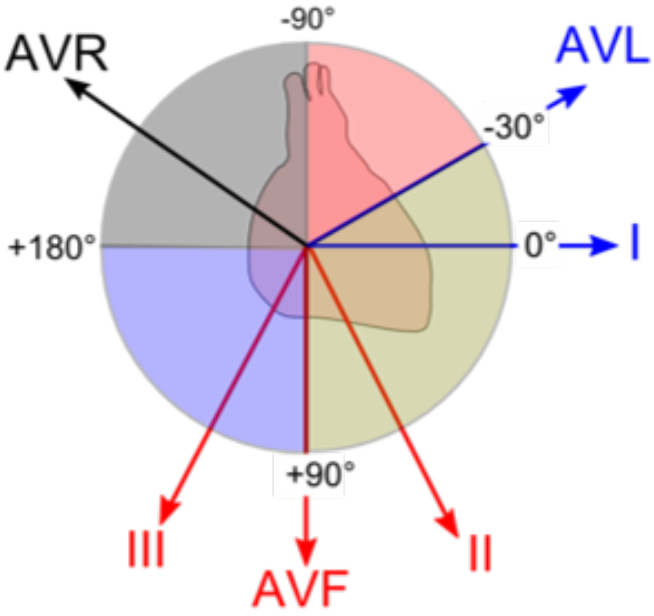


FIGURE 1.13. – Définition des différentes dérivations du cœur utilisées dans ce mémoire sous forme de vecteurs.

placées à des extrémités différentes. Parmi elles, les dérivations I, II et III.

D1 ou I : représente la différence de potentiel entre le bras droit et le bras gauche du patient. Son vecteur pointe à 0°.

D2 ou II : caractérise, quant à lui, la différence de potentiel entre le bras droit et la jambe gauche du sujet étudié. Son vecteur pointe à 60°.

D3 ou III : exprime enfin la différence de potentiel entre le bras gauche et la jambe gauche de la personne. Son vecteur pointe à 120°.

Les trois dérivations bipolaires forment ensemble le triangle de Einthoven. Elles maintiennent une proportion mathématique qui se reflète dans la loi de Einthoven [29]. Celle-ci nous dit : D2 = D1 + D3. Cette loi est d'une grande utilité lorsqu'on interprète un électrocardiogramme. Cela permet de vérifier le positionnement des électrodes. En effet, un mauvais placement pouvant conduire à des diagnostics erronés, cette loi ne serait pas complétée
La disposition des électrodes dans chacune des dérivations énoncées ci-avant est symbolisée sur la figure 1.14. De même, les axes des vecteurs mis en avant dans chaque item sont présentés sur la figure 1.15.

— Les *dérivations unipolaires augmentées* : Ces dérivations unipolaires des extrémités enregistrent la différence de potentiel entre un point théorique au centre du triangle de Einthoven (présent sur la figure 1.15), ayant une valeur de 0 et l'électrode de chaque extrémité du patient, permettant ainsi de connaître le potentiel absolu dans ladite électrode. Dans un premier temps, ces dérivations ont été nommées *VR*, *VL* et *VF* avec le *V* signifiant vecteur et *R*, *L*, *F* respectivement droite, gauche et pied (pour right, left et foot en anglais). Plus tard, il a été ajouté à leur étiquette le *a* minuscule qui signifie amplifiée. En effet, les dérivations unipolaires actuelles sont amplifiées par rapport aux premières. Ainsi, il est possible de retrouver :

aVR : représentant le potentiel absolu du bras droit. Son vecteur pointe à -150°.

aVL : caractérise le potentiel absolu du bras gauche. Son vecteur pointe à -30°.

aVF : exprime enfin le potentiel absolu de la jambe gauche. Son vecteur pointe à 90°.

Tout comme les dérivations bipolaires standards, la disposition des électrodes et les axes des vecteurs étudiées sont exposés sur les figures 1.14 et 1.15 respectivement.

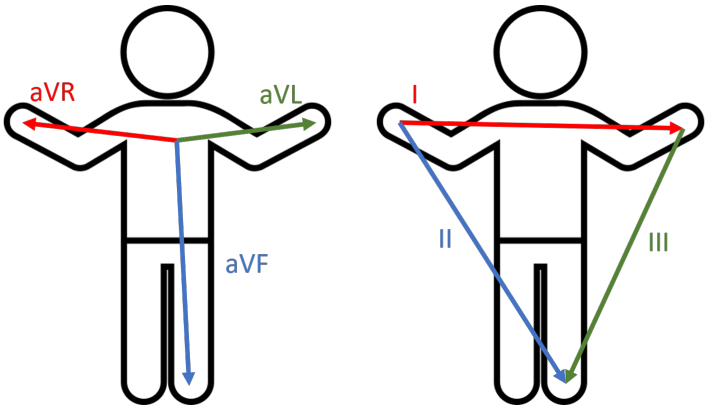


FIGURE 1.14. – Schéma explicatif des différentes dérivations du cœur en fonction des électrodes posées sur la peau du sujet étudié.

Plusieurs autres dérivations existent et peuvent être étudiées lors de cet examen en disposant de nouvelles électrodes sur le corps du sujet étudiées. Les plus connues seront les six électrodes positionnées entourant le cœur mais elles ne seront pas représentées dans ce manuscrit, raison pour laquelle elles ne seront pas expliquées

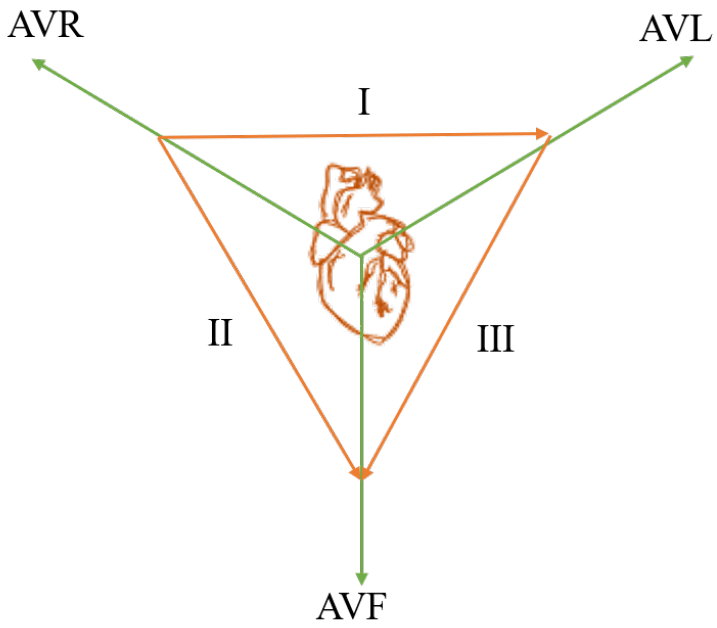


FIGURE 1.15. – Vecteurs des principales dérivations cardiaques et leur orientation.

ici.

1.4. État de l'art

1.4.1. Les radars à ondes millimétriques dans le milieu de la recherche

Selon la CNIL, "la biométrie regroupe l'ensemble des techniques informatiques permettant de reconnaître automatiquement un individu à partir de ses caractéristiques physiques, biologiques, voire comportementales. Les données biométriques sont des données à caractère personnel car elles permettent d'identifier une personne. Elles ont, pour la plupart, la particularité d'être uniques et permanentes (ADN, empreintes digitales, etc.)" [18, 49]. Le paramètre biométrique étudié dans le travail de recherche présenté dans ce manuscrit est le cœur humain. L'étude du muscle cardiaque est un sujet d'intérêt dans différents domaines depuis plusieurs années. Dans le monde médical, l'étude du cœur est une manière directe de s'enquérir de la santé d'une personne.

L'objectif de ces études est la détection de très faibles mouvements. Pour ce faire, les systèmes d'acquisition radars ont été mis en lumière et particulièrement un certain type : les radars à ondes millimétriques. Ces derniers sont une technologie utilisant de très hautes fréquences et utilisé dans plusieurs domaines. Sans parler de celui de la

médecine, qui sera exploré par la suite, il est possible de trouver ce type de radar dans des domaines tels que :

— *Classification de cible* : Certains travaux publiés comme les articles [38, 10] visent à classifier les cibles présentes dans le champ de vision d'un radar à ondes millimétriques. Les auteurs de l'article [84] utilisent un radar de ce même type associé à une caméra afin de catégoriser la cible présente dans le champ de vision de ce montage. Voiture et personnes sont différentiées à l'aide de réseaux de neurones dans ce travail de recherche représenté 1.16. Le travail présenté dans [9] utilise également ce type de radar pour classifier des cibles dans des situations réalistes notamment pour les piétons, les automobiles et les véhicules aériens sans pilote, également connus sous le nom de drones. [47] va même jusqu'à estimer la direction des cibles classifiées à l'aide du même type d'outils.

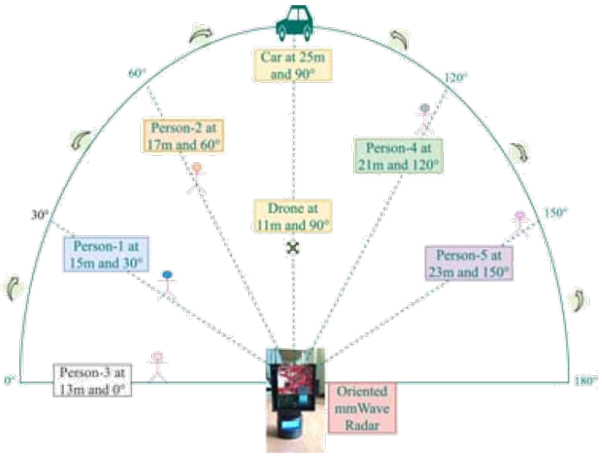


FIGURE 1.16. – Classification de cibles par un radar FMCW à ondes millimétriques. Crédit : [38]

— *Détection de présence dans un véhicule* par l'étude des petits mouvements sur chaque siège. La densité et la dispersion des points autour de chaque siège sont proposées à l'étude pour déterminer le degré d'occupation du véhicule dans les travaux présentés dans l'article [61] et résumé figure 1.17. Les auteurs de l'article [13] s'intéressent particulièrement à la présence d'enfants à l'arrière d'une voiture à l'aide de ce type de technologie radar.

— *Reconnaissance des gestes* : Cet article résume la littérature pertinente sur la reconnaissance des gestes à l'aide d'un radar à ondes millimétriques à modulation de fréquence entre janvier 2015 et juin 2023 [74] dont un résumé est mis en image figure 1.18. Les auteurs de l'article [77] effectuent le suivi en temps réel et sans contact de la condition physique à l'aide de réseaux neuronaux convolutionnels profonds. Leur expérience a permis de mener au classement de

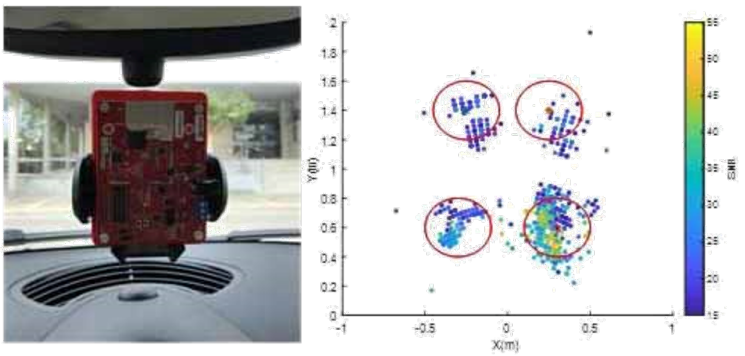


FIGURE 1.17. – Détection de présence à l'intérieur d'un habitacle de voiture à l'aide d'un radar FMCW à ondes millimétriques. Crédit : [61]

différents exercices de musculation en temps réel avec une très grande précision.

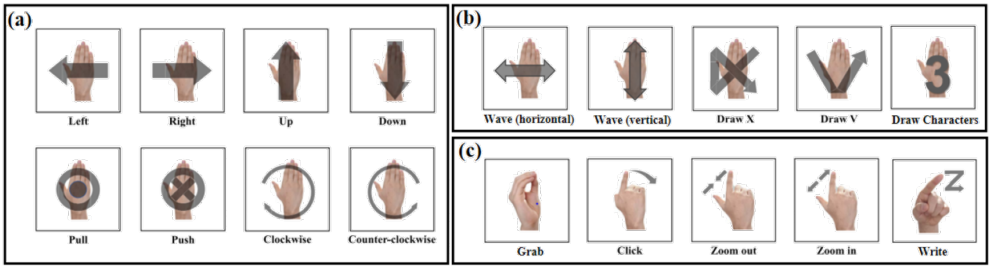


FIGURE 1.18. – Résumé et classification des gestuelles détectables par technologie radar à ondes millimétriques de type FMCW : (a) macro-gestes à direction unique, (b) macro-gestes à direction multiple, et (c) micro-gestes. Crédit : [74]

— *Reconnaissance de posture* : [71] propose une nouvelle approche pour détecter et suivre les squelettes humains en temps réel à l'aide d'un radar à ondes millimétriques. À la connaissance des auteurs, il s'agissait de la première méthode permettant de détecter plus de 15 articulations distinctes du squelette à l'aide de signaux de réflexion de ce type de radar. Les auteurs de l'article [19] mettent en œuvre deux radars à ondes millimétriques pour capturer la scène étudiée et ont réalisé un modèle de réseau neuronal pour estimer la posture du sujet en étudiant les positions de ces articulations comme exposé sur la figure 1.19. Le travail de recherche présenté dans l'article [62] propose un système permettant d'estimer la posture, debout, assis ou couché, d'une personne dans un environnement intérieur avec une précision de plus de 99% dans le champ de vision d'un radar.

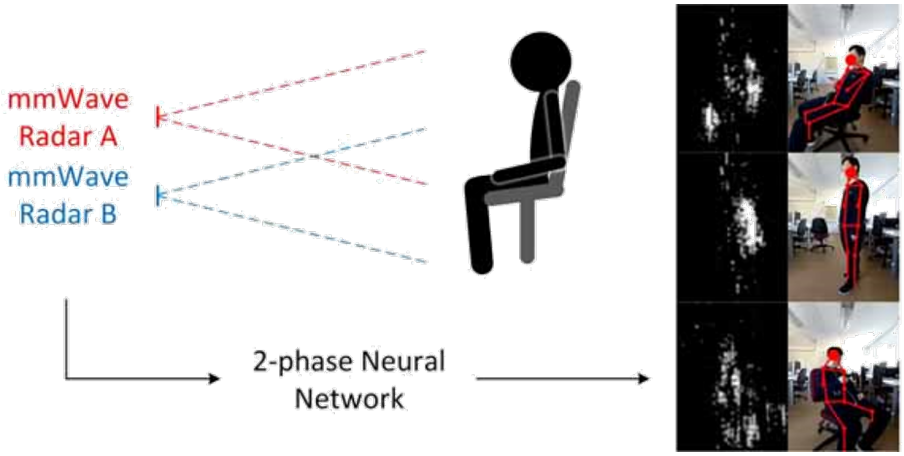


FIGURE 1.19. – Estimation en temps réel de la posture humaine à courte portée à l'aide de radars à ondes millimétriques et de réseaux neuronaux. Crédit : [19]

— Et certains articles proposent même la *combinaison de plusieurs domaines* comme la reconnaissance de posture d'une personne et enclenche la détection de la pulsation cardiaque si le sujet est détecté allongé [88].

Tant d'applications diverses et variées, dont la liste ci-avant n'est pas exhaustive, permises par la mise en œuvre d'une manipulation utilisant un ou plusieurs radars à ondes millimétriques. Le choix de l'utilisation de ce type de radar rend le système opérationnel et robuste à l'éclairage de la scène et aux conditions météorologiques défavorables. Ces caractéristiques sont importantes en fonction du domaine d'utilisation du projet de recherche comme, par exemple, particulièrement celui des voitures autonomes.

Depuis quelques années, le domaine de la médecine intéresse également beaucoup de chercheurs qui trouvent, en cette technologie radar à ondes millimétriques, un outil de taille pour l'étude de la santé cardiaque de sujets sans contact direct avec eux.

1.4.2. Les radars à ondes millimétriques dans le domaine médical

L'Organisation Mondiale de la Santé (dont l'acronyme est OMS ou *WHO* en anglais) indique que plus de 30% des décès dans le monde sont causés par des Maladies Cardio-Vasculaires (MCV). Un décès est considéré comme prématuré s'il touche une personne de moins de 70 ans. Sur les 17 millions de décès prématurés, 38% sont dues à des MCV [69] et ce constat touche le monde entier. En effet, en Europe, ces maladies ont causé plus de 3,9 millions de décès par an, ce qui correspond à 45% de toutes les causes de mortalités en 2017 [86]. Les personnes ayant des pathologies cardiaques

ou considérées par le corps médical comme ayant une santé fragile nécessitent une surveillance attentive. Plusieurs outils sont disponibles dans le milieu médical pour répondre à ces besoins, les principaux ont été présentés dans un chapitre précédent dédié aux principes de fonctionnement du cœur humain 1.2.
Cependant, dans la volonté de laisser à ces personnes leur indépendance au maximum et de leur permettre de rester chez elle le plus longtemps possible, l'étude de nouvelles technologies permettant une surveillance sans contact direct avec la peau de la personne et ainsi, sans nécessité de manipulation de personnel médical sont un réel point d'intérêt depuis quelques années dans le domaine de la recherche. Ces professionnels de la santé pourraient être alerté en cas de détection de problème médical [73].

Permettre l'étude des battements cardiaques en utilisant un appareil portatif dans un autre environnement que celui d'un cabinet médical permettrait aussi de prévenir d'une situation de stress ou de somnolence lors d'activités nécessitant toute l'attention et le calme de la personne. Il est ici possible de penser au pilotage d'un avion ou à la conduite d'un véhicule où l'une de ces deux modifications de la concentration du pilote pourrait être très problématique [48, 75, 68, 45]. L'aspect sans contact de l'étude permettrait d'être totalement transparent pour l'utilisateur de cette technologie en permettant de supprimer, pour ceux qui en sont victimes, le syndrome de la blouse blanche. Ce dernier impactant le niveau de stress et la tranquillité du patient, ce qui pourrait donc impacter les données mesurées comme les fréquences cardiaque ou respiratoire par exemple [64].

De façon plus large, prêter attention à la fréquence cardiaque d'une personne permettrait également d'avoir des éléments d'information sur l'émotion qu'elle est en train de ressentir [94]. Un résumé des résultats de cette recherche est mis en image sur la figure 1.20.
De fait, plusieurs projets ont été mis en avant dans la littérature scientifique au cours de ces dernières années.

Certains auteurs comme Massaroni C. *et al.* dans [58] proposent la détection de fréquence respiratoire, et l'étude de son évolution, de différentes manières (figure 1.21). Ils utilisent ici des capteurs sensoriels pour détecter les mouvements du buste d'un sujet, mais également d'une caméra RVB (Rouge Vert Bleu) évaluant l'évolution de la couleur du visage, ou encore d'une autre catégorie de caméra, une caméra thermique pour détecter les variations de la température de l'air devant la cible. Cet article, intéressant de par ses différentes sources de prises d'informations et la comparaison de ces résultats, ouvre la possibilité d'approfondir les recherches pour la détection d'autres mouvements caractéristiques du corps humain. Il est en effet possible de s'intéresser au battement cardiaque.

De fait, d'autres littératures étudient la détection du battement cardiaque par le biais de technologies sans contact direct avec le sujet étudié.

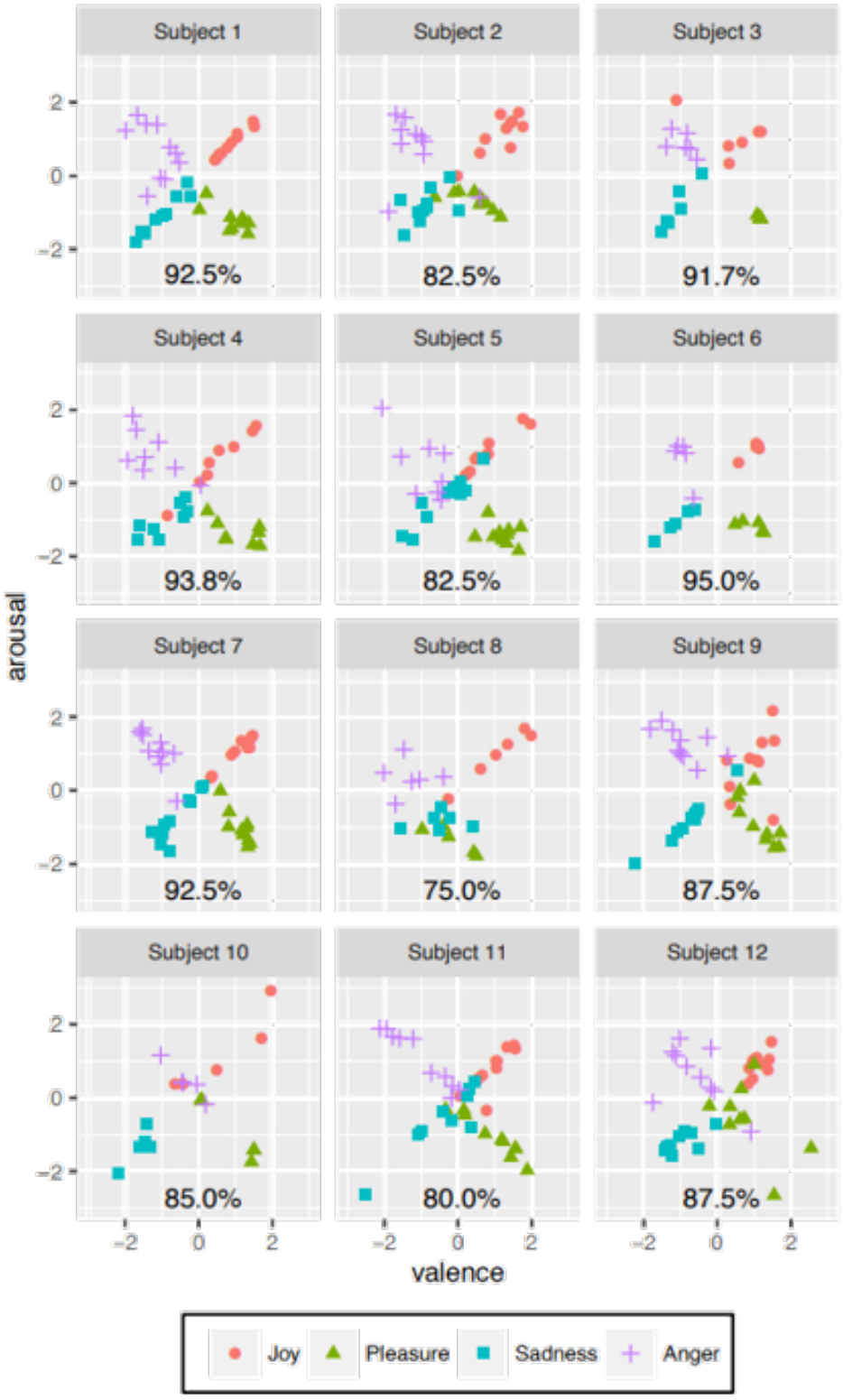


FIGURE 1.20. – Classification des émotions de 12 sujets étudiés à partir de leur fréquence cardiaque. Crédit : [94]

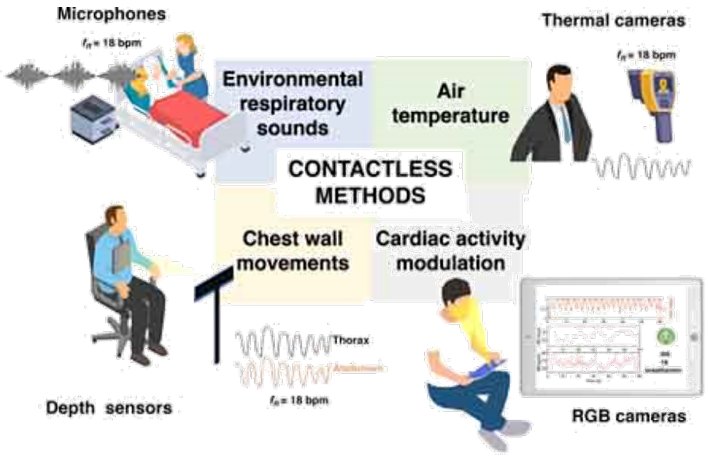


FIGURE 1.21. – Proposition d'étude de la fréquence respiratoire par plusieurs techniques de détection différentes. Crédit : [58]

Quelques travaux ont été menés en vu d'émuler l'impact des battements cardiaques sur le buste à l'aide de caissons de basse comme présenté sur la figure 1.22. Cette

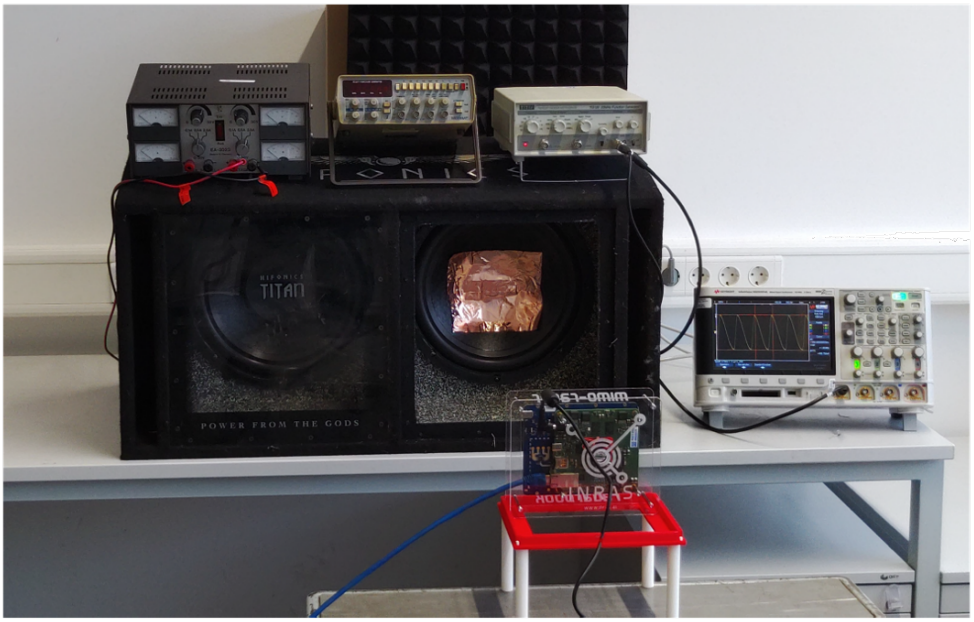


FIGURE 1.22. – Expérience permettant de répliquer les mouvements du buste induits par les mouvements cardiaques et respiratoires. Crédit : [23]

expérience démontre la complexité du mouvement du buste à étudier et évoque la capacité de détection de ces mouvements de plusieurs radars à onde continue et fréquence modulée travaillant dans des bandes de fréquences aux alentours de 24 GHz,

60 GHz et 77 GHz.

Alizadeh M. *et al.* présente dans ses écrits [4, 3] la détection des battements cardiaques et leur évolution en utilisant comme élément de référence un gilet commercialisé sous le nom de Hexoskin. Le travail de thèse présenté par ces auteurs a prouvé la capacité de détection de la fréquence cardiaque d'un radar du même type que celui utilisé dans les travaux de recherche de ce mémoire. En revanche, un unique couple d'antennes d'émission/réception a été utilisé dans ces expériences afin d'étudier la variation de la fréquence cardiaque des sujets au cours du temps. Multiplier les antennes de réception permettrait de minimiser les erreurs potentielle de mesure. D'autres éléments de référence ont pu être exploités tels que des bijoux connectés comme des montres [50] et comparé à des radars émettant des signaux dont la fréquence modulée la plus basse a été paramétrée à 120 GHz. Certains chercheurs ont constitué leur propre radar en vue de la détection des signes vitaux comme dans [85].
Dans [87], les auteurs étudient également cette fréquence cardiaque tout en cherchant à minimiser le temps d'acquisition nécessaire à la détection de celle-ci.
Dans le travail présenté dans cet article [57], Marty S. *et al.* a comparé les radars à ondes millimétriques à onde continue et fréquence modulée travaillant avec différentes fréquences : 24 GHz, 60 GHz, 120 GHz. Dans la conclusion de l'article, ils admettent que, bien qu'il soit possible de détecter les fréquences cardiaque et respiratoire à l'aide de ces trois outils, dans leur expérience, le système radar de 24 GHz a le plancher de bruit le plus élevé lors d'essais avec un sujet placé face au radar, à une distance de 60 cm. Les deux autres radars ont une erreur d'estimation de distance plus faible. Pour des raisons industrielles, le radar utilisé dans les travaux de ce mémoire utilise la bande de fréquence autour des 77 GHz.
Les auteurs de [52] présentent dans leurs travaux de recherche, la création d'un système à plusieurs modules permettant d'étudier les fréquences cardiaques et respiratoires avec une grande précision 1.23. L'impact de la modification de la distance radar-cible et de l'angle d'incidence sur la précision de détection de ces fréquences est étudiée.

Une nouvelle approche a été étudié dans [11] où les auteurs ont mis en avant les capacités de diagnostic, de contrôle et même de prévention de plusieurs MCV grâce à l'étude et l'analyse continue du signal ECG d'une personne. Cet outil, bien connu du monde médical, permet donc d'avoir un réel élément de référence complet à étudier [72, 6]. C'est pour ces raisons que cette approche a été choisie pour la comparaison des données dans le cadre de l'étude et du travail de recherche présenté dans ce mémoire au profit d'autres natures de capteurs tels que des caméras, de bijoux ou des gilets connectés.

Selon [53], les déplacements du buste induits par le cœur au cours d'un battement ou la respiration lors d'un cycle sont de l'ordre de $0,3\ mm$ et $2\ mm$ respectivement. Il est alors facile de s'imaginer que tout autre mouvement effectué impliquant le haut du corps d'une personne étudiée, qu'il soit volontaire ou de l'ordre du réflexe, impacterait les signaux radar et complexifierai son interprétation. Ces mouvements

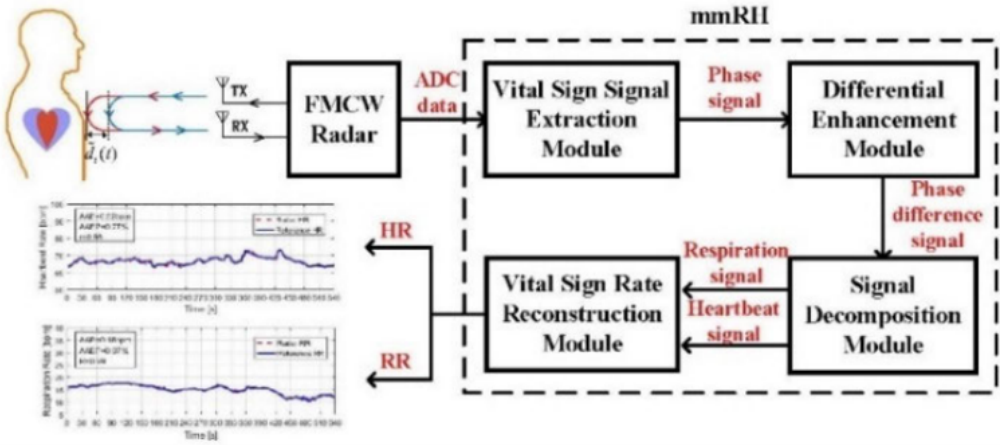


FIGURE 1.23. – Expérience permettant de répliquer les mouvements du buste induits par les mouvements cardiaques et respiratoires. Crédit : [52]

pouvant impliquer des déplacements en moyenne bien plus grands que les quelques millimètres des signes vitaux cités ci-dessus, cela pourrait masquer une partie de l'information utile recherchée dans ces projets. Ainsi, ces mouvements ne contenant donc aucune information quant aux signes vitaux du sujet, ils sont donc très peu intéressants à l'étude. En revanche, savoir les extraire du signal radar permettrait de ne conserver que les données utiles et c'est ce que proposent des articles comme [36, 81, 93, 21, 35]. L'utilisation de plusieurs radars ou d'autres éléments d'acquisition

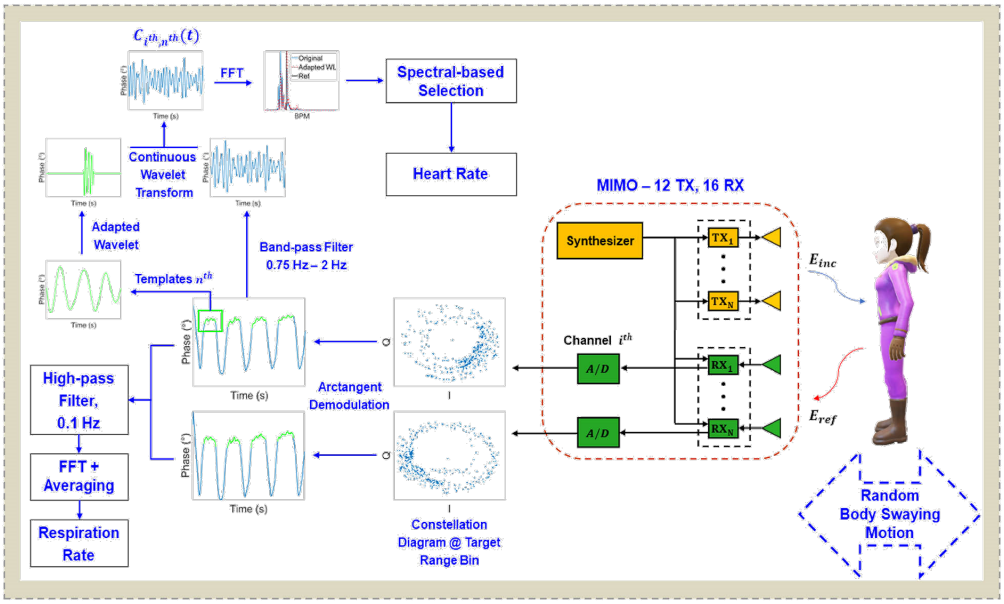


FIGURE 1.24. – Proposition d'étude de la fréquence cardiaque après suppression des mouvements aléatoires du corps. Crédit : [21]

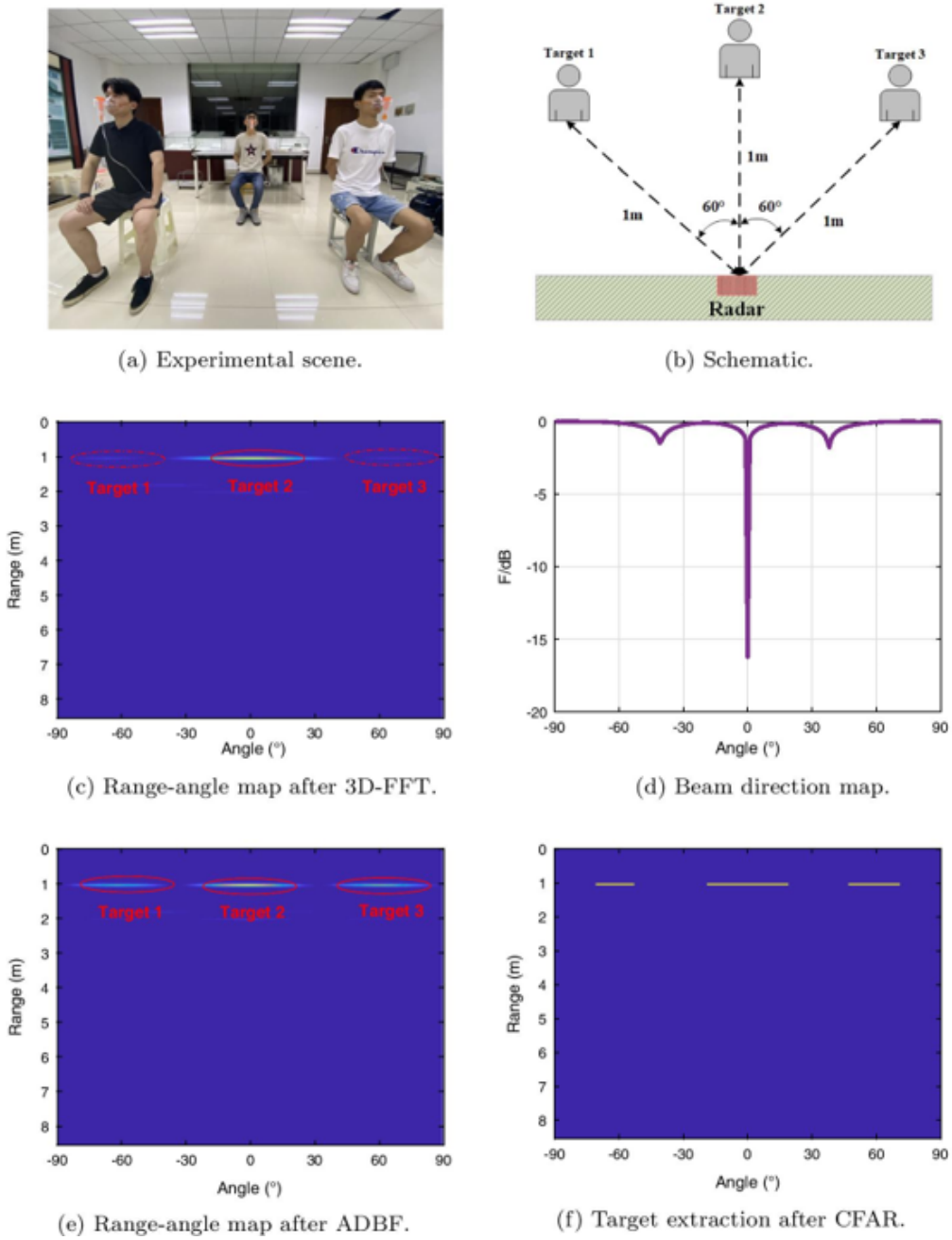
comme une caméra sont utilisés en vu de retirer ces mouvements du corps humain que l'on pourrait qualifier d'imprévisibles. Les travaux présentés dans cette littérature permettent ainsi de détecter la fréquence cardiaque d'une personne malgré ses déplacements comme schématisé sur la figure 1.24. Dans ce mémoire, le parti n'a pas été pris de gérer ces mouvements parasites car l'accent a été mis sur la capacité de récupération du mouvement cardiaque en lui-même à partir d'une mesure sans contact.

De plus, outre le mouvement de la personne étudiée, certaines études menées ne se limitent pas à une seule et unique personne dans le champ d'observation du radar mais s'intéressent à la détection des signes vitaux sur de multiples cibles en simultanée [8, 82, 91]. En effet, des chercheurs tels que Wang Y. *et al.* dans son article [82] proposent, avec un montage radar similaire à celui du travail présenté dans ce mémoire, la détection des signes vitaux de deux et trois personnes avec des taux de confiances s'élevant à 87% et 85% respectivement. Ce projet très intéressant s'affaire à étudier l'évolution de la fréquence cardiaque. La phase de détection des personnes présentes dans le champ d'étude du radar est synthétisé sur la figure 1.25.
En travaillant sur la formation de voie, les auteurs de [91] démontrent la capacité de détection de signes vitaux (fréquence cardiaque et fréquence respiratoire) de plusieurs personnes dans le champ du radar 1.26. Les enregistrements effectués ont permis d'étudier ces fréquences avec des sujets de profil, de face et de dos combinés.

Certaines études telle que celle de Ling Z. *et al.* dans [51] proposent des expériences sur l'étude de signes vitaux en faisant varier la position et l'éloignement du sujet étudié. L'utilisation d'un filtre réjecteur de fréquence adaptatif combinée à la transformée en ondelettes empirique (EWT en anglais) leur a permis de concevoir un algorithme d'extraction du signal des battements cardiaques en supprimant les interférences de la respiration et de ses harmoniques. Cela leur a ainsi permis d'étudier l'évolution de la fréquence cardiaque d'une personne de dos, de face, à différentes distances du capteur radar (synthétisé sur la figure 1.27) mais également avec la présence d'un obstacle dans la ligne de visée du radar (schématisé figure 1.28).

Dans [20], l'étude porte également sur l'étude des signes vitaux. Cependant une architecture plus complexe est utilisée pour l'acquisition des données. Le système comprend 12 antennes de transmission et 16 antennes de réception, cela totalise 192 canaux d'étude. Grâce à cela, le radar, émettant un signal continue à fréquence modulée autour de 77 GHz, permet d'étudier en quasi temps réel l'évolution de la fréquence cardiaque des sujets présents devant celui-ci. Pour des raisons industrielles, le travail présenté dans ce mémoire utilisera un système constitué de moins d'antennes.

L'étude exposée dans [17] présente une approche différentiente, permettant en plus d'étudier les signes vitaux, de mesurer l'emplacement, ou la distance cible-radar. Elle introduit le calcul de la cohérence spatiale en phase (SPC pour *Spatial Phase Coherency* en anglais).



(a) Experimental scene.

(b) Schematic.

(c) Range-angle map after 3D-FFT.

(d) Beam direction map.

(e) Range-angle map after ADBF.

(f) Target extraction after CFAR.

FIGURE 1.25. – Proposition de détection et d'étude de la fréquence cardiaque de trois personnes dans le champ d'étude du radar. Crédit : [82]

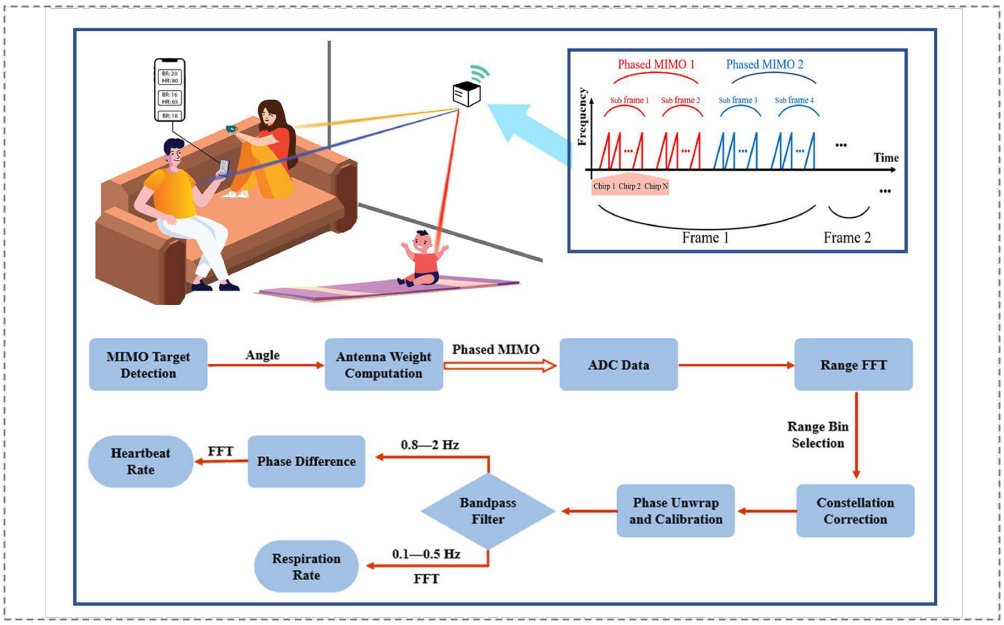


FIGURE 1.26. – Proposition de détection et d'étude de la fréquence cardiaque de plusieurs personnes avec des orientations différentes dans le champ d'étude du radar. Crédit : [91]

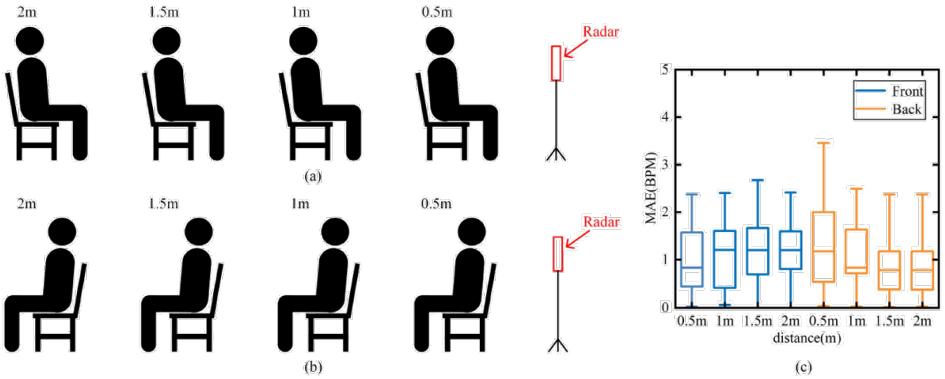


FIGURE 1.27. – Détection et étude de la fréquence cardiaque d'une personne de face et de dos avec la distribution de l'erreur de mesure moyenne en fonction des paramètres de l'expérience. Crédit : [51]

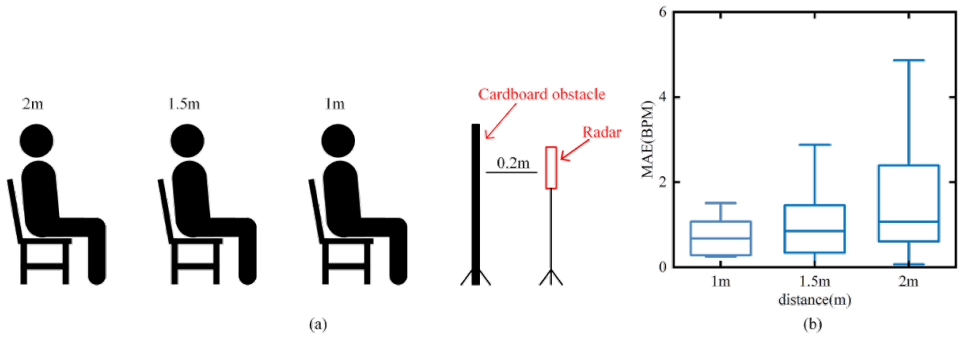


FIGURE 1.28. – Proposition de détection et d'étude de la fréquence cardiaque d'un sujet masqué par un obstacle. Crédit : [51]

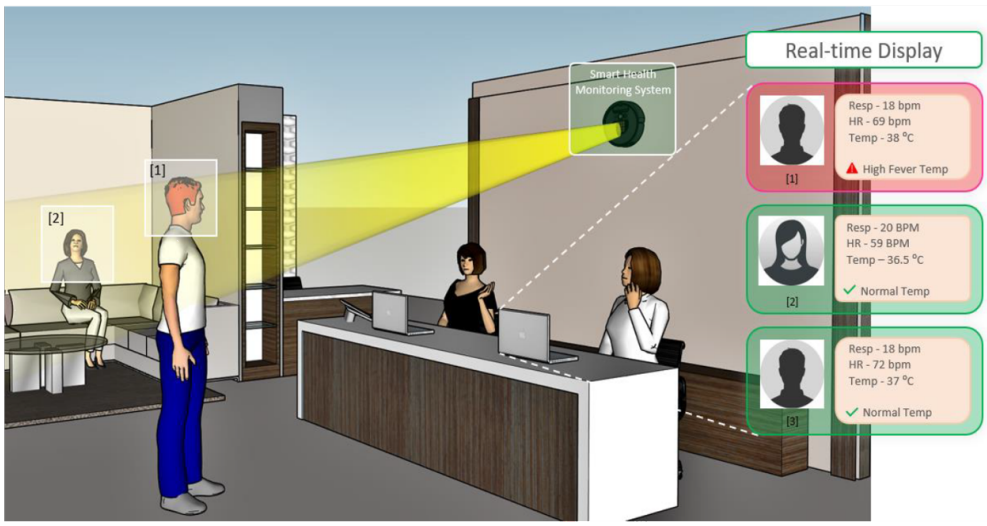


FIGURE 1.29. – Proposition de détection et d'étude de la fréquence cardiaque d'un sujet en quasi temps réel à l'aide d'un système radar à entrées et sorties multiples. Crédit : [20]

L'article [80] présente un résumé, figure 1.30, des étapes à effectuer pour remonter à la détection de signes vitaux à partir d'un radar Doppler. Un radar à onde continue est ici pris en exemple avec des algorithmes de traitement du signal adaptés à la détection des fréquences cardiaques et respiratoires. Les auteurs avancent également qu'il est

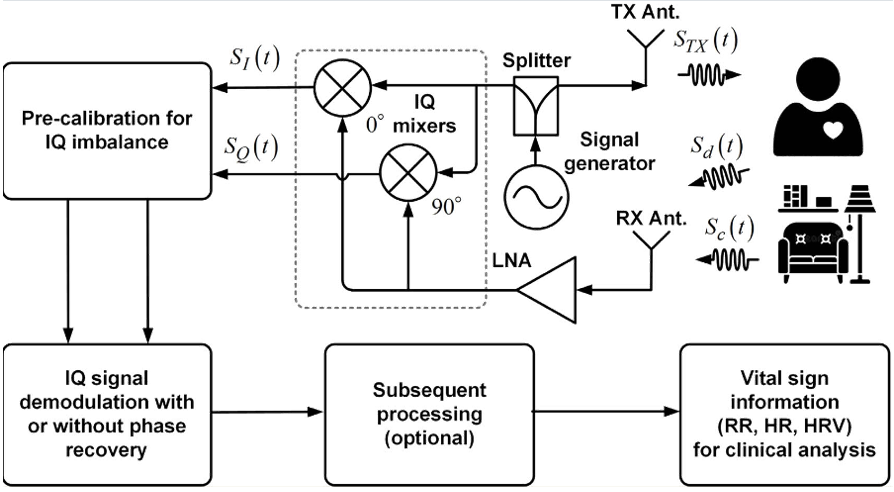


FIGURE 1.30. – Procédure proposée par les auteurs pour détecter les signes vitaux sans contact direct avec le sujet à l'aide d'un radar Doppler. Crédit : [80]

possible, avec du traitement de signal approprié, de parvenir à détecter les activités du cœur et des poumons à l'aide de ce type d'architecture.

Wen Li. *et al.* proposent dans leur article [85] d'implémenter une architecture radar dédiée fonctionnant autour de 120 GHz et représenté sur la figure 1.31. Ce système permet de recouvrer le signal sonore du cœur. Pour la validation, ce signal a été comparé à un électrocardiogramme et un phonocardiogramme.

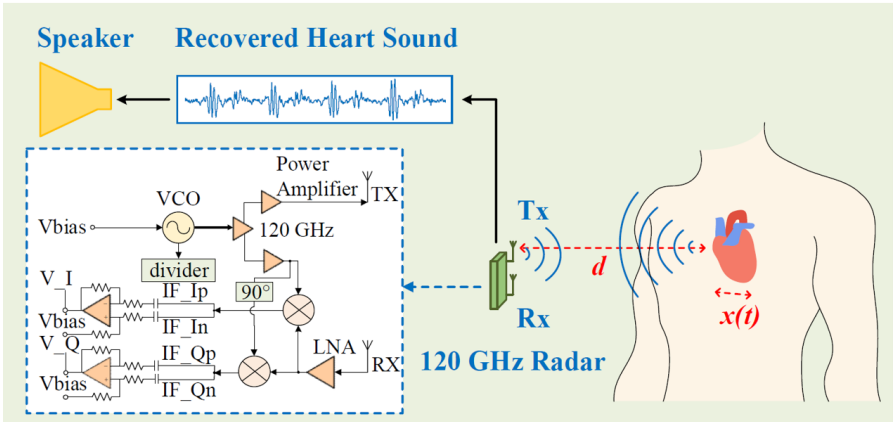


FIGURE 1.31. – Diagramme schématique de la détection sans contact des bruits cardiaques avec le système de capteur radar conçu. Crédit : [85]

Une étude comparative de détection de signes vitaux basée sur deux modulations distinctes de signaux radar est présentée dans [5]. Les deux types de modulation considérées sont : les radars à onde continue et les radars à onde continue modulée linéairement en fréquence. Cette étude indique que, bien que ces deux modulations, permettent de détecter des fréquences cardiaques et respiratoires, le radar modulé en fréquence offre de meilleurs résultats dans l'identification et l'étude des mouvements cardiaques. L'étude de la variabilité de la fréquence cardiaque dans le temps est également clairement identifiée dans cet article.

Beaucoup de travaux de recherche visent à la détection de la fréquence cardiaque et l'étude de son évolution. Cependant, les travaux présentés dans ce mémoire tendent à étudier le cœur par le biais de sa fréquence de battement mais surtout du mouvement du buste qu'il induit au cours de son mouvement. L'intérêt se porte ainsi sur la mécanique du myocarde, le muscle cardiaque, détectable sans contact direct avec la peau de la personne étudiée. En effet, amener l'étude du cœur humain jusqu'à la détection de son mouvement permettrait d'appréhender la surveillance de la santé cardiaque sous un nouvel angle.

Dans ce contexte, des activités de recherche portent sur l'étude de ce mouvement. Les auteurs de [24] proposent la détection des périodes de systole et diastole des oreillettes et des ventricules du myocarde à l'aide d'un radar à onde continue travaillant avec une bande de fréquences centrées autour 24 GHz dont les acquisitions se font de dos. Les battements cardiaques se propageant dans la cage thoracique, l'impact de ceux-ci est perceptible sur différents endroits du corps comme le dos mais également le flanc et le buste du sujet. Grâce à cela, l'étude sous différentes points de vue de ces mouvements sera envisagée au cours de la thèse présentée dans ce mémoire. De plus, concernant les caractéristiques des signaux émis par le radar, [33] a également présenté des travaux utilisant un radar à ondes continues dont la fréquence n'était pas modulée et conclus en amenant la perspective de l'utilité des fréquences modulées dans l'étude des mouvements cardiaques. De la même manière, Wang Y. *et al.* met en concurrence ces deux types de modulation et arrive à la conclusion que les radars à onde continue et fréquence modulée seraient plus adaptés à la détection de vie [83].

Abu-Sardanah S. *et al.* présente un radar portatif, en contact direct avec le torse du sujet, travaillant avec des fréquences aux alentours de 60 GHz. Il démontre une bonne extraction des informations cardiaques et du mouvement cardiaque en lui-même, en superposant cette signature mécanique à un signal ECG enregistré au même instant. Le positionnement du radar sur le sujet étudié est schématisé sur la figure 1.32.

Pour compléter cet état de l'art, les réseaux de neurones ont fortement été utilisés pour la détection des fréquences cardiaque et respiratoire [15, 63].

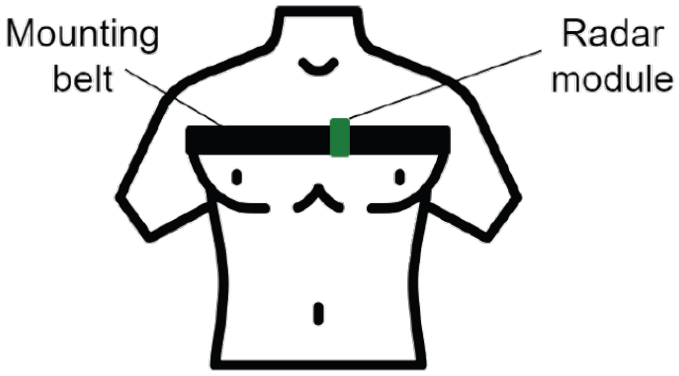


FIGURE 1.32. – Utilisation d'un radar en contact direct avec la peau du sujet afin de détecter et étudier la vibration du buste induite par le mouvement cardiaque. Crédit : [2]

Cette technique de traitement des données a permis à Chen J. *et al.* de remonter à la signature électrique de l'ECG à partir de l'enregistrement radar sans contact [15]. Le système utilisé pour l'expérience est représenté sur la figure 1.33. Ces résultats

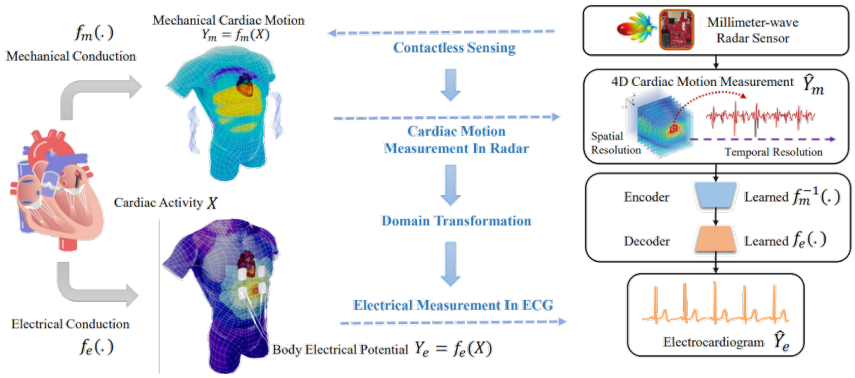


FIGURE 1.33. – Aperçu du système utilisé afin de remonter jusqu'au signal électrocardiogramme à partir de la signature cardiaque extraite d'une capture radar. Crédit : [15]

montrent une bonne précision dans plusieurs cas d'étude cités (au repos, après l'effort, etc) en revanche l'utilisation de ce traitement par réseaux de neurones ne permet pas, sans phase d'apprentissage préalable, la détection de problèmes cardiaques ponctuels. L'objectif du travail de thèse présenté dans ce mémoire vise à la détection du mouvement cardiaque en vue de déceler une quelconque anomalie de celui-ci au cours de la surveillance.

Xiangyu X. *et al.* présentent dans leur article [90] la reconstruction du cycle cardiaque à partir de l'enregistrement radar effectué au cours d'un trajet en voiture. Le montage et l'installation du radar utilisé est représenté sur la figure 1.34. La classification des mouvements détectés en plusieurs catégories ainsi que leur filtrage ont permis de distinguer le mouvement du buste issu du cœur de ceux issus de la respiration, des mouvements de conduite de la personne (en tournant le volant par exemple) et de la vibration continuelle du véhicule utilisé.

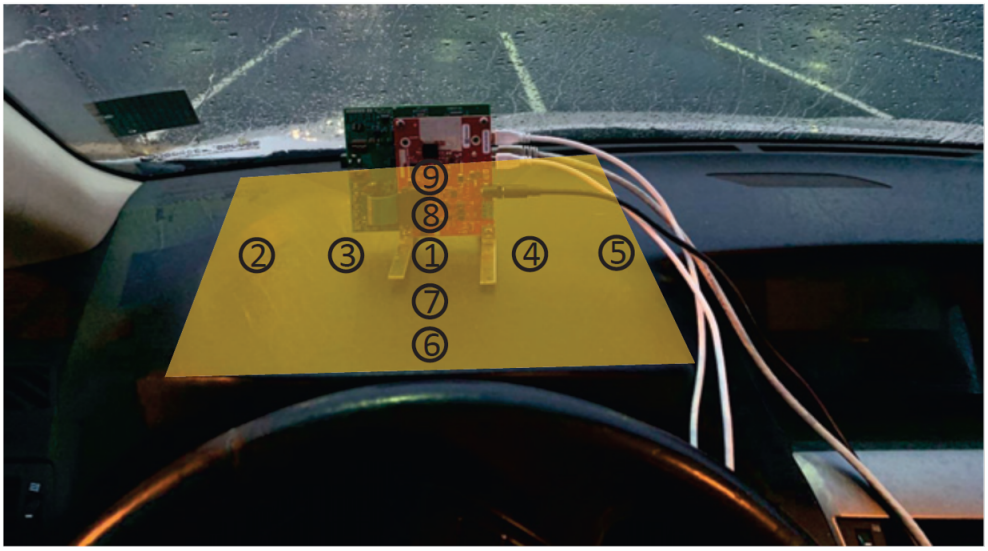


FIGURE 1.34. – Positionnement du radar à l'avant du véhicule en vue d'étudier les mouvements cardiaques du conducteur. Crédit : [90]

Au vu du nombre de travaux existants dans la littérature scientifique de ces dernières années, il est indéniable que ce sujet un est point d'intérêt émergent. Plusieurs de ces travaux de recherche ont démontré une certaine fiabilité dans leurs résultats mais le mouvement induit par l'activité du muscle cardiaque, le myocarde, reste peu étudié au profit de l'étude de l'évolution de la fréquence de battement de celui-ci. C'est pourquoi, la suite de ce mémoire va mettre en exergue la technologie et les techniques déployées en vue de répondre à ce besoin. Le tableau 1.1 est un résumé de quelques travaux sur le sujet des radars à ondes millimétriques dans le milieu médical de ces dernières années.

TABLEAU 1.1. – Vue d'ensemble de quelques travaux menés au cours de ces dernières années sur l'utilisation des radars à ondes millimétriques dans le domaine médical.

Ref.	**Système d'acquisition**	**Traitement du signal**	**IA**	**Application**	**Indices de performance**
[52]	Radar FMCW	Décomposition en ondelettes / Zero Attracting Sign Exponentially Forgetting Least Mean Square (ZA-SEFLMS)	Non	Fréquences cardiaque et respiratoire	De 1 à 6 BPM d'erreur de 0,5 m à 3 m
[87]	IWR1443 + DCA1000 -> BW = 4 GHz	FFT / Denoising / Sous-échantillonnage / Étude de la phase / Réseau neuronal convolutif	Oui	Fréquence cardiaque à différentes distances	> 97% entre 0,5 et 1,2 m
[51]	IWR1843BOOST utilisant la bande de fréquences 77 à 81 GHz	Filtre réjecteur adaptatif / Ondelettes (Empirical Wavelet Transform (EWT))	Non	Détection de fréquence cardiaque à différentes distances et/ou avec présence d'obstacle entre le radar et la cible	Erreur moyenne absolue <4 BPM
[20]	MMWCAS-RF-EVM (= 4 radars AWR2243) -> 12 TXs et 16 RXs	2D Range FFT / Constellation Correction / Étude de la phase / Maximal Ratio Combining / Filtres / Continuous Wavelet Transform	Non	Fréquences cardiaque et respiratoire de cibles multiples en quasi temps réel	Jusqu'à 93% de précision sur 2 personnes à des distances différentes du radar
[91]	Radar FMCW	Formation de voie / differential and cross-multiply algorithm (DACM)	Non	Fréquence cardiaque de cibles multiples	*pour une unique cible :* < 3 BPM *pour plusieurs cibles :* de profil > 3 BPM, de dos et face < 3 BPM

Ref.	Système d'acquisition	Traitement du signal	IA	Application	Indices de performance
[15]	FMCW radar fréquences centrées autour de 77 GHz	Convolutional Neural Network	Oui	Détermination du signal électrique ECG à partir du signal radar de déplacement du buste	Erreur moyenne absolue = 1,12 BPM
[2]	Module radar 60 GHz (Infineon, BGT60TR13C) avec 1 TX et 3 RX	Chirp moyenné / FFT / Étude de phase / Filtre respiration et cœur	Non	Extraction des informations cardiaques et du mouvement cardiaque en lui-même avec comparaison avec signal ECG	erreur de détection de la fréquence cardiaque : < 28% avec 1 RX et < 12% avec 3 RX
[8]	V-MD3 61 GHz FMCW	Minimum Variance Distortionless Response (MVDR) algorithm / Multiple Signal Classifier (MUSIC) algorithm / Adaptive Multi-Trace Carving (AMTC) algorithm	Non	Détection de la fréquence cardiaque sur cibles multiples	Erreur moyenne absolue : 3-5 BPM
[5]	TRA-120-012B avec une $F_{centrale}$ à 134 GHz + TRX-024-046 avec une $F_{centrale}$ à 24,6 GHz	*LFMCW :* Fenêtrage / FFT / Étude de la phase / Mesure d'erreur de Russell et *CW :* Constellation Correction /Étude de la phase / Mesure d'erreur de Russell	Non	Détection fréq. cardiaques et respiratoires possible avec les deux radars mais possibilité de plus d'info. et de la détection sur cibles multiples grâce au LFMCW.	Erreur de fréquence respiratoire < 1% et fréquence cardiaque < 1 BPM

Ref.	Système d'acquisition	Traitement du signal	IA	Application	Indices de performance
[45]	Radar 60 GHz	Analyse multi-résolution (ARM) basée sur des ondelettes	Non	Étude de l'évolution de l'intervalle des battements cardiaques + mouvement du buste induit par ceux-ci	coefficient de corrélation élevée de 0,87 avec l'oxymètre de pouls de doigt (erreur moyenne < 5 mmHg)
[66]	V-MD3 61 GHz FMCW radar	*Direction of Arrival Estimation :* The Minimum Variance Distortionless Response (MVDR) algorithm *Detection :* small Convolutional Neural Network (CNN) Arctangent demodulation Bandpass filter. Adaptive Multi-Trace Carving(AMTC) algorithme	Oui	Localisation et estimation des fréq. cardiaque et respiratoire d'un ou plusieurs sujets.	Erreur moyenne absolue : *pour 1 sujet* < 3 BPM et *sur cibles multiples* < 3 BPM
[23]	24 à 24,25 GHz et 57 à 64 GHz et 76 à 78 GHz	FFT	Non	Émuler l'impact du battement cardiaque et de la respiration sur le déplacement du buste	Capacité de détection d'un mouvement de 50 μm

L'étude de l'état de l'art, alimentée par les avancées et les innovations dans le domaine de la détection des mouvements cardiaques à distance, offre une vue panoramique des perspectives actuelles. Ce premier chapitre a exploré les contours de cet état de l'art, en présentant la mécanique du cœur et les outils présents dans le milieu médical pour l'étudier mais aussi en mettant en lumière une technologie radar à ondes millimétriques, relativement récente dans ce domaine mais déjà utilisée depuis des années dans d'autres secteurs.

Cependant, ces éléments théoriques sont mis en œuvre dans des environnements de mesure spécifiques où les battements cardiaques à distance vont devenir données mesurables. Cette transition entre l'état de l'art et l'environnement de mesure marque une migration de la théorie vers la mise en place de techniques utilisées lors de ce travail de recherche.

L'environnement de mesure, dans lequel se concentre le deuxième chapitre, est le laboratoire où des dispositifs sont déployés pour capturer les signaux cardiaques à distance. De plus, ce chapitre explore les étapes essentielles du conditionnement du signal, une transformation cruciale qui convertit les signaux bruts en données exploitables. Cette transition agit comme un pivot, déplaçant l'étude du travail de recherche présenté dans cette thèse de la compréhension théorique vers une immersion dans les fondements pratiques qui alimentent la détection des mouvements cardiaques à distance.

En somme, là où le premier chapitre a éveillé la curiosité, le deuxième chapitre va présenter les briques nécessaires pour contenter cette dernière.

2. ENVIRONNEMENT DE TRAVAIL ET CONDITIONNEMENT DU SIGNAL

Sommaire

2.1. Environnement de travail 59
2.1.1. Cahier des charges de l'expérience 59
2.1.2. Architecture radar 61
2.1.2.1. La communication radar 61
2.1.2.2. La modulation fréquentielle 62
2.1.2.3. Les antennes 67
2.1.2.4. L'équation du radar 69
2.1.2.5. Fréquence d'échantillonnage 72
2.2. Domaine de validité du radar 73
2.2.1. Paramétrisation du radar 73
2.2.2. Architecture ECG 75
2.2.3. Campagne de captures 77
2.2.3.1. Règlement Général de la Protection des Données - RGPD 77
2.2.3.2. Enregistrement des données 78
2.3. Conditionnement du signal 83
2.3.1. Pré-traitement 83
2.3.1.1. Récupération des signaux I/Q 83
2.3.1.2. Le signal vitesse 84
2.3.1.3. Le signal déplacement 95
2.3.2. Traitement du signal 96
2.3.2.1. L'extraction des signatures cardiaque et respiratoire . . 96
2.3.2.2. L'introduction du temps-pulsation 97
2.3.3. Synchronisation des signaux ECG et radar 99

2.1. Environnement de travail

2.1.1. Cahier des charges de l'expérience

Pour effectuer des recherches sur les paramètres cardiaques détectables via la technologie cardiaque sans contact, des campagnes de captures ont été nécessaires à

l'élaboration d'une base de données assez conséquente pour poser des hypothèses quant aux mouvements détectés avec le radar et les confirmer sur plusieurs sujets. Le mouvement du buste induit par le cœur au cours d'un battement est généralement très subtil et difficile à détecter à l'œil nu. En effet, une contraction ou une décontraction du myocarde induit un mouvement du buste de l'ordre de $0,3\ mm$ [53]. En comparant cette amplitude à celle induite par le mouvement respiratoire, étant de $2\ mm$ en moyenne d'après cette même référence, il est raisonnable d'affirmer que le déplacement du buste est impacté de manière plus importante par la respiration que par le battement cardiaque. L'objectif est donc d'être capable de déceler le mouvement du cœur induit jusqu'au buste et cela indépendamment du mouvement respiratoire. Pour détecter aisément et étudier ces quelques millimètres de déplacement, il est donc nécessaire d'utiliser un radar ayant une résolution cohérente avec la détection de ces mouvements et pouvant effectuer des mesures continues dans le temps. L'établissement de ces calculs seront évoqués dans le chapitre dédié 2.2 ci-après dans ce mémoire. De plus, la manipulation doit être reproductible afin d'effectuer des enregistrements de données sur différentes personnes. En effet, plus le panel de sujets étudiés est diversifié et plus les volontaires nombreux, et par là même, plus les hypothèses posées auront de la crédibilité. Un phénomène reproductible sur plusieurs captures d'une même personne ou sur plusieurs personnes permettrait de la considérer avec plus de sérieux qu'un phénomène unique et ponctuel lors d'un enregistrement. C'est ce que l'on appelle des études intra-observateur et inter-observateurs. Pour prendre en compte les deux types d'études, un environnement de capture doit être fixé afin que tous les volontaires soient dans la même position peu importe la date de la capture. Un autre point important sera la répétabilité sur une même personne, il faudra effectuer plusieurs enregistrements sur chacun des volontaires en vue d'étudier les variations intra-observateur.

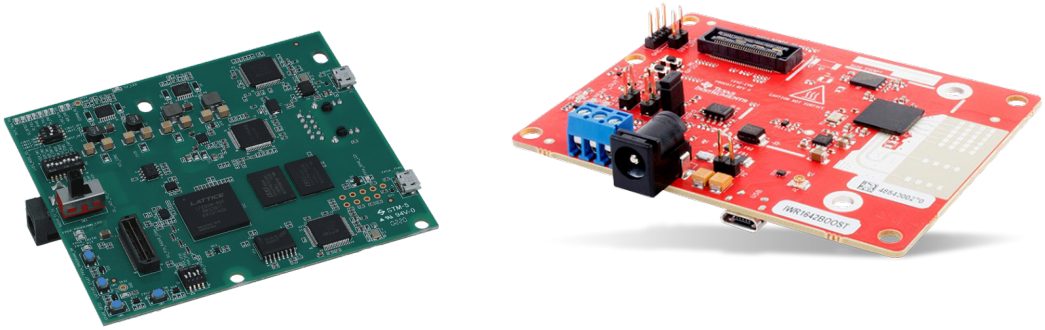
Dans un premier temps, afin d'épurer au maximum le signal étudié en vue de développer les premières briques de traitement du signal, les captures ont été menées sur des sujets retenant leur respiration le temps de l'enregistrement. Cette contrainte d'utilisation permettra de se concentrer uniquement sur les mouvements du buste dûs aux battements du cœur afin de valider la capacité du radar à détecter ces faibles mouvements. Par la suite, la respiration sera également prise en compte afin de complexifier le signal de sortie radar et de compléter le traitement appliqué aux signaux en multipliant les cas d'usage.

De plus, dans l'idée d'avoir un élément de référence bien connu du monde médical et déjà validé et utilisé depuis des années, il est nécessaire d'enregistrer, en parallèle du signal radar, une autre signature cardiaque ne gênant pas le champ d'observation de l'équipement sans contact. Ce système doit fournir en sortie un signal temporel permettant d'être comparé à ce que renvoie le radar. Ainsi, après étude des outils disponibles sur le marché, accessibles pour le grand public et pouvant être embarqués, une carte d'acquisition ECG a été choisie pour enregistrer le signal électrique du cœur en même temps que la signature mécanique captée par le radar.

2.1.2. Architecture radar

Les avantages des radars à ondes millimétriques de type onde continue et fréquence modulée ont été mis en avant dans la section 1.3.1. Ainsi, en regardant leur utilisation dans le monde de la recherche, ces radars sont au cœur de nombreux articles scientifiques récents et sur différents domaines comme l'automobile, la détection de gestuelle ou d'intrusion ou encore le biomédical présentés dans la section 1.4. C'est un sujet d'actualité dans le domaine de la recherche.

2.1.2.1. La communication radar



(a) Carte électronique DCA1000 de Texas Instrument. Crédit : [40]

(b) Carte radar IWR1642BOOST de Texas Instrument. Crédit : [41]

FIGURE 2.1. – Présentation des deux cartes électroniques utilisées pour le système d'acquisition radar.

Concernant le travail présenté dans ce mémoire, il a été mené à l'aide du radar Texas Instrument IWR1642BOOST [41]. Ce système, à ondes millimétriques et de type FMCW, émet des salves d'ondes dont la fréquence est modulée entre 77 et 81 GHz. Cependant l'utilisation de cette carte d'acquisition radar par elle-même ne permet pas de connaître exactement tout le processus de traitement du signal. En effet, Texas Instrument applique certains filtrages par le biais de composants électroniques avant la récupération des données par l'ordinateur. Dans l'objectif de savoir parfaitement le traitement appliqué à l'information de sortie du radar, l'utilisation d'une seconde carte du même fournisseur, la carte DCA1000 [40], permet de récupérer ce que l'on appellera les données brutes. Ces données brutes, donc non pré-traitées par Texas Instruments, seront récupérées par l'ordinateur au format I/Q.
En effet, le radar IWR1642BOOST transmet les données brutes I/Q à la carte DCA1000 grâce à une interface LVDS. Les données brutes sont ensuite transmises à l'ordinateur par le biais d'une interface Ethernet. Le protocole UDP est ainsi utilisé pour la

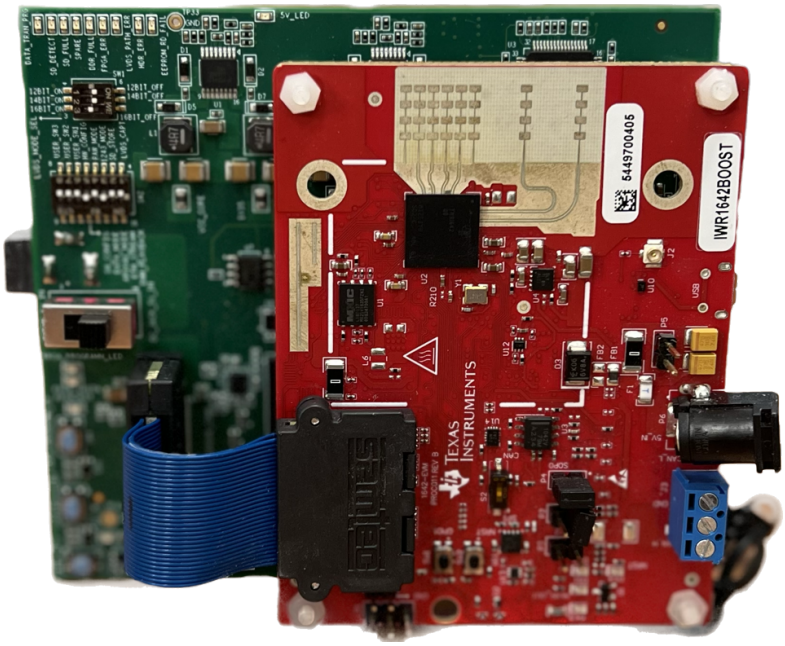


FIGURE 2.2. – Représentation du système radar utilisé dans les travaux présentés dans ce manuscrit - association des cartes DCA1000 et IWR1642BOOST

communication sur cette dernière. En effet les transmissions particulièrement sensibles au facteur temps font le plus souvent appel à ce protocole de communication. Cependant, il n'est pas parfait car la transmission de l'information est effectuée sans indiquer l'ordre des paquets ni avoir vérifié s'ils sont arrivés comme prévu au niveau du récepteur. Ainsi, en vue de garder la temporalité entre les données intactes, et ce, malgré la possibilité de perte de certains paquets de données au cours de la transmission, les données manquantes ont été remplacées par des zéros sur l'ordinateur de l'opérateur.

Lors de la suite de ce mémoire, le système radar référencera l'association des deux cartes d'acquisition de Texas Instrument soit le radar IWR1642BOOST et la carte DCA1000. Cette association est représentée sur la figure 2.2.

2.1.2.2. La modulation fréquentielle

Le radar FMCW émet donc, par nature, une onde sinusoïdale continue dont la fréquence est modulée. La modulation se déroule selon une certaine période, le train d'onde ainsi généré se nomme "chirp". La figure 2.3 expose deux chirps consécutifs représentés dans le domaine temps-fréquence en (a) et temporel en (b).

Les chirps peuvent être générés de différentes façons et ainsi avoir des formes spécifiques. Les modulations de signal les plus utilisées pour un radar de type FMCW

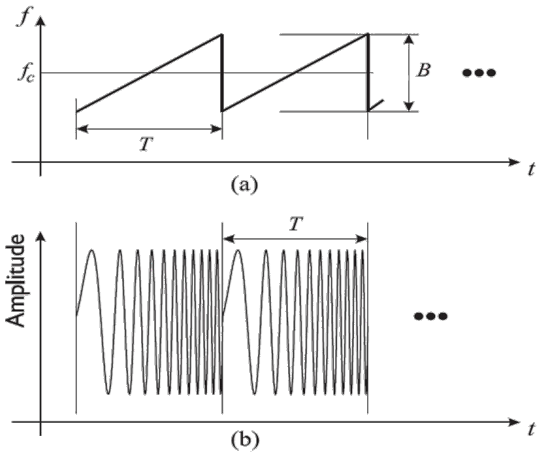


FIGURE 2.3. – Représentation de la modulation en dents-de-scie dans les domaines fréquentiel et temporel.

sont la modulation en dent-de-scie, celle en triangle, la modulation carrée et enfin, celle en escalier toutes synthétisées sur la figure 2.4.

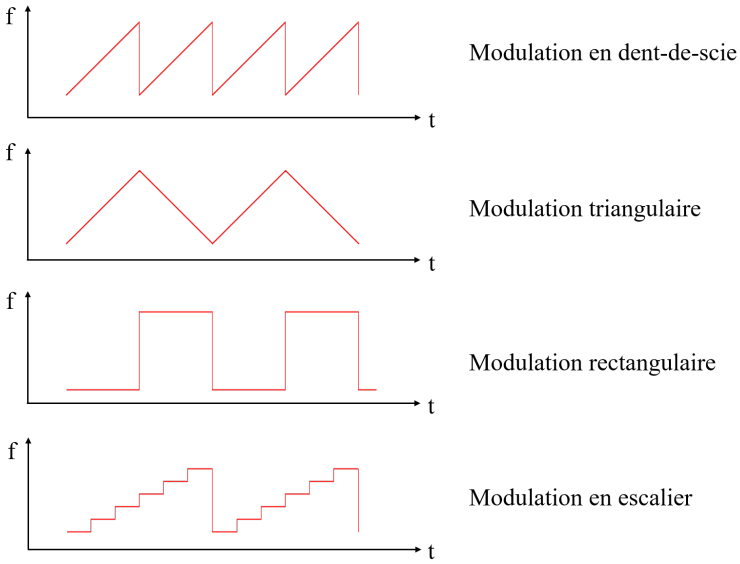


FIGURE 2.4. – Représentation de différents types de modulation et de l'évolution de la fréquence du signal émis en fonction du temps.

Chaque forme de chirp a ses caractéristiques propres et répond à différents besoins. La modulation utilisée dans le cadre du travail de recherche présenté dans ce mémoire est la modulation en dent-de-scie. Cette dernière sera donc exposée un peu plus en détail que les autres dans les prochaines lignes.

— *La modulation en rectangle et celle en escalier* utilisent le même principe de fonctionnement si ce n'est que pour cette dernière, plusieurs fréquences successives sont utilisées au lieu de deux qui alternent pour la première. Avec chaque fréquence, il est possible de mesurer un déphasage entre l'écho et le signal émis, ce qui augmente considérablement la distance non ambigüe. L'ambigüité sur la distance se manifeste lorsque le temps que met le signal pour faire l'aller–retour avec la cible est supérieur au temps d'écoute entre deux impulsions. En effet, la distance mesurée dépend de deux variables : le déphasage ainsi que la relation entre les fréquences émises et retournées, ce qui n'était pas le cas avec la modulation en rectangle qui rendait la détection de distance bien moins précise.

— *La modulation triangulaire* offre plus de diversité dans la bande de fréquences utilisée de par l'évolution linéaire de la fréquence du signal émis sur des portions de chirp. Cette caractéristique permet d'apporter plus de précision quant à la détermination de portée et de la vitesse de la cible, car permet d'obtenir plus d'équations pour les déterminer. Les figures 2.5 et 2.6 représentent les signaux émis par le radar et réceptionnés après réflexion sur une cible unique statique et une dynamique respectivement. En revanche le point plus négatif de cette

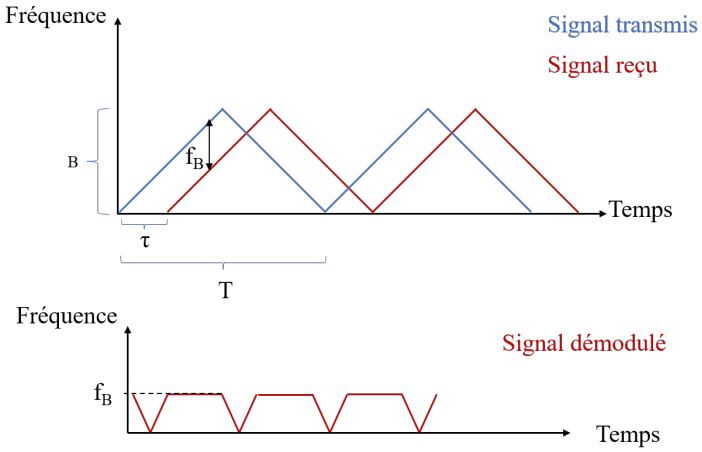


FIGURE 2.5. – Représentation de la modulation triangulaire lors de la détection d'une cible statique.

modulation est l'analyse de scène comportant plusieurs cibles en mouvement. En effet le manque de diversité de cette modulation ne permet pas d'être efficace dans ce cas d'étude.

— En ce qui concerne *la modulation en dent-de-scie*, la forme du train d'ondes a des similarités avec celle de la modulation triangulaire : dans une représentation temps-fréquence, une pente ascendante est suivie d'un temps de retour au repos. Elle permet donc d'avoir les mêmes avantages que la précédente modu-

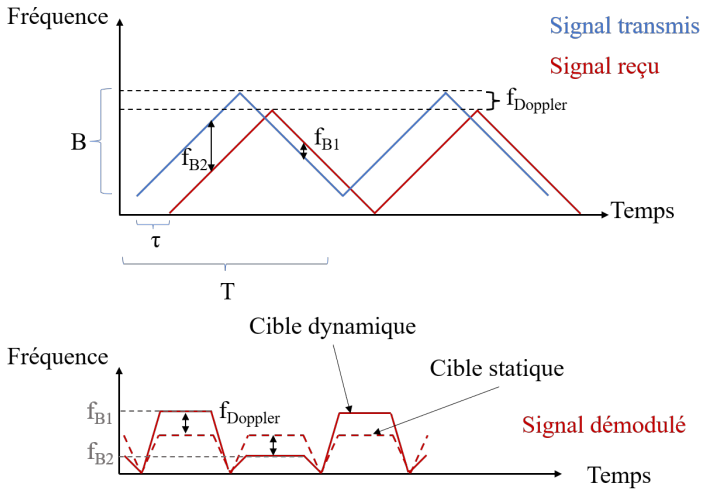


FIGURE 2.6. – Représentation de la modulation triangulaire lors de la détection d'une cible dynamique.

lation. L'onde émise est réfléchie par la cible située dans le champ du radar et la fréquence de l'écho de retour est déplacée dans le temps vers la droite par rapport à celle d'envoi. Ainsi, quand la fréquence de l'écho est comparée avec la fréquence émise au moment de la réception, un battement se produit et donne la différence des deux fréquences. Grâce à cette différence de fréquences, aussi appelée fréquence intermédiaire, il est possible de rapidement retrouver par calcul la distance parcourue aller-retour de la cible avec une grande précision et, surtout, de suivre son évolution dans le temps (vitesse de déplacement, direction, distance avec le radar par exemple). En effet, $D_{radar-cible} = c.t_{F1F2}/2$ permet de remonter à la distance radar-cible en utilisant la valeur de la célérité de la lumière et le temps écoulé entre l'émission de la fréquence réfléchie et celle de la fréquence émise lors de la réception de cette dernière. Le tout est divisé par deux car le trajet global de l'onde doit prendre en compte le trajet aller-retour effectué.

La vitesse de la cible sera observée par une augmentation ou une diminution de la fréquence du signal reçu d'une valeur f_D selon que la cible se rapproche ou s'éloigne du radar. Ce phénomène est connu sous le nom d'effet Doppler-Fizeau expliqué dans la section 1.3.1. Avec la modulation en dent-de-scie, il n'y a aucun moyen de séparer la variation due à la distance, de celle de la vitesse radiale. En conséquence, cette dernière entre dans l'erreur de mesure de la distance. En choisissant la gamme de fréquences balayée, le concepteur doit minimiser l'erreur intrinsèque de mesure et prévoir des fréquences utilisées qui seront beaucoup plus grandes que le décalage Doppler anticipé des cibles.
En approximant à l'excès la vitesse de déplacement du buste comme suit, est détermi-

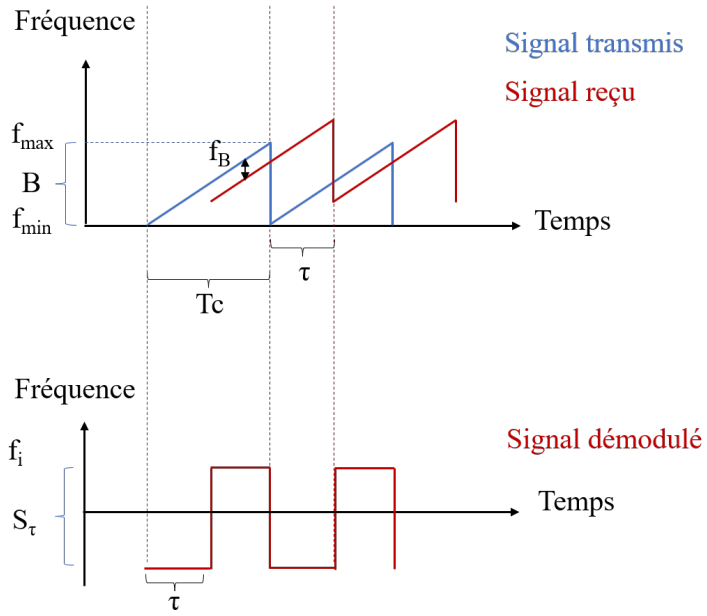


FIGURE 2.7. – Représentation de la modulation en dent-de-scie.

née la vitesse radiale maximale à étudier.

$$v_{buste} = F_{cardiaque}.D_{maxBuste} \tag{2.1}$$

Avec $F_{cardiaque}$ la fréquence cardiaque maximale en battement par seconde et $D_{maxBuste}$ le déplacement maximal théorique aller-retour du buste induit par un battement cardiaque en millimètres selon [53]. Soit

$$v_{buste} = (220.60).(2.0,5.10^{-3})$$

$$v_{buste} = 13200.1.10^{-3}$$

$$v_{buste} = 13,2m.s^{-1}$$

Ainsi, il peut être obtenu grâce à l'équation 1.2 :

$$f_D = 2.v_{buste}/\lambda$$

$$f_D = \frac{2.v_{buste}}{c/f_{centrale}}$$

$$f_D = 2.13,2.\frac{3.10^8}{78,5.10^9}$$

$$f_D = \frac{26,4}{3,8.10^{-3}}$$

$$f_D = 6947 Hz$$

Avec f_D, la fréquence du décalage Doppler en Hz, v_{buste} la vitesse de déplacement du buste en $m.s^{-1}$ calculée ci-avant, c la célérité de la lumière en $m.s^{-1}$ et, enfin, $f_{centrale}$ la fréquence centrale de la bande de fréquences disponible du radar en Hz.

De plus, en comparant les fréquences utilisées par le système radar, soit entre 77 et 81 GHz, à la fréquence du décalage Doppler, il est notable que cette dernière peut être négligée.

Ainsi, plusieurs modulations existent avec chacune des avantages et des inconvénients. Après l'étude de chacune et des capacités du radar choisi, la modulation en dent-de-scie a été retenue et utilisée dans les travaux de recherches présentés dans ce mémoire, ce pourquoi cette modulation a été la plus détaillée dans ce chapitre.

Ainsi le générateur de signal produit un signal chirp dont la fréquence varie linéairement dans le temps exprimée tel que :

$$f_t = f_0 + \frac{B}{T_C} t \tag{2.2}$$

Où f_t est la fréquence du chirp, f_0 est la fréquence de départ, B la bande de fréquences utilisée et enfin, T_C est la durée du chirp. Le chirp émis par le radar pourra alors être exprimé par la fonction suivante :

$$S(t) = A\cos\big(\omega_0 t + \theta(t) + \phi_0\big) \tag{2.3}$$

avec A la puissance d'émission, et $\theta(t)$ est une fonction décrivant l'évolution de la modulation de fréquence dont des exemples d'enveloppe sont représentés à la figure 2.4. Le signal est transmis par l'antenne d'émission. Des réflexions sont provoquées lorsque le signal atteint une cible dans son environnement d'étude. Dans notre cas, la cible sera le buste du sujet étudié positionné à une distance R des antennes. Le signal réfléchi est reçu par l'antenne de réception et s'exprime alors :

$$S_R(t) = \alpha A\cos[(\omega_0 + \omega_D)(t - t_d) + \theta(t - t_d) + \phi_0)] \tag{2.4}$$

avec : α pour le facteur d'atténuation, $t_d = 2R/c$ pour le délai relatif au parcours de l'onde correspondant à deux fois la distance séparant le radar à la cible car elle effectue un aller-retour et $w_D = 2\pi f_d = 2V\cos(\theta)/\lambda$ est le décalage par effet Doppler avec $V\cos(\theta)$ la composante radiale de la vitesse de la cible par rapport au radar.

2.1.2.3. Les antennes

Le radar IWR1642 possède deux antennes d'émission, notées TX, et quatre de réception, notées RX. Étant donné que ce radar est un FMCW, ses antennes fonctionnent simultanément. Les antennes de réception sont espacées de $\lambda/2$, valeur calculée à la

fréquence centrale de la bande de fréquence nominale d'après la fiche technique.

$$\lambda = c / f_{centrale} \tag{2.5}$$

avec : $\begin{cases} c\ [m.s^{-1}] : \text{la célérité de la lumière} \\ f_{centrale}\ [\text{Hz}] : \text{la fréquence centrale de la bande de fréquences disponible du radar} \end{cases}$

Avec l'équation 2.5, il est obtenu $\lambda = \dfrac{3.10^8}{78,5.10^9} = 3,8.10^{-3}\ m$.
Chacune des antennes est placée sur un même plan horizontal, ce qui implique un positionnement d'antennes virtuelles tel que présenté en bas de la figure 2.8. Cette disposition implique un diagramme de rayonnement assez faible dans le plan horizontal, soit le plan $H_\phi = 20\ degrés$ selon le diagramme de gauche de la figure 2.9. Les lobes secondaires de ce diagramme indiquent que si un élément de l'environnement est présent dans cette zone du radar, une réjection de 20 dB permet de ne pas, ou très peu, perturber les données issues du buste de la personne placée devant. Dans le plan d'élévation, le diagramme de rayonnement est plus élargi, soit $E_\phi = 64\ degrés$ d'après le diagramme de droite de la figure 2.9, c'est ce plan qui sera utilisé pour étudié la largeur du buste du volontaire lors d'une capture. Ainsi ce radar permet la vision d'une zone rectangulaire relativement fine du buste du sujet qui sera détaillée plus tard et présenté sur la figure 2.13.
La figure 2.9 présente le diagramme de gain des antennes.

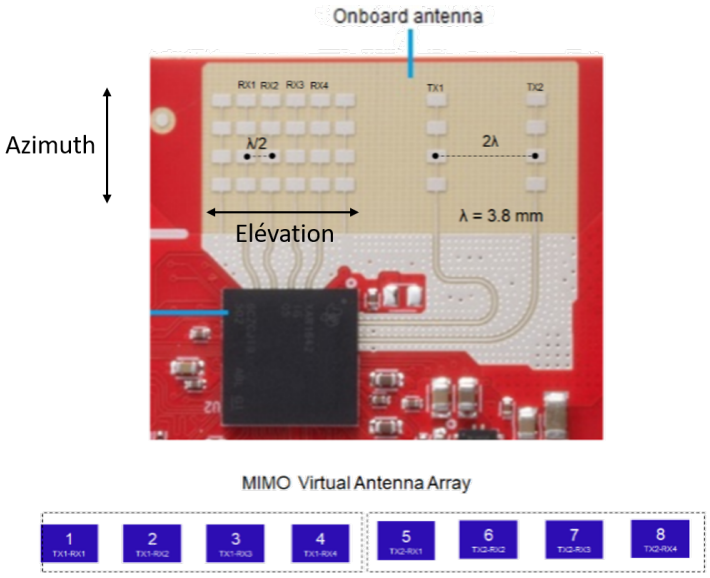
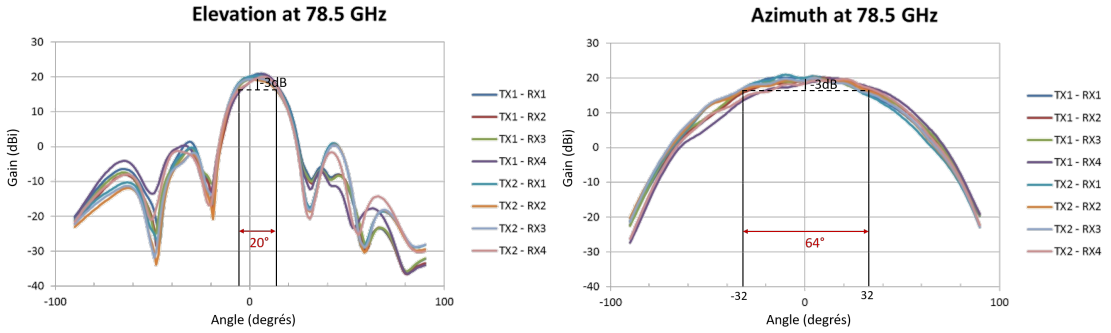


FIGURE 2.8. – Représentation des antennes et de leur positionnement sur la carte d'acquisition IWR1642BOOST.



(a) Diagramme de rayonnement en Élévation (b) Diagramme de rayonnement en Azimuth

FIGURE 2.9. – Diagramme de rayonnement des antennes de la carte d'acquisition IWR1642BOOST.

2.1.2.4. L'équation du radar

Dans le contexte applicatif de ce travail de recherche, la communication radar ne consiste pas en une transmission directe entre un émetteur et un récepteur. En effet, le récepteur obtient une image que l'émetteur à transmis au travers de la réflexion sur une cible. La quantité d'énergie obtenue par le récepteur va dépendre des distances R1 et R2, respectivement les distances séparant l'antenne d'émission et la cible et celle séparant la cible de l'antenne de réception, mais également de la surface d'écho que présente la cible vers le récepteur. Cette surface d'écho se nomme également Surface Equivalente Radar (SER) ou Radar Cross Section (RCS) en anglais. La SER est la mesure de la partie de l'énergie du faisceau qui sera rétro-diffusé vers le radar par rapport à l'énergie totale frappant la cible. Elle dépend ainsi de sa géométrie (forme ou épaisseur par exemple), des matériaux qui la compose, de l'angle que la cible présente par rapport au radar mais également de la fréquence émise par le radar [43, 12].

Lorsque l'énergie haute fréquence est rayonnée à partir d'une antenne isotrope, elle se propage de façon uniforme dans toutes les directions [7]. Les ondes électromagnétiques émises par le radar sont supposées se propager sans subir de perturbation quelconque, en conditions idéales. Les zones d'égale densité de puissance forment donc des surfaces sphériques A concentriques autour de l'antenne tel que $A = 4\pi R^2$. Lorsque le rayon de la sphère augmente, une même quantité d'énergie est diffusée sur une plus grande surface sphérique. Ainsi, cela revient à dire que la densité de puissance, dans une direction donnée, diminue lorsque la distance de l'émetteur augmente. Ce principe est synthétisé en 2 dimensions sur la figure 2.10. Les cercles concentriques, centrés sur le point blanc représentant le radar à l'origine de l'émission, ont une couleur dégradée en fonction de leur distance par rapport au centre. La petite surface quadrillées vert et noir reçoit ainsi la même quantité d'énergie que la plus grande surface quadrillées en deux teintes de vert plus éloignée.

Les notations utilisées dans les équations présentées ci-après sont résumées sur la figure 2.11.

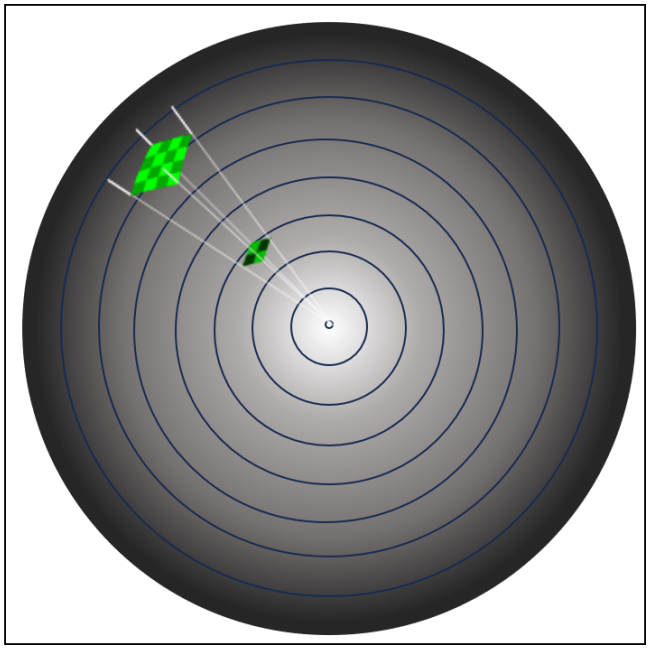


FIGURE 2.10. – Densité de puissance isotrope en fonction de la distance avec le radar - définition du SER.

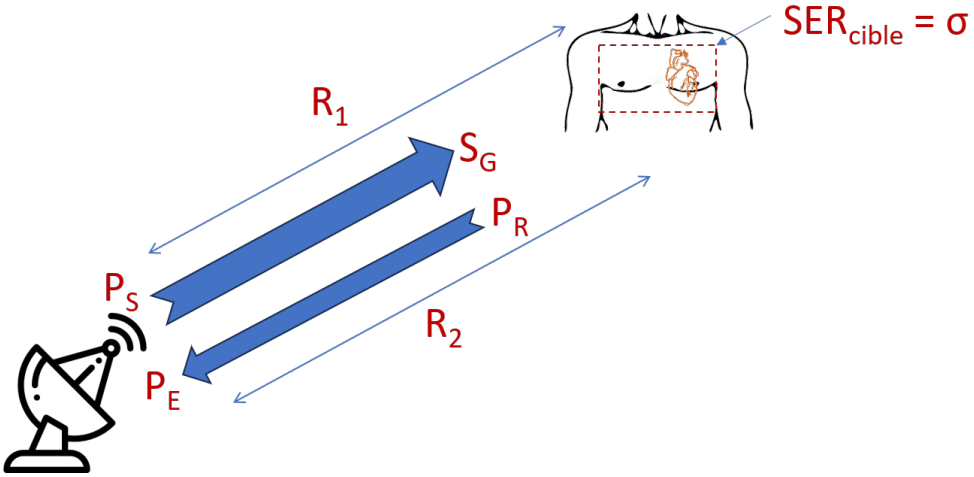


FIGURE 2.11. – Schéma récapitulatif des différents paramètres pris en compte dans l'étude du bilan de puissance du radar.

En posant le postulat que les antennes sont isotropes, et qu'elles émettent donc de l'énergie de façon uniforme dans toutes les directions, la densité de puissance émise

s'exprime alors :

$$S_U = \frac{P_T}{4\pi R_1^2} \tag{2.6}$$

Or, le diagramme de rayonnement des antennes utilisées dans ce projet a été présenté dans la section 2.1.2.3 et la figure 2.9 indique bien que ces antennes n'émettent que sur une portion de la sphère théorique, donc, qu'elles ne sont pas isotropes. Ainsi un gain d'antenne est à prendre en compte dans le calcul de la densité de puissance émise. Soit l'équation 2.6 est modifiée telle que :

$$S_T = S_U.G_T(\theta_T,\phi_T) = \frac{P_T}{4\pi R_1^2}.G_T(\theta_T,\phi_T) \tag{2.7}$$

Concernant la surface équivalente radar évoquée ci-avant notée σ et exprimée en m^2, elle peut être décrite par l'équation ci-dessous :

$$\sigma = \lim_{R\to+\infty}(4\pi R^2 \frac{S_R}{S_I}) \tag{2.8}$$

avec R la distance d'observation de la cible en m, S_I la densité de puissance incidente de l'émetteur à l'emplacement de la cible en W/m^2 et S_R la densité de puissance réfléchie par la cible en W/m^2 également.

D'une façon simplifiée il est possible de considérer la cible comme un émetteur du signal réfléchi. La puissance réfléchie P_{CIBLE} est ainsi assimilable à une puissance émise par la cible. Cette puissance réfléchie dépend de la densité de puissance émise calculée avant S_T et de la SER de cette dernière. Elle s'exprime alors :

$$P_{CIBLE} = \sigma S_T = \sigma \frac{P_T G_T(\theta_T,\phi_T)}{4\pi R_1^2} \tag{2.9}$$

En posant que les conditions de propagation du signal étudié sont identiques sur les trajets aller et retour, il est possible de repartir de l'équation 2.6 pour déterminer la densité de puissance vue au niveau de l'antenne de réception, soit :

$$S_R = \frac{P_{CIBLE}}{4\pi R_2^2} \tag{2.10}$$

Ainsi, en découle la puissance obtenue au niveau de l'antenne de réception dépendant de la densité de puissance calculée ci-avant 2.10 telle que :

$$P_R = G_R(\theta_R,\phi_R)\frac{\lambda^2}{4\pi} S_R \tag{2.11}$$

Enfin, l'équation radar est déterminée en calculant le ratio entre la puissance émise à l'antenne d'émission et la puissance obtenue au récepteur. Elle traduit l'influence des phénomènes physiques sur la puissance rayonnée, la propagation de l'onde et jusqu'à la réception du signal réfléchi, aussi appelé écho. Elle s'exprime de la manière

suivante :

$$\frac{P_R}{P_T} = (\frac{\lambda}{4\pi R_1 R_2})^2 \sigma \frac{G_T(\theta_T, \phi_T) G_R(\theta_R, \phi_R)}{4\pi} \tag{2.12}$$

Cette équation ne prend pas en compte d'éventuelles absorptions atmosphériques. Cependant, en étudiant la figure 2.12, il est à noter que, pour la gamme de fréquences de 77 à 81 GHz, ces absorptions s'élèvent entre 2 et 3 dB/km ce qui pourra être négligé dans le travail présenté dans ce mémoire.

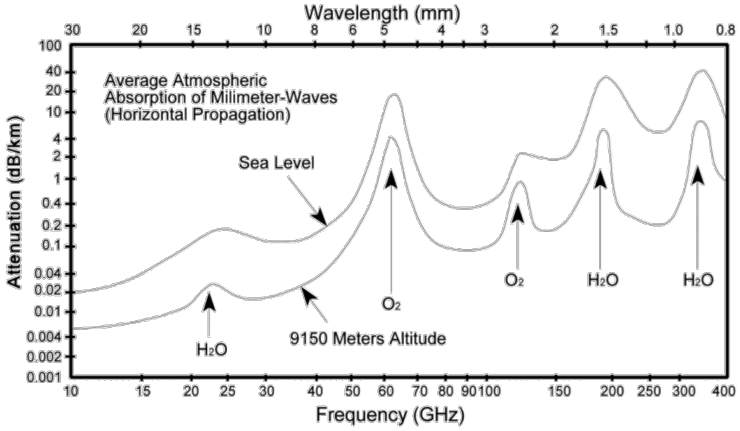


FIGURE 2.12. – Graphique d'absorption atmosphérique (dB/km).



FIGURE 2.13. – Définition de la Section Équivalente Radar (SER) à étudier pour détecter les battements cardiaques.

2.1.2.5. Fréquence d'échantillonnage

La fréquence d'échantillonnage est un paramètre important dans la préparation du radar. En effet, l'objectif du travail présenté dans ce mémoire est la détection, non pas uniquement des battements cardiaques, mais du mouvement du myocarde au cours de ces battements. Ainsi, il est bien nécessaire d'avoir un maximum de points au

cours d'un de ces battements. En prenant le cas de la fréquence cardiaque maximale pour un adulte à 220 $BattementsParMinute(BPM)$, cela implique une fréquence de 3,33 Hz. Selon le principe de Nyquist-Shannon, pour échantillonner un signal sans distorsion, la fréquence d'échantillonnage doit être à minima deux fois supérieure à la fréquence maximale contenue dans le signal utile [16]. En d'autres termes, il est nécessaire d'avoir une fréquence d'échantillonnage au moins deux fois plus élevée que la fréquence maximale du signal cardiaque. Soit :

$$F_{ech} \geqslant 2.F_{max} \tag{2.13}$$

avec : $\begin{cases} F_{ech} \text{ : la fréquence d'échantillonnage} \\ F_{max} \text{ : la fréquence maximale du signal soit, dans ce cas, 3,33 } Hz \end{cases}$

Ainsi il faut $F_{ech} \geqslant 6,66\ Hz$ pour répondre à ce critère. Au cours de la paramétrisation du radar, la longueur des chirps et des frames sont paramétrables. En prenant en compte le fait que seulement un unique point par chirp et un unique chirp par frame ne sera conservé pour la suite du traitement des données, il pourra être considéré que la fréquence d'échantillonnage sera représentée par la fréquence paramétrée des trames. Ainsi, avec des trames d'une période de 1,6 ms, leur fréquence sera égale à 625 Hz. Ceci implique que 625 points par seconde seront conservés et utilisés pour la suite du traitement de signal. Il est donc remarquable que, en notant F_{ech} = 625 Hz et F_{max} = 3,33 Hz, le principe de Nyquist-Shannon est vérifié car $F_{ech} > 187.F_{max}$. Ainsi, la problématique du repliement de spectre est écartée.

2.2. Domaine de validité du radar

2.2.1. Paramétrisation du radar

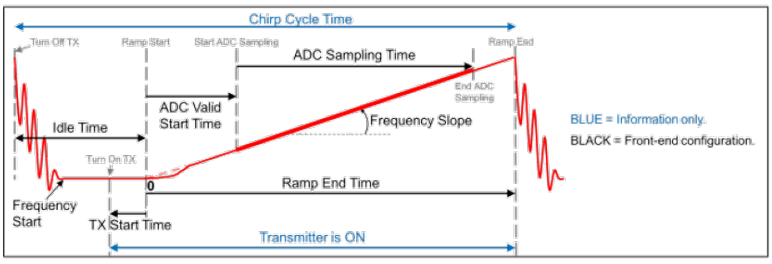


FIGURE 2.14. – Schéma récapitulatif des différentes caractéristiques paramétrables d'un chirp.

Le radar utilisé est un IWR1642Boost de Texas Instruments, fonctionnant dans la gamme de fréquences 77 à 81 GHz. Cet outil est un radar à entrées et sorties multiples, en anglais Multiple-Input Multiple-Output (MIMO) car possède plusieurs antennes d'émission et de réception. Dans le cadre de ce travail, il sera utilisé comme un radar à

TABLEAU 2.1. – Tableau des paramètres Radar utilisés.

Paramètre	**Valeur**
Bande de fréquences	77-81 GHz
Nb points par chirp	64
Nb chirp par trame	16
Période de trame	1,6 ms
Antenne de transmission	1
Antenne de réception	4

entrée simple et sorties multiples, soit en anglais Single-Input Multiple-Output (SIMO) avec quatre antennes de réception, *Rx* et une seule antenne d'émission, *Tx*. Pour tous les enregistrements, la totalité de la largeur de bande de 4 GHz a été utilisée. Ainsi, il est possible de travailler avec la plus petite résolution réalisable avec ce radar, en utilisant l'équation suivante :

$$D_{res} = c/2B \tag{2.14}$$

Avec D_{res} la résolution minimale atteignable en m, c la célérité de la lumière en $m.s^{-1}$ et B la largeur de bande en Hz.
Soit, avec l'équation 2.14 il est possible d'obtenir, avec $B = 4\ GHz$, une résolution en distance $D_{res} = 3,75\ cm$.
De plus, comme l'indique la figure 2.14 plusieurs autres paramètres du signal émis sont configurables. L'objectif du travail de recherche présenté ici nécessite un relevé

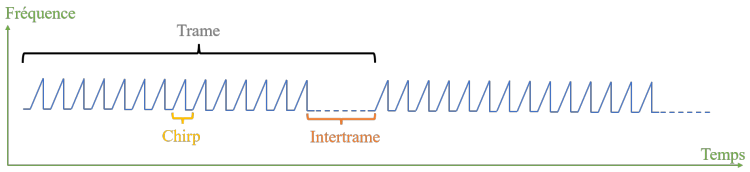


FIGURE 2.15. – Représentation d'une trame émise par le radar - évolution de la fréquence du signal en fonction du temps.

périodique du déplacement du buste. Or, une trame est composée de plusieurs chirps suivis d'un temps inter-trame incompressible comme présenté dans la figure 2.15. Pour parer à cette problématique, seul un chirp par trame sera conservé. Ceci permettra donc un relevé périodique d'information avec un délai inter-chirp égal à la période de trame, soit $1,6\ ms$.
Théoriquement, pour une durée d'émission de chirp fixée, plus la bande de fréquence utilisée est petite, plus l'inclinaison de la pente du chirp (aussi appelée "slope" sur la figure 2.14) est faible, moins il y a d'écart de valeur entre deux points consécutifs d'un chirp. Cette configuration est plus souvent utilisée pour les détections lointaines, donc avec une distance radar-cible très importante ce qui réduit la précision. A l'inverse, plus la bande de fréquences utilisée est grande, plus l'inclinaison de la pente sera

importante. Ceci permettra d'accroître la précision de détection tout en réduisant la distance radar-cible étudiée. Ainsi, en utilisant l'entièreté des 4 GHz disponibles, la précision de détection est maximisée.
Le nombre de points par chirp tout comme le nombre de chirps par trame utilisés ont été maximisés au vu des capacités de traitement du radar avec les paramètres temporels utilisés. L'objectif restant d'avoir le plus d'informations détectées en une trame, ces paramètres permettent de les maximiser. Dans le même esprit, la période d'un chirp a été déterminée dans le but de vérifier les conditions du théorème de Nyquist-Shannon comme exprimé dans la section précédente.
Concernant les antennes radar, la totalité des antennes de réception et une d'émission sont utilisées.

En considérant une cible située en face d'une antenne Rx, donc avec un angle de réflexion nul, il a été calculé la différence de phase détectée avec cette antenne et celle située juste à côté. Chaque antenne de réception est séparée de sa voisine d'une distance de $\lambda/2$. La différence de phase alors retrouvée est exposée sur la figure 2.16. Il est ainsi remarquable que plus la cible est proche du radar, plus la différence de phase entre deux antennes voisine sera importante. En éloignant la cible, la valeur de cette différence est réduite proportionnellement à la distance. En considérant une cible à 50 cm des capteurs, la différence de phase est relativement basse permettant ainsi de limiter le bruit ajouté lors de la sommation des signaux de chaque antenne de réception présentée dans la section 2.3.1.2. Agrandir cette distance permettrait certes, de réduire encore cette différence de phase, mais impliquerait alors un plus grand champ d'étude pour le radar au vu des diagrammes d'antennes présentés en section 2.1.2.3. Ainsi, en tant que compromis acceptable pour le travail de recherche présenté dans ce mémoire, 50 cm ont été fixés lors du cahier des charges.

2.2.2. Architecture ECG

Pour l'expérience, un ECG à six dérivations a été utilisé à l'aide de 4 électrodes positionnées sur les poignets et chevilles des volontaires. Un signal électrique pour chaque dérivation a ainsi pu être recueilli et enregistré sur l'ordinateur de l'opérateur. La fréquence d'échantillonnage des données collectées par la carte d'acquisition ECG a été paramétrée à 2 kHz. Avec les quatre électrodes évoquées ci-avant, trois dérivations bipolaires et trois dérivations augmentées telles que présentées dans la section 1.3.2 ont pu être enregistrées : Lead I, Lead II et Lead III représentent les bipolaires tandis que aVR, aVL et aVF symbolisent les dérivations augmentées.
Chaque dérivation peut être considérée comme une façon de regarder le cœur, avec un certain angle d'observation. Le signal obtenu pour chaque dérivation bipolaire correspond à la différence de potentiel entre deux électrodes. En effet, le signal électrique Lead I est la résultante de la différence entre les potentiels du bras droit et du bras gauche. Lead II représente la différence entre le bras droit et le pied gauche. Enfin, le signal Lead III symbolise la différence entre le bras gauche et le pied gauche. Ces dérivations et la disposition des électrodes sont présentées sur la figure 1.14.

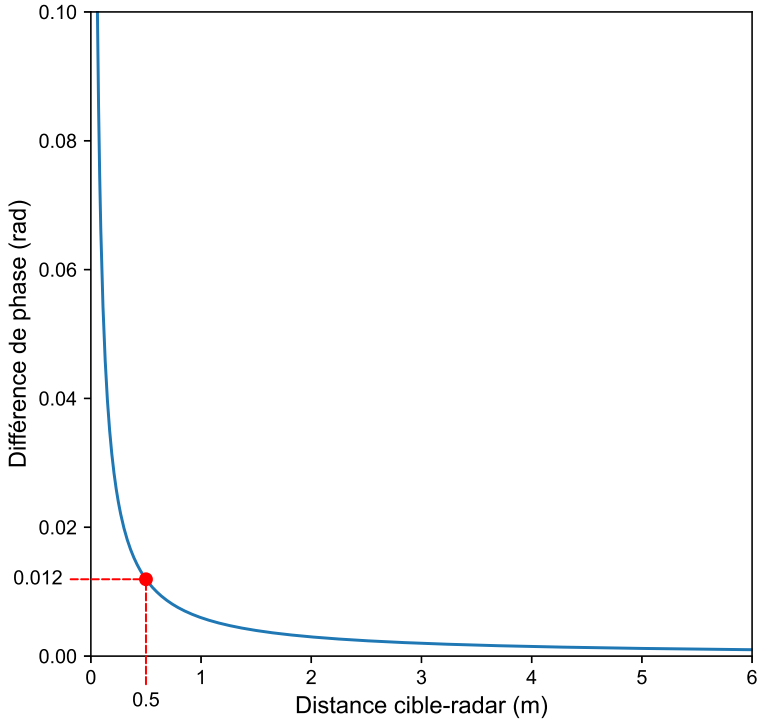


FIGURE 2.16. – Évolution de la différence de phase entre 2 antennes voisines en fonction de la distance cible-radar.

Les dérivations augmentées sont, quant à elles, calculées à partir des dérivations bipolaires :

$$aVL = \frac{LeadI - LeadIII}{2} \tag{2.15}$$

$$-aVR = \frac{LeadI + LeadII}{2} \tag{2.16}$$

$$aVF = \frac{LeadII + LeadIII}{2} \tag{2.17}$$

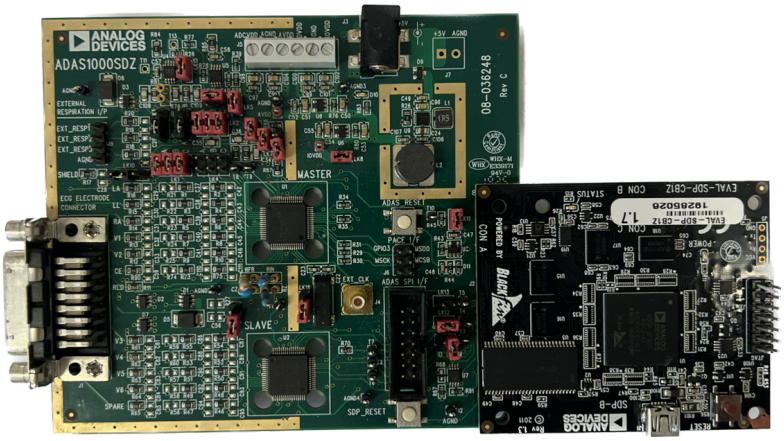


FIGURE 2.17. – Carte d'acquisition ECG utilisée dans ce projet - ADAS1000. Crédit : [22]

Le signal ECG présenté dans les différentes figures du chapitre 3.1 sera issu de la dérivation Lead II de chaque enregistrement.

2.2.3. Campagne de captures

2.2.3.1. Règlement Général de la Protection des Données - RGPD

Dans le cadre du projet présenté dans ce mémoire, toutes les mesures nécessaires pour garantir le respect du Règlement Général sur la Protection des Données, RGPD, et des contraintes légales liées à la gestion de la vie privée des volontaires qui y participent ont été prises en compte. L'équipe de recherche a pleinement conscience de l'importance de la protection des données personnelles et de la confidentialité des individus, et a travaillé activement pour mettre en place des mesures appropriées.

Tout d'abord, une approche axée sur la protection des données a été adoptée dès la conception de notre projet. Cela signifie que la confidentialité et la sécurité des données ont été intégrées dès le stade initial de la planification et du développement. Les principes fondamentaux de la RGPD, tels que la minimisation des données collectées, la limitation de la durée de conservation des données et la garantie de la sécurité des

informations personnelles ont été pris en compte.

De plus, des mesures techniques et organisationnelles robustes pour assurer la protection des données ont été mises en place. Cela inclut l'utilisation de systèmes de sécurisation des données, l'implémentation de protocoles de sécurité avancés pour prévenir tout accès non autorisé, et la mise en place de contrôles d'accès stricts pour limiter l'accès aux données personnelles aux seules personnes autorisées.

Le consentement éclairé et explicite de tous les volontaires avant leur participation à ce projet a également été obtenu. Les participants ont été informés en détails de la manière dont leurs données personnelles seraient utilisées, traitées et protégées. Ils ont eu la possibilité de poser des questions et ont toujours celle de retirer leur consentement à tout moment.

Par ailleurs, un engagement à ne pas partager les données personnelles des volontaires avec des tiers sans leur consentement explicite a été assuré. Les informations collectées dans le cadre du projet sont utilisées exclusivement à des fins spécifiques et ne sont pas exploitées à d'autres fins non autorisées.

En résumé, des mesures rigoureuses pour garantir le respect de la RGPD et la vie privée des volontaires participant à notre projet ont été prises. Un engagement à mettre en œuvre des mesures de sécurité adéquates pour assurer la confidentialité des informations a été tenu. La protection des données est une priorité absolue, et nous continuerons à surveiller et à améliorer nos pratiques en matière de protection des données conformément aux exigences légales et aux évolutions technologiques.

2.2.3.2. Enregistrement des données

Les différentes contraintes techniques fixées pour mener l'expérience ont été présentées dans le sous chapitre 2.1.1. Ont été ajoutées des contraintes de protection de la vie privée des volontaires souhaitant prendre part à l'expérience, ces dernières ont été présentées dans le précédant sous-chapitre 2.2.3.1.

Ainsi, après avoir présenté l'objectif globale et les techniques utilisées lors de ce projet de recherche aux volontaires et obtenu leur consentement explicite et éclairé, les captures ont pu être effectuées.
Chaque sujet a alors été installé dans un premier temps allongé sur le dos faisant face au radar. Disposé à une distance du sujet d'environ 50 cm, éloignement caractérisé par les paramètres de configuration choisis, présentés dans la section 2.2.1. Le radar a été relié à un ordinateur et mis sous tension. Grâce au radar, l'activité mécanique cardiaque est enregistrée par le biais du mouvement du buste induit par le cœur au cours des battements. L'objectif également est d'enregistrer, sur la même période, un élément de référence qui permettra de comparer et corréler les résultats. Pour ce faire,

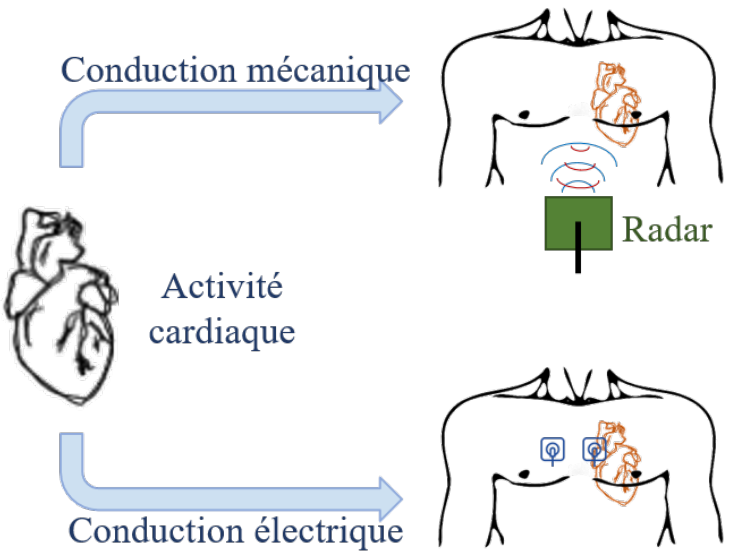


FIGURE 2.18. – Schéma explicatif d'une capture RADAR/ECG.

l'activité électrique du cœur est recueillie par le biais d'une carte d'acquisition ECG également présentée dans la section 2.2.1. Cette carte, pouvant être reliée jusqu'à 10 électrodes fixées sur le corps du patient par le biais de patchs permet d'enregistrer les signaux des différentes dérivations du cœur humain indiqués en section 1.2. Les patchs ont des positions bien précises qu'il a fallu apprendre à placer à l'aide d'un professionnel du milieu médical. Quatre des électrodes sont positionnées aux extrémités des membres, poignées et chevilles, et les six dernières peuvent être placées de façon à entourer le cœur. Leur installation est ainsi résumée par la figure 2.19. Elles sont ensuite reliées à la carte d'acquisition ECG qui sera elle-même branchée à l'ordinateur permettant d'enregistrer les données de la capture.
Au cours des expériences menées dans ce travail de recherche, seules les quatre électrodes placées respectivement aux chevilles et poignets ont été utilisées et nécessaires. La figure 2.20 synthétise la préparation de l'enregistrement ECG pour l'expérience.

Enregistrer les deux composantes, mécaniques et électriques, du battements cardiaques en parallèle permet d'obtenir la représentation d'un même phénomène mais traduit par l'acquisition de signaux de nature différente : l'impulsion électrique par le biais de l'ECG et l'activité mécanique par celui du radar. En effet, l'activité électrique du cœur est à l'origine de son activité mécanique. Sachant cette complémentarité, il devient aisé de prendre en compte la signature électrique et ses particularité lors de la validation par corrélation du signal mécanique enregistré sans contact. De fait, un court décalage temporel entre ces deux signaux du fait de leur relation de "cause à effet" sera visible lors de leur comparaison.

Ainsi, plusieurs campagnes de captures ont été menées sur des groupes de volon-

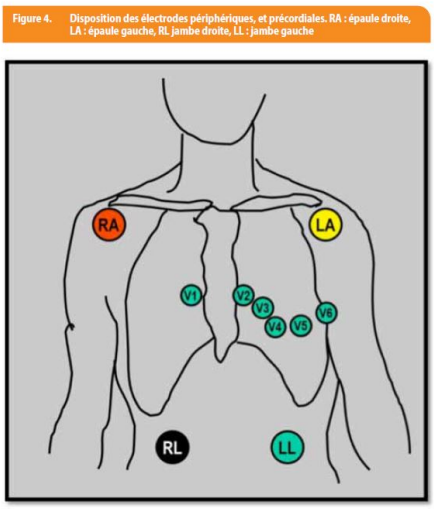


FIGURE 2.19. – Disposition théorique des différents patch sur le corps humain en vue de l'enregistrement d'un ECG. Crédit : [70]

taires ayant consenti à l'expérience. Les sessions d'enregistrement se sont déroulées en plusieurs étapes différentes.

Une partie des enregistrements a été menée en apnée.
Il a ainsi été demandé au sujet de retenir sa respiration le plus longtemps possible, dans la mesure de ses capacités. La durée prévue des enregistrements est de 30 secondes pour les captures en apnée. Si les volontaires ne tiennent pas leur respiration jusqu'au bout de ces 30 secondes, ceci est indiqué sur le nom de la capture de manière à travailler uniquement sur la partie apnée de l'enregistrement. Les 30 s évoquées ici ont été fixées arbitrairement. En effet, pour étudier le mouvement cardiaques seules quelques secondes d'enregistrement sont nécessaires mais, en vue d'obtenir un maximum d'information afin de caractériser la reproductibilité et la fiabilité des travaux de recherches présentés dans ce mémoire, une durée de capture de 30 s a été fixée. Il est à noter également que des exercices de relaxation préconise le recours à des sessions de contrôle de la respiration et ainsi à certaines phases de plusieurs secondes d'apnée. Ainsi, sans contraintes strictes d'une période minimale d'apnée, celle-ci n'est pas néfaste à la santé des personnes volontaires et pourrait même être bénéfique en fonction des situations. Un décompte effectué oralement à partir de l'instant auquel le sujet donne son départ indique le début de l'enregistrement. Un second décompte est effectué pour marquer la fin de la capture. Après avoir laissé à la personne volontaire le temps qui lui était nécessaire pour reprendre son souffle, un second enregistrement a été mené avec les mêmes contraintes que le premier. Doubler ces séquences permet d'engranger un maximum d'information en vue de qualifier les travaux de recherche menés ici. Cela permet également d'effectuer des comparaison entre les différentes captures d'une même personne, d'étudier la corrélation intra-observateur.

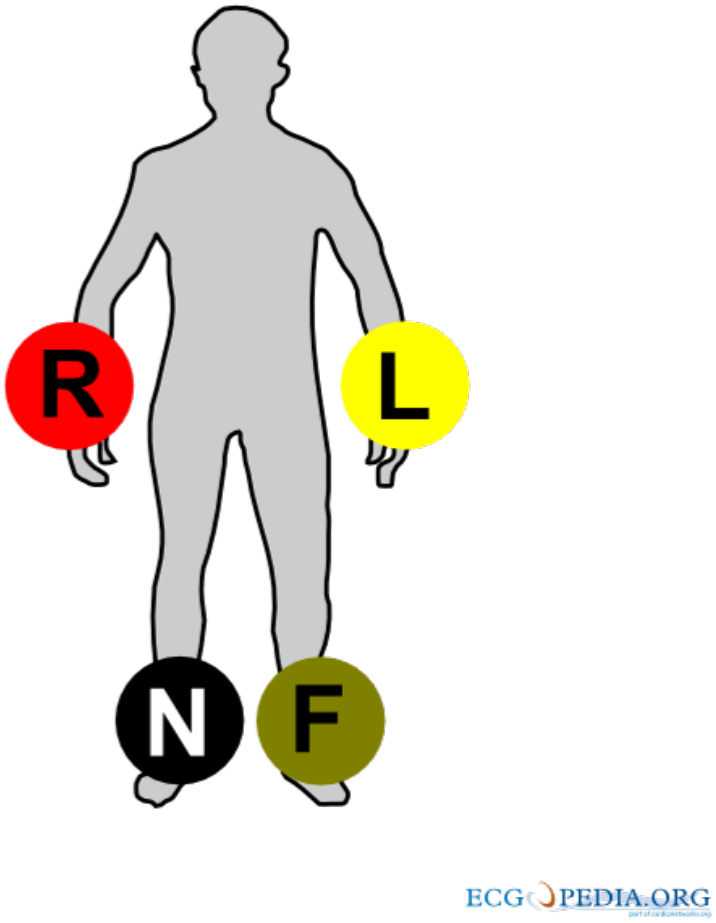


FIGURE 2.20. – Schéma représentant la pose des électrodes effectuée pour l'expérience.
Crédit : [26]

Une fois la première phase de captures en apnée terminée, une seconde phase a été menée incluant alors la respiration.
Dans cette deuxième période, aucun aménagement pratique a été effectué. En effet, ni la position du sujet ni celle du radar ont été modifiées. En revanche la durée de l'expérience a été rallongée, puisqu'aucune contrainte physique ne la limitait. Une minute d'enregistrement a alors été réalisée toujours en limitant, dans la mesure du possible, les mouvements qualifiés de parasites donc sans intérêt pour l'étude des battements cardiaques. Il a été demandé au volontaire de compter le nombre de cycles respiratoires effectués au cours de l'enregistrement. Cette information, intégrée au nom du fichier en vue de la sauvegarder, semblait intéressante pour le besoin d'une rapide vérification de l'intégrité du signal une fois conditionné. De la même manière que lors des captures en apnée, un compte à rebours a été énoncé pour débuter et clôturer l'enregistrement radar et ECG.

Une fois ces enregistrements effectués avec un radar positionné face au buste de la personne, elle-même étendue sur le dos, ces deux phases ont été réitérées mais cette fois-ci en incluant une modification de l'environnement. En effet, il a été demandé au sujet de s'allonger sur le flanc droit de manière à découvrir son flanc gauche face au radar. De cette manière, il a été possible d'enregistrer les mouvements cardiaques de la personne sur un second endroit du corps humain. Cette technique sera utilisée lors de la phase de capture incluant, en plus de l'ECG et du radar, une écho-cardiographie permettant une deuxième mesure de la signature mécanique du myocarde qui sera présentée dans la section 3.2.

Alors que la première partie de ce chapitre a permis l'immersion dans l'environnement de travail et a permis la prise de connaissance des enregistrements essentiels, la mise en lumière des méthodes de conditionnement du signal constitue désormais la prochaine étape fondamentale. En effet, cette transition marque le passage de la familiarisation avec les données brutes à l'exploration approfondie des techniques qui permettront de façonner et d'affiner ces enregistrements bruts en informations exploitables. Dans cette nouvelle section, les processus de pré-traitement et de traitement appliqués aux signaux capturés seront présentés en détails, dévoilant ainsi les fondements de l'approche méthodologique des travaux de recherches présentés dans ce mémoire. En comprenant la manière dont les signaux sont adaptés et préparés pour l'analyse ultérieure, les bases d'une interprétation précise et significative des résultats seront posées.

2.3. Conditionnement du signal

2.3.1. Pré-traitement

2.3.1.1. Récupération des signaux I/Q

La mise en place et le déroulement d'une capture ont été exposés dans le chapitre précédent 2.2.3.2. Les principes du radar à ondes millimétriques FMCW ont été présentés dans le chapitre 1.3.1.
Ainsi, les chirps sont émis par le radar et la fréquence de l'onde évolue dans la bande de fréquences utilisée pour les expériences et fixées lors de la paramétrisation, soit 4 GHz. Les signaux émis sont réfléchis par le buste du sujet placé devant le radar et réceptionnés par les quatre antennes de réception présentes sur la carte. Dans l'architecture de réception il y a un démodulateur I/Q qui nous permet de récupérer sur l'ordinateur ces deux voies complémentaires directement en sortie du Convertisseur Analogique-Numérique (CAN) [41, 22]. Elles sont ensuite échantillonnées afin de fournir deux tableaux de sortie, un pour chaque voie. Ces données I/Q sont ainsi qualifiées de complémentaires car elles permettent d'obtenir des données complexes telles que :

$$x(t) = I + \mathrm{j}Q \tag{2.18}$$

où : $\begin{cases} I : \text{le signal dit "en phase"} \\ Q : \text{le signal dit en "quadrature"} \end{cases}$

Ces deux signaux ont une fréquence identique mais sont déphasés de 90 degrés entre eux. C'est l'association de ces deux signaux qui permet de recouvrir le signal complexe détecté par le radar.

La différence de fréquence entre l'onde réfléchie et celle en cours d'émission appelée fréquence intermédiaire permettra de définir le temps que l'onde a mis pour faire l'aller-retour à la cible et par la suite la distance de la cible par rapport à la source d'émission/réception. Étudier l'évolution temporelle à cette distance permettra de révéler le mouvement du sujet à cette position au cours de la capture. Ainsi pour chaque chirp, un tableau de 64 points est alloué et rempli. Ces 64 points symbolisent les informations aux différentes distances radar-cible détectables par le radar. Ces dernières dépendent directement du paramétrage appliqué au radar lors de son installation.
La carte d'acquisition émet via l'antenne d'émission une trame composée de 16 chirps successifs suivis d'un temps inter-trame sans transmission avant de commencer à émettre les 16 chirps suivants. Ainsi, une matrice de la taille 16 trames x 64 points est sauvegardée par trame. La période d'une trame est fixée à 1,6 ms, ce qui implique que 625 trames sont émises par seconde. A ce stade, chaque matrice correspond donc à un enregistrement de 1,6 ms et elles ne sont pas enregistrées en continue puisqu'un temps inter-trame vient séparer deux trames consécutives. Tout ceci est présenté par les deux premiers étages de la figure 2.22.

Pour la suite du traitement, seulement un chirp par frame sera conservé. En effet, au regard de la figure 2.21 représentant deux trames consécutives, le temps écoulé entre deux trames est bien supérieur au temps écoulé entre deux chirps consécutifs. Ainsi, conserver l'intégralité des chirps ne permet pas un relevé de points périodique. L'ob-

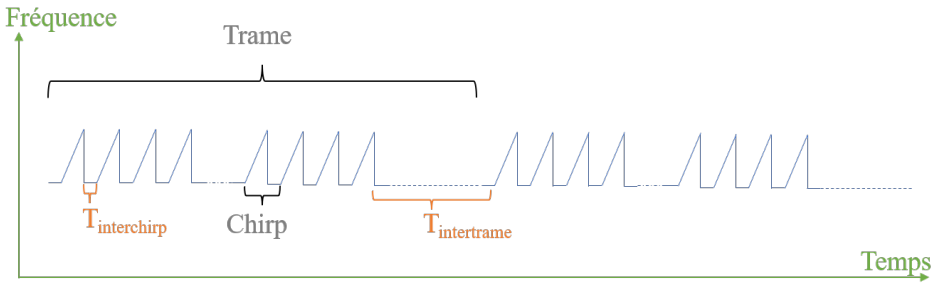


FIGURE 2.21. – Représentation d'une frame et des périodes interchirp et interframe.

jectif étant qu'entre tous les points étudiés il y ait la même période de temps écoulée, il a été défini la conservation des données d'un seul chirp par trame. Cette contrainte permet donc de travailler sur un relevé périodique tout au long de la capture avec un délais égale à la période d'une trame entre deux informations.

Le cœur d'un être humain adulte en bonne santé bat en moyenne à 70 Battements Par Minute (BPM). Lorsqu'il effectue un effort, sa fréquence cardiaque augmente. Ainsi, si l'on considère une fréquence cardiaque élevée, à 200 BPM soit environ 3,33 battements par seconde, la contrainte expliquée ci-avant permet d'obtenir un minimum de 187 points au cours d'un unique battement. La période entre deux points est ainsi presque 200 fois inférieure à l'occurrence des signaux utiles, ce qui permet d'affirmer que la capacité du radar à étudier le mouvement du cœur et les différentes étapes de celui-ci n'est pas altérée.

Une fois les chirps par trame calculés, ils sont concaténés par colonne afin de ne former qu'une seule et même matrice pour toute la session de capture.
La récupération d'un chirp à partir de la matrice d'une trame et la concaténation en une matrice globale de capture sont représentées sur la partie basse de la figure 2.22.
C'est sur cette dernière matrice que sont appliquées les fonctions de traitement du signal qui serviront à l'étude des mouvements cardiaques.

2.3.1.2. Le signal vitesse

Une fois la matrice globale de capture mise en forme, l'objectif est d'évaluer l'évolution du signal correspondant aux mouvements de la cible étudiée : le buste du sujet allongé.
Pour cela, il faut dans un premier temps, étudier les retours des signaux à différentes

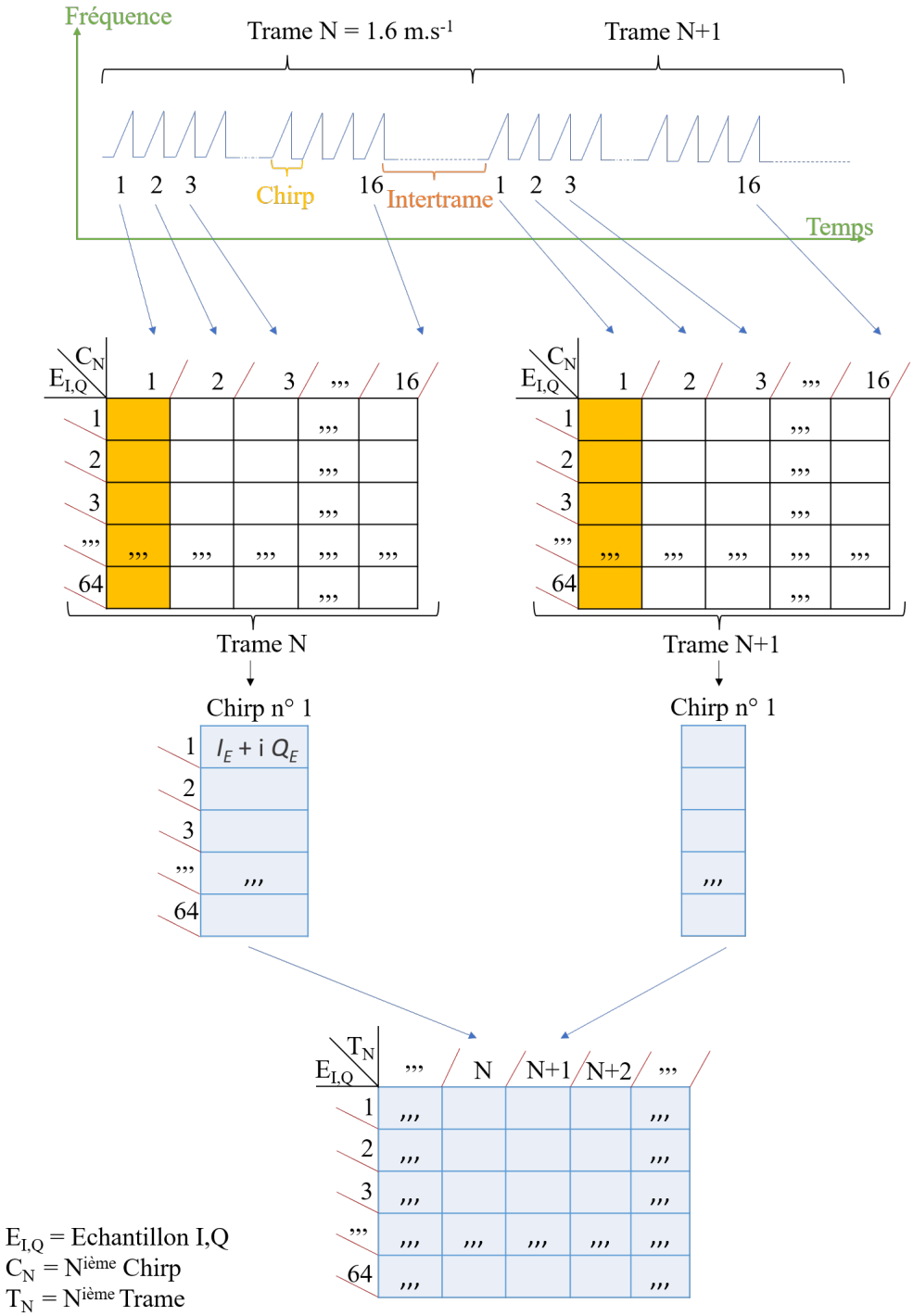


FIGURE 2.22. – Représentation des étapes de traitement des données réceptionnées par une antenne de l'envoi des chirps à la construction d'une matrice.

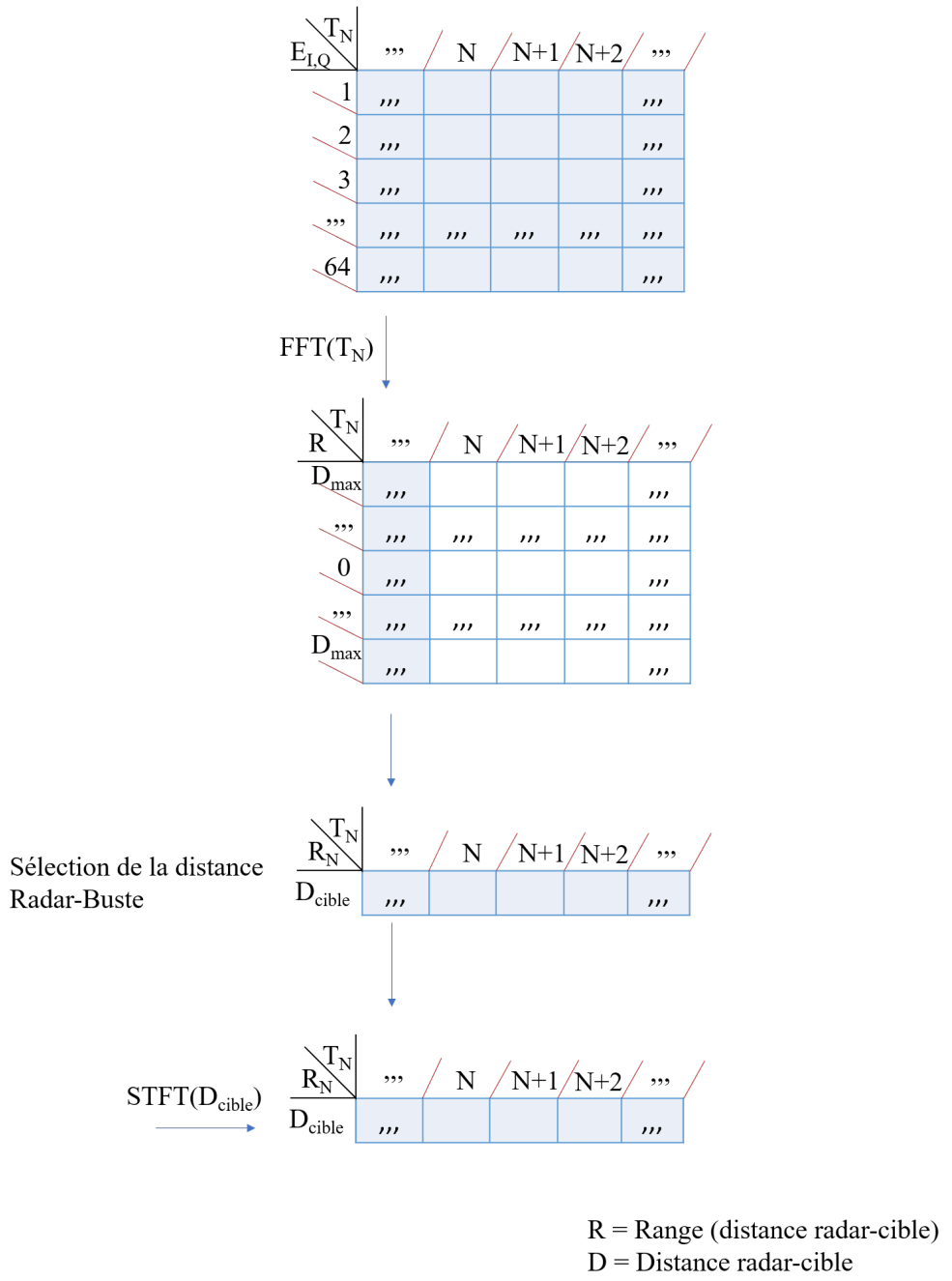


FIGURE 2.23. – Représentation des différentes étapes de traitement des données réceptionnées par une antenne de la matrice créée en figure 2.22 au signal vitesse de la cible.

distances cible-radar pour détecter celle à laquelle est positionné le sujet. Cette distance, qui sera au centre de l'attention, permettra de se concentrer sur l'évolution du signal au cours du temps sur un même échantillon, celui contenant l'information du déplacement du buste.

Pour ce faire, l'application d'une première transformation de Fourier est nécessaire. Utiliser la Transformée de Fourier Rapide ou Fast Fourier Transform (FFT) sur les lignes de la matrice globale de capture présentée à la figure 2.22, soit le long de chaque ligne de la matrice, permet d'évaluer la puissance du signal reçu à différentes distances radar-environnement. Le module des données de sortie de cette FFT représente ainsi l'intensité du signal réfléchi pour chaque fréquence qui pourront être converties aisément en différentes distances radar-cible. Les indices de portée, notées R pour range en anglais, réfèreront aux indices correspondant à chacune de ces distances et il est possible de les calculer à partir de la fréquence de battement mesurée par le radar en utilisant la relation suivante :

$$R = \frac{f_b\, c}{2} \frac{\delta t}{\delta f} = \frac{f_b\, c\, T_d}{2\delta f} \tag{2.19}$$

Avec T_d le temps de propagation de l'onde jusqu'à la cible et f_b étant la fréquence de battement mesurée par le radar.

La figure 2.24 représente le type de spectrogramme apportant l'information du module de la FFT calculée ci-dessus, indiquant ainsi l'intensité du signal réfléchi, en fonction de l'indice de portée, ou distance radar-cible, et du temps tout au long de la capture radar.
En étudiant la puissance moyenne reçue à chacun de ces indices de portée tout au long de l'enregistrement et, en prenant en compte que la capture se déroule dans un lieu limitant au maximum les interférences ou les intrusions dans le champ du radar, l'indice auquel est reçu la puissance la plus élevée est considéré comme étant celui à étudier car contenant l'information des mouvements du buste du sujet. Cette moyenne du module de la FFT calculée en fonction de chaque indice de portée peut être synthétisée sur une figure comme celle-ci 2.25. Il est alors aisé de repérer l'indice de portée ayant l'amplitude la plus élevée représentant la distance à laquelle la quantité de puissance reçue est la plus importante. Il est possible de remonter jusqu'à la valeur de la distance radar-cible grâce à la formule suivante [42, 16] :

$$d = f\frac{c.r}{2B} \tag{2.20}$$

avec :
- f $[Hz]$: la fréquence intermédiaire associée au range R calculé grâce à l'équation 2.19
- c $[m.s^{-1}]$: la célérité de la lumière
- r $[s]$: la durée de la rampe
- B $[Hz]$: la bande de fréquence utilisée

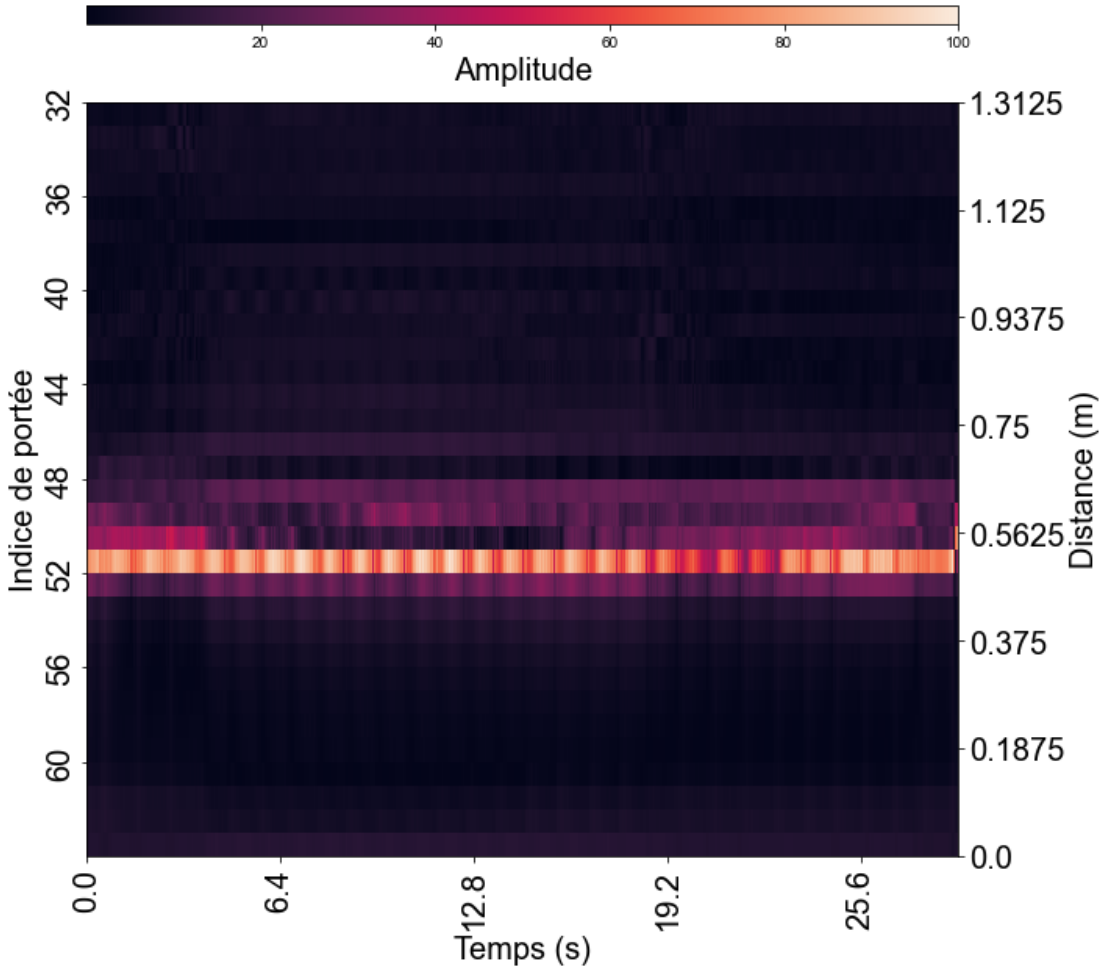


FIGURE 2.24. – Représentation de l'amplitude du signal reçue par l'antenne 1 du radar fonction de l'indice de portée et du pas de temps au cours d'une capture.

En guise de vérification, l'indice de portée en question correspond à une distance radar-cible d'environ de 50 cm, ce qui est tout à fait en accord avec les caractéristiques de l'expérience menée soit, en rappel, un radar positionné aux environs de 50 cm du sujet étudié avec un angle d'incidence nul.

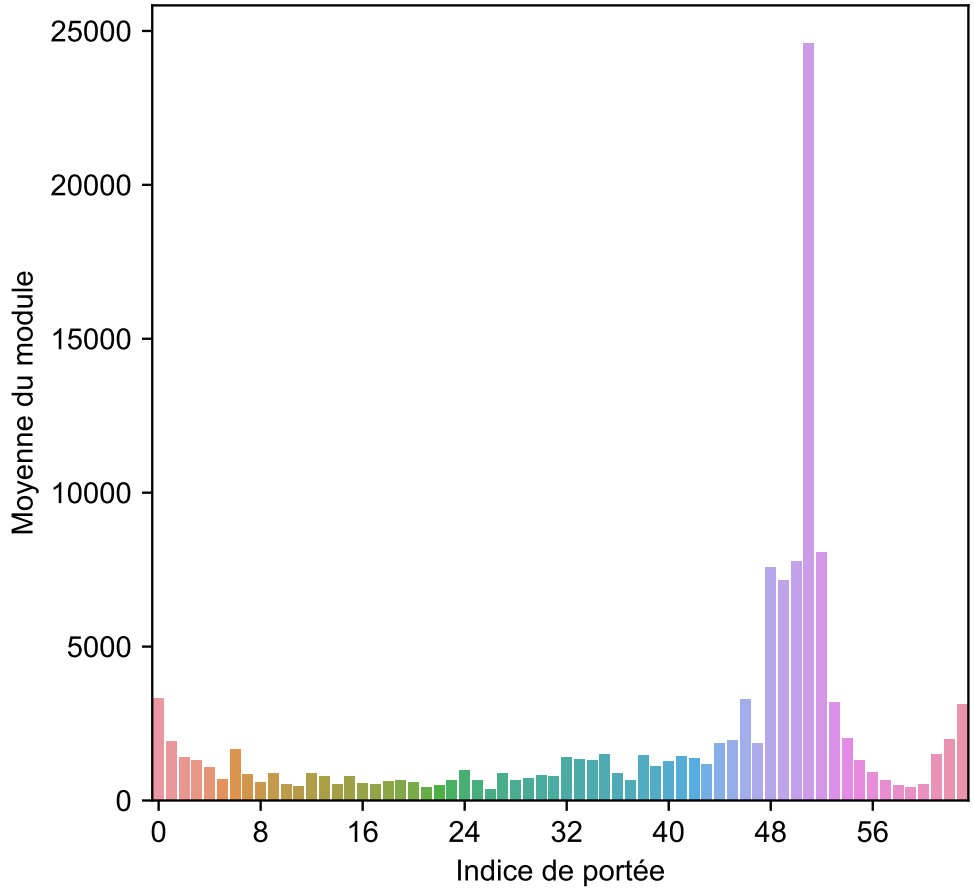


FIGURE 2.25. – Moyenne du module de la FFT appliquée en fonction de l'indice de portée.

La figure 2.26 met en exergue l'évolution de la vitesse détectée à l'indice de portée correspondant à la distance radar-buste, permettant ainsi d'observer cet indice le plus lumineux tout au long de l'enregistrement.
Cependant, à cet instant, il est compliqué d'identifier un quelconque mouvement de la cible. En effet il faut s'intéresser à l'évolution dans le temps de ce signal pour considérer détecter une information cardiaque.
La Short Time Fourier Transform (STFT en anglais) a été l'outil le plus concluant pour palier à ce problème. En effet, contrairement à la FFT, qui calcule la transformée de Fourier sur l'ensemble du signal, la STFT calcule la transformée de Fourier sur des segments de temps plus petits et les combine pour former une représentation

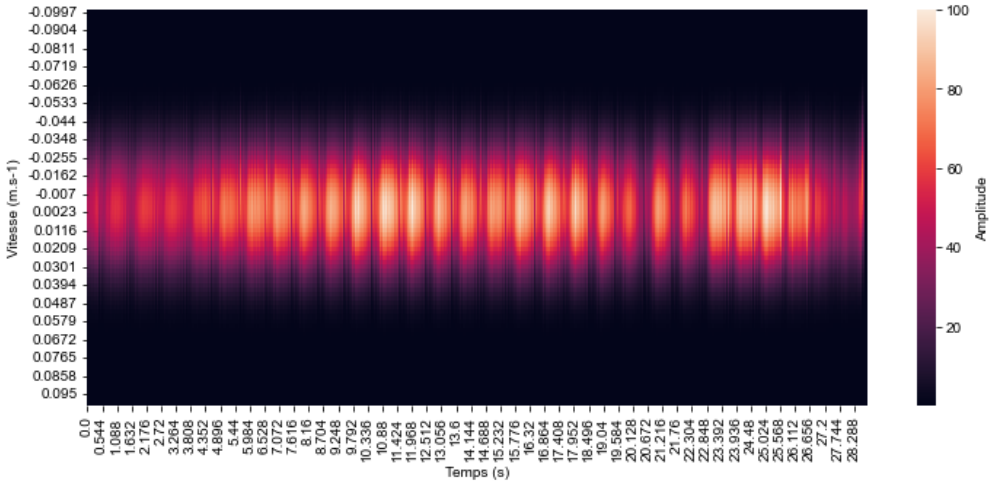


FIGURE 2.26. – Évolution de la vitesse sur l'indice de portée sélectionné (sortie de la STFT).

temps-fréquence du signal. Le principe de la STFT repose sur le concept de fenêtrage. Le signal est découpé en segments de longueur fixe, dans ce cas avec une fenêtre de Hanning, et pour chaque segment, la Transformée de Fourier est calculée. En réalisant un recouvrement des fenêtres, la précision des fréquences perçues à chaque échantillon temporel est accrue. De plus, l'intérêt principal des fenêtres d'observation est de limiter les effets de troncature. En effet, le principe de calcul de la Transformée de Fourier Rapide utilise le zéro-padding (aussi appelé complément à zéro), qui consiste à compléter par des zéros les valeurs de la mesure pour aller jusqu'à la puissance de 2 la plus proche de l'intervalle choisi. Cette troncature forcée entraîne l'apparition de lobes secondaires qui sont plus ou moins atténués en fonction du filtre choisi. Ce phénomène " de Gibbs " est alors atténué par le choix de la meilleure fenêtre d'apodisation correspondant au compromis optimal lié à l'expérience. Ici, la volonté d'avoir une résolution fréquentielle maîtrisé et fine tout en atténuant suffisamment les lobes secondaires a conduit à l'utilisation de la fenêtre de Hanning.

Ainsi, le calcul de cette STFT se fait en effectuant la Transformée de Fourier sur chaque segment temporel et en les juxtaposant dans une matrice, où l'axe horizontal représente le temps et l'axe vertical représente la fréquence. Le module ou l'amplitude de chaque coefficient de cette transformée est généralement utilisé pour représenter l'intensité du signal à différentes fréquences et à différents moments et c'est ce qui sera utilisé dans les prochaines figures. La résolution temps-fréquence de la STFT est déterminée par la taille de la fenêtre utilisée. Une fenêtre plus petite offre une meilleure résolution temporelle mais une résolution fréquentielle plus faible, tandis qu'une fenêtre plus grande offre une meilleure résolution fréquentielle mais une résolution temporelle plus faible. Ainsi il a été question de compromis afin d'avoir les résolutions fréquentielles et temporelles nécessaires pour l'étude du mouvement

cardiaque.

Dans le cas du projet présenté dans ce mémoire, comme il a été cité ci-avant, une fenêtre de Hanning a été appliquée comme fonction de fenêtrage. La figure 2.27 représente cette fenêtre dans le domaine temporel à gauche et fréquentiel à droite. Une telle utilisation permet d'atténuer drastiquement les lobes secondaires et effets de troncature sur les bords de la fenêtre de données étudiées et sur lesquelles est ici appliquée une FFT. Les caractéristiques de ce type de fenêtre impactent également le lobe principal, qui serait alors plus large, ce qui pourrait poser problème dans certaines études, mais, étant donné que seul l'indice du pic le plus élevé est ici intéressant, les propriétés de ce derniers n'impactent pas les informations recherchées.

Dans l'objectif de préserver la résolution temporelle au cours de ces traitements,

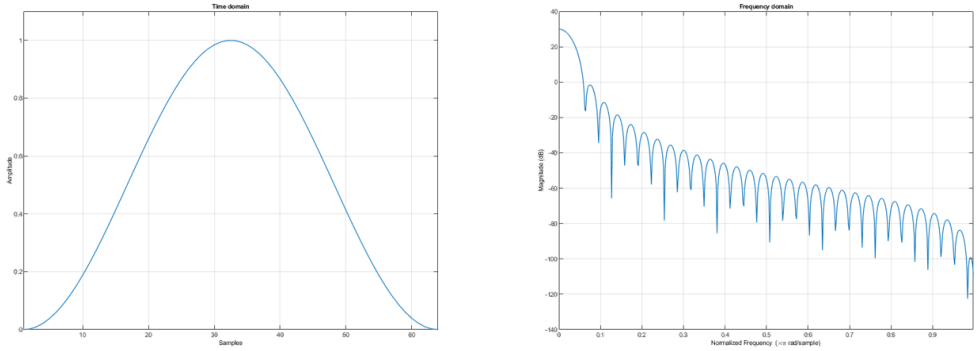


FIGURE 2.27. – Représentations temporelle et fréquentielle d'une fenêtre de Hanning. Crédit : [59]

un recouvrement quasi-total a été configuré soit un glissement d'un point entre chaque fenêtre d'étude.
En choisissant ainsi judicieusement la taille des fenêtres utilisées ainsi que le nombre de cellules, les résolutions à la fois en fréquence et en temps ont pu être optimisées pour notre application. En effet, une résolution temporelle de $1,6\ ms$ a pu être atteinte grâce à l'utilisation d'un chirp par trame et en conservant ce glissement de un échantillon. De plus, avec les paramètres expliqués dans les prochaines lignes, une résolution en vitesse de déplacement d'une valeur de $145\ \mu m.s^{-1}$ a pu être obtenu. En utilisant le calcul effectué grâce à l'équation 2.1, il est ainsi possible d'affirmer que cette résolution en vitesse est très petite devant la vitesse de déplacement du buste et permet donc une mesure de ce dernier.

L'équation suivante 2.21, expose la formule de la STFT discrète :

$$STFT(x)[f, n_0] = \sum_{n=0}^{N-1} x(n+n_0).g(n).e^{-2j\pi.nf/f_e} \tag{2.21}$$

avec :
$$\begin{cases} STFT(x)[f, n_0] \text{ : le résultat de cette STFT en fonction} \\ \quad \text{du premier échantillon } n_0 \text{ et de la fréquence } f \\ x \text{ : le signal d'entrée} \\ g(n) \text{ : une fonction de fenêtrage} \\ f_e \text{ : la fréquence d'échantillonnage} \end{cases}$$

La figure 2.28 représente les données découpées puis fenêtrées en vue de l'application de la transformée de Fourier sur chaque portion de signal.

Les résolutions temporelles et en vitesse énoncées ci-avant ont été atteintes grâce aux paramètres d'entrée appliqués lors de l'utilisation de cette fonction. En effet, le signal intégral de la capture (dont la fréquence d'échantillonnage est de 625 Hz représentant un échantillon tous les 1,6 ms) a été découpé en portions de 8192 échantillons, ce qui correspond à des enregistrements d'une durée d'environ 13 s. Sur ces portions, une fenêtre de Hanning de 32 échantillons de longueur a été appliquée. Cette technique a permis de traiter une relativement grande portion de signal (composée des 8192 échantillons) donc d'avoir une bonne résolution fréquentielle mais de conserver dans un même temps une bonne résolution temporelle avec la petite taille de la fenêtre utilisée ajouté au fait que celle-ci est décalée d'une transformée de Fourier à l'autre d'un seul et unique échantillon, ce qui a provoqué un recouvrement très important [46]. Outre la théorie connue reliant la grandeur de la fenêtre du signal étudié et le recouvrement d'une fenêtre d'étude à l'autre aux résolutions temporelles et fréquentielles, les valeurs des paramètres d'entrée de la fonction STFT présentées ici ont été optimisées de manière empirique.

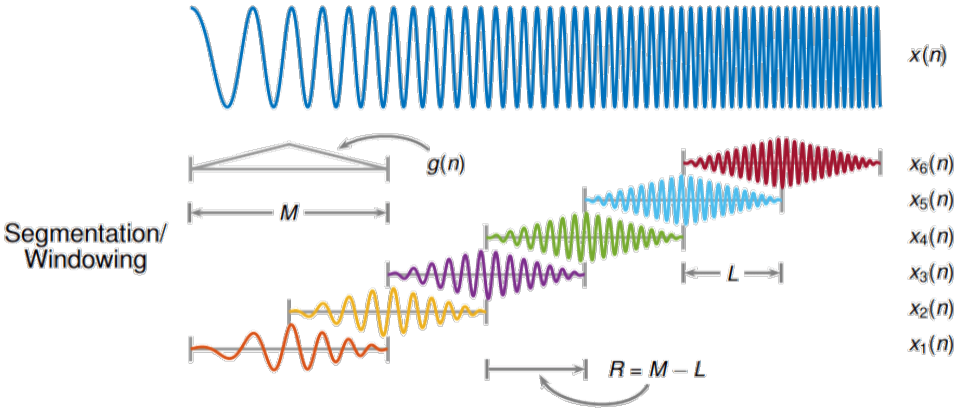


FIGURE 2.28. – Schématisation du traitement des données effectué au cours d'une STFT. Crédit : [60]

Tout le processus de pré-traitement des données énoncé jusqu'alors a été effectué

sur chaque antenne de réception. Les quatre spectrogrammes résultants ont été additionnés pour obtenir un spectrogramme global tel que présenté sur la figure 2.29.
Par la suite, le point dont le module est le plus important, correspondant ici aux cou-

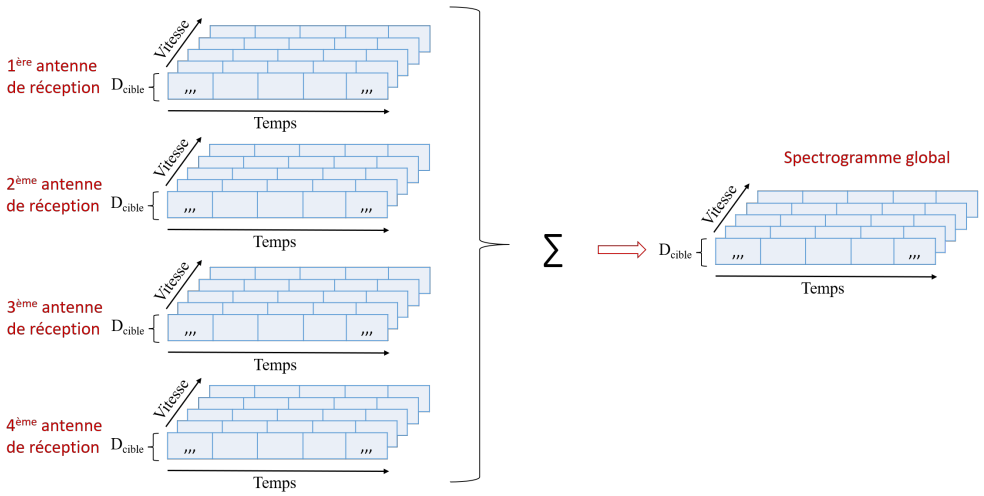


FIGURE 2.29. – Sommation des différents spectrogrammes détectés par chaque antenne de réception.

leurs les plus claires le long de la dimension de la vitesse a été sélectionné pour chaque pas de temps 2.30. Il a ainsi été déterminé l'évolution de la vitesse de déplacement de

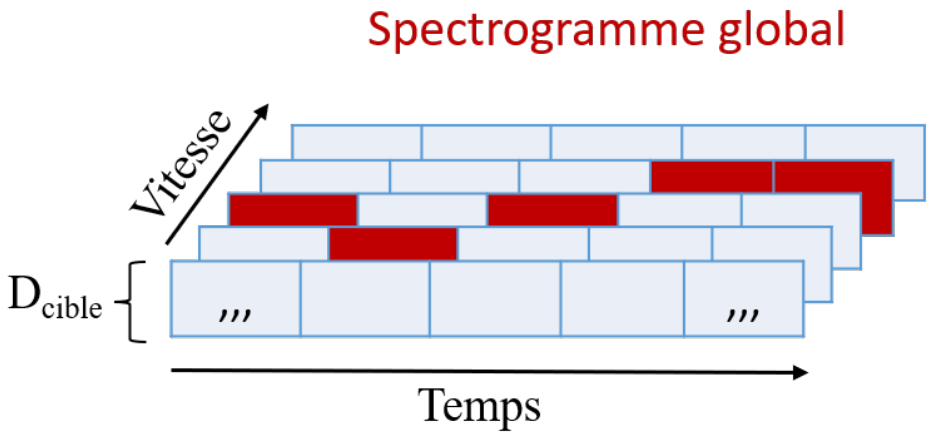


FIGURE 2.30. – Sélection du point le plus lumineux le long de la dimension de la vitesse sur le spectrogramme global présenté figure 2.29.

la cible, ce qui a permis d'obtenir le type de courbe présenté en bleu sur la figure 2.31 superposé au spectrogramme calculé ci-avant. Un facteur multiplicateur a été utilisé pour mettre en avant le signal en question.

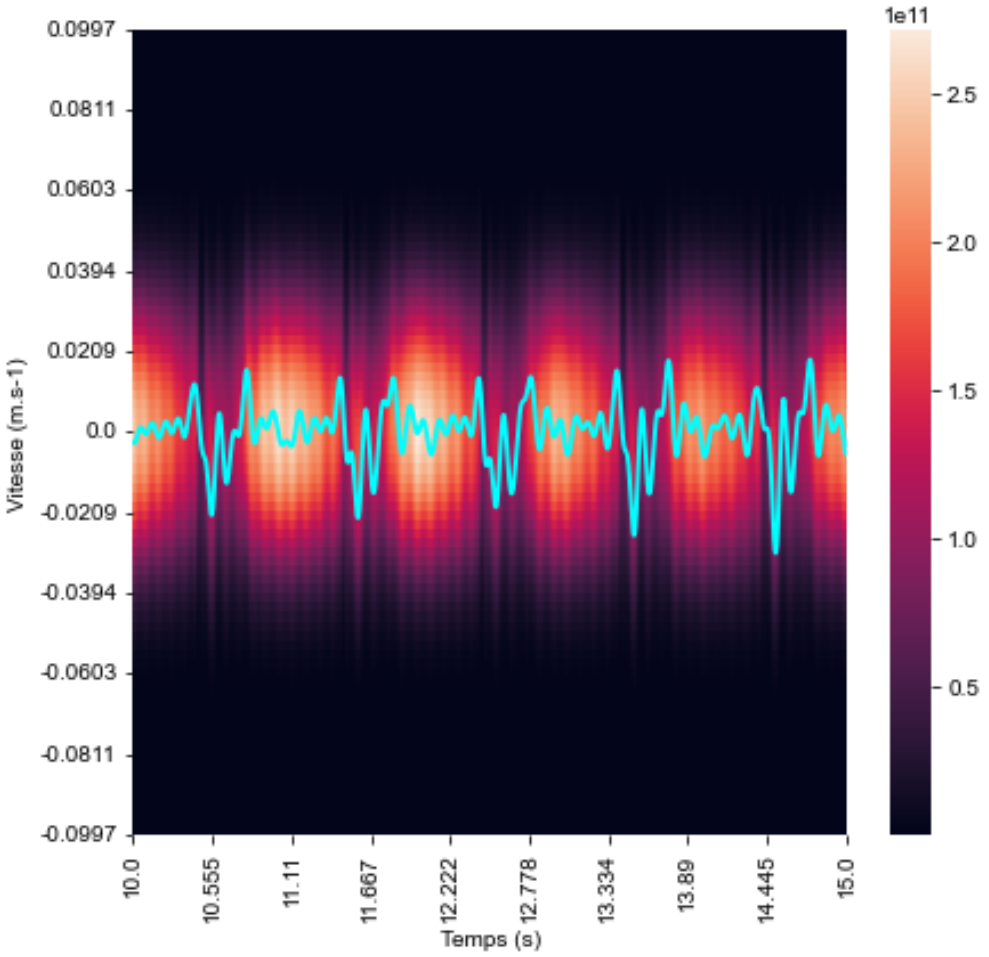


FIGURE 2.31. – Superposition de l'évolution de la vitesse de déplacement du buste en fonction du temps présenté sur la figure 2.26 et du signal vitesse extrait de celui-ci.

2.3.1.3. Le signal déplacement

L'information donnée par le signal vitesse est intéressante car la temporalité du mouvement est bien retransmise. En revanche, il n'est pas aisé de modéliser le déplacement effectué par le buste avec seulement cette information.

Ainsi, pour obtenir le signal représentant ce déplacement de l'objet étudié, dans ce cas le buste du sujet, il va falloir utiliser la fonction d'intégration du signal. En effet, l'intégration d'un signal de vitesse pour obtenir un déplacement consiste à calculer l'accumulation des variations de vitesse au fil du temps pour déterminer la distance parcourue.

L'intégration est l'opération mathématique inverse de la dérivation. Dériver une fonction, permet d'obtenir un nouveau signal qui représente son taux de variation instantané à un certain point. L'intégration, quant à elle, permet de calculer la fonction originale à partir de sa dérivée, en inversant ce processus.
Pour appliquer ce concept à un signal de vitesse, la vitesse est considérée comme la dérivée du déplacement par rapport au temps. En d'autres termes, si la vitesse est donnée par une fonction v(t), où t représente le temps, alors le déplacement peut être calculé en intégrant cette fonction v(t) par rapport au temps. Soit, si la fonction de vitesse est notée $v(t)$ et la fonction de déplacement $d(t)$, l'intégration de la fonction de vitesse pour obtenir la fonction de déplacement est représentée par :

$$d(t) = \int_a^b v(t)\,\mathrm{d}t \tag{2.22}$$

En pratique, l'intégration du signal vitesse récupéré au chapitre 2.3.1.2 implique la subdivision de l'intervalle de temps en petits pas et l'approximation de l'intégrale en utilisant la méthode des trapèzes représentée sur la figure 2.32.
En intégrant le signal de vitesse sur chaque intervalle de temps, puis en sommant ces

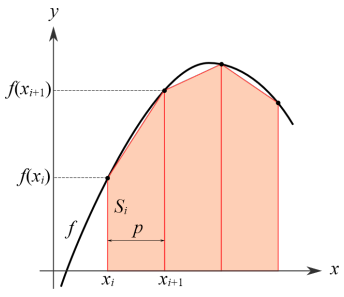


FIGURE 2.32. – Schéma explicatif de l'intégration trapézoïdale d'un signal.

valeurs intégrées, il est obtenu une estimation du déplacement total parcouru par le buste du sujet pendant la période de capture.
Théoriquement, le principe est ici d'assimiler la région sous la courbe représentative

d'une fonction f définie sur un segment $[x_i, x_{i+1}]$ à un trapèze et d'en calculer l'aire $A_{x_i,x_{i+1}}$ en utilisant l'équation suivante :

$$A_{x_i,x_{i+1}} = (x_{i+1} - x_i).\frac{f(x_i) + f(x_{i+1})}{2} \tag{2.23}$$

avec : $\begin{cases} x_i \text{ et } x_{i+1} \text{ : les abscisses de deux points consécutifs} \\ f(x_i) \text{ et } f(x_{i+1}) \text{ : la valeur de la fonction } f \text{ en ces points} \end{cases}$

Enfin, la somme des aires de ces segments permet l'obtention de l'aire globale sous la courbe et donc l'intégration du signal vitesse.
Au regard de la période d'échantillonnage vis à vis du signal, cette méthode est suffisamment simple et précise pour être implémentée dans le cadre de ce travail sur les données tout en étant compatible avec des capacités de calculs rapides et facile à déployer dans des systèmes portables actuels.
Ce signal de déplacement du buste va permettre d'étudier, plus que le battement cardiaque, le mouvement de ce muscle.

2.3.2. Traitement du signal

Le chapitre 2.1 a permis de présenter l'environnement des captures radar effectuées. Ensuite, le chapitre 2.3.1 a mis en lumière le processus de traitement appliqué en vue d'obtenir un signal représentant le déplacement de la cible étudiée soit, le buste d'un sujet. L'utilisation de cette signature et des fonctions de traitement du signal qui lui seront appliquées sont présentées dans cette section 2.3.2.

2.3.2.1. L'extraction des signatures cardiaque et respiratoire

En effet, le signal de déplacement du buste d'un sujet est une grande avancée. Cependant, il peut être encore complexe car composé de plusieurs mouvements différents. Les déplacements parasites ont été limités lors de la capture en allongeant le sujet et en lui demandant de ne bouger que le moins possible tout au long de l'enregistrement mais les signaux cardiaques et respiratoires peuvent être combinés.

Afin d'étudier l'un et l'autre de manière distinctes, il a fallu s'intéresser aux caractéristiques de chacune de ces signatures. En effet, l'amplitude du mouvement respiratoire est bien plus importante que celle du mouvement induit par les battements cardiaques. De plus, un autre critère permet de les différencier aisément, c'est leur bande de fréquences. Celle du mouvement respiratoire, pour un adulte au repos, est comprise entre 12 et 20 cycles respiratoires par minute, ce qui correspond à une fréquence respiratoire entre 0,2 et 0,33 Hz. En ce qui concerne le battement cardiaque, elle est plus élevée : un adulte au repos a une fréquence cardiaque supérieure à 55 BPM soit 0,92 Hz.
Ainsi, afin d'extraire le signal respiratoire du signal complexe de déplacement du

buste, un filtre passe-bas est appliqué à ce dernier dont la fréquence de coupure est supérieure à la plus haute fréquence respiratoire d'un adulte au repos, soit 0,5 Hz. Il en a été fait de même pour le signal cardiaque, avec un filtre passe-haut cette fois-ci, et dont la fréquence de coupure était inférieure à la plus petite fréquence cardiaque considérée, soit 0,85 Hz. L'application de ces filtres est schématisée sur la figure 2.33.

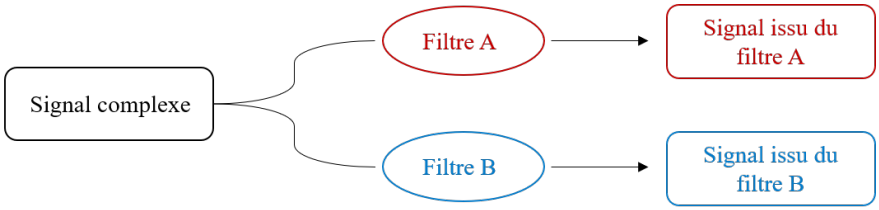


FIGURE 2.33. – Application des filtres A et B sur le signal complexe en vue de la séparation des signatures A et B comprises dans le signal d'entrée.

Les filtres évoqués ci-dessus sont des filtres idéaux. Ils consistent à travailler sur le spectre du signal complexe en le multipliant par un filtre rejetant toutes les fréquences à exclure tout en conservant celles contenant de l'information.

La figure 2.34 représente le spectre d'un signal complexe composé de deux sinusoïdes représentant théoriquement les signaux cardiaques et respiratoires détectés par le radar normalisés en noir ainsi que les filtres appliqués pour la bande de fréquences cardiaques en bleu (filtre A sur cette figure) et celle des fréquences respiratoires en rouge (filtre B sur cette figure). La décision de conserver la totalité des hautes fréquences du signal complexe a été prise dans l'objectif de garder un maximum d'informations. En effet, l'intention générale ne se limite pas à détecter uniquement le battement cardiaque mais de s'intéresser au mouvement complet du buste induit par le cœur au cours des battements. Ainsi en conservant un maximum de données spectrales et donc un maximum d'informations présentes dans le signal, cela permet de ne pas se contenter à la détection de battement.

Utiliser ce type de filtres théoriques permet de modifier aucunement la phase du signal traité mais de travailler uniquement sur le module de celui-ci. C'est pour cette raison que les figures 2.34 et 2.35 représentent respectivement le module du signal complexe et les filtres A et B à appliquer et le module des signaux A et B filtrés en question.

2.3.2.2. L'introduction du temps-pulsation

En vue d'évaluer la reproductibilité des signaux issus des battements cardiaques, deux grands critères sont étudiés : la reproductibilité inter-individus et celle intra-individu. Dans les faits, cela se traduit par effectuer des captures sur plusieurs volontaires pour la première mais aussi, de faire plusieurs enregistrements sur chacun

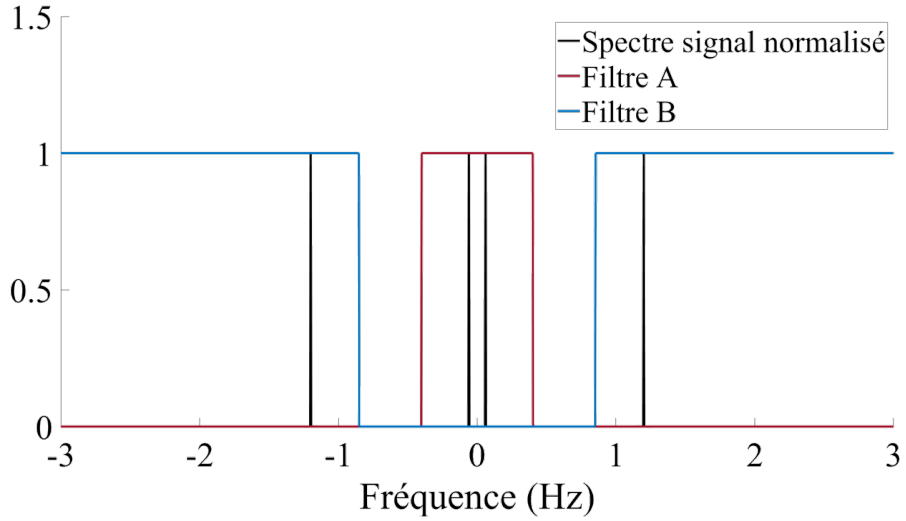


FIGURE 2.34. – Représentation du module du spectre fréquentiel du signal complexe et des filtres A et B à appliquer en vue de la séparation des signatures A et B.

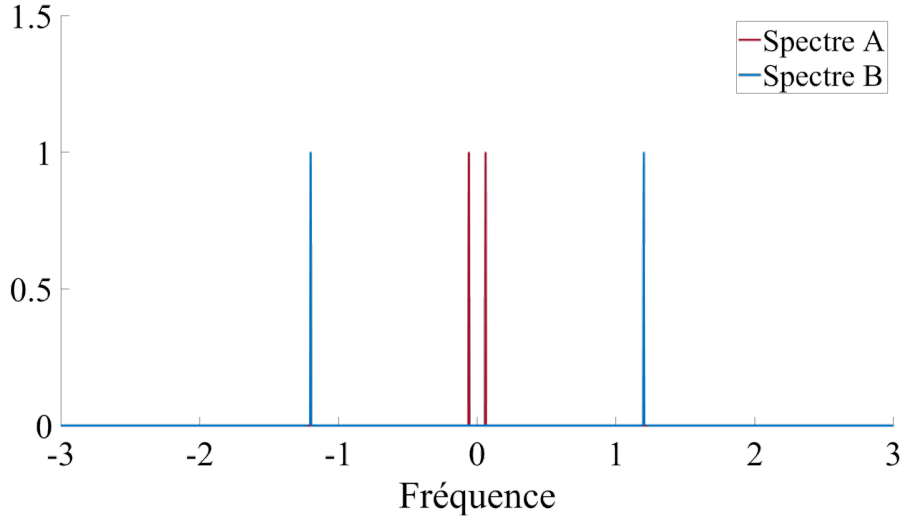


FIGURE 2.35. – Modules des spectres fréquentiels des signatures A et B extraites après application des filtres A et B sur le signal complexe présentés sur la figure 2.34.

d'entre eux pour la seconde.

En étudiant le signal de déplacement du buste, un certain motif semble se répéter au fil du temps. La figure 2.36 représente le signal en question en rouge et des séparateurs de motifs à l'aide de lignes verticales jaunes. Le délai temporel entre deux lignes jaunes s'intitulera un "temps pulsation". Ce temps-pulsation, motif représentant un déplacement du buste, a une période égale à celle des battements cardiaques de l'individu enregistrées par l'ECG. Pour en connaître la répétabilité, il est pertinent de s'intéresser à l'évolution de la période de ces motifs tout au long de la capture.
Pour cela, chaque temps-pulsation a été découpé au niveau des pics négatifs le délimitant et enregistré dans une matrice en conservant l'ordre de ceux-ci afin de garder la temporalité des informations intacte. Un tableau à trois dimensions est ainsi obtenu contenant chaque temps-pulsation enregistré au cours de la capture. Ils sont ensuite recentrés par rapport au point central des bornes le délimitant et superposés comme exposé dans la figure 2.37. Les informations extraites de ce traitement du signal seront représentées dans le chapitre 3.1.

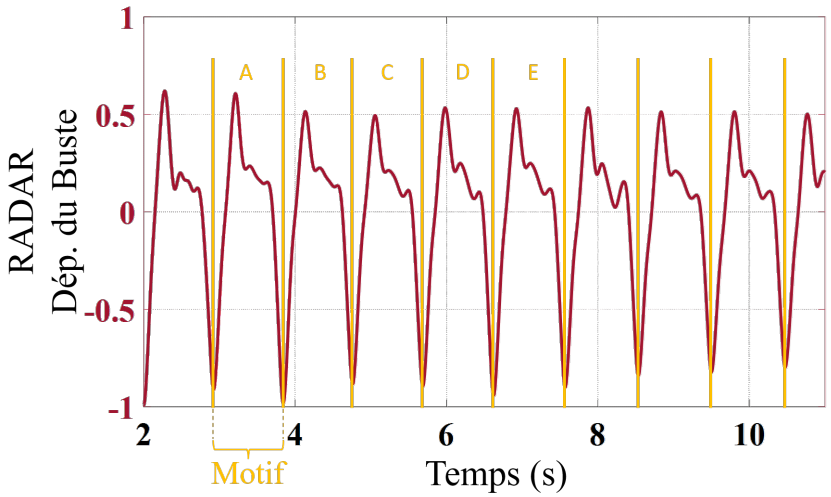


FIGURE 2.36. – Détection et séparation d'un motif périodique au cours d'une capture - définition du temps-pulsation.

2.3.3. Synchronisation des signaux ECG et radar

Les principes de fonctionnement du cœur exposés dans le chapitre 1.2 ont permis d'apprendre que l'activité électrique du myocarde était à l'origine de son activité mécanique. Cette information implique donc un certain décalage temporel entre ces deux signatures. Cela signifie qu'un même battement détecté sur le signal ECG sera découvert avec un petit retard temporel sur le signal radar. L'intérêt devient alors de connaître la valeur de ce décalage afin d'assurer la synchronisation de ces signaux et

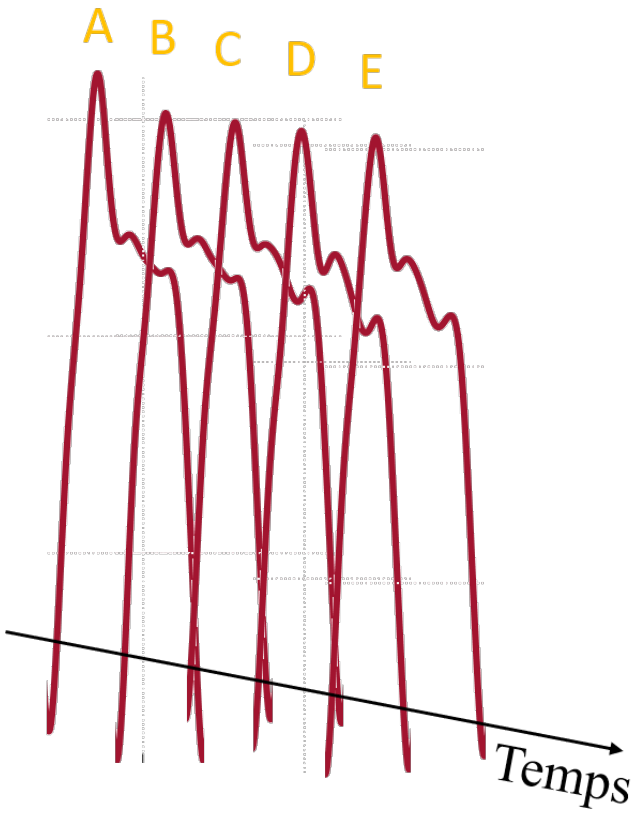


FIGURE 2.37. – Superposition des temps-pulsations déterminés sur la figure 2.36.

de pouvoir étudier l'évolution de l'un par rapport à l'autre.

En effet, les captures étant effectuées et donc lancées manuellement, il est impossible de ne pas être parfaitement synchronisé lors du lancement des deux enregistrements et il est également difficile de connaître le décalage de l'un vis à vis de l'autre. Pour palier à cette problématique, une expérience a été menée et présentée dans l'article [34] de Grisot R. *et al.*. L'objectif de cette manipulation est d'appliquer une tension de quelques volts à une électrode de l'ECG à l'instant même où la capture radar est lancée afin d'avoir un instant de référence entre les deux enregistrements.

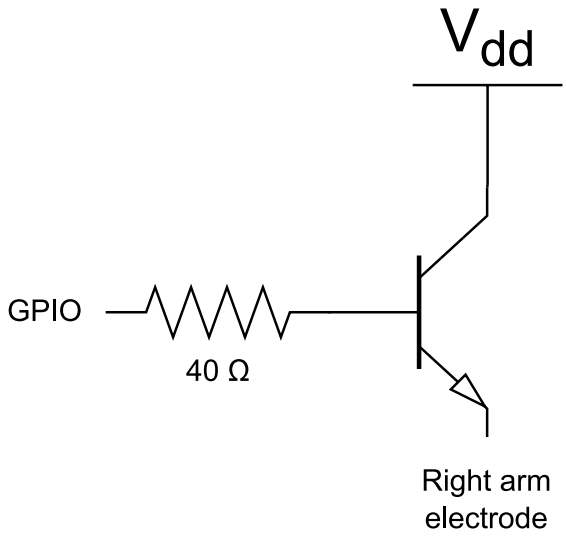


FIGURE 2.38. – Schéma du circuit électronique utilisé, permettant d'appliquer une perturbation visible sur le signal électrique lorsque l'enregistrement radar débute.

Pour ce faire, une carte avec un microcontrôleur a été utilisée. Un petit circuit électronique a été monté tel que présenté sur la figure 2.38. Celui-ci a été installé entre l'ordinateur sur lequel les données radar sont enregistrées et l'électrode collée sur le bras droit du sujet étudié, elle même reliée à la carte d'acquisition ECG. L'électrode en question a été choisie de manière à ce qu'il soit possible de voir la tension appliquée par cette expérience sur une dérivation intéressante telle que la dérivation Lead II, présentée sur la figure 1.14. Ainsi le microcontrôleur, branché à l'ordinateur contrôlant le lancement de l'enregistrement radar par USB, reçoit un signal lorsque la capture commence. Il change alors l'état d'une GPIO (pour General Purpose Input/Output en anglais) pour le passer à "UP" pendant 100 ms avant de le repasser à "DOWN" pour la suite de l'expérience. La GPIO, reliée à la base d'un transistor, a permis d'appliquer le potentiel V_{dd} à son émetteur tout le temps où son état est resté UP. Cette tension Vdd, paramétrée à $3,3\ V$, a été appliquée à l'électrode, elle même reliée à cet émetteur. En prenant en compte le fait que la magnitude d'un signal ECG n'est généralement que de quelques millivolts, l'application de ce potentiel impactera le signal de sortie

de manière très lisible. Un grand front ascendant suivi d'un front descendant tout aussi important seront détectés. Un exemple de détection évoquée ici est présentée sur la figure 2.39. En bleu est représenté le signal Lead II de l'électrocardiogramme enregistré et la ligne verticale rouge représente l'instant auquel est détecté l'impulsion électrique envoyée sur l'électrode positionnée sur le bras droit du sujet étudié. Dans l'objectif d'être certain que cette perturbation soit détectée, l'enregistrement ECG a été débuté environ 3 s avant celui de radar, et donc de la perturbation électrique.

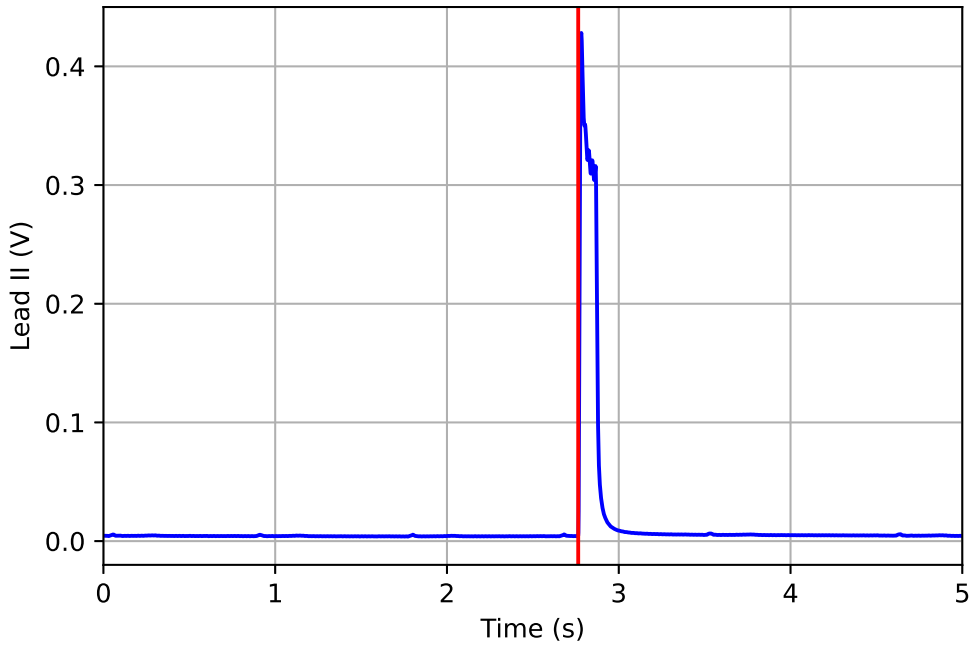


FIGURE 2.39. – Exemple d'un pulse détecté sur le signal Lead II de l'ECG.

Cette expérience a été menée sur trois sujets différents, deux hommes et une femme, en suivant la description de manipulation présentée en début de ce chapitre 2.1.1, ceci en reliant également le circuit présenté sur la figure 2.38 à l'électrode du poignet droit de chacun d'eux. Plusieurs captures ont été effectuées sur chacun des volontaires afin de maximiser les données de l'expérience en vue de valider l'hypothèse de détection de ce délai théorique entre la signature électrique et la signature mécanique du myocarde.

Une fois avoir détecté la perturbation, l'instant exact du début de la capture radar est alors connu et repérable sur le signal ECG. La synchronisation de ces deux signaux à cet instant est alors faisable et la partie de l'ECG en amont de cette perturbation n'est pas conservée. Enfin, au vu de l'impact de l'expérience sur le début du signal ECG (fronts ascendant et descendant importants), 1 seconde de données a été supprimée sur les deux signaux afin d'être certain de ne conserver que la partie de la capture contenant les informations cardiaques du volontaire. Les signaux enregistrés

par le radar et l'ECG superposés seront présenté dans la suite de ce mémoire, et plus précisément dans le chapitre 3.1.

En prenant en compte la totalité des captures effectuées dans le cadre de cette expérience, un retard moyen de $48,0\ ms \pm 1,3\ ms$ entre la synchronisation manuelle fondée sur la correspondance des pics de plus grande amplitude de chaque signal (présentée figure 3.6) et celle effectuée grâce à cette expérience d'impulsion dans la signature ECG (représentée figure 3.7). L'erreur de $1,3\ ms$ est considérée suffisamment faible par rapport à un temps battement d'environ 1 seconde pour être négligée dans la synchronisation des signaux enregistrés lors des captures présentées dans ce mémoire.

Le chapitre 2 de ce mémoire de thèse a été consacré à l'exploration et à la présentation des différents outils et fonctions utilisés pour mener à bien cette étude. Les briques de traitement essentielles qui ont servi de fondements à notre approche méthodologique ont été passées en revue. Ces outils ont été soigneusement sélectionnés pour leur pertinence et leur efficacité dans la résolution des problématiques de recherche énoncées au début de ce travail. Dans le chapitre 3, les résultats obtenus en utilisant ces différents éléments de traitement présentés précédemment seront dévoilés. Ainsi, une mise en perspective des contributions respectives de chaque brique de traitement de signal dans l'ensemble du processus d'analyse émerge. Les conclusions tirées de cette approche permettent de formuler des recommandations pertinentes, soulignant ainsi l'impact déterminant des choix méthodologiques sur les résultats obtenus.

3. EXPLOITATION

Sommaire

3.1. Résultats 105
3.1.1. Captures en apnée 105
3.1.2. Captures avec respiration 117
3.1.2.1. Séparation des signaux cardiaque et respiratoire 118
3.1.2.2. Variation du rythme cardiaque en fonction de la respiration 118
3.2. L'écho-cardiographie 122

3.1. Résultats

Le chapitre 1 a permis de présenter la théorie du mouvement du cœur et les mécanismes liés à celui-ci. Lors du chapitre 2, la mise en place d'une expérience afin d'enregistrer les signaux électriques et mécaniques du myocarde a été exposée. A été ajoutée ensuite, la description des différentes étapes de traitement du signal appliqué sur les signaux capturés lors de l'expérience radar - ECG. Autant d'étapes qui ont été nécessaires en amont du travail de recherche présenté dans ce mémoire pour arriver aux résultats qui seront révélés dans ce chapitre. La première partie de l'étude a consisté au traitement des signaux enregistrés lors des captures effectuées en apnée. Par la suite, le signal étudié a été complexifié avec la prise en compte également de la respiration qui, comme présenté dans le paragraphe 2.1.1 impacte de manière importante le déplacement du buste. Ces différentes recherches ont été menée en ayant comme point de comparaison l'électrocardiogramme. Enfin, en vue d'étudier de façon plus poussée le mouvement du myocarde, une échographie a été effectuée sur certains sujets. Cela a permis la comparaison entre deux signaux issus de la mécanique du cœur. Ainsi, le travail de recherche présenté dans ce mémoire a nécessité plusieurs campagnes de capture avec différentes contraintes afin de récolter un maximum de données pour l'étude des signaux et la proposition d'hypothèses.

3.1.1. Captures en apnée

Une première campagne de capture a été menée sur 22 sujets composés de 12 femmes et 10 hommes âgés de 18 à 57 ans. Au cours de l'enregistrement calibré sur 30 secondes, durée en accord avec des exercices d'apnée pouvant être effectués pour la relaxation [31], il est demandé au volontaire

— de retenir sa respiration dans la mesure du raisonnable. Si la personne ressent le besoin de respirer, elle reprend sa respiration et seulement la partie de l'enregistrement où elle est restée en apnée sera étudiée.
— de ne pas bouger afin de ne pas ajouter de mouvements parasites au cours de la capture.

Avec ces contraintes, le mouvement du buste induit par le cœur est ainsi mis en avant et le signal enregistré par le radar sera le plus épuré possible. En plus de la signature radar, la signature électrique de l'ECG est enregistrée en simultané, à l'aide des quatre électrodes placées aux chevilles et poignets tel qu'illustrées dans la section précédente sur la figure 2.20. Ceci, dans l'idée d'avoir un élément de comparaison bien connu du milieu médical et utilisé dans le monde. L'expérience ici décrite est représentée sur la figure 3.1

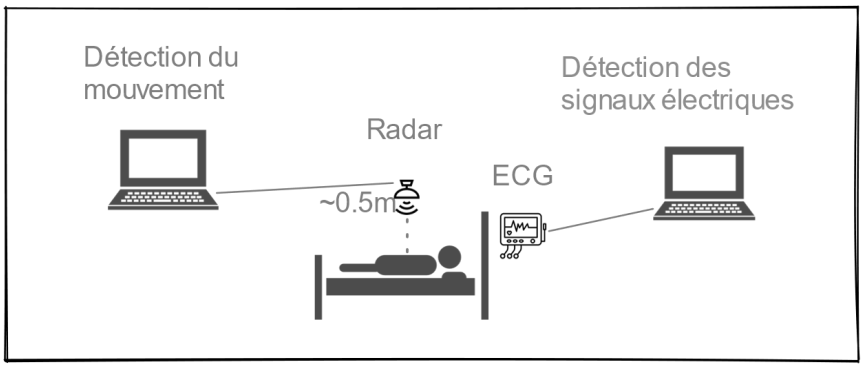


FIGURE 3.1. – Schéma représentant l'expérience menée pour l'enregistrement des signaux électriques ECG et mécaniques extraits du radar.

Après 30 secondes de capture, les données sont enregistrées sur l'ordinateur de la personne effectuant la capture, l'opérateur. Différentes briques de traitement du signal présentées dans le chapitre 2.3 leur sont ensuite appliquées en vue de révéler le mouvement capturé, au centre de l'intérêt.

Concernant les données ECG, un filtre réjecteur de bande à Réponse Impulsionnelle Infinie (ou *IIR* en anglais) est appliqué sur le signal afin d'en retirer la fréquence du réseau électrique. En effet, en enregistrant la signature électrique de l'électrocardiogramme d'une personne à l'aide de patchs et d'électrodes, est enregistré en réalité un signal complexe composé de l'information cardiaque et de la fréquence du réseau. N'ayant aucune information à récupérer de cette dernière fréquence, la retirer permet de ne conserver que les données cardiaques contenues dans le signal.
Ainsi, l'utilisation d'un filtre réjecteur de bande permet de retirer cette fréquence dont le paramètre peut être variable en fonction du pays dans lequel l'étude est menée. En France, c'est une fréquence de 50 Hz qui est à soustraire au signal, tandis

qu'aux États-Unis par exemple il aurait fallu le calibrer sur 60 Hz. L'intérêt de rejeter cette fréquence est d'épurer le signal enregistré. Ce type de filtre, facile à mettre en œuvre et à utiliser, est choisi ici car il est très puissant et particulièrement adapté grâce à sa capacité à couper la partie indésirable du signal de 99%. Il permet donc de conserver un maximum de détails fréquentiels en supprimant la bande non souhaitée.

Une fois le signal filtré, il a été recentré sur 0 V afin de pouvoir l'afficher sur la même fenêtre que la signature mécanique captée par le radar. Pour centrer un signal, la technique utilisée est le retrait de la valeur moyenne du signal à la coordonnée de chacun des points constituant la courbe.

$$S_{centré} = S - mean(S) \tag{3.1}$$

Avec S le signal enregistré non centré et $S_{centré}$ le signal centré.
Ainsi l'unique traitement du signal appliqué sur le signal enregistré grâce à la carte d'acquisition ADAS1000 sont ce filtrage et centrage comme synthétisé sur la figure 3.2.
Le résultat de ces deux traitements est présenté sur la figure 3.3.

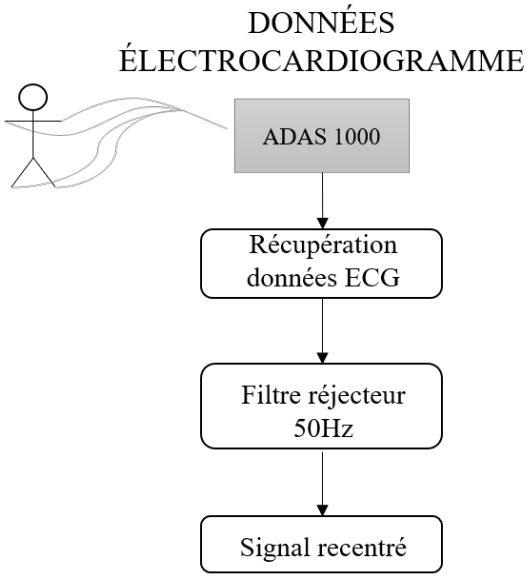


FIGURE 3.2. – Schéma bloc global du traitement du signal de l'électrocardiogramme.

Concernant les données enregistrées avec le radar, le traitement appliqué est un peu plus conséquent. Les différentes étapes ont été présentées dans le chapitre 2.3.
En effet, une fois les données enregistrées au format I/Q et pré-traitées selon les méthodes expliquées dans la section 2.3.1.1, des transformées de Fourier leur sont appliquées comme présenté dans la section 2.3.1.2. Un seul indice de portée est conservé correspondant à la distance radar-buste comme expliqué dans cette même section.

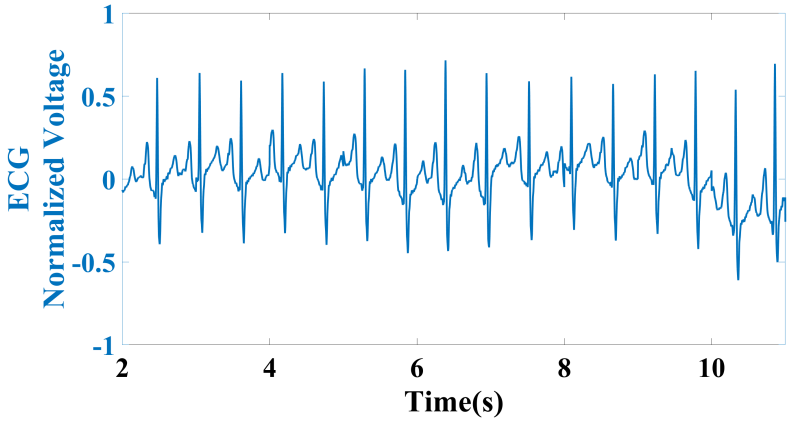


FIGURE 3.3. – Signal ECG enregistré sur un sujet au cours d'une capture.

En sortie de ces étapes de traitement, les données récupérées représentent la vitesse de déplacement de la surface du buste captée par le radar. Ce signal vitesse est par la suite recentré avec la même technique que celle employée pour le signal ECG 3.1 afin de pouvoir finalement le comparer au signal électrique présenté précédemment.

L'ensemble du processus énoncé ici est synthétisé par la figure 3.4.
La figure 3.5 représente ainsi la vitesse de déplacement du buste dont le mouvement est induit par les battements cardiaques.

Sur la courbe représentant la signature de la vitesse de déplacement du buste, figure 3.5, il est possible d'observer une certaine périodicité et reproductibilité d'un temps battement.
La finalité de l'étude présentée dans ce mémoire est de pouvoir corréler les signaux ECG et les signaux radars. Une des manières de procéder est de superposer la signature mécanique obtenue grâce au radar à la signature électrique enregistrée par l'ECG au même instant, il devient possible avec une même base de temps de comparer cette périodicité. La superposition des deux signatures cardiaques, mécanique en rouge et électrique en bleu, synchronisées manuellement sur les plus grands pics respectifs de ces deux courbes est présente sur la figure 3.6.

En superposant de cette manière les deux signatures cardiaques, l'occurrence d'une grande similitude des périodicités dans les signatures est mise en avant. En effet, il est remarquable que pour chaque pic R sur l'électrocardiogramme, un pic vitesse apparait sur la courbe radar. Elles ont ainsi été manuellement synchronisées signifiant que volontairement chaque pic R positif a été superposé à un pic vitesse négatif. Cette synchronisation permet de comparer ces relevés mais ne correspond pas fidèlement à la réalité comme il a été présenté dans la section 1.2 (l'activité électrique du cœur étant à l'origine de son activité mécanique). De fait, en ne touchant pas à la base de temps des signaux enregistrées, un certain délai est à remarquer entre ces deux

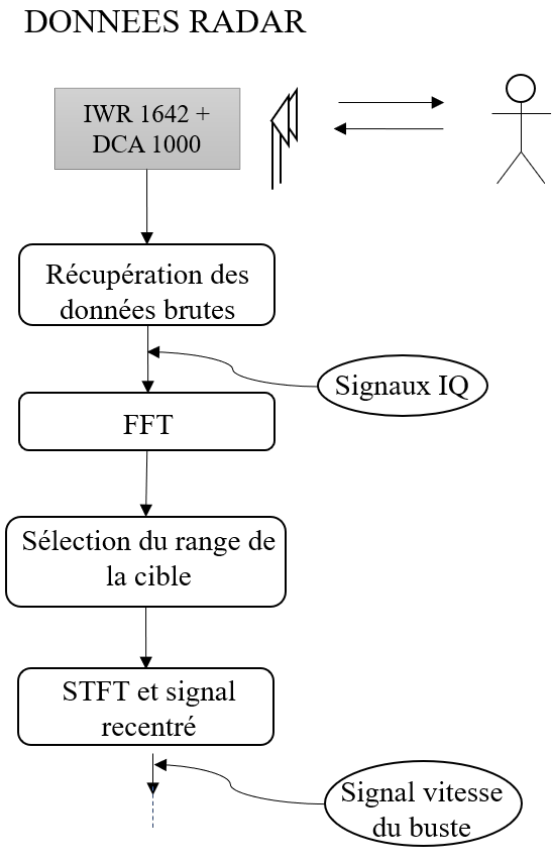


FIGURE 3.4. – Schéma bloc des étapes de traitement des données radar effectuées jusqu'à l'obtention d'un signal de vitesse de déplacement du buste.

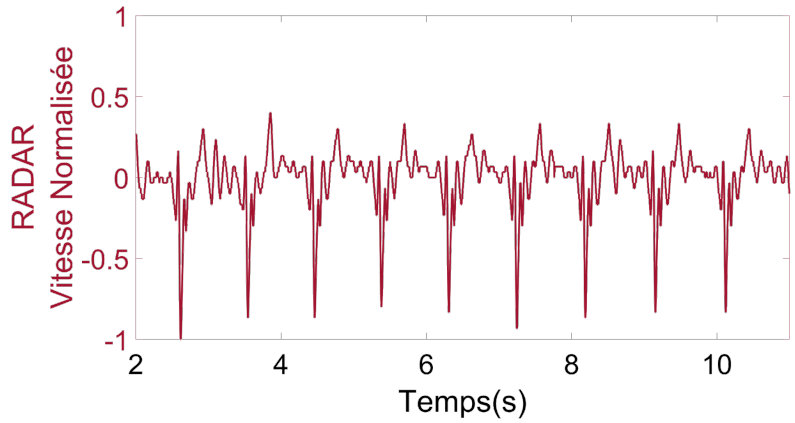


FIGURE 3.5. – Signal de vitesse de déplacement thoracique du sujet testé en apnée enregistré par le radar.

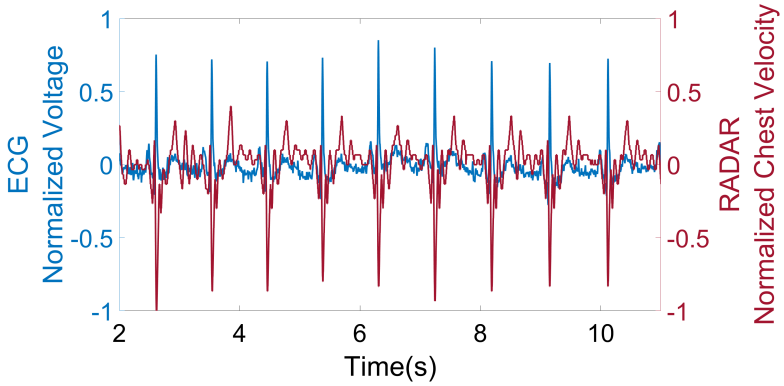


FIGURE 3.6. – Courbe de vitesse de déplacement thoracique du sujet testé en train de retenir sa respiration synchronisée pic à pic au signal ECG enregistré pendant la même période.

activités avec un pic R de l'électrocardiogramme en avance sur le pic vitesse symbolisant un mouvement cardiaque. Ce décalage temporel, dont la caractérisation est présentée dans la section 2.3.3, est appliqué sur le signal radar de telle sorte que la synchronisation des deux activités du myocarde soient représentées sur la figure 3.7.

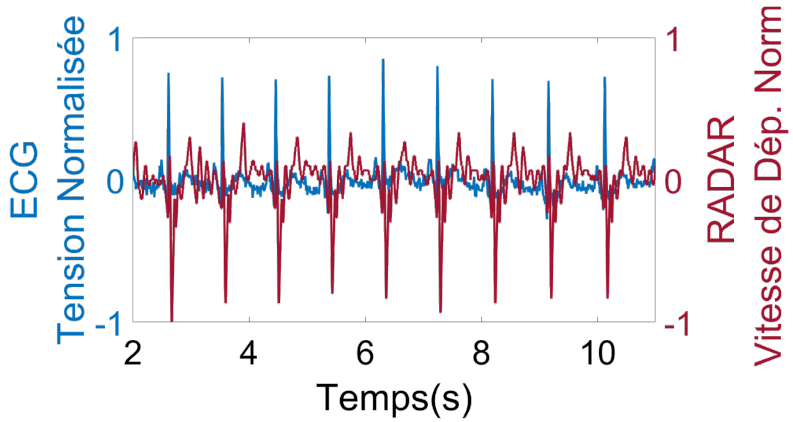


FIGURE 3.7. – Courbe de vitesse de déplacement thoracique du sujet testé en train de retenir sa respiration et le signal ECG enregistré pendant la même période.

Ainsi, le signal vitesse a été calculé par l'application de quelques traitements expliqués ci-avant. Par la suite, l'intérêt de s'intéresser à un signal plus facile à interpréter a permis de recouvrer de nouvelles données : le signal de déplacement du buste. En effet, à l'œil nu il est bien plus aisé de détecter un mouvement plutôt que la vitesse relative de celui-ci. Pour obtenir l'évolution de la position du buste, relativement au radar, et ainsi recouvrer le signal de déplacement du sujet, la technique d'intégration

de la vitesse est utilisée. Cette dernière est présentée figure 2.32 et son application est expliquée dans la section 2.3.1.3. En reprenant la suite du schéma bloc présenté sur la figure 3.4, une brique d'intégration est ainsi ajoutée telle que exposé sur la figure 3.8.

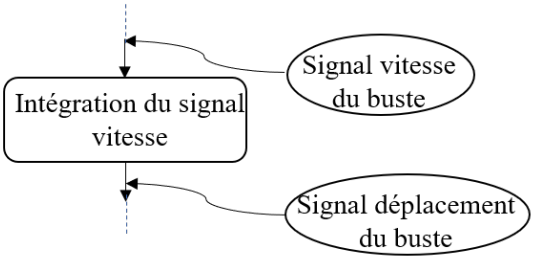


FIGURE 3.8. – Présentation de l'étape de transformation des données du signal vitesse au signal de déplacement du buste du sujet.

En sortie de la fonction d'intégration, le signal de l'évolution du déplacement du buste enregistré par le radar est découvert. En superposant à nouveau celui-ci au signal électrique sauvegardé aux mêmes instants, la figure 3.9 est obtenue avec le signal mécanique en rouge et le signal ECG en bleu. La cohérence des périodes de chacun des battements mis en lumière à l'étape précédente est logiquement conservée.

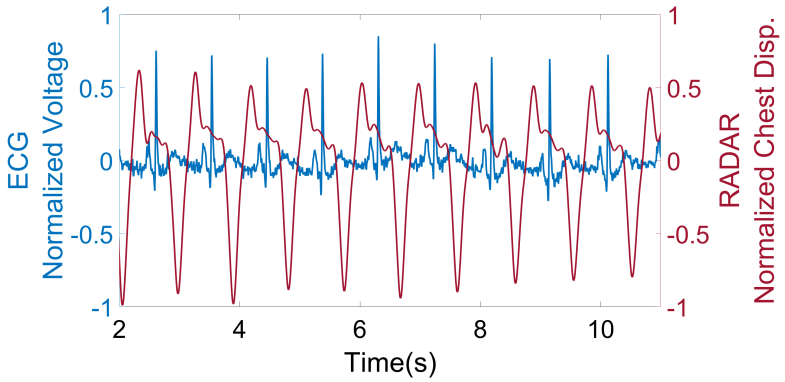


FIGURE 3.9. – Courbe de déplacement du buste du sujet testé en apnée et signal ECG enregistré sur la même période.

Le travail effectué pour la récolte des données, et les traitements appliqués à celles-ci jusqu'à présent, permettent de démontrer la détection du déplacement du buste induit par le cœur au cours de battements cardiaques de manière non invasive.
Pour pousser l'étude de ces mouvements, et prêter attention à la reproductibilité intra-observateur, donc la reproductibilité d'un certain temps-symbole au sein d'une même capture effectuée sur une personne, le concept de temps-battement a été introduit. Sa

découpe a été présentée dans la section 2.3.2.2 et ces dernières étapes de traitement du signal sont présentées sur la figure 3.10.

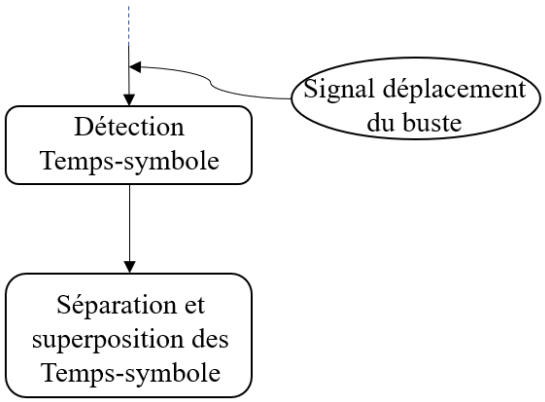


FIGURE 3.10. – Schéma bloc représentant les étapes de détection et de séparations des temps-pulsation détectées sur le signal de déplacement thoracique.

Dans l'optique de toujours avoir un élément de référence dans le milieu médical, l'extraction d'un temps-battement dans l'électrocardiogramme a été également effectuée. De la même manière que pour le signal radar présenté dans cette section 2.3.2.2, chaque battement a été découpé sur le signal complet et superposé sur les autres. Chaque extrait de signal est centré sur le pic R du complexe (dont la présentation a été menée section 1.3). Cette mesure cumulative centrée en 2 dimensions est imagé sur la figure 3.11.

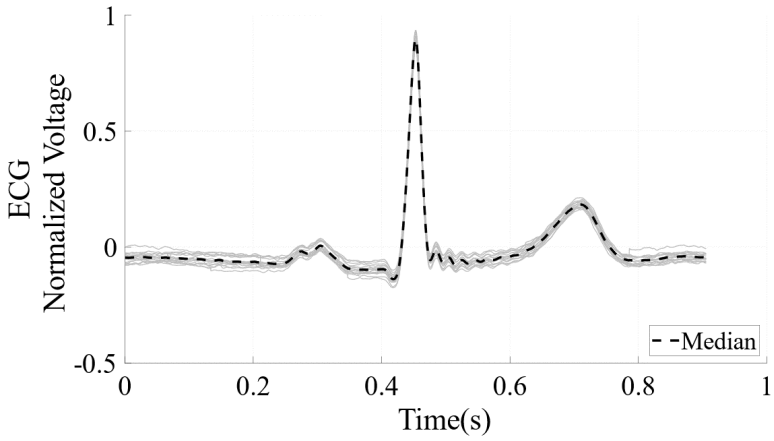


FIGURE 3.11. – Mesure cumulative centrée sur les pics du signal ECG enregistrés au cours d'une capture.

Ce format de données permet d'étudier la reproductibilité de cet extrait tout au

long de la capture. Sur cette figure, 22 temps-battements sont représentés en gris et la médiane de cet ensemble est tracée en pointillés noirs. Ainsi, il est à noter que la dérive des battements tant en temporel qu'en amplitude est quasi nulle.
En utilisant cette même technique de représentation pour les données issues de l'enregistrement radar, la figure 3.12 est obtenue. De cette façon, la reproductibilité du temps-battements est également mise en avant. La découpe de ces extraits de signaux est effectué sur la base du plus grand temps-battement détecté, soit la période la plus longue entre deux pics négatifs consécutifs considérés comme étant les bornes d'un battement détecté. La valeur de cette période est enregistrée et en la recentrant sur le point central des deux bornes du battement étudié, l'entièreté du mouvement cardiaque est sélectionné. En superposant ces temps-battements en gris de la même manière que les signaux ECG sur la figure 3.12, il possible de tracer la médiane en pointillés noirs et de remarquer le très faible écart-type du lot de données. En guise de vérification et caractérisation de cette reproductibilité, l'écart-type en deux points de la courbes a été calculé. Le résultat est de 1,8% et 0,8% pour les points A et B respectivement. La raison de la présence de ces points ne s'arrête pas au calcul de l'écart-type à deux endroits pris au hasard. Ceux-ci permettent également de notifier le début de deux phases significatives du battement cardiaque.

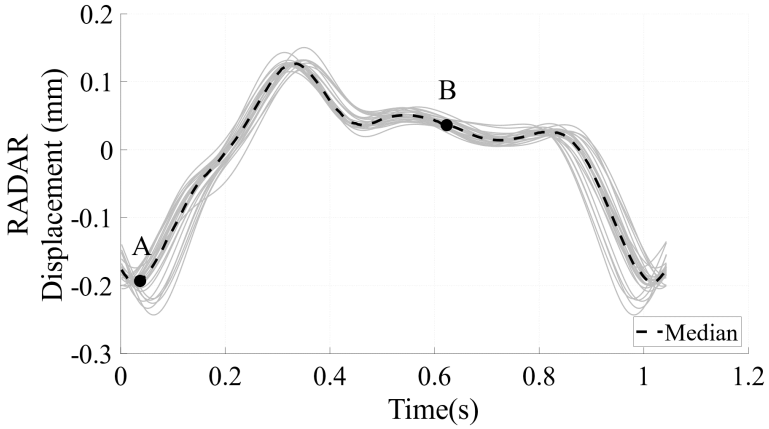


FIGURE 3.12. – Mesure cumulative centrée sur les pics du signal RADAR enregistrés au cours d'une capture.

En effet, le battement cardiaque peut être également caractérisée par deux étapes clés : la systole et la diastole.
Dans la première partie énoncée, la systole, le cœur se contracte et éjecte le sang dans les artères. Concernant la seconde, la diastole, elle est la phase durant laquelle le cœur se relâche et se remplit de sang. Il existe deux différentes systoles au cours du battement cardiaque : une systole auriculaire suivie d'une systole ventriculaire, synchronisées du côté droit et du côté gauche du cœur. Elles sont imagées en début de ce mémoire grâce à la figure 1.4. D'après le signal représentant l'activité électrique du myocarde, la masse musculaire des ventricules est bien plus importante que celle des

oreillettes [25]. Ainsi, il est physiologique que la vibration, ou le mouvement, induit par la structure thoracique ayant le plus de masse musculaire soit le plus détecté à la surface de la peau : celle des ventricules. De fait, ce sont les systoles et diastoles ventriculaires sur lesquelles la suite de cette étude va se concentrer.

La figure 3.13 permet l'identification de ces deux étapes sur des signaux de différentes natures.
Tout d'abord sur le signal ECG en bleu, la systole débute au même instant que le pic R du signal et se termine peu après l'onde T, instant à partir duquel commence alors la diastole ventriculaire. Cette dernière se termine au moment où la systole débute.
Le signal rouge représente l'évolution du volume ventriculaire au cours du battement. Par nature, les ventricules se contractent au cours de la systole, donc logiquement, leur volume diminue tandis qu'ils se relâchent au cours de la diastole donc leur volume augmente pour reprendre leur position de repos. Ces phénomènes sont ainsi bien visible sur la courbe rouge de cette figure.
Enfin, sur le signal radar de déplacement du buste synchronisé sur l'ECG représenté en noir ici, il est possible de définir deux points clés A et B, représentant respectivement le début de la diastole et celui de la systole. Ces points ont été reportés sur la figure précédente 3.12 afin d'exposer la régularité du battement cardiaque et la possibilité de détection de ces étapes-clés tout au long de la capture d'ores et déjà vérifiée sur la mesure cumulative centrée sur les pics du signal ECG.

Les deux figures ci-avant représentant les mesures cumulatives centrées sur les pics des signaux radar 3.12 et ECG 3.11 sont idéales pour étudier la reproductibilité et la régularité des battements cardiaques tant dans leur mouvement que dans leur impulsion électrique. Cependant, cette technique de représentation ne permet pas d'étudier l'aspect temporel de ces temps-battements superposés. Pour parer à cette problématique, la figure 3.14 est la représentation en trois dimensions des temps-battements extraits du signal de déplacement du buste enregistré par le radar. Ce type de représentation permet d'avoir la temporalité au sein même du mouvement cardiaque mais aussi celle des temps-battements au cours de la capture entière. Voici une nouvelle représentation des signaux de l'enregistrement radar permettant d'évaluer la technologie radar et sa détection du mouvement cardiaque sans contact.

En résumé, le schéma bloc de la figure 3.15 représente les différentes actions appliquées sur les données radar et ECG enregistrées simultanément lors d'une capture sur un sujet au repos retenant sa respiration.

Les captures en apnée et leur traitement présentés dans cette section ont permis de démontrer la capacité du radar à détecter les mouvements du buste induit par le cœur au cours des battements. Le conditionnement du signal et les briques de traitement du signal exposés en section 2.3 ont été utilisées pour obtenir les figures mises en avant

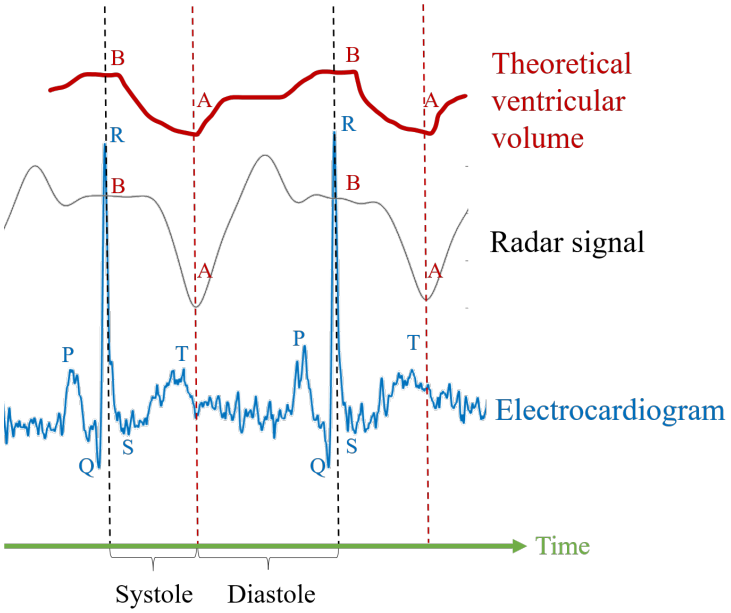


FIGURE 3.13. – Superposition de l'évolution théorique du volume ventriculaire extraite du diagramme de Wieggers et de la signature cardiaque du thorax induite par le cœur et le signal ECG pendant deux battements mesurés sur un SUT.

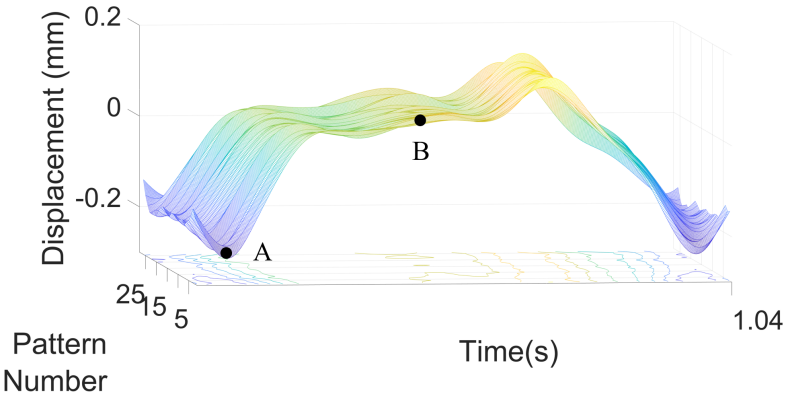


FIGURE 3.14. – Diagramme 3D de l'évolution temporelle de 22 temps-battements centrés détectés lors de l'enregistrement du signal mécanique par le radar d'un sujet en apnée.

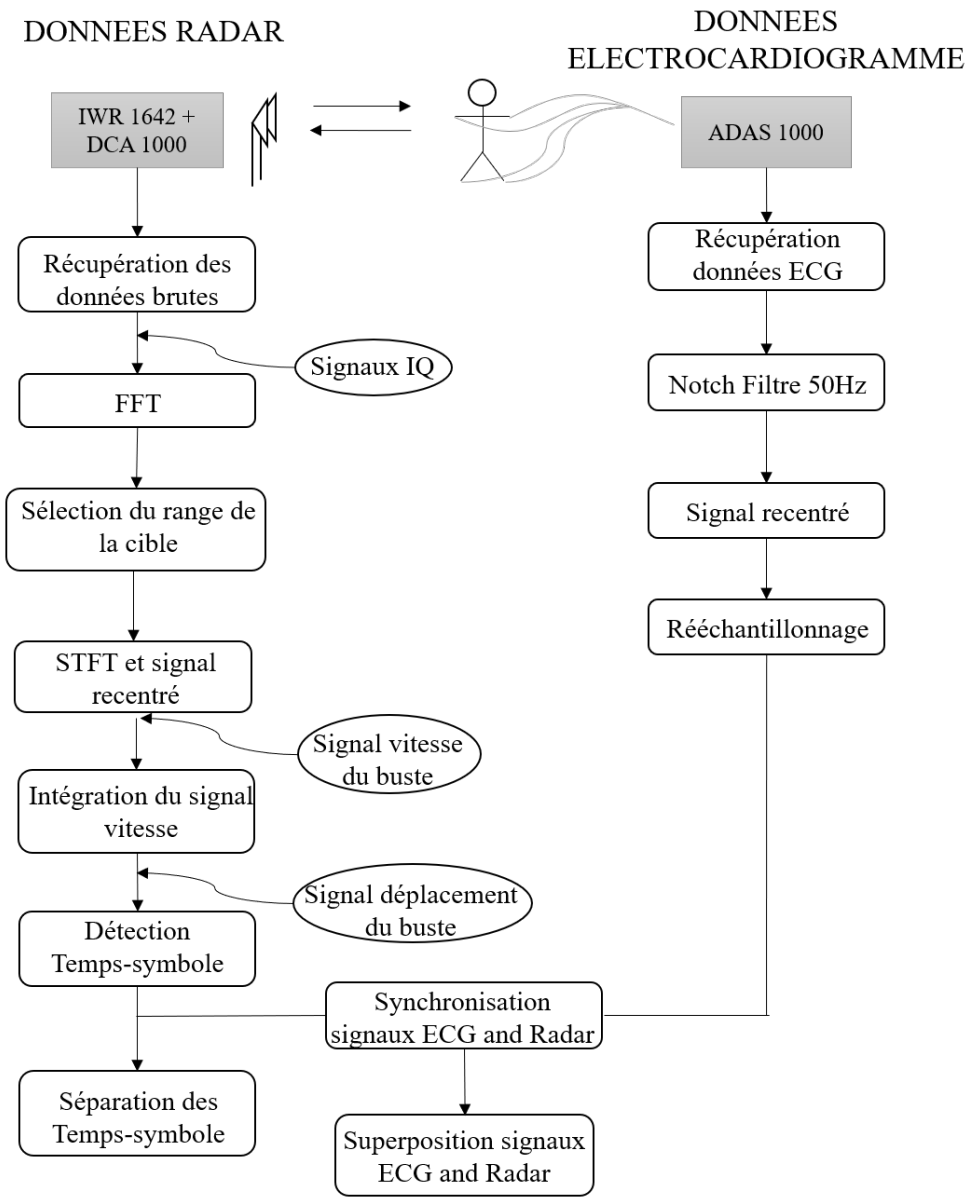


FIGURE 3.15. – Schéma bloc global du traitement des données et fonctions de traitement de signal appliquées sur les données RADAR et ECG enregistrées au cours d'une capture.

dans ce chapitre. Cependant, dans l'idée d'être moins invasif lors de l'acquisition et ainsi permettre des capture tout au long de la vie quotidienne des sujets, il a été indispensable de prendre en compte la respiration dans l'expérimentation. En effet, pour étudier les signaux complexes de déplacement du buste composés de mouvements cardiaques et de mouvements respiratoires, une seconde campagne de capture a été organisées. Le protocole d'enregistrement des données a été identique à celui énoncé dans la section 3.1.1 mis à part que, désormais, les volontaires étudiés sont autorisés à respirer durant la phase d'acquisition. Ainsi, ces derniers ont été installés comme précédemment schématisé sur la figure 3.1.
La prochaine section 3.1.2, synthétise le traitement appliqué aux données radar et ECG enregistrées au cours des captures prenant en compte la respiration du sujet. Elle présentera également les courbes résultantes de ces traitements.

3.1.2. Captures avec respiration

Les premières étapes de conditionnement de signal ont été effectuées avec les mêmes techniques que dans la section 3.1.1 des captures en apnée. En effet, une fois l'enregistrement des données effectuées via les cartes d'acquisition radar et ECG, une matrice a été constituée tel qu'énoncé dans la section 2.3.1.1. Par la suite, le signal de vitesse de déplacement du buste a été extrait de ces données en utilisant le processus présenté dans la partie 2.3.1.2 de ce manuscrit.
Le signal résultant de ces premiers traitements effectués, est représenté sur la figure 3.16. En bleu, la signature électrique de l'activité cardiaque de la personne volontaire au cours de la capture et en rouge la signature mécanique de cette dernière, enregistrée simultanément.

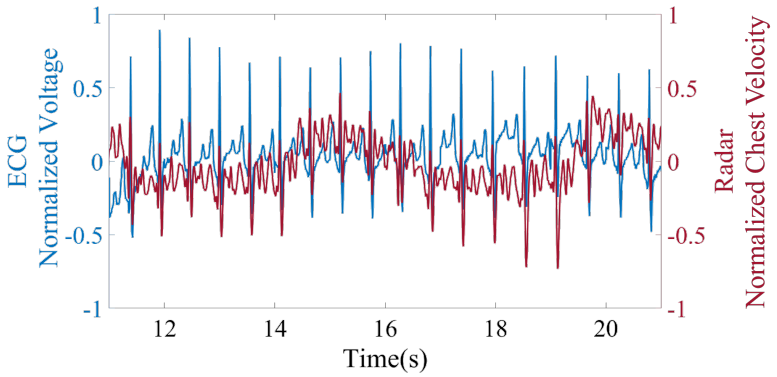


FIGURE 3.16. – Courbe de vitesse de déplacement thoracique du sujet testé en respiration synchronisé pic à pic au signal ECG enregistré au cours de la même période.

L'objectif devient alors la séparation des signatures cardiaques et respiratoires de ce signal.

3.1.2.1. Séparation des signaux cardiaque et respiratoire

Le spectre obtenu après une FFT appliquée au cours du temps de ce signal vitesse, issu de la capture radar, permet de significativement séparer les différences fréquences présentes de ces deux signatures. Appliquer un filtre passe-bas parfait sur le spectre de vitesse avec une fréquence de coupure supérieure à la borne haute de la bande de fréquence respiratoire (entre 12 et 20 cycles de respiration par minute ce qui équivaut à une fréquence entre 0,2 Hz et 0,33 Hz pour un adulte au repos) soit ici, 0,5 Hz, permet d'isoler le signal respiratoire. En procédant de la même façon, il est possible d'extraire la signature cardiaque du sujet avec un filtre passe-haut dont la fréquence de coupure est choisie inférieure à celle de la plus basse fréquence cardiaque possible (il a été considéré une fréquence basse d'un adulte au repos à 55 battements par minute soit une fréquence égale à 0,92 Hz) soit 0,85 Hz.

Les sujets étudiés pendant cette campagne de mesure sont des adultes au repos. En effet, l'étude des enfants n'est pas impossible mais peut nécessiter des ajustements quand aux fréquences de filtrage à utiliser en prenant en compte que, suivant l'âge, les enfants ont une fréquence cardiaque moyenne plus élevée que la moyenne des adultes n'ayant pas de pathologie.
En appliquant la technique de filtrage énoncée lors de la section 2.3.2.1 sur les signaux enregistrés sur un volontaire, et en normalisant le spectre fréquentiel du signal de déplacement du buste, les informations suivantes sont mises en avant. La figure 3.17 représente ce spectre fréquentiel auquel ont été superposés les filtres idéaux appliqués dans le but de la séparation des signatures cardiaques et respiratoires comme cela l'avait été exposé la figure 2.33.

Ces filtres ont permis d'extraire de ce signal complexe deux composantes représentées sur la figure 3.18 : la composante respiratoire en rouge et la composante cardiaque en bleu. Les séparer permet de pouvoir traiter de façon presque identique le signal cardiaque extrait ici au signal enregistré lors des captures en apnée.
L'application d'une transformée de fourrier inverse sur ces différents signaux filtrés permet d'afficher l'évolution temporelle des signatures cardiaque et respiratoire bien distinctement.
La figure 3.19 représente la superposition des trois signaux présentés ci-avant. En vert est retrouvé le signal complexe de déplacement du buste avant un quelconque filtrage particulier. En bleu, la signature cardiaque est superposée au signal respiratoire coloré en rouge, tout deux issus du filtrage effectué sur le signal vert du déplacement global du buste. La superposition de ces signaux mettent en exergue la capacité de détection et de séparation des signaux vitaux cardiaque et respiratoire d'une personne au repos.

3.1.2.2. Variation du rythme cardiaque en fonction de la respiration

Une fois le signal cardiaque extrait, la détection des pics représentant les plus grands déplacements du buste permettent d'obtenir les pulsations cardiaques et ainsi déduire

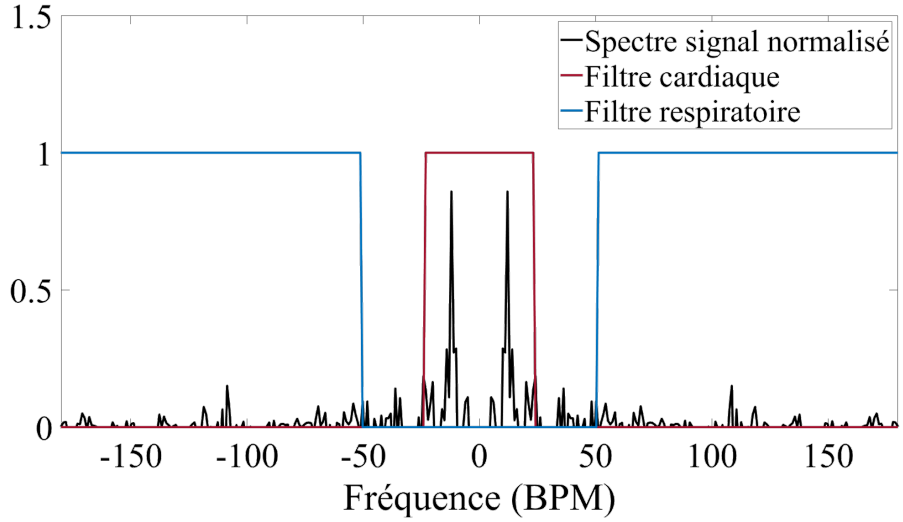


FIGURE 3.17. – Représentation du module du spectre fréquentiel du signal complexe du déplacement thoraciques et des filtres à appliquer en vue de la séparation des signatures cardiaque et respiratoire.

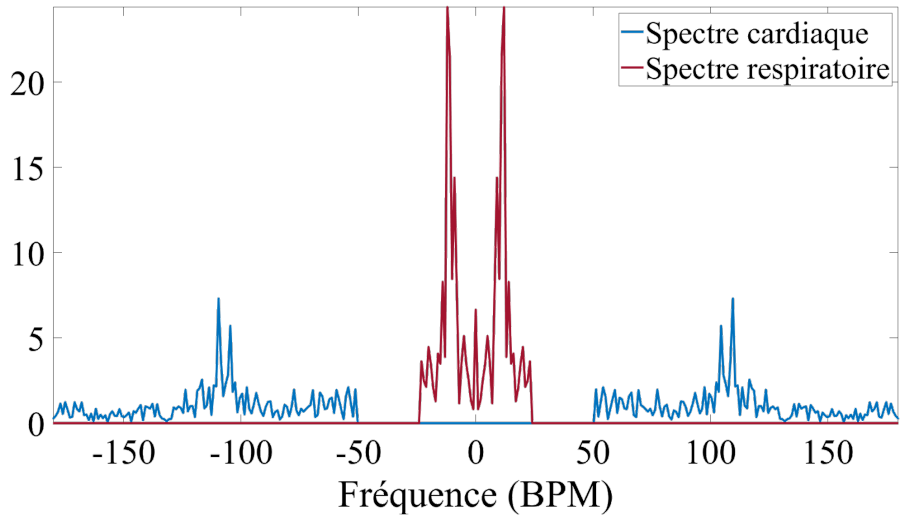


FIGURE 3.18. – Module des spectres fréquentiels des signatures cardiaque et respiratoire extraites après filtrage du signal complexe de déplacement thoracique avec les filtres présentés sur la figure 3.17.

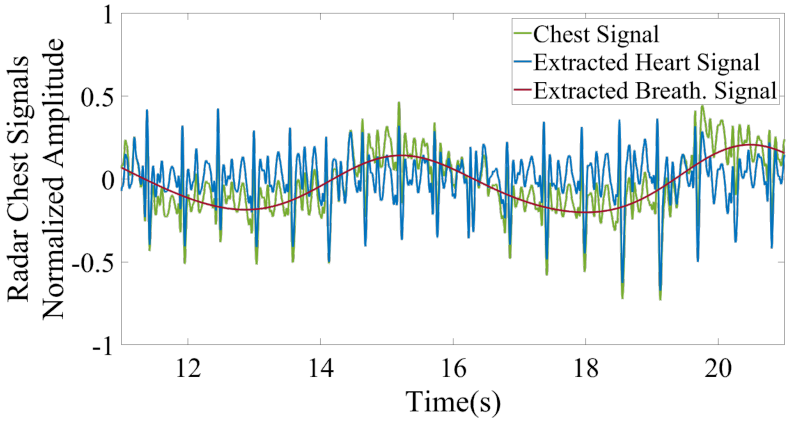


FIGURE 3.19. – Superposition du signal complexe de déplacement du buste du sujet au cours d'une capture avec respirations et des signatures cardiaque et respiratoire extraite de ce premier.

la fréquence cardiaque du sujet étudié. La mesure de la période entre deux battements, ou deux pics, permet d'étudier l'évolution, tout au long d'une expérience, de la fréquence cardiaque de la personne en question.
D'après [27], la fréquence cardiaque augmente au cours de l'inspiration et se réduit au cours de l'expiration, ce phénomène est nommé l'Arythmie Sinusale Respiratoire (ou RSA en anglais pour Respiratory sinus arrhythmia). En effet, cette dernière représente la variabilité de la fréquence cardiaque en synchronisation avec la respiration. Sur un électrocardiogramme, ce phénomène est bien également relevé car l'intervalle pic R à pic R est raccourci pendant l'inspiration et rallongé pendant l'expiration. Il est à noté que la partie ascendante d'une période sur le signal respiratoire correspond à l'inspiration du sujet tandis que la partie descendante, elle, représente l'expiration. Ainsi, étudier la variation de la période cardiaque sur chacune de ces étapes du cycle respiratoire permettrait de mettre en lumière cette Arythmie Sinusale Respiratoire sans nécessiter de contact direct avec le sujet.

Sur la figure 3.20, un cycle respiratoire est représenté et mis en concurrence avec la signature cardiaque au cours de cette dite respiration. Il est à remarquer les différentes périodes de battement cardiaque lors des deux phases présentes : l'inspiration et l'expiration. La cohérence entre les inspirations détectées et la réduction de la période cardiaque est soulignée. Il en est de même pour les expirations et l'augmentation de la durée de ces battements.
Afin de mettre en exergue le phénomène présenté dans cette section, l'évolution de la fréquence cardiaque est calculée à partir des signaux radars et des signaux ECG. En effet, jusqu'alors seule la période du battement a été énoncée mais dans un but de meilleure lisibilité, c'est la fréquence de celui-ci qui sera imagée. Ainsi, la définition de la RSA peut être transformée telle que : la fréquence cardiaque du sujet étudié

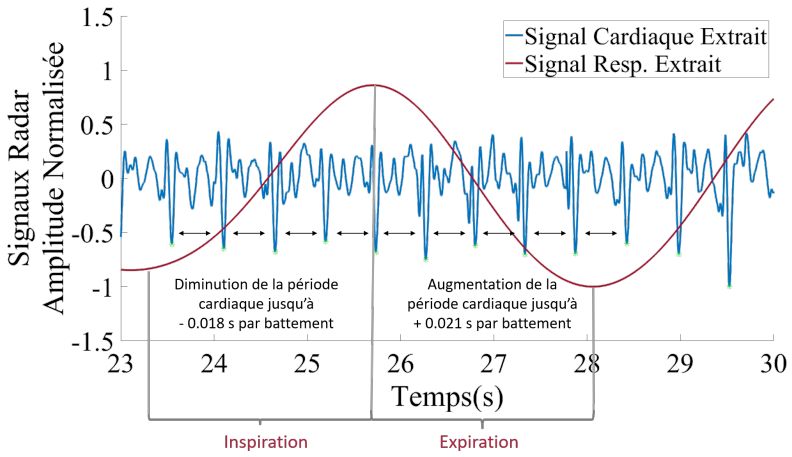


FIGURE 3.20. – Superposition des signatures cardiaque et respiratoire extraites du signal radar en vue d'étudier l'évolution de la période cardiaque en rapport au cycle respiratoire.

augmente lors de l'inspiration et diminue lors de l'expiration. Soit, la signature respiratoire et le signal représentant l'évolution de la fréquence cardiaque au cours du temps ont la même tendance.

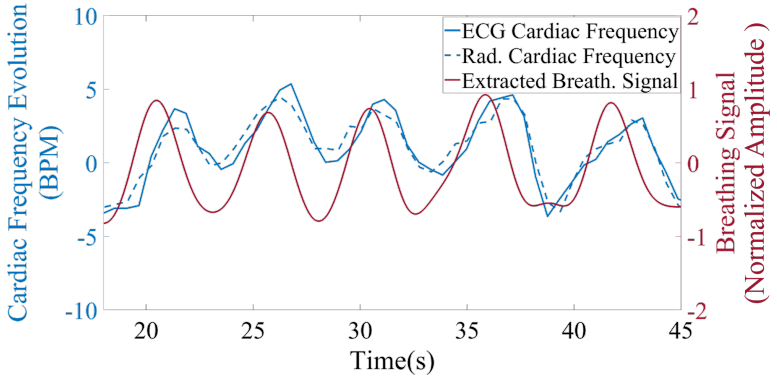


FIGURE 3.21. – Superposition de la signature respiratoire et de l'évolution de la période des battements cardiaques extraits à partir du signal RADAR et du signal ECG.

Le mouvement respiratoire est exprimé sur la figure 3.21 par le signal rouge. Cette courbe correspond au signal respiratoire récupéré lors de la section 3.1.2 précédente. En bleu continu et bleu pointillés sont respectivement exprimés les évolutions en battements par minutes de la fréquence cardiaque enregistrées par la carte d'acquisition ECG et celle radar. La forte ressemblance de ces deux signaux exposés en bleu met en lumière la bonne corrélation de ceux-ci. En les comparant à la signature respiratoire extraites précédemment, il est raisonnable d'affirmer que leur tendance est

identique : la fréquence cardiaque augmente lors de l'inspiration et diminue lors de l'expiration.
Le RSA est ainsi vérifiable également lors d'une mesure sans contact grâce à un radar FMCW à ondes millimétriques.

Le travail de recherche présenté dans ce mémoire s'intéresse au mouvement cardiaque étudié à partir de l'enregistrement du déplacement du buste d'une personne. L'intérêt se porte donc sur l'aspect mécanique du battement. Mettre en comparaison cette signature cardiaque au signal électrique enregistré à l'aide d'une carte d'acquisition ECG permet une première validation des hypothèses proposées sur le signal radar malgré la différence de nature des deux signaux. Dans l'idée d'étudier l'activité mécanique du cœur humain au travers d'une seconde technique le cardiologue et docteur en sciences, Dr. Pierre LAURENT, s'est joint à l'équipe de recherche. Il a grandement aidé à l'interprétation et la qualification des données extraites du signal radar mais il a également proposé son matériel médical afin d'effectuer d'autres expériences lors de captures radar. Ainsi, il a été permis d'effectuer une échographie du cœur simultanément à la capture radar et ECG précédemment évoquée. De cette façon, il devient possible de mettre en corrélation deux visions de l'activité mécanique du cœur au cours d'une seule et même capture.

3.2. L'écho-cardiographie

L'échographie du myocarde, présentée succinctement lors de la section 1.2, utilise des ultrasons pour produire des images en temps réel du cœur de la personne étudiée, et de fait, de son mouvement. Pour se faire, cette technique d'imagerie repose donc sur la propagation de ces ultrasons à l'intérieur du corps. Ces ultrasons se réfléchissent sur les parois d'un organe et produisent un écho en retour. La mesure de cet écho permet de créer une image et ainsi de visualiser l'intérieur du corps humain [1].
Une troisième campagne de capture a donc dû être menée afin d'ajouter cette mesure à l'expérience. Effectuée uniquement en interne, seuls trois hommes entre 25 et 27 ans ont pu être étudiés sous ce profil. Malgré le peu de sujets analysés, il a tout de même pu être effectués plusieurs enregistrements sur chacun d'entre eux afin de mettre en avant une reproductibilité intra-observateur.

La figure 3.22 synthétise l'expérience menée avec la mise en parallèle des différentes sources d'acquisition. La carte d'acquisition ECG présentée dans la section 2.2.2, et utilisée jusqu'alors, est toujours d'actualité. La signature mécanique du cœur est également à nouveau enregistrée grâce au système d'acquisition radar présenté en section 2.1.2. Enfin, en plus de ces deux signaux, une troisième vue du myocarde a pu être observée par le biais d'une échographie. L'appareil permettant d'effectuer cette échographie permet aussi, par le biais d'électrodes, d'enregistrer le signal électrique ECG du sujet. L'échographe utilisé au cours de cette campagne de mesure est un outil de la marque *Général Electric* dont le modèle est le VIVID S5 mis en service en

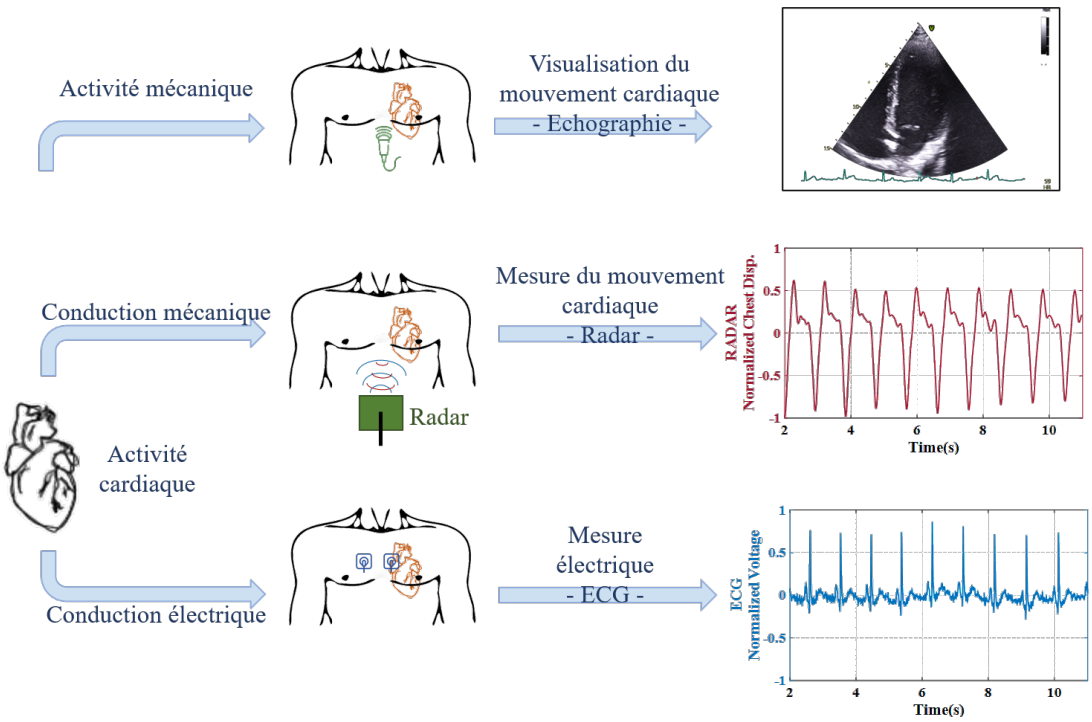


FIGURE 3.22. – Schéma récapitulatif d'une capture RADAR/ECG/Echo-cardiographie.

avril 2019.
Ainsi, en ayant une signature électrique synchronisée avec le signal radar et une autre, strictement identique à la première car issue du même battement, synchronisée avec l'échographie, il est possible de mettre en parallèle les images extraites de cet examen et la courbe représentant la signature mécanique du myocarde comme présenté sur la figure 3.23.

Cette expérience a ainsi été menée dans l'objectif d'obtenir une signature mécanique du myocarde par deux techniques différentes.
Jusqu'alors, les mesures effectuées sur les volontaires ont été déportées, dans le sens où la personne effectuant l'enregistrement, l'opérateur, n'avait pas la nécessité d'être physiquement présent dans le champ d'observation du radar. En revanche, en ce qui concerne ce nouvel examen, l'échographie nécessite une sonde en contact direct avec la peau du sujet. Cette sonde doit ainsi être maintenue par un opérateur sur le buste du sujet étudié dans la zone du cœur afin d'obtenir des enregistrements nets et contenant de l'information cardiaque. Ceci implique alors la présence physique d'un opérateur dans le champ de vision du radar mais surtout sur la zone d'étude sur laquelle le radar est jusqu'alors orienté.
Pour palier à cette problématique technique, deux solutions ont été mises en œuvre :

— Dans un premier temps, le radar a été positionné de tel sorte à ce que son champ

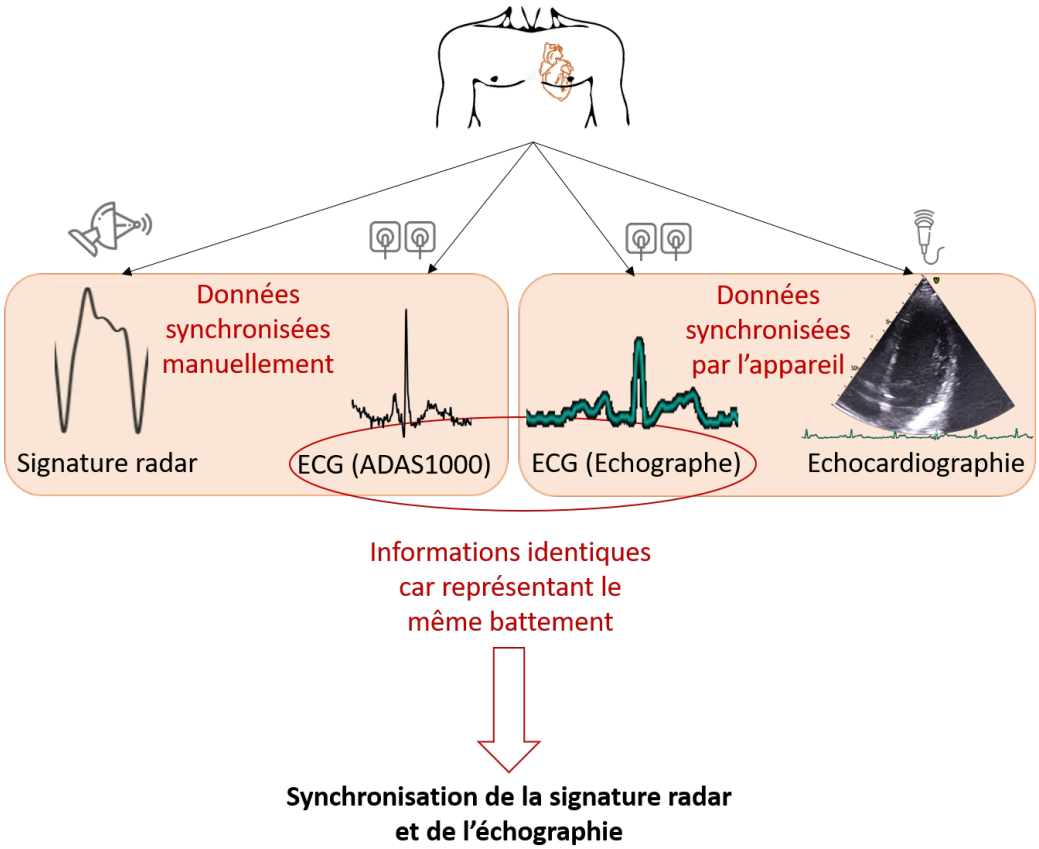


FIGURE 3.23. – Schéma explicatif de la synchronisation des deux signatures mécaniques cardiaques enregistrées (radar et échographie).

de vision soit concentré sur le flan gauche du sujet et la sonde de l'échographe ait une incidence dite *sous-xyphoïdienne*, c'est à dire qu'elle soit placée environ 3 centimètres sous le sternum du sujet comme présenté sur la figure 3.24. La fenêtre sous-xyphoïdienne permet une coupe cardiaque sous-costale, donc sous les côtes. Il est possible, avec ce type de coupe, d'explorer le cœur du patient bien sûr, mais plus particulièrement le ventricule gauche en quatre cavités.

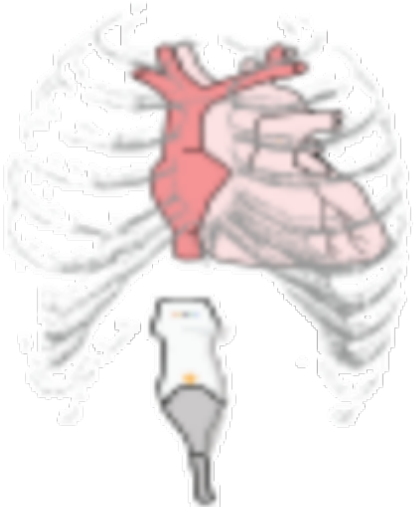


FIGURE 3.24. – Schéma du positionnement de la sonde pour effectuer une écho-cardiographie dans une incidence sous-xyphoïdienne. Crédit : [54]

Cette technique d'observation a permis l'enregistrement de la composante mécanique du cœur de deux manières différentes de façon simultanées sans se gêner l'une et l'autre puisque l'opérateur ne s'est pas trouvé au milieu du champ d'étude du radar. Ainsi, l'absence de mouvement de l'opérateur maintenant la sonde sur le sujet permet de ne pas impacter la signature cardiaque enregistrée par le radar.
Pour étudier une écho-cardiographie, quelques notions sont à connaître. En effet, les informations à droite de l'image sont en réalité à gauche sur le sujet et inversement. De plus, en haut de l'écran, sont retrouvées les structures les plus proches du capteur, la sonde, et ainsi logiquement, le bas de l'écran représente les structures les plus éloignées de celui-ci [1]. L'appareil permettant d'effectuer une échographie a permis également d'enregistrer le signal électrique du cœur, l'ECG. Ainsi, en ayant une signature ECG synchronisée avec le signal radar et une seconde synchronisée avec l'écho-cardiographie, il a été naturel de superposer ces deux signaux électriques, logiquement identiques car représentant le même battement, pour obtenir la corrélation entre les deux informations mécaniques capturées alors.

— Dans un second temps, les deux outils ont été inversés. Le radar est revenu à sa place initiale, il a été positionné face au sujet à une distance de 50 cm avec un angle d'incidence nul. L'opérateur a positionné la sonde sur le flan gauche du volontaire, sous son pectoral gauche, et a alors une incidence dite *apicale* [1] tel qu'illustré sur la figure 3.25. Quatre images d'une écho-cardiographie effectuée

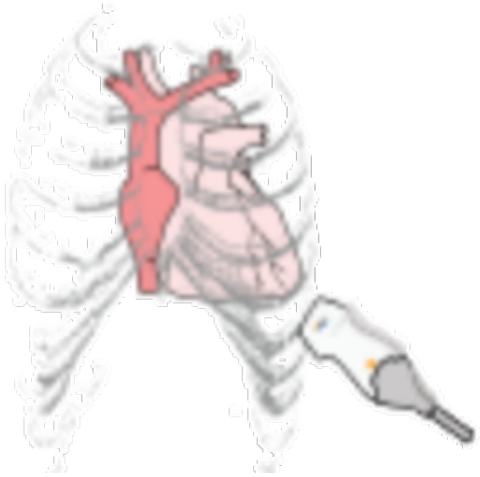


FIGURE 3.25. – Schéma du positionnement de la sonde pour effectuer une écho-cardiographie dans une incidence apicale. Crédit : [54]

lors de l'une de ces captures à différents instants du battement cardiaques sont présentées dans la section A. Grâce aux indications de lecture d'une échographie, la figure 3.26 a pu être construite en combinant toutes les données enregistrées lors de la capture et en ajoutant l'explication théorique de l'étape du mouvement alors atteinte.

Cette figure 3.26 apporte une vision complémentaire qui n'a jusqu'alors jamais été étudiée ou du moins présentée, selon les connaissances de l'auteur, que ce soit dans le domaine scientifique ou celui du médical. Cette mise en parallèle amène la confirmation que le temps-pulsation présenté dans ce mémoire de thèse est bien la représentation du mouvement du buste induit par le cœur au cours d'un battement. Le point rouge présent sur l'ECG de l'écho-cardiographie sur la partie gauche de la figure a été fourni par l'appareil médical. Ce point a été reporté sur le signal ECG de la seconde colonne de la figure, enregistré quant à lui grâce à la carte d'acquisition ADAS1000 présentée en section 1.3.2. Le schéma du cœur, dont la circulation du sang est fléchée en blanc, situé à l'extrémité droite de cette figure a été synchronisé à chaque étape du mouvement cardiaque en se référant au complexe PQRST présenté dans la section 1.2 et l'instant du battement représenté par le point rouge du signal ECG. Enfin, en ayant synchro-

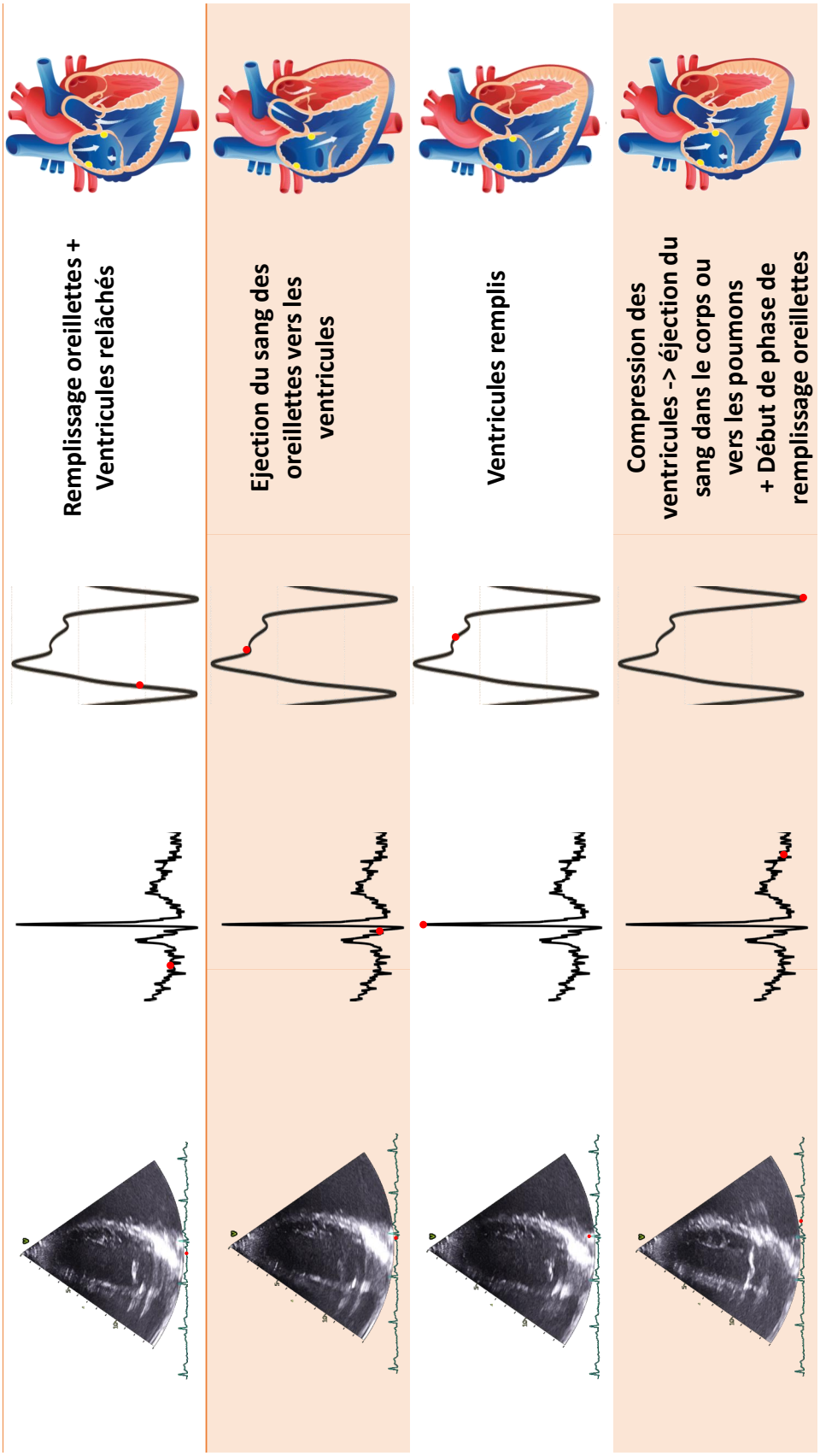


FIGURE 3.26. – Différentes étapes du battements cardiaques enregistrées par plusieurs sources.

nisé le signal ECG cité ci-avant avec le temps-pulsation enregistré par le radar, la troisième colonne de cette figure a pu être construite et le point rouge, indiquant l'instant du mouvement en question, positionné.

Ainsi, la synchronisation entre la théorie du principe de fonctionnement du cœur exposé en section 1.2 ainsi que les signaux cardiaques enregistrés par le radar et l'appareil d'échographie au cours de la capture présentée dans ce chapitre, permettent de mettre en avant la cohérence entre ces données. Les figures 3.27, 3.28, 3.29 et 3.30 sont des extraits de la figure 3.26. Elles mettent en avant la signification des étapes présentées alors. Il est à remarquer l'évolution de la taille du ventricule gauche présent sur l'écho-cardiographie tout au long du battement représenté par ces quatre images. Sur la première image 3.27, les oreillettes sont en cours de remplissage : à ce moment du battement, les diastoles ventriculaire et auriculaires sont visibles.

Sur la deuxième figure 3.28, les oreillettes sont en train de se vider dans les ventricules : c'est la systole auriculaire.

La troisième figure 3.29 représente la fin de la systole auriculaire, qui va amener le début de la systole ventriculaire présentée en quatrième figure3.29. Il est a noter la taille du ventricule à cet instant, les ventricules étant remplis de sang, ils atteignent leur taille maximale à cet instant.

Enfin, sur la dernière étape du battement cardiaque, les ventricules expulsent le sang vers les poumons afin de s'oxygéner à nouveau ou vers tout l'organisme en fonction du côté du ventricule. Il est à remarqué le retour à la taille initiale de ce ventricule gauche une fois vidé. Le battement cardiaque étudié est alors terminé et un nouveau battement va s'enchaîner.

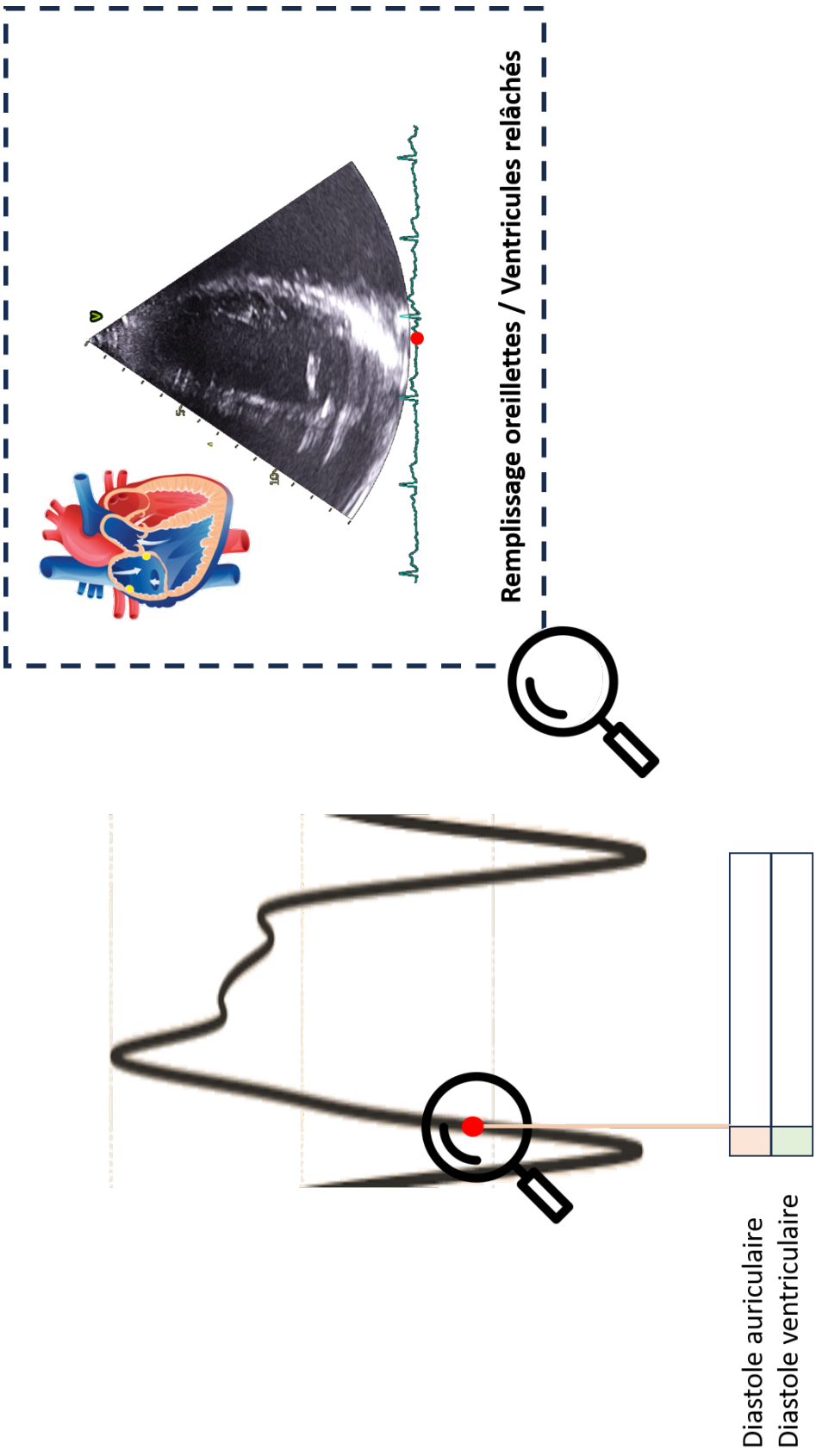


FIGURE 3.27. – Représentation de la première ligne du tableau 3.26.

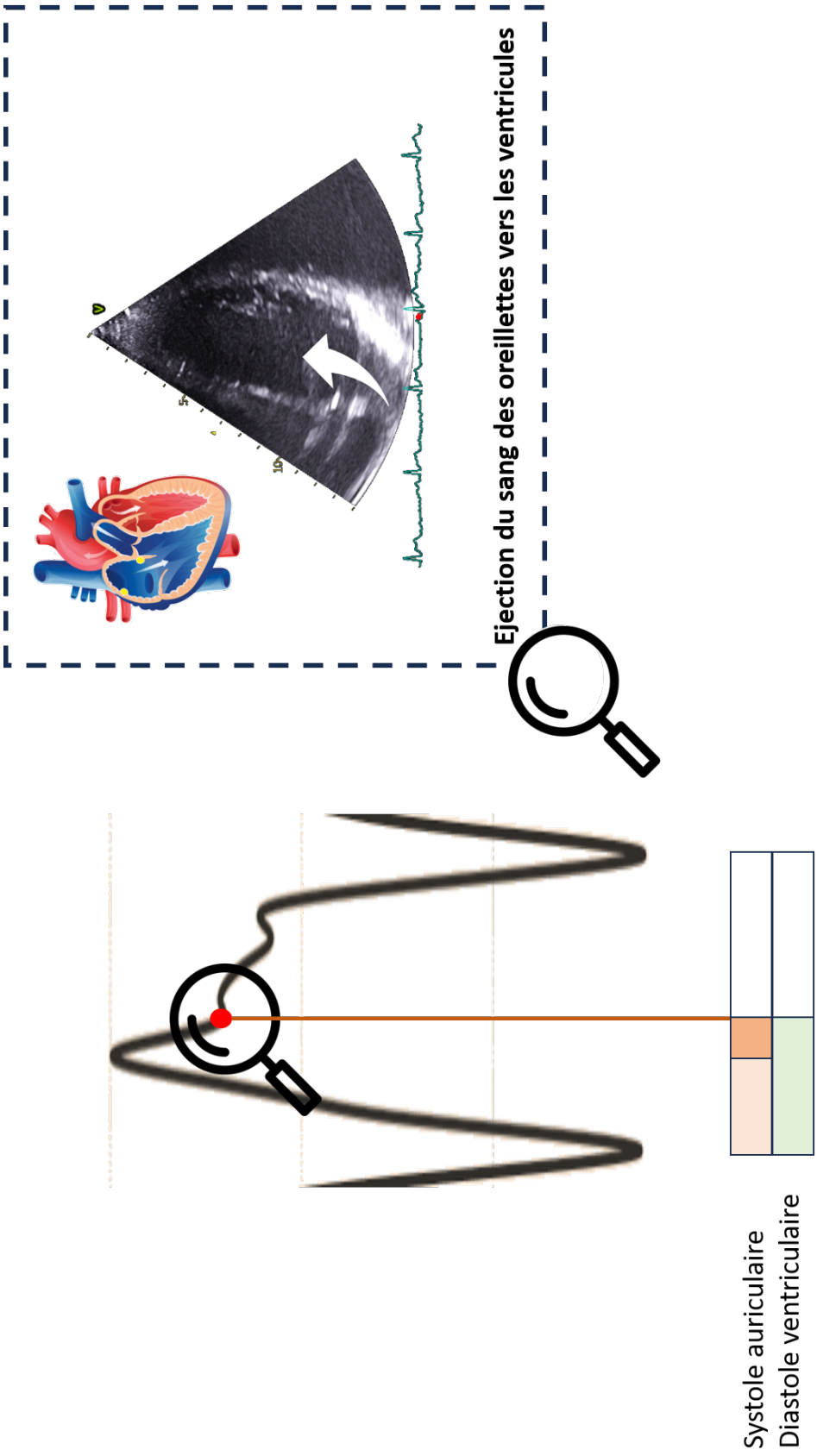


FIGURE 3.28. – Représentation de la deuxième ligne du tableau 3.26.

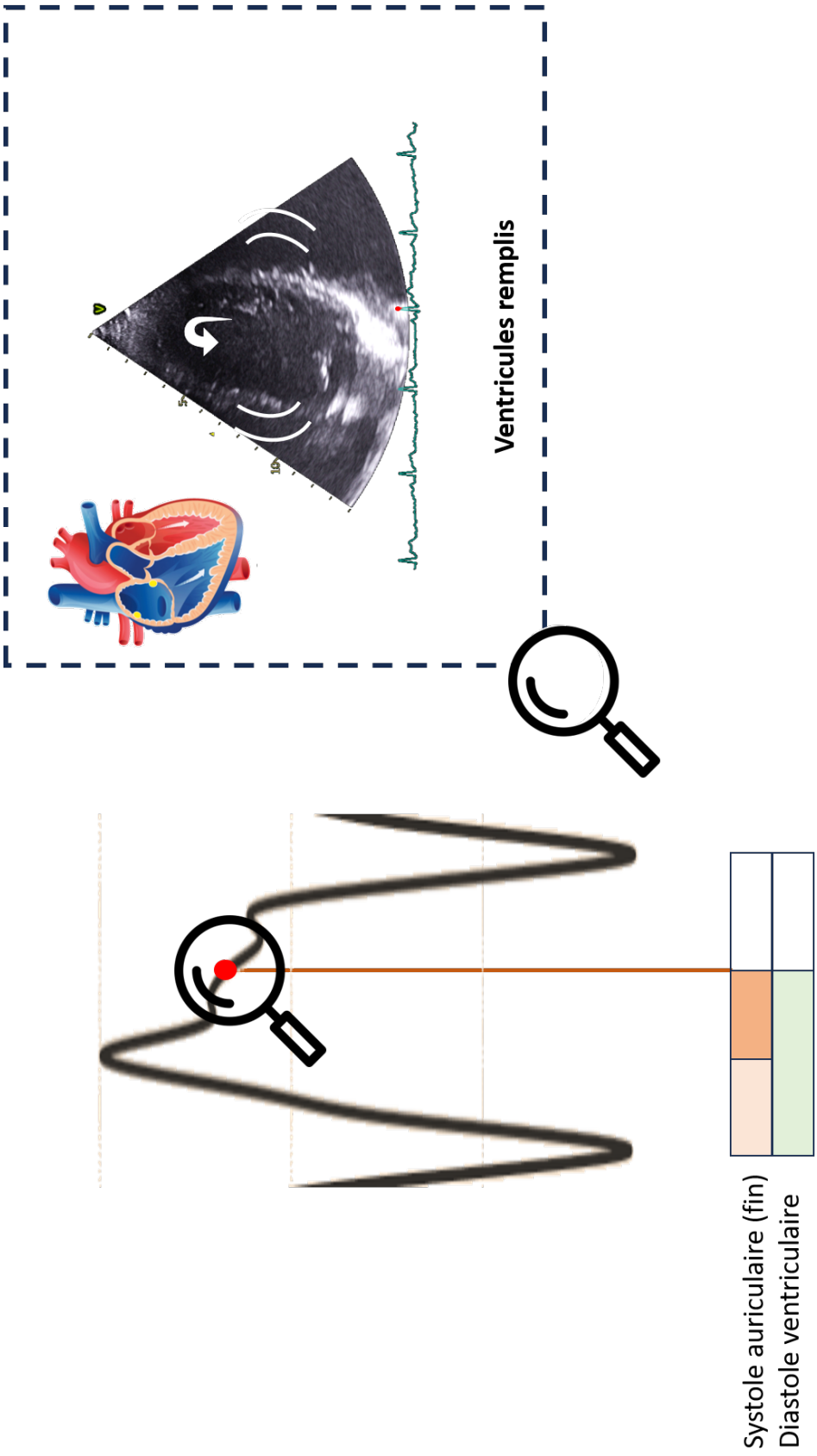


FIGURE 3.29. – Représentation de la troisième ligne du tableau 3.26.

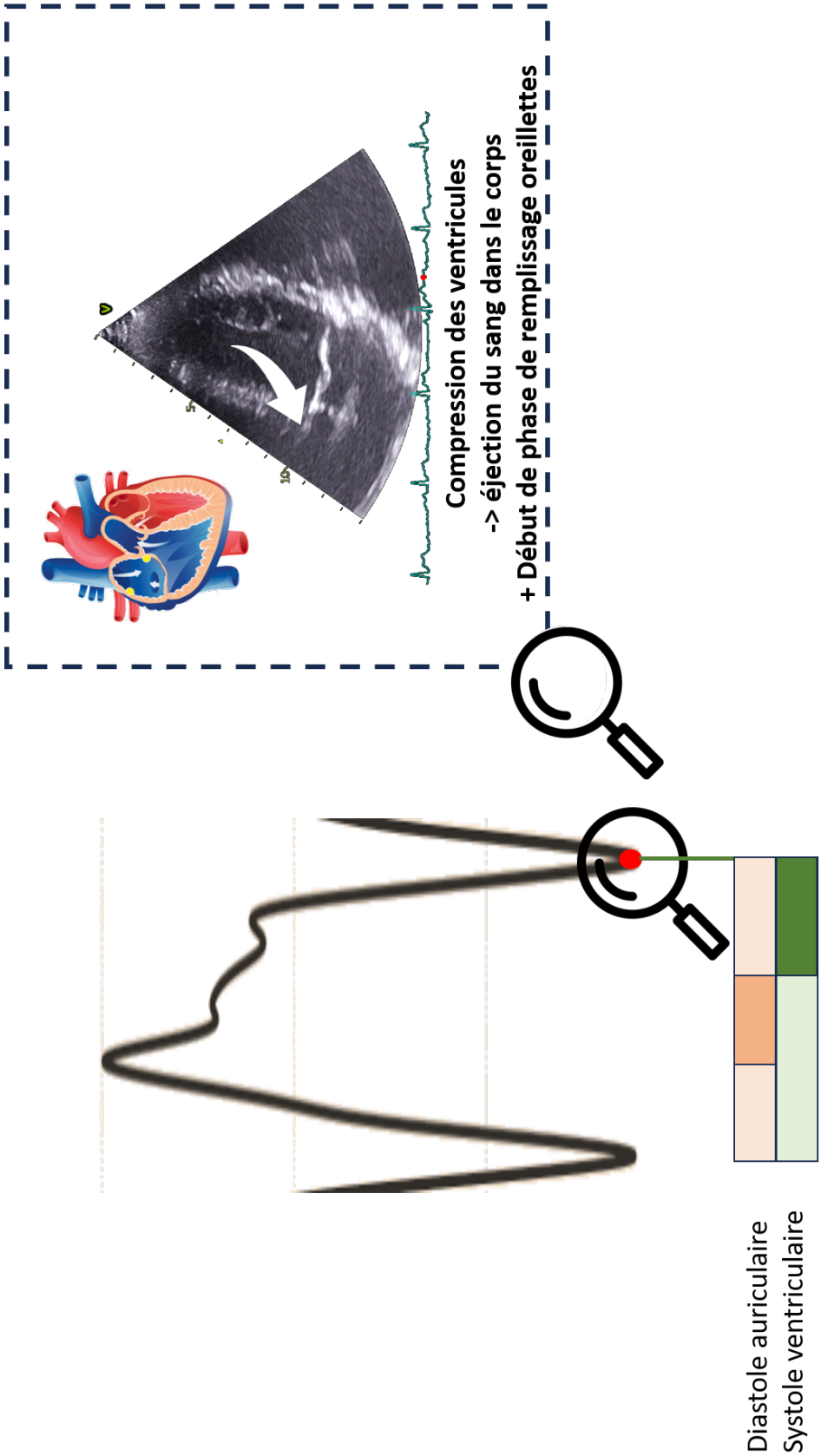


FIGURE 3.30. – Représentation de la quatrième ligne du tableau 3.26.

Dans ce chapitre, l'exploration approfondie des liens complexes entre les signaux de l'électrocardiogramme, les signatures mécaniques détectées par radar à ondes millimétriques, et les informations obtenues grâce aux écho-cardiographies simultanées a conduit à la confirmation des hypothèses sur la similitude de ces différentes méthodes de mesure. Celles ci conduisent à élargir la compréhension des interactions entre le système cardiovasculaire et les techniques de détection modernes.
L'intégration des données de l'ECG avec les signatures radar a révélé une similitude entre les déformations mécaniques du cœur, détectées sans contact par le radar à ondes millimétriques, et les signaux électriques capturés par l'ECG, confirmée par l'écho-cardiographie. Cette convergence de données provenant de sources différentes met en évidence la cohérence des réponses cardiovasculaires.
La mise en parallèle des informations radar-ECG a permis d'affiner la compréhension des caractéristiques anatomiques et fonctionnelles du cœur détectables sans contact direct avec le sujet, avec les résultats de l'écho-cardiographie. Les données recueillies simultanément par les trois voies d'analyse ont confirmé la validité des informations obtenues par les méthodes sans contact, renforçant ainsi la crédibilité de cette approche novatrice. De plus, la comparaison avec l'écho-cardiographie a révélé des analogies entre l'évolution des signaux mécaniques et électriques du cœur humain.
En conclusion, ce chapitre a mis en lumière la nécessité d'une approche multidisciplinaire pour la compréhension complète du système cardiovasculaire. Les résultats ont démontré la pertinence des informations fournies par le radar à ondes millimétriques en tant qu'outil de surveillance non invasif, validée par la concordance avec des acquisitions ECG. La synergie entre différentes technologies de détection ouvre la voie à de nouvelles opportunités de diagnostic et de suivi médical et à une démocratisation de celle-ci. La combinaison d'ingéniosité technique et d'expertise médicale a jeté les bases d'avancées passionnantes pour l'évolution des soins cardiaques et de la santé humaine en général.

Conclusion

3.3. Conclusion

En conclusion, le travail effectué au cours de cette thèse a exploré le domaine de la caractérisation des paramètres biométriques en utilisant la technologie radar à ondes millimétriques de type onde continue à fréquence modulée. Cette recherche a mis en lumière l'importance croissante de cette approche non invasive dans un large éventail d'applications, de la surveillance médicale à la sécurité des personnes.

Les principes de fonctionnement du cœur ont été exposés en vue d'une compréhension de la mécanique de ce muscle cardiaque, qui a été étudiée tout au long de ce mémoire. Les fondements de la technologie radar à ondes millimétriques ont ensuite été établis, en expliquant les principes fondamentaux de la modulation de fréquence continue et son évolution au fil du temps. Cette base technique solide a permis de s'intéresser plus particulièrement aux caractéristiques des signes vitaux spécifiques pouvant être détectés par cette technologie, que sont la respiration et la signature cardiaque d'une personne. Les applications médicales, de sécurité et de surveillance ont pu être examinées, soulignant ainsi l'impact potentiellement transformateur de la technologie radar à ondes millimétriques dans ces domaines. Un état de l'art des travaux scientifiques effectués à l'aide d'un radar à onde millimétriques a montré le grand intérêt voué à cette technologie dans différents domaines dont celui de la médecine, ouvrant ainsi des perspectives prometteuses pour des applications cliniques et grand public comme une surveillance cardiaque sans contact complémentaire des outils médicaux utilisés jusqu'alors.

Dans le cadre du travail de recherche présenté dans ce mémoire, les différentes campagnes de mesures effectuées sur plusieurs volontaires ont été exposées. Les méthodologies de récupération et de traitement des données enregistrées par le biais de cartes d'acquisition radar et ECG ont été discutées, en mettant en évidence les avancées technologiques et les méthodes utilisées pour extraire des informations biométriques précises à partir des signaux radar. Cela a permis de comprendre les défis techniques actuels, tels que la résolution et la précision, tout en explorant les opportunités futures qui seront présentées par la suite pour améliorer ces systèmes.

Le travail de recherche effectué au cours de cette thèse a également souligné les nombreuses collaborations interdisciplinaires nécessaires pour faire progresser la recherche dans ce domaine. En réunissant des ingénieurs informatiques, électroniques,

en traitement du signal, et des spécialistes du milieu médical, des résultats concluants quant à la détection du mouvement cardiaque par le biais d'une technologie sans contact ont pu être atteints.

En fin de compte, cette thèse a démontré que la caractérisation des paramètres biométriques par technologie radar à ondes millimétriques de type FMCW représente une frontière prometteuse de la recherche. Les applications dans le domaine médical, de la sécurité et de bien d'autres domaines sont multiples, ouvrant la voie à des innovations qui pourraient compléter la manière dont la santé cardiaque est surveillée et pousser un peu plus les interactions de l'Homme avec la technologie. Alors que le mémoire résumant le travail de recherche effectué lors de ces trois années de thèses se clôture, il est clair que les connaissances acquises continueront de stimuler de nouvelles idées et de nouvelles avancées dans le domaine en constante évolution de la caractérisation biométrique par radar à ondes millimétriques à onde continue et fréquence modulée.

3.4. Perspectives

Les campagnes de captures effectuées tout au long de ce travail de recherche se sont basées sur des sujets volontaires sains, donc n'ayant pas de pathologie cardiaque connue. Une continuité de ces recherches serait de faire des essais cliniques permettant d'inclure des volontaires ayant des pathologies cardiaques reconnues par des professionnels de santé et d'effectuer les mêmes traitements de signal afin de confirmer la capacité de ce projet à les détecter.

Les manipulations mises en œuvre dans ce manuscrit ont permis la détection du mouvement cardiaque d'une personne située dans le champ d'étude du radar. Il a été demandé à tout volontaire souhaitant effectué une mesure de ne pas bouger au cours de la capture afin de limiter les mouvements parasites lors de l'enregistrement. Ces mouvements, ne contenant aucune information quant aux signes vitaux du sujet, sont donc très peu intéressants à l'étude. En revanche, savoir les extraire du signal radar permettrait de ne conserver que les données utiles et serait donc une piste de grand intérêt pour la suite de ces travaux en se soustrayant de la contrainte d'immobilité au cours de l'enregistrement. Plusieurs travaux mettent en avant les techniques utilisées dans leur projet de recherche tels que [36, 81, 21, 35]

De plus, outre le mouvement de la personne étudiée, certaines études menées ne se limitent pas à une seule et unique personne dans le champ d'observation du radar mais s'intéressent à la détection des signes vitaux sur de multiples cibles en simultanée. En effet, des chercheurs tels que Wang Y. *et al.* dans son article [82] proposent, avec un montage radar similaire à celui du travail présenté dans ce mémoire, la détection des signes vitaux de deux et trois personnes avec des taux de confiances élevés à 87% et 85% respectivement. Bien qu'ils ne s'intéressent à la détection uniquement de la fréquence cardiaque, il pourrait être intéressant d'implémenter une partie de leur expérience afin de pousser la détection sur plusieurs cibles jusqu'aux mouvements du muscle cardiaque de chacune d'entre elles tel que proposé dans ce mémoire.

Sur le plan électronique, mettre en œuvre la conception d'un radar propre au projet de recherche énoncé dans ce mémoire serait une manière de maîtriser l'entièreté de la chaîne d'acquisition de données, jusqu'alors dépendante de Texas Instrument. Certaines caractéristiques pourraient ainsi être ajoutées à ce radar comme le rendre portatif et donc sans fil dans l'idée qu'un utilisateur puisse le transférer d'un environnement à un autre tel que de son salon à son bureau par exemple. Il serait également possible, en construisant un nouveau radar de ne garder que les fonctionnalités nécessaires strictement au projet dans le but, de le rendre moins onéreux à la construction mais aussi plus efficace lors de l'utilisation. Une phase d'adaptation du traitement des données et des fonctions utilisées sera alors également nécessaire afin de porter les développements sur une plateforme embarquée.

L'enjeu de rendre portatif ce projet ne se limite pas à une modification sur le plan

électronique mais aussi de reprendre toutes les fonctions de traitement de données et de signaux dans le but de les alléger voire de les effectuer en embarqué sur la carte d'acquisition. De plus, la possibilité de l'utilisation des réseaux de neurones sur différents traitements serait à aborder comme l'ont déjà utilisée certains auteurs comme Chen J. *et al.* dans [14], Rajagopal V. *et al.* dans [66] ou encore Yıldırım Ö. *et al.* dans [92] pour la détection de la fréquence cardiaque par exemple.

Bibliographie

[1] ABERGEL et al. *Echographie clinique de l'adulte*. estem. T. 1. 2003.

[2] Serene ABU-SARDANAH, Omar M. RAMAHI et George SHAKER. « A Wearable mmWave Radar System for Continuous Cardiopulmonary Monitoring ». In : IEEE, juill. 2023, p. 1111-1112. ISBN : 978-1-6654-4228-2. DOI : 10.1109/USNC-URSI52151.2023.10237475.

[3] Mostafa ALIZADEH. « Remote Vital Signs Monitoring Using a Mm-Wave FMCW Radar ». In : (2019).

[4] Mostafa ALIZADEH et al. « Remote Monitoring of Human Vital Signs Using mm-Wave FMCW Radar ». In : *IEEE Access* 7 (2019), p. 54958-54968. ISSN : 2169-3536. DOI : 10.1109/ACCESS.2019.2912956.

[5] Elias ANTOLINOS et Jesus GRAJAL. « Comprehensive Comparison of Continuous-Wave and Linear-Frequency-Modulated Continuous-Wave Radars for Short-Range Vital Sign Monitoring ». In : *IEEE Transactions on Biomedical Circuits and Systems* (mars 2023), p. 1-17. ISSN : 1932-4545. DOI : 10.1109/TBCAS.2023.3257647.

[6] Mirza Mansoor BAIG, Hamid GHOLAMHOSSEINI et Martin J. CONNOLLY. « A comprehensive survey of wearable and wireless ECG monitoring systems for older adults ». In : *Medical and Biological Engineering and Computing* 51 (5 mai 2013), p. 485-495. ISSN : 0140-0118. DOI : 10.1007/s11517-012-1021-6.

[7] C. BALANIS. *Antenna Theory: Analysis and Design, Fourth Edition*. John Wiley and Sons. 2016.

[8] Chandler J. BAUDER et al. « Multi-Subject Heart Rate Estimation and Real-Time Tracking Using a mmWave Radar and Trace Carving Algorithm ». In : IEEE, juin 2022, p. 955-958. ISBN : 978-1-6654-9613-1. DOI : 10.1109/IMS37962.2022.9865344.

[9] Jyoti BHATIA et al. « Classification of Targets Using Statistical Features from Range FFT of mmWave FMCW Radars ». In : *Electronics* 10 (16 août 2021), p. 1965. ISSN : 2079-9292. DOI : 10.3390/electronics10161965.

[10] Jyoti BHATIA et al. « Object Classification Technique for mmWave FMCW Radars using Range-FFT Features ». In : IEEE, jan. 2021, p. 111-115. ISBN : 978-1-7281-9127-0. DOI : 10.1109/COMSNETS51098.2021.9352894.

[11] Majdi BSOUL, Hlaing MINN et Lakshman TAMIL. « Apnea MedAssist: Real-time Sleep Apnea Monitor Using Single-Lead ECG ». In : *IEEE Transactions on Information Technology in Biomedicine* 15 (3 mai 2011), p. 416-427. ISSN : 1089-7771. DOI : 10.1109/TITB.2010.2087386.

[12] Mervin BUDGE et Shawn GERMAN. *Basic Radar Analysis*. Artech. 2015.

[13] A. CADDEMI et E. CARDILLO. « Automotive Anti-Abandon Systems: a Millimeter-Wave Radar Sensor for the Detection of Child Presence ». In : IEEE, oct. 2019, p. 94-97. ISBN : 978-1-7281-0878-0. DOI : 10.1109/TELSIKS46999.2019.9002193.

[14] Jinbo CHEN et al. « Contactless Electrocardiogram Monitoring With Millimeter Wave Radar ». In : *IEEE Transactions on Mobile Computing* (2022), p. 1-17. ISSN : 1536-1233. DOI : 10.1109/TMC.2022.3214721.

[15] Jinbo CHEN et al. « Contactless Electrocardiogram Monitoring with Millimeter Wave Radar ». In : (déc. 2021). DOI : 10.1109/TMC.2022.3214721.

[16] Margaret CHENEY et Brett BORDEN. *Fundamentals of Radar Imaging*. Society for Industrial et Applied Mathematics, jan. 2009. ISBN : 978-0-89871-677-1. DOI : 10.1137/1.9780898719291.

[17] Ho-Ik CHOI et al. « Selecting Target Range with Accurate Vital Sign Using Spatial Phase Coherency of FMCW Radar ». In : *Applied Sciences* 11 (10 mai 2021), p. 4514. ISSN : 2076-3417. DOI : 10.3390/app11104514.

[18] CNIL. *Biométrie*. 2023.

[19] Han CUI et Naim DAHNOUN. « Real-Time Short-Range Human Posture Estimation Using mmWave Radars and Neural Networks ». In : *IEEE Sensors Journal* 22 (1 jan. 2022), p. 535-543. ISSN : 1530-437X. DOI : 10.1109/JSEN.2021.3127937.

[20] Toan K. Vo DAI et al. « Enhancement of Remote Vital Sign Monitoring Detection Accuracy Using Multiple-Input Multiple-Output 77 GHz FMCW Radar ». In : *IEEE Journal of Electromagnetics, RF and Microwaves in Medicine and Biology* 6 (1 mars 2022), p. 111-122. ISSN : 2469-7249. DOI : 10.1109/JERM.2021.3082807.

[21] Toan K. Vo DAI et al. « Remote Vital Sign Monitoring With Reduced Random Body Swaying Motion Using Heartbeat Template and Wavelet Transform Based on Constellation Diagrams ». In : *IEEE Journal of Electromagnetics, RF and Microwaves in Medicine and Biology* 6 (3 sept. 2022), p. 429-436. ISSN : 2469-7249. DOI : 10.1109/JERM.2022.3140900.

[22] Analog DEVICES. *ADAS1000*.

[23] Christoph DOMNIK, Michael MEULENERS et Christoph DEGEN. « Radar Evaluation Setup for the Replication of Chest Wall Movement from Vital Signs ». In : *Proceedings of the Annual International Conference of the IEEE Engineering in Medicine and Biology Society, EMBS* 2022-July (2022), p. 837-841. ISSN : 1557170X. DOI : 10.1109/EMBC48229.2022.9871203.

[24] Shuqin DONG et al. « Doppler Cardiogram: A Remote Detection of Human Heart Activities ». In : *IEEE Transactions on Microwave Theory and Techniques* 68 (3 mars 2020), p. 1132-1141. ISSN : 0018-9480. DOI : 10.1109/TMTT.2019.2948844.

[25] Dale DUBIN. « Rapid interpretation of EKG's : an interactive course 6th ed. Tampa Fla ». In : *Cover Pub. Co.* (2000).

[26] ECGPÉDIA. *ECGpédia - Basics*. 2021.

[27] Yasuma F et J. HAYANO. « Respiratory sinus arrhythmia: why does the heartbeat synchronize with respiratory rhythm? » In : *Chest* (2004).

[28] FEDECARDIO. *Le fonctionnement du coeur*. 2023.

[29] W.Bruce FYE. « A History of the origin, evolution, and impact of electrocardiography ». In : *The American Journal of Cardiology* 73 (13 mai 1994), p. 937-949. ISSN : 00029149. DOI : 10.1016/0002-9149(94)90135-X.

[30] M GALINIER et al. « Holter EKG for the hypertensive Heart disease ». In : *Annales de Cardiologie et d'Angéiologie* 51 (6 2002), p. 336-340.

[31] GARMIN. *GARMIN - Sciences de la santé*. 2023.

[32] Ary L GOLDBERGER, Zachary D GOLDBERGE et Alexei SHVILKIN. *Clinical electrocardiography: a simplified approach e-book*. 2017.

[33] Carolina GOUVEIA et al. « Bio-Radar Cardiac Signal Model Used for HRV Assessment and Evaluation Using Adaptive Filtering ». In : *IEEE Transactions on Instrumentation and Measurement* 71 (2022), p. 1-10. ISSN : 0018-9456. DOI : 10.1109/TIM.2022.3190035.

[34] Rémi GRISOT et al. « Monitoring of heart movements using an FMCW radar and correlation with an ECG ». In : *IEEE Transactions on Radar Systems* (2023), p. 1-1. ISSN : 2832-7357. DOI : 10.1109/TRS.2023.3298348.

[35] Changzhan GU et al. « A Hybrid Radar-Camera Sensing System With Phase Compensation for Random Body Movement Cancellation in Doppler Vital Sign Detection ». In : *IEEE Transactions on Microwave Theory and Techniques* 61 (12 déc. 2013), p. 4678-4688. ISSN : 0018-9480. DOI : 10.1109/TMTT.2013.2288226.

[36] Changzhan GU et al. « Doppler radar vital sign detection with random body movement cancellation based on adaptive phase compensation ». In : IEEE, juin 2013, p. 1-3. ISBN : 978-1-4673-6176-7. DOI : 10.1109/MWSYM.2013.6697618.

[37] Khushi GUPTA et al. « Automatic Contact-Less Monitoring of Breathing Rate and Heart Rate Utilizing the Fusion of mmWave Radar and Camera Steering System ». In : *IEEE Sensors Journal* 22 (22 nov. 2022), p. 22179-22191. ISSN : 1530-437X. DOI : 10.1109/JSEN.2022.3210256.

[38] Siddharth GUPTA et al. « Target Classification by mmWave FMCW Radars Using Machine Learning on Range-Angle Images ». In : *IEEE Sensors Journal* 21 (18 sept. 2021), p. 19993-20001. ISSN : 1530-437X. DOI : 10.1109/JSEN.2021.3092583.

[39] Chirayu HEALTHCARE. *Electrocardiography(ECG) Test in Chembur, Mumbai.*

[40] Texas INSTRUMENTS. *DCA1000EVM.*

[41] Texas INSTRUMENTS. *IWR1642BOOST.*

[42] Vadim ISSAKOV. *Microwave Circuits for 24 GHz Automotive Radar in Silicon-based Technologies.* Springer Berlin Heidelberg, 2010. ISBN : 978-3-642-13597-2. DOI : 10.1007/978-3-642-13598-9.

[43] Mohinder JANKIRAMAN. *FMCW Radar Design.* Artech. 2018.

[44] Daeun JUNG et al. « Short-Time Remote Heart Rate Measurement Based on mmWave FMCW Radar Frame Structure ». In : *IEEE Antennas and Wireless Propagation Letters* 22 (6 juin 2023), p. 1301-1305. ISSN : 1536-1225. DOI : 10.1109/LAWP.2023.3241153.

[45] Ryota KAWASAKI et Akihiro KAJIWARA. « Driver's vital-signs monitoring with a single 60GHz sensor ». In : *IEEE Radio and Wireless Symposium, RWS* 2023-January (2023), p. 163-166. ISSN : 21642974. DOI : 10.1109/RWS55624.2023.10046292.

[46] Nasser KEHTARNAVAZ. « Frequency Domain Processing ». In : Elsevier, 2008, p. 175-196. DOI : 10.1016/B978-0-12-374490-6.00007-6.

[47] Jin-Cheol KIM, Hwi-Gu JEONG et Seongwook LEE. « Simultaneous Target Classification and Moving Direction Estimation in Millimeter-Wave Radar System ». In : *Sensors* 21 (15 août 2021), p. 5228. ISSN : 1424-8220. DOI : 10.3390/s21155228.

[48] Ju-Yeon KIM et al. « Peak Detection Algorithm for Vital Sign Detection Using Doppler Radar Sensors ». In : *Sensors* 19 (7 avr. 2019), p. 1575. ISSN : 1424-8220. DOI : 10.3390/s19071575.

[49] Patrick LACHARME. « Biométrie et vie privée. » In : *Atelier Protection de la Vie Privée (APVP)* (2012).

[50] Tiange LI et al. « ECG Signal Detection Method Based on Millimeter Wave Radar ». In : IEEE, mars 2022, p. 220-224. ISBN : 978-1-6654-8220-2. DOI : 10.1109/ICICSE55337.2022.9828872.

[51] Zongquan LING et al. « Non-Contact Heart Rate Monitoring Based on Millimeter Wave Radar ». In : *IEEE Access* 10 (2022), p. 74033-74044. ISSN : 2169-3536. DOI : 10.1109/ACCESS.2022.3190355.

[52] Luyao LIU et al. « mmRH: Non-Contact Vital Sign Detection with a FMCW mm-Wave Radar ». In : *IEEE Sensors Journal* (avr. 2023). ISSN : 15581748. DOI : 10.1109/JSEN.2023.3250500.

[53] Wenjie LV et al. « Non-Contact Monitoring of Human Vital Signs Using FMCW Millimeter Wave Radar in the 120 GHz Band ». In : *Sensors* 21 (8 avr. 2021), p. 2732. ISSN : 1424-8220. DOI : 10.3390/s21082732.

[54] HARDY MARIE. « L'ECHOGRAPHIE COMME MOYEN DE SURVEILLANCE INSTRUMENTALE PERANESTHESIQUE DE LA FONCTION CARDIOVASCULAIRE – REVUE BIBLIOGRAPHIQUE CHEZ L'HOMME ET L'ANIMAL DE COMPAGNIE ». In : (2021).

[55] Marta MARTINEZ-VAZQUEZ. « Défis dans la conception d'émetteurs-récepteurs radar pour ADAS/AD ». In : *https://www.redeweb.com/fr/articulos/desafios-en-el-diseno-de-transceptores-de-radar-para-adas-ad/* (2021). URL : https://www.redeweb.com/fr/articulos/desafios-en-el-diseno-de-transceptores-de-radar-para-adas-ad/.

[56] Marta MARTINEZ-VAZQUEZ. « Défis dans la conception d'émetteurs-récepteurs radar pour ADAS/AD ». In : *https://www.redeweb.com/fr/Articles/d%C3%A9fis-dans-la-conception-d%27%C3%A9metteurs-r%C3%A9cepteurs-radar-pour-adas-ad/* (2023).

[57] Steven MARTY et al. « Investigation of mmWave Radar Technology For Non-contact Vital Sign Monitoring ». In : IEEE, juin 2023, p. 1-6. ISBN : 978-1-6654-9384-0. DOI : 10.1109/MeMeA57477.2023.10171940.

[58] Carlo MASSARONI et al. « Contactless Methods For Measuring Respiratory Rate: A Review ». In : *IEEE Sensors Journal* 21 (11 juin 2021), p. 12821-12839. ISSN : 1530-437X. DOI : 10.1109/JSEN.2020.3023486.

[59] MATHWORKS. *Hanning window*.

[60] MATHWORKS. *Matworks - STFT*. 2019.

[61] Nil MUNTE et al. « Vehicle Occupancy Detector Based on FMCW mm-Wave Radar at 77 GHz ». In : *IEEE Sensors Journal* 22 (24 déc. 2022), p. 24504-24515. ISSN : 1530-437X. DOI : 10.1109/JSEN.2022.3218454.

[62] Daniel NICKALLS, Jiacheng WU et Naim DAHNOUN. « A Real-Time and High Performance Posture Estimation System Based on Millimeter-Wave Radar ». In : IEEE, juin 2021, p. 1-4. ISBN : 978-1-6654-3912-1. DOI : 10.1109/MECO52532.2021.9460280.

[63] Felipe PARRALEJO et al. « Millimeter Wave Radar Calibration for Heart Rate Estimation using Bayesian Neural Networks ». In : IEEE, juill. 2023, p. 1-6. DOI : 10.1109/COINS57856.2023.10189316.

[64] Giacomo PATERNIANI et al. « Radar-Based Monitoring of Vital Signs: A Tutorial Overview ». In : *Proceedings of the IEEE* (mars 2023). ISSN : 15582256. DOI : 10.1109/JPROC.2023.3244362.

[65] S P PREEJITH et al. « Wearable ECG platform for continuous cardiac monitoring ». In : IEEE, août 2016, p. 623-626. ISBN : 978-1-4577-0220-4. DOI : 10.1109/EMBC.2016.7590779.

[66] Vijaysrinivas RAJAGOPAL et al. « Portable Real-Time System for Multi-Subject Localization and Vital Sign Estimation ». In : *IEEE Radio and Wireless Symposium, RWS* 2023-January (2023), p. 40-43. ISSN : 21642974. DOI : 10.1109/RWS55624.2023.10046315.

[67] Gregory A ROTH et al. « The Burden of Cardiovascular Diseases Among US States, 1990-2016 ». In : *JAMA Cardiology* 3 (5 mai 2018), p. 375. ISSN : 2380-6583. DOI : 10.1001/jamacardio.2018.0385.

[68] Muhammad SALMAN et Youngtae NOH. « Contactless Vital Signs Tracking with mmWave RADAR in Realtime ». In : *Proceedings - 2023 IEEE International Conference on Big Data and Smart Computing, BigComp 2023* (2023), p. 389-390. DOI : 10.1109/BIGCOMP57234.2023.00094.

[69] Organisation Mondiale de la SANTÉ. *Cardiovascular diseases (CVDs)*. 2021.

[70] Christophe SCAVÉE. « Rappels des principes fondamentaux en électrocardiographie ». In : Louvain Medical, mai 2018.

[71] Arindam SENGUPTA et al. « mm-Pose: Real-time human skeletal posture estimation using mmWave radars and CNNs ». In : *IEEE Sensors Journal* 20 (17 2020), p. 10032-10044.

[72] Mohamed Adel SERHANI et al. « ECG Monitoring Systems: Review, Architecture, Processes, and Key Challenges ». In : *Sensors* 20 (6 mars 2020), p. 1796. ISSN : 1424-8220. DOI : 10.3390/s20061796.

[73] G SUPRAJA et al. « Secured Vital Parameter Monitoring and Seamless Instant Alert System for Health Care Services ». In : *2023 International Conference on Networking and Communications (ICNWC)* (avr. 2023), p. 1-5. DOI : 10.1109/ICNWC57852.2023.10127277.

[74] Gaopeng TANG, Tongning WU et Congsheng LI. « Dynamic Gesture Recognition Based on FMCW Millimeter Wave Radar: Review of Methodologies and Results ». In : *Sensors* 23 (17 août 2023), p. 7478. ISSN : 1424-8220. DOI : 10.3390/s23177478.

[75] Julian F. THAYER et al. *A meta-analysis of heart rate variability and neuroimaging studies: Implications for heart rate variability as a marker of stress and health*. 2012.

[76] Adam TIMMIS et al. « European Society of Cardiology: Cardiovascular Disease Statistics 2017 ». In : *European Heart Journal* 39 (7 fév. 2018), p. 508-579. ISSN : 0195-668X. DOI : 10.1093/eurheartj/ehx628.

[77] Girish TIWARI et Shalabh GUPTA. « An mmWave Radar Based Real-Time Contactless Fitness Tracker Using Deep CNNs ». In : *IEEE Sensors Journal* 21 (15 août 2021), p. 17262-17270. ISSN : 1530-437X. DOI : 10.1109/JSEN.2021.3077511.

[78] Anne TURSZ et al. *Quelles données recueillir pour améliorer les pratiques professionnelles face aux morts suspectes de nourrissons de moins de 1 an ?* 2005.

[79] Radar TUTORIAL. *Ondes et bandes de fréquences*.

[80] Fu-Kang WANG, Ji-Xun ZHONG et Ju-Yin SHIH. « IQ Signal Demodulation for Noncontact Vital Sign Monitoring Using a CW Doppler Radar: A Review ». In : *IEEE Journal of Electromagnetics, RF and Microwaves in Medicine and Biology* 6 (4 déc. 2022), p. 449-460. ISSN : 2469-7249. DOI : 10.1109/JERM.2022.3214753.

[81] Fu-Kang WANG et al. « Single-Antenna Doppler Radars Using Self and Mutual Injection Locking for Vital Sign Detection With Random Body Movement Cancellation ». In : *IEEE Transactions on Microwave Theory and Techniques* 59 (12 déc. 2011), p. 3577-3587. ISSN : 0018-9480. DOI : 10.1109/TMTT.2011.2171712.

[82] Yong WANG et al. « Multi-target vital signs detection using frequency-modulated continuous wave radar ». In : *EURASIP Journal on Advances in Signal Processing* 2021 (1 déc. 2021), p. 103. ISSN : 1687-6180. DOI : 10.1186/s13634-021-00812-9.

[83] Yong WANG et al. « Remote Monitoring of Human Vital Signs Based on 77-GHz mm-Wave FMCW Radar ». In : *Sensors* 20 (10 mai 2020), p. 2999. ISSN : 1424-8220. DOI : 10.3390/s20102999.

[84] Zhangjing WANG et al. « Research of Target Detection and Classification Techniques Using Millimeter-Wave Radar and Vision Sensors ». In : *Remote Sensing* 13 (6 mars 2021), p. 1064. ISSN : 2072-4292. DOI : 10.3390/rs13061064.

[85] Li WEN et al. « A Compact Non-Contact Heart Sound Sensor Based on Millimeter-Wave Radar ». In : IEEE, mai 2022, p. 305-307. ISBN : 978-1-6654-2340-3. DOI : 10.1109/IMBioC52515.2022.9790257.

[86] Elizabeth WILKINS et et AL. *European Cardiovascular Disease Statistics 2017*. 2017.

[87] Jiacheng WU, Han CUI et Naim DAHNOUN. « A Novel Heart Rate Detection Algorithm with Small Observing Window using millimeter-wave Radar ». In : IEEE, juin 2022, p. 1-4. ISBN : 978-1-6654-6828-2. DOI : 10.1109/MECO55406.2022.9797190.

[88] Jiacheng WU et Naim DAHNOUN. « A health monitoring system with posture estimation and heart rate detection based on millimeter-wave radar ». In : *Microprocessors and Microsystems* 94 (oct. 2022), p. 104670. ISSN : 01419331. DOI : 10.1016/j.micpro.2022.104670.

[89] Ting WU, Theodore S. RAPPAPORT et Christopher M. COLLINS. « The human body and millimeter-wave wireless communication systems: Interactions and implications ». In : IEEE, juin 2015, p. 2423-2429. ISBN : 978-1-4673-6432-4. DOI : 10.1109/ICC.2015.7248688.

[90] Xiangyu XU et al. « mmECG: Monitoring Human Cardiac Cycle in Driving Environments Leveraging Millimeter Wave ». In : IEEE, mai 2022, p. 90-99. ISBN : 978-1-6654-5822-1. DOI : 10.1109/INFOCOM48880.2022.9796912.

[91] Zhaoyi XU et al. « Simultaneous Monitoring of Multiple People's Vital Sign Leveraging a Single Phased-MIMO Radar ». In : *IEEE Journal of Electromagnetics, RF and Microwaves in Medicine and Biology* 6 (3 sept. 2022), p. 311-320. ISSN : 2469-7249. DOI : 10.1109/JERM.2022.3143431.

[92] Ozal YILDIRIM et al. « Arrhythmia detection using deep convolutional neural network with long duration ECG signals ». In : *Computers in Biology and Medicine* 102 (nov. 2018), p. 411-420. ISSN : 00104825. DOI : 10.1016/j.compbiomed.2018.09.009.

[93] X. YU, C. LI et J. LIN. « Two-dimensional noncontact vital sign detection using Doppler radar array approach ». In : IEEE, juin 2011, p. 1-1. ISBN : 978-1-61284-754-2. DOI : 10.1109/MWSYM.2011.5973283.

[94] Mingmin ZHAO, Fadel ADIB et Dina KATABI. « Emotion recognition using wireless signals ». In : ACM, oct. 2016, p. 95-108. ISBN : 9781450342261. DOI : 10.1145/2973750.2973762.

Index

A
Antenne, 67
Apnée, 105

B
Biométrie, 37

C
Chirp, 62
Classification de cible, 38
Complexe QRS, 24
Cœur, 21
Cœur droit, 22
Cœur gauche, 22

D
Dérivations cardiaques, 33
Détection de présence dans un véhicule, 38

E
Echo-cardiographie, 122
Echocardiographie, 23
Effet Doppler-Fizeau, 31
Electrocardiographie, 33
Equation radar, 69

F
Fenêtre de Hanning, 90
Filtrage, 97
Fréquence d'échantillonnage, 72

I
Incidence apicale, 126
Incidence sous-xyphoïdienne, 125

L
Loi de Einthoven, 35

M
Modulation, 27

R
RADAR, 26
Reconnaissance de posture, 39
Reconnaissance des gestes, 38
Respiration, 117
Règlement Général sur la Protection des Données, 77
Résolution en vitesse, 91
Résolution temporelle, 91

S
Short Time Fourier Transform, 89
Signature cardiaque, 118
Signature respiratoire, 118
Synchronisation, 99

T
Temps-pulsation, 97
Transformée de Fourier Rapide, 87

V
Volume ventriculaire, 114

Glossaire

ADAS - Advanced Driver Assistance Systems en anglais pour systèmes d'aide à la conduite avancée
AV (Nœud) - Nœud Auriculo-Ventriculaire
BPM - Battements Par Minute
CAN - Convertisseur Analogique-Numérique
CNIL - Commission Nationale de l'Informatique et des Libertés
CW - Ondes Continues ou Contiuous Wave en anglais
DFT - Transformée de Fourier Discrète
ECG - ÉlectroCardioGramme
EWT -Transformée en Ondelettes Empirique en français
FFT - Transformée de Fourier Rapide ou Fast Fourier Transform
GPIO - General Purpose Input/Output en anglais
IIR - Réponse Impulsionnelle Infinie
IRM - Imagerie par Résonance Magnétique
LIDAR - Laser Imaging Detection And Ranging en anglais
MCV - Maladies Cardio-Vasculaires
MIMO - Multiple-Input Multiple-Output
OMS - Organisation Mondiale de la Santé
RADAR - RAdio Detection And Ranging en anglais pour la détection et l'estimation de la distance par ondes radio-fréquence
RGPD - Règlement Général sur la Protection des Données
RSA - Arythmie Sinusale Respiratoire
SER - Surface Equivalente Radar
SIMO - Single-Input Multiple-Output
SMSN - Syndrôme de la Mort Subite du Nourrisson
SPC - Cohérence Spatiale en Phase
STFT - Short Time Fourier Transform en anglais
TDM - TomoDensitoMétrie

ANNEXES

A. ÉCHO-CARDIOGRAPHIE

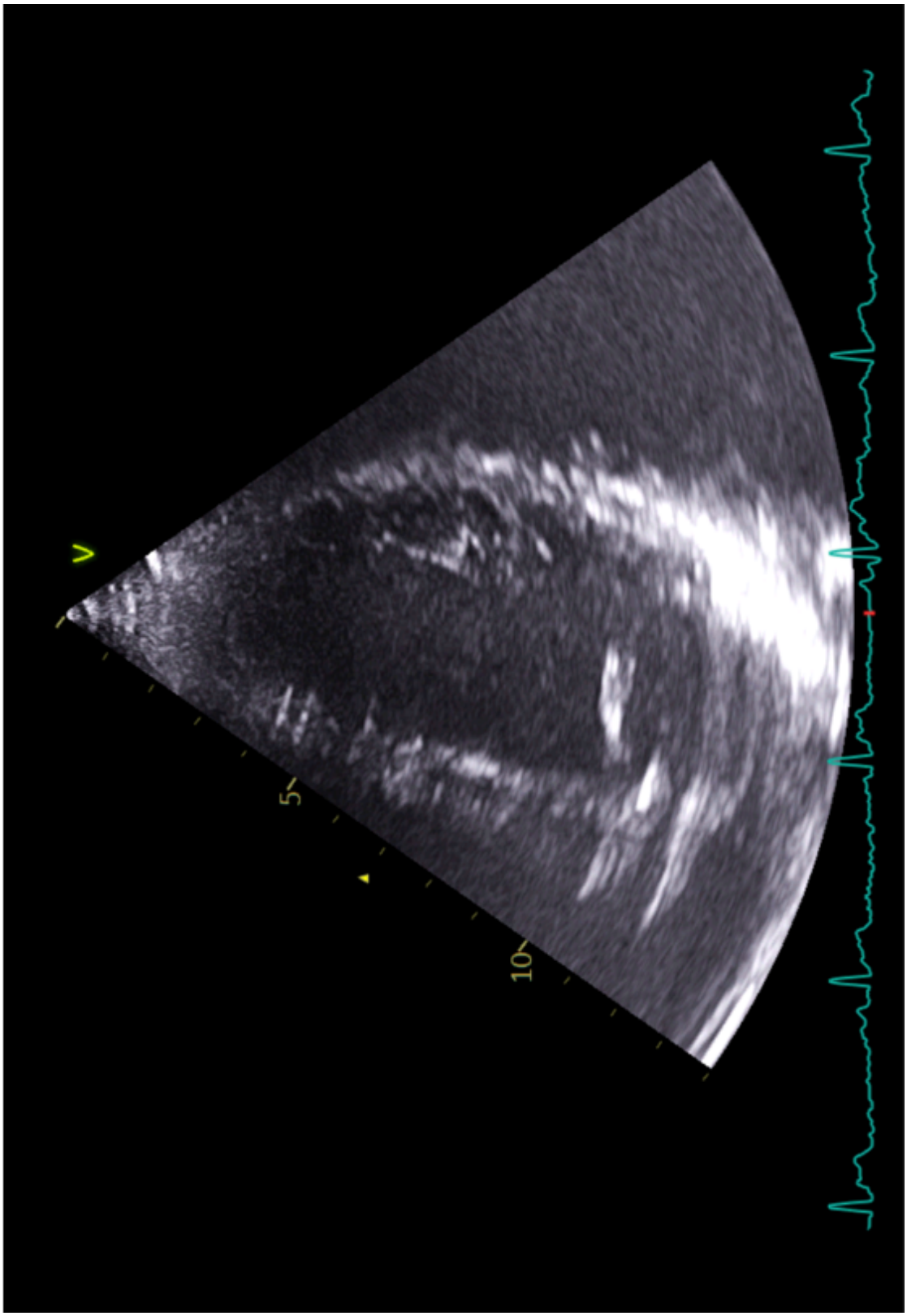


FIGURE 1. – Extrait d'une écho-cardiographie avec incidence apycale à l'instant du remplissage des oreillettes et lorsque les ventricules sont relâchés.

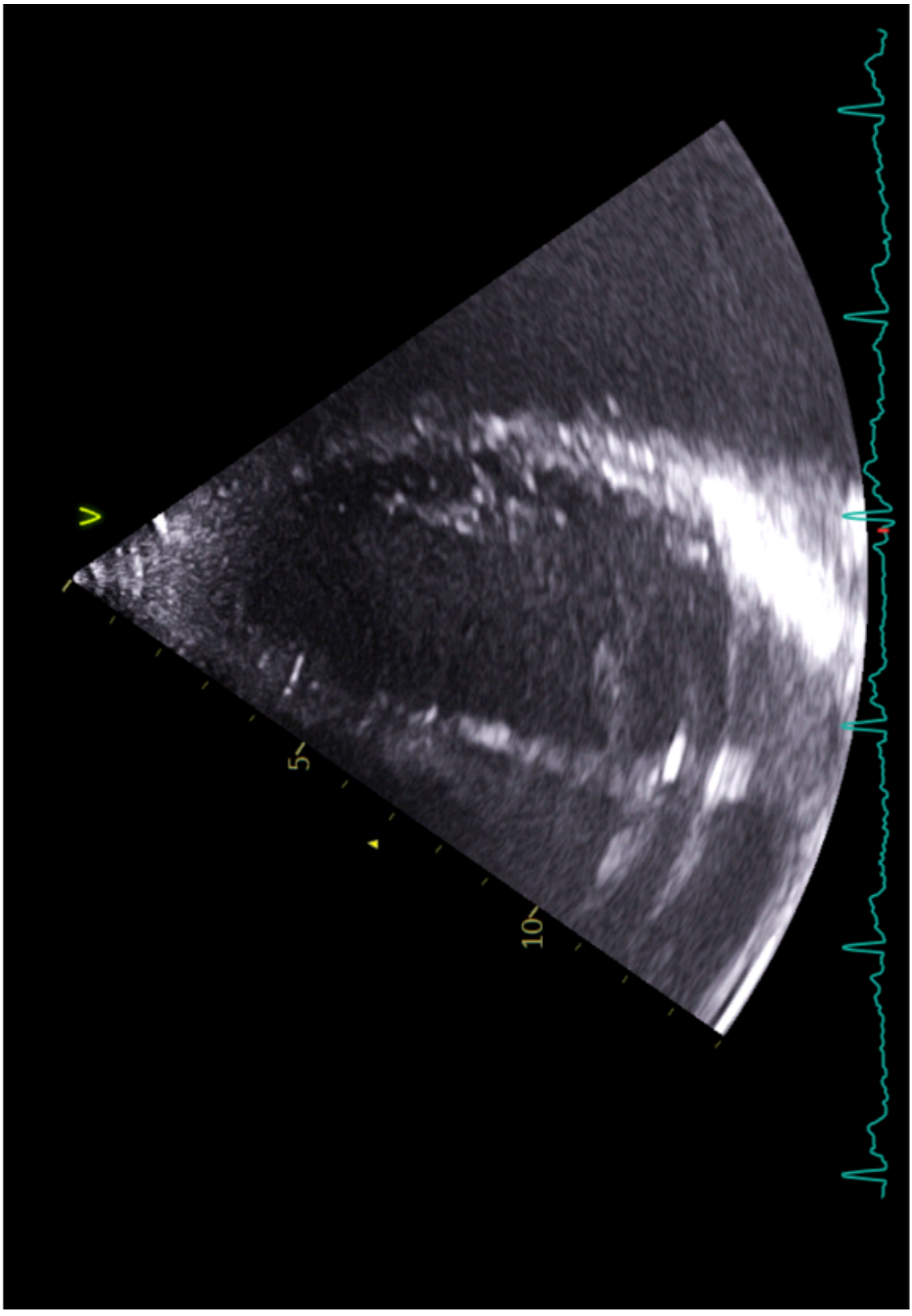


FIGURE 2. – Extrait d'une écho-cardiographie avec incidence apycale à l'instant l'éjection du sang des oreillettes vers les ventricules.

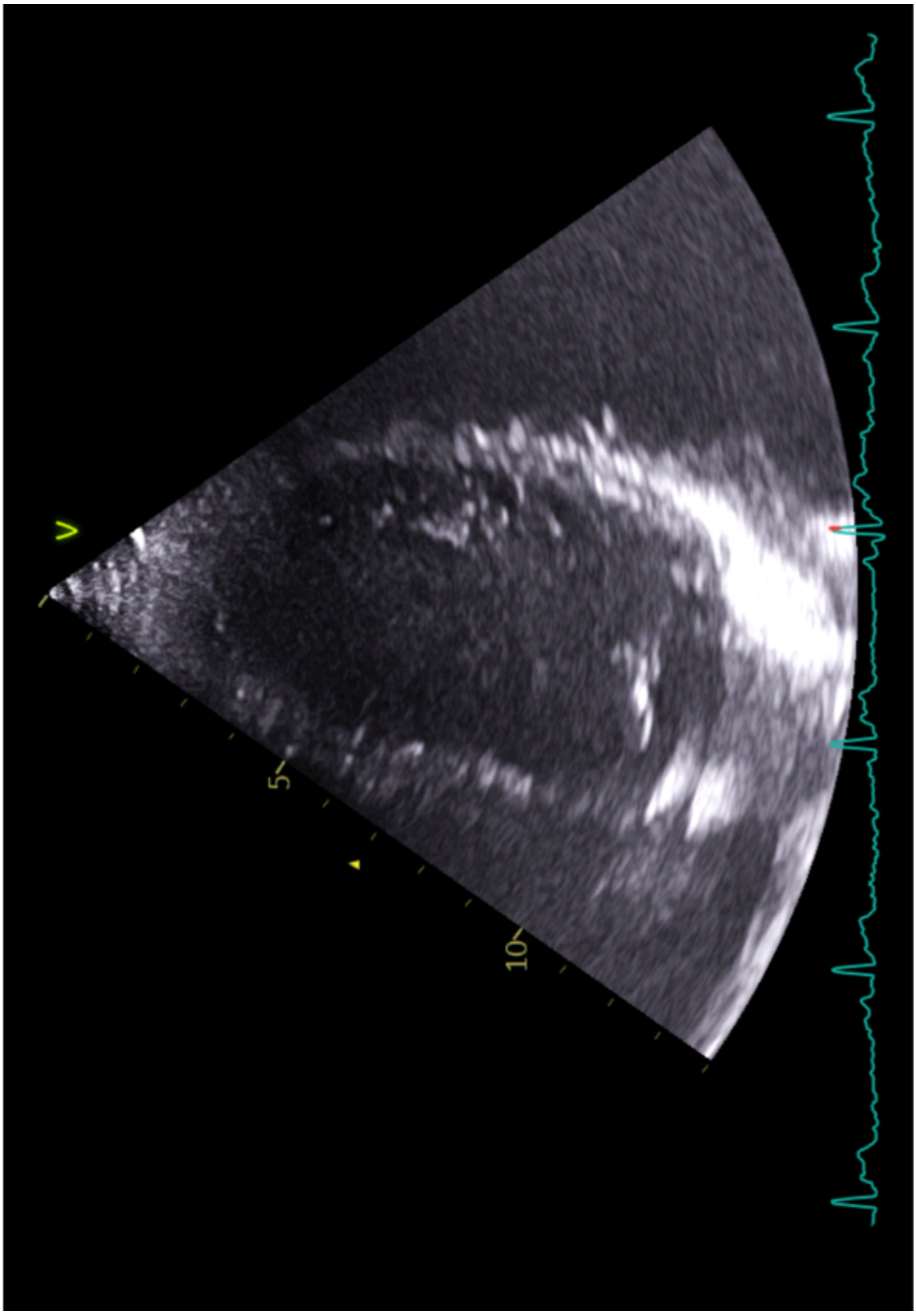


FIGURE 3. – Extrait d'une écho-cardiographie avec incidence apycale à l'instant où les ventricules sont remplis de sang.

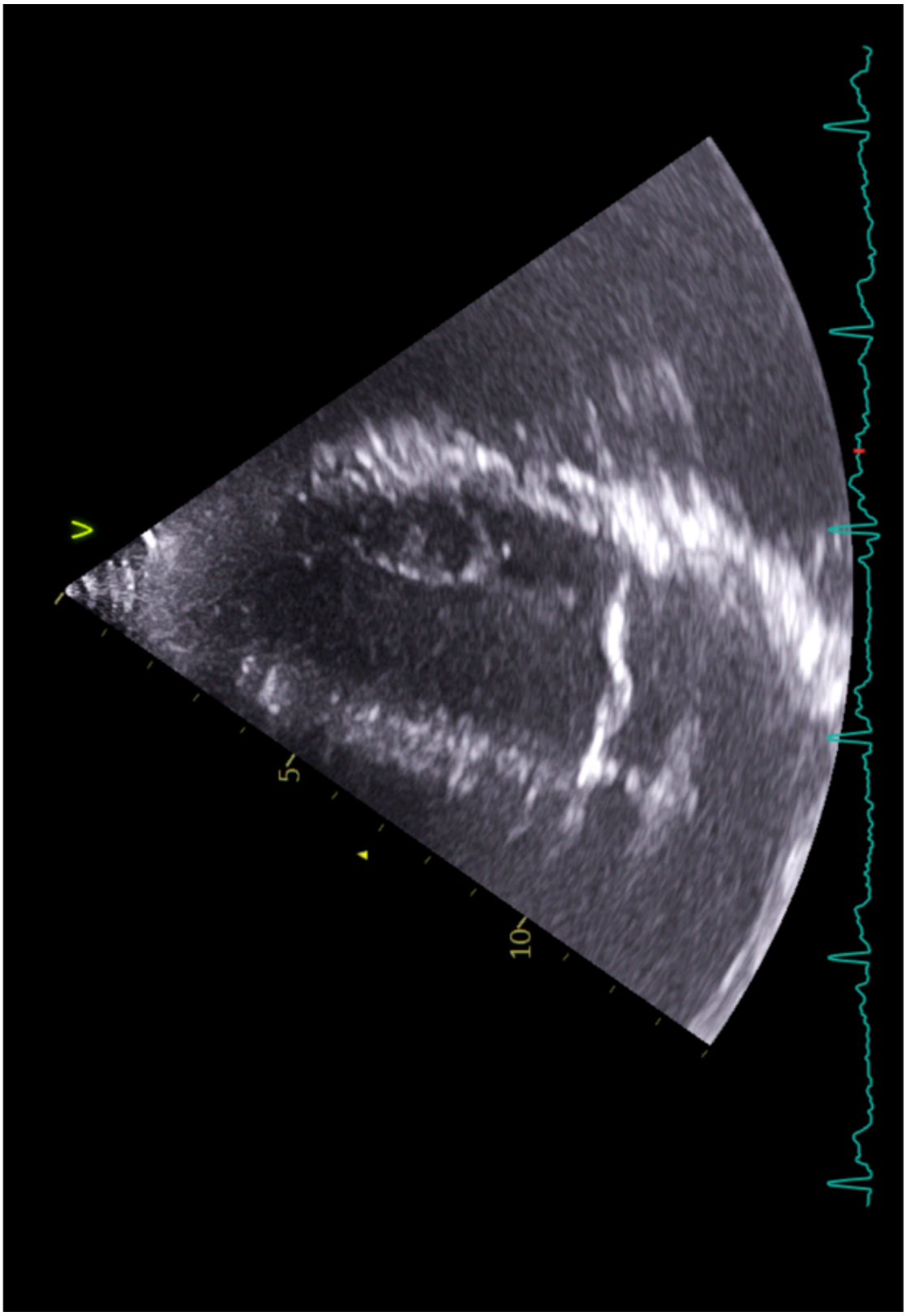


FIGURE 4. – Extrait d'une écho-cardiographie avec incidence apycale au moment de la compression des ventricules permettant l'éjection du sang dans tout le corps ou vers les poumons et du début du remplissage des oreillettes.