

REPUBLIQUE ALGERIENNE DEMOCRATIQUE ET POPULAIRE Ministère de
l'enseignement supérieur et de la recherche scientifique

Université Abou Bekr Belkaid – Tlemcen

Faculté de Technologie

Département de Télécommunication

Mémoire de Master

Spécialité : Télécommunication

Option : Réseaux et télécommunications

Présenté par :

- M^{elle} ABID IMANE
- M^{elle} AMMARI WAHIBA

Thème :

**Monitoring biomédical par traitement des signaux
bioradar**

Soutenu le : 08/07/2021, devant le jury composé de :

Président :	Mr M.BAHRI	MCB	U.A.B Tlemcen
Examineur :	Mr M.KHALEDI	MCA	U.A.B Tlemcen
Encadreur :	Mr A.DJEBBARI	MCA	U.A.B Tlemcen

Année universitaire : 2020 - 2021

Remerciements

On remercie ALLAH tout puissant de nous avoir amené à réaliser ce projet et de nous avoir donné la possibilité de poursuivre nos études.

On tient à exprimer nos vifs remerciements :

A notre encadreur Mr Djebbari Abdelghani pour sa prise en charge et pour avoir dirigé ce travail.

On tient également à remercier Mme Sara belarouci et meziani fadia.

On adresse nos très sincères remerciements à nos parents et nos proches pour leur encouragement, leur aide et leur soutien moral.

Et toutes nos amies qui nous ont encouragés dans l'élaboration de ce travail.

On tient aussi à remercier les membres du jury qui nous ont fait l'honneur de participer à l'examen de ce travail.

Enfin, à tous ceux qui nous a encouragés de près ou de loin.

Dédicaces

Du profond de mon cœur, je dédie ce travail à tous ceux qui me sont chers.

A mon cher père ABID Abdelkader que rien au monde ne vaut tes efforts fournis, jour et nuit, pour mon éducation et mon bien être.

A ma très chère aimée mère Bekkouche Meriem tu es exemple de dévouement qui n'a pas cessé de m'encourager et de prier pour moi, Que Dieu, le tout-puissant, te préserve et t'accorde santé, longue vie et bonheur.

J'espère qu'ils trouveront dans ce travail toute ma reconnaissance et tout mon amour.

Je dédie également ce projet à mes chers frères MOHAMMED et ANES.

À mes très chères tantes Bekkouche Naima, Bekkouche Fouzia, Dinedane Chafika, mes oncles Bekkouche Abdelmadjid, Bekkouche Mohammed et Lahmer Slimene ainsi que la famille Attab, Abdelaziz, Abdellatif, Nadira.

À tous mes chères amies

Khaoula, Hanane, Chahra, Ibtissem, Bouchra, Imane, Manel, Latifa, Wafaa, Norelhouda et à ma chère Wahiba avec laquelle j'ai partagé cette expérience,

Et à toute la promo Télécommunications 2020/2021 et Génie biomédical.

A tous les enseignants qui ont contribué à ma formation.

Tous ceux qui m'aiment.

Tous ceux que j'aime.

Sans oublier mes grands-parents (Allah yerhamhoum)

Sachez que vous serez toujours dans mon cœur.

ABID IMANE

Dédicaces

Au nom d'Allah le tout puissant qui m'a donné la volonté et le courage pour

Réaliser ce que j'ai toujours espérer.

Je dédie ce travail À mes très chers parents qui ont toujours soutenu, aimé, et qui m'ont donné un magnifique modèle de labeur et de persévérance, pour tous les sacrifices qu'ils ont consentis pour me permettre de suivre mes études dans les meilleures conditions possibles et n'avoir jamais cessé de m'encourager tout au long de mes années d'étude. J'espère qu'ils trouvent dans ce travail toute ma reconnaissance et tout mon amour.

A mon agréable binôme Imane, la personne avec laquelle j'ai partagé cette expérience et qui n'a cessé d'être pour moi un exemple de persévérance, de courage et de générosité.

A mes chers frères Boumedién, Bahaa, Mohammed et mes chères sœurs Khalida, Karima, Fatima

A mes copines de cœurs Hanaa ,soulef, et Dounia Hadjij.

A tous mes enseignants durant mon cursus.

A tous mes collègues de la filière de télécommunication.

A tous ceux qui m'ont aidé de loin ou de proche.

Wahiba Ammari

Sommaire

Remerciements	ii
Dédicaces.....	iii
Résumé.....	iv
Sommaire	v
Liste des figures	vi
Liste des tableaux	vii
Abréviations	viii
Introduction générale.....	1
Chapitre01 Signaux biomédicaux : outils de monitoring de patients	
1.1 Introduction	2
1.2 Activité cardiaque.....	2
1.2.1 Les signaux vitaux.....	2
1.2.2 Système cardiaque.....	2
1.2.2.1 Physiologie	3
1.2.2.2 Anatomie du cœur :	3
1.2.3 Cycle cardiaque :	4
1.2.4 L'Electrocardiogramme (ECG).....	5
1.2.4.1 Les dérivations d'un électrocardiogramme	5
1.2.4.2 Ondes et Intervalles de l'ECG	7
1.2.4.3 Pathologies cardiaques	9
1.2.4.4 Intérêt d'une analyse automatique d'un ECG.....	9
1.2.5 Phono cardiogramme (PCG)	9
1.2.5.1 Le cycle cardiaque et la boucle pression-volume	10
1.2.5.2 Les bruits et les souffles (murmures) cardiaques	11
1.2.5.2.1 Les bruits cardiaques	11
1.2.5.2.2 Les souffles cardiaques (murmures).....	12
1.3 Activité électrique :	14
1.3.1 Comprendre le fonctionnement de l'aEEG	14
1.3.2 Connaître les techniques de pose et de surveillance de ce monitoring	15
1.3.3 Connaître les indications et les principes de l'interprétation de l'aEEG	16
1.3.3.1 Indications	16
1.3.3.2 Interprétation	16

1.3.4	Connaître les pièges et écueils de ce monitoring	17
1.4	Activité respiratoire	17
1.4.1	Physiologie	17
1.4.2	Méthode pour la mesure de la respiration	18
1.4.3	Clinique	18
1.4.4	SpO ₂ [49].....	19
1.4.4.1	L'Oxymétrie ou Saturométrie.....	19
1.4.5	La saturation en O ₂	21
1.4.5.1	Le sang	21
1.4.5.2	La saturation de l'hémoglobine [50]	21
1.4.5.3	Propriétés de la liaison de l'oxygène à l'hémoglobine.....	21
1.4.5.4	Le signal photopléthysmogramme(PPG) [51].....	21
1.5	Le signal électro-oculogramme(EOG)	24
1.5.1	Définition.....	24
1.5.2	L'œil.....	26
1.5.3	Les électrodes	26
1.5.4	Les types d'électrodes	26
1.5.5	Critères de sélection d'une électrode.....	26
1.5.6	Electrodes pour les électro-oculogrammes.....	26
1.5.7	Electrodes de référence.....	26
1.5.6	Placement des électrodes de l'EOG.....	26
1.5.7	Etage de filtrage.....	27
1.5.7.1	Le filtre	27
1.5.7.2	Les filtres passifs	27
1.6	Conclusion.....	27

Chapitre 02 Radar : N principe the base et applications

2.1	Introduction	28
2.2	Histoire des Radars.....	28
2.3	Définition de radar.....	28
2.4	Les éléments d'un système radar	29
2.4.1	L'émetteur	29
2.4.2	Un guide d'onde.....	29
2.4.3	Duplexeur	30
2.4.4	L'antenne.....	30

2.4.5	La cible	30
2.4.6	Le récepteur	30
2.5	Principe de fonctionnement	31
2.5.1	Réflexion	31
2.5.2	Calcul de la distance	32
2.5.3	Calcul de la direction	33
2.5.4	Volume radar et résolution	33
2.6	Les types de radar	35
2.6.1	Le radar primaire	35
2.6.2	Le radar secondaire	35
2.6.3	Différentes classification de radar	35
2.7	Génération des signaux radars [74]	36
2.7.1	L'oscillateur	37
2.7.2	Le distributeur d'horloges	37
2.7.3	Le FPGA (Field-Programmable Gate Array)	37
2.7.4	Modulation	37
2.8	Plages de fréquences utilisés [75]	38
2.8.1	Généralités	38
2.8.2	Noms des bandes de fréquence	39
2.9	Antennes	40
2.9.1	Antennes filaires	41
2.9.2	Antenne à ouverture	41
2.9.3	Antenne synthétique	42
2.10	Radar Doppler pour la surveillance des signaux vitaux	42
2.10.1	État de l'art	42
2.10.2	Principe de fonctionnement	43
2.11	Conclusion	45

Chapitre 03 Méthodes d'analyses des signaux biomédicaux

3.1	Introduction	46
3.2	Détection du rythme cardiaque	46
3.2.1	L'algorithme de Pan&Tompkins	46
3.2.2	Les algorithmes basés sur la transformée de Hilbert	48
3.2.3	Les algorithmes basés sur la transformée en ondelettes	50
3.2.4	Le prétraitement de signal ECG	51

3.2.5	Les méthodes de filtrage linéaire et non linéaire.....	52
3.2.5.1	Filtrage non linéaire.....	52
	A)- Les ondelettes :	52
3.2.5.2	Filtrage linéaire.....	52
3.2.6	Périodogramme	54
3.2.7	Périodogramme moyenné.....	55
3.2.8	Estimateur de Welch	55
3.3	Analyse temps-fréquence	56
3.3.1	Spectrogramme.....	56
3.3.2	Transformée de Fourier à court terme (STFT).....	56
3.3.3	STFT- Compromis	56
3.4	Conclusion.....	56

Chapitre04 Analyse des signaux biomédicaux et bioradar

4.1	Introduction	57
4.1.1	Le système Radar	57
4.2	Données.....	58
4.2.1	Protocole de mesure	59
4.2.2	Le système de référence	60
4.3	Traitement des signaux biomédicaux	60
4.4	Analyse du signal Electrocardiogramme (ECG)	62
4.4.1	Prétraitement	63
4.4.1.1	Segmentation préliminaire du signal ECG	63
4.4.2	Détection des intervalles RR du signal ECG.....	64
4.4.3	Génération du signal HRV	67
4.4.4	Spectrogramme du signal HRV.....	70
4.4.5	Détection de rythme cardiaque à partir de l'analyse de signaux bioradar.....	71
4.4.6	Spectrogramme.....	73
4.5	Conclusion.....	74
	Conclusion générale	75
	Bibliographie	x

Liste des figures

Figure 1.1. Anatomie du cœur et des vaisseaux associés	3
Figure 1.2. Le système spécialisé d'excitation.....	4
Figure 1.3. Les dérivations bipolaires	6
Figure 1.4. Dérivations thoraciques	6
Figure 1.5. Le cycle cardiaque complet	7
Figure 1.6. La boucle pression volume d'un cycle cardiaque.....	10
Figure 1.7.représentations d'un cycle cardiaque contenant le signal (s3).....	12
Figure 1.8.relation entre les bruits cardiaques et la contraction cardiaque [30].....	12
Figure 1.9.localisations des zones de transmissions des bruits et murmures	13
Figure 1.10.étapes du calcul du signal aEEG	15
Figure 1.11. Tracé en dents de scie révélant un état de mal épileptique, réponse favorable l'injection de clonazépam.....	17
Figure 1.12.Système respiratoire	18
Figure 1.13. Signal ppg [51].....	22
Figure 1.14. Représentant la composante pulsatile d'un signal PPG où l'onde dicrote et visuellement identifiable [51]	23
Figure 1.15. Le signal EOG [54]	24
Figure 1.16. Potentiel électrique induit par les mouvements de la cornée	25
Figure 1.17. Schéma bloc de l'électro-oculogramme	25
Figure 1.18. L'emplacement des électrodes de l'EOG	27
Figure 2.1. Architecture d'un système radar	29
Figure 2.2. Les composantes de radar	31
Figure 2.3. Principe de l'émission du radar	32
Figure 2.4. Azimut de la cible [68]	33
Figure 2.5. Résolution angulaire des données [71]	34
Figure 2.6. Configuration d'un radar [73]	35
Figure 2.7. Angle bi-statique	36
Figure 2.8. Radar multistatique	36
Figure 2.9. Génération des signaux radars	38
Figure 2.10. Antenne à ouverture typique [70].....	41
Figure 2.11. Décalage doppler [77]	44
Figure 2.12. Schéma bloc d'un radar doppler [77].....	44
Figure 3.1. Schéma bloc de l'algorithme de pan&Tompkins [92]	46
Figure 3.2. Diagramme de Bode en amplitude du filtre passe-bande utilisé par l'algorithme de Pan &Tompkins. [92]	47
Figure 3.3. Exemple de signaux en sortie de chacun des étages de l'algorithme de Pan &Tompkins [93].....	48
Figure 3.4. Représentation d'un signal ECG, de sa dérivée première et de la transformée de Hilbert de cette dérivée [93]	49
Figure 3.5. Schéma bloc de l'algorithme utilisant la transformée de Hilbert pour la détection des complexes QRS [95].....	50
Figure 3.6. Reconstitution par des ondelettes des PQRST d'un signal ECG [95]	51
Figure 3.7. Représentation de deux fenêtres pour effectuer des transformées en ondelettes [95]	51
Figure 3.8. Filtre passe-bas pour réduire l'amplitude des composantes de fréquences supérieures à la celle de la coupure [100].....	53

Figure 3.9. Un filtre passe-bas.....	53
Figure 4.1. Système de mesure des signaux bioradar	58
Figure 4.2. Système de mesure : Radar et Moniteur d'épreuve d'effort	60
Figure 4.3. Placement des électrodes pour la mesure des signaux ECG et ICG.....	60
Figure 4.4. Signaux biomédicaux et signaux bioradar (I) en phase, et (Q) en quadrature de phase	61
Figure 4.5. Signaux biomédicaux et signaux bioradar (I) en phase, et (Q) en quadrature de phase, sur trois cycles cardiaques	61
Figure 4.6. Signal Electrocardiogramme (ECG1).....	63
Figure 4.7. Détection des complexes QRS d signal ECG	64
Figure 4.8. Agrandissement dans le domaine temporel du signal ECG de la Figure 4.7	65
Figure 4.9. Densité spectrale de puissance (DSP), visualisée entre 0 et 100Hz en linéaire, calculée par l'estimateur de Welch, Signal : 1215200 échantillons, Fe :2kHz, Nfft :16384, Nwind : 8192, Fenêtre : Hanning, Chevauchement : 4096.....	65
Figure 4.10. Densité spectrale de puissance (DSP), visualisée entre 0 et 25Hz en linéaire, calculée par l'estimateur de Welch, Signal : 1215200 échantillons, Fe : 2kHz, Nfft :16384, Nwind : 8192, Fenêtre : Hanning, Chevauchement : 4096.....	66
Figure 4.11. Densité spectrale de puissance (DSP), visualisée entre 0 et 1kHz en dB, calculée par l'estimateur de Welch, Signal : 1215200 échantillons, Fe : 2kHz, Nfft :16384, Nwind : 8192, Fenêtre : Hanning, Chevauchement : 4096.....	66
Figure 4.12. Signal de variabilité du rythme cardiaque (HRV : Heart Rate Variability)	67
Figure 4.13. DSP du signal HRV avec composante continue	68
Figure 4.14. Signal de variabilité du rythme cardiaque centré (HRV : Heart Rate Variability).....	68
Figure 4.15. DSP, Welch, Nfft : 4096, Nwind :128, Chevauchement : 64 Nombre d'échantillons : 731	69
Figure 4.16. Spectrogramme du signal HRV de la Figure 4.12.....	70
Figure 4.17. Contours du spectrogramme du signal HRV de la Figure 4.12.....	70
Figure 4.18. Détection du rythme cardiaque à partir d'un signal bioradar et d'un signal ECG	71
Figure 4.19. Détection du rythme cardiaque à partir d'un signal bioradar et d'un signal ECG (Agrandissement du domaine temporel de la Figure 4.18)	71
Figure 4.20. Signal HRV détecté à partir du signal bioradar.....	72
Figure 4.21. le signal HRV généré à partir du signal bioradar	73
Figure 4.22. Spectrogramme du signal HRV bioradar.....	73
Figure 4.23. Contour du Spectrogramme du signal HRV bioradar.....	74

Liste des tableaux

Tableau 1.1. valeurs habituelles des différents paramètres caractérisant un battement cardiaque	8
Tableau 1.2. Les caractéristiques temporelles et fréquentielles d'un ppg [31].	14
Tableau 1.3. Méthode pour la mesure des rythmes respiratoires.....	18
Tableau 2.1. Plage de fréquences radar [75]	40
Tableau 4.1. Détection des pics R du signal ECG.....	64

A decorative border resembling a scroll, with a grey shaded area on the left side and a grey shaded area at the top right corner.

Abréviations

Abréviations

ECG : Electrocardiogramme

EEG : Electroencéphalogramme

aEEG : Electroencéphalogramme d'amplitude

EIC : Espaces intercostaux

EOG : Le signal électro-oculogramme

PCG : Phono cardiogramme

SpO₂ : Saturation pulsatile dans O₂

EMG : Electromyographie

PPG : Le signal photopléthysmogramme

TF : Transformée de Fourier

SER : Surface équivalente radar

FPGA: Field-Programmable Gate Array

GSM: Global System for Mobile communications

Wifi : Wireless Fidelity

ISO : Organisation internationale de normalisation

sec : seconde

mv : millivolt

ms : milliseconde

μV : microvolt

O₂ : Oxygène

CO₂ : Dioxyde de carbone

mm : millimètre

mmHg : Le millimètre de mercure

nm : nanomètre

Hb : Hémoglobine

MHz : Mégahertz

GHz : Gigahertz

dB : décibel

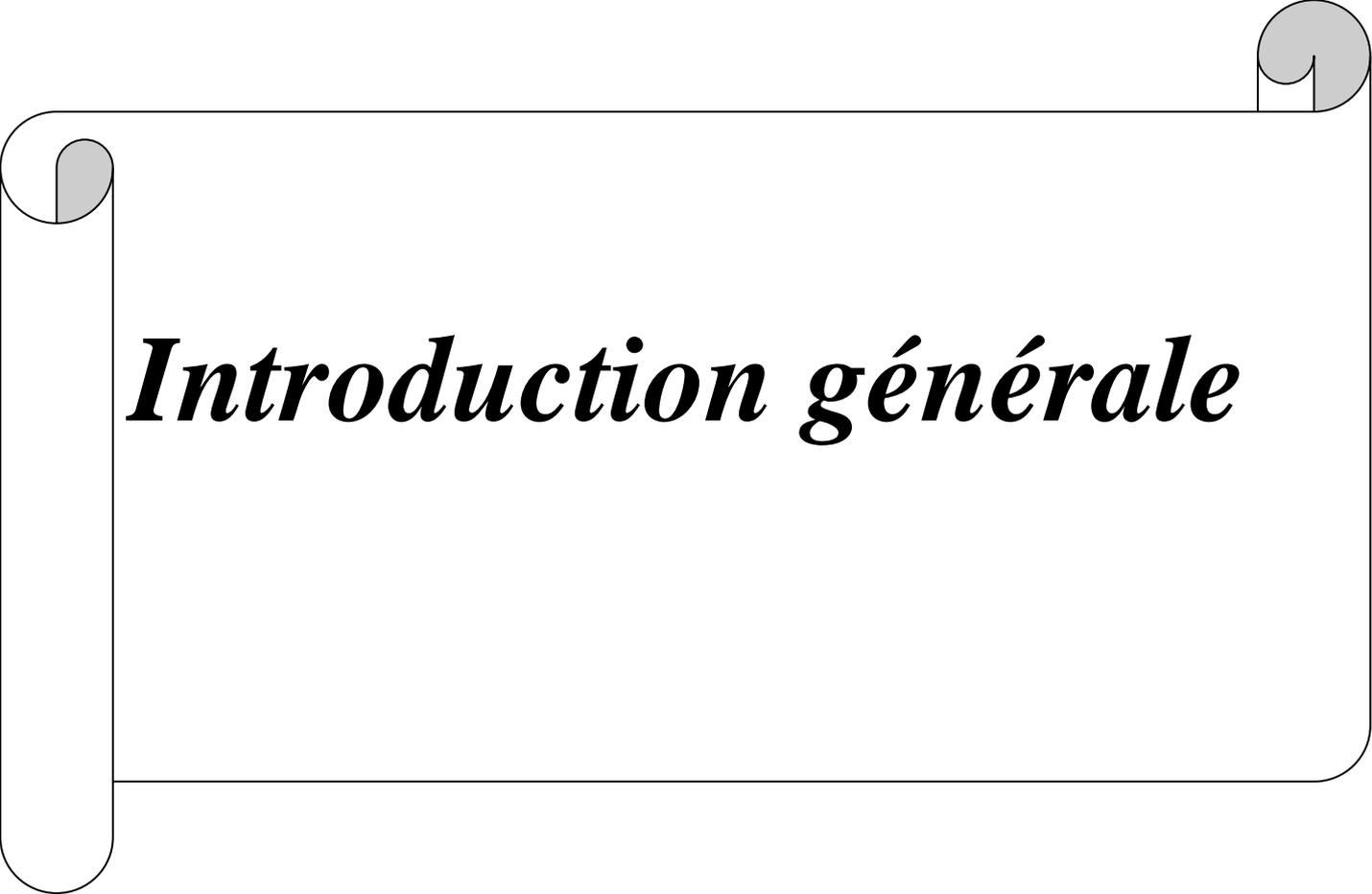
IEEE : Institute of Electrical and Electronic Engineers

DI, DII, DIII : Dérivations Standard (d'EINTHOVEN) de l'ECG

STFT : Short Term Fourier Transform

QRS (Complexe): régions du signal ECG constituées des ondes Q, R et S

aVR, aVL, aVF : Dérivations unipolaires

A decorative border resembling a scroll, with rounded corners and a vertical strip on the left side. The scroll is outlined in black and has a light gray fill. The text is centered within the scroll.

Introduction générale

Introduction générale

En raison de ses nombreuses applications prometteuses dans la vie Quotidienne, la technologie sans fil pour la détection des signaux vitaux avec radar Doppler a attiré beaucoup d'intérêt ces dernières années. Des efforts ont été consacrés à cette technologie et beaucoup de progrès ont été réalisés. Les travaux présentés dans ce mémoire avaient pour objectif la réalisation d'un système médical intégré de radar pour la surveillance de précision des battements cardiaques et du statut respiratoire. Ce système est la réalisation d'émetteurs / récepteurs à bas coût et hautement performants pour la mesure du battement cardiaque et la surveillance du statut respiratoire. Il est également fait état de l'art des méthodes existantes pour ce type d'application biomédicale.

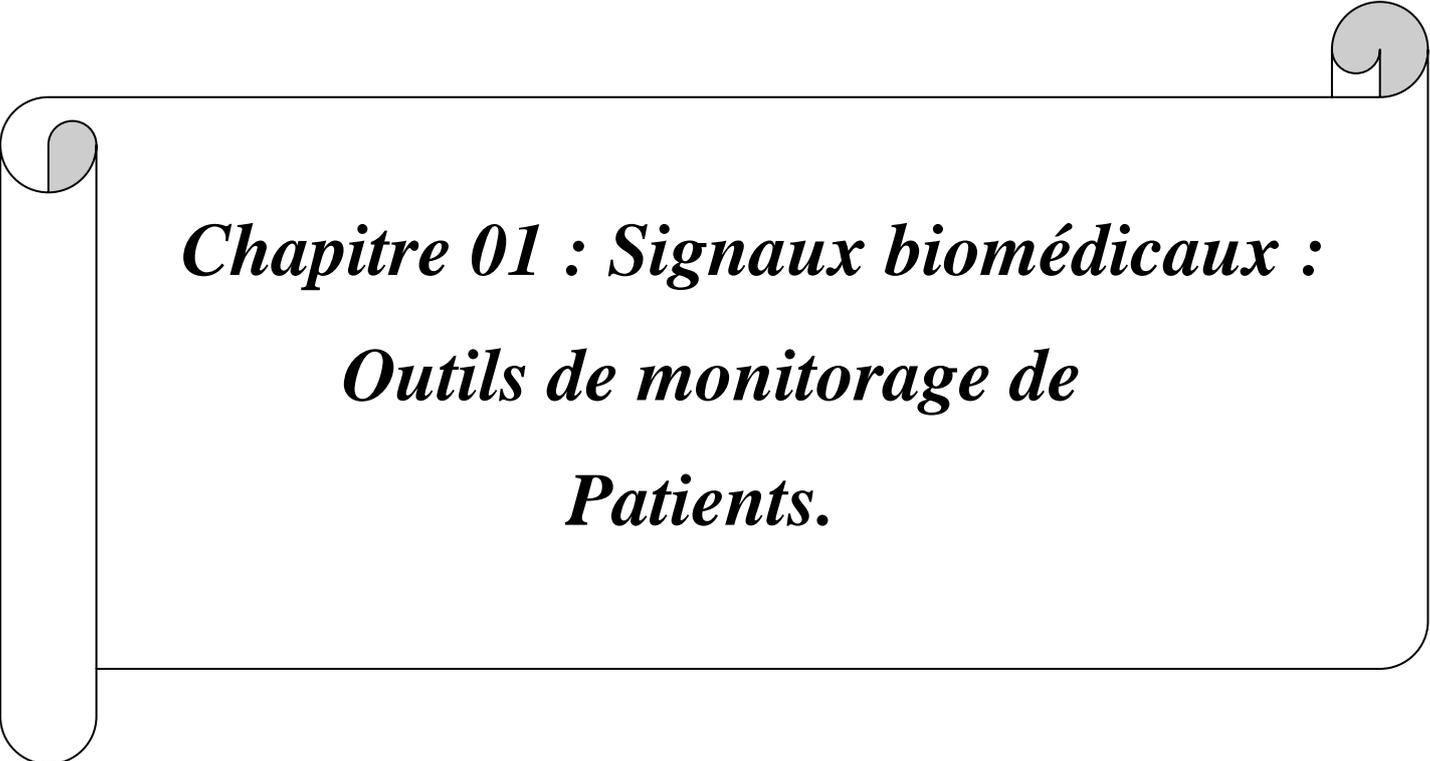
Le système que l'on souhaite réaliser est un radar de type doppler qui doit détecter le mouvement ou bien le déplacement de la poitrine du patient en raison de l'action physiologique. Pour connaître la relation entre le signal reçu et le mouvement de surface de peau, nous devons premièrement comprendre la relation entre le système cardio-pulmonaire et ce déplacement. Une analyse de ces systèmes tenant compte des ondes électromagnétiques des tissus humains est proposée. De plus, plusieurs prototypes sont fabriqués et testés. Dans notre travail, on se base sur l'électrocardiogramme (ECG) qui reste encore l'un des outils prédominants et les plus largement utilisés pour le diagnostic et l'analyse des arythmies cardiaques regroupe plusieurs paramètres importants appelés ondes et un ensemble d'intervalles qui sont les suivants : L'intervalle RR ; L'intervalle QT ; L'intervalle PR ;

L'intervalle ST ; Complexe QRS, toutes ces ondes contiennent les informations utiles de

L'ECG, tout changement dans ces intervalles représente un signe d'anomalie cardiaque.

Cette étude a été menée en quatre étapes, définissant les quatre chapitres de ce document :

- Le premier chapitre de ce document, a pour but d'aborder le système cardio-vasculaire faisant intervenir les trois principaux signaux, à savoir : l'électrocardiogramme (ECG), le Phonocardiogramme (PCG) et le Photopléthysmogramme (PPG), et d'autres signaux.
- Le second chapitre présente pour but de présenter en générale des radars nous parlons de le bioradar en rapportant son principe de fonctionnement dans le domaine biomédical permettant de détecter les signaux biomédicaux.
- Dans le troisième chapitre, nous nous sommes intéressés aux Méthodes d'analyses des signaux biomédicaux
- Le quatrième chapitre est consacré à la présentation les résultats d'analyse des signaux biomédicaux permettant d'extraire les paramètres vitaux qui servent au monitoring de l'état de santé de patients.
- Enfin une conclusion générale est donnée pour d'étudier la corrélation entre les signaux biomédicaux d'origine cardiaque acquis à travers des techniques classique d'un côté, et les paramètres vitaux extrait des signaux bioradar ciblant l'activité cardiaque d'un autre côté.

A decorative border resembling a scroll, with rounded corners and a grey shadow effect on the top and left edges.

***Chapitre 01 : Signaux biomédicaux :
Outils de monitoring de
Patients.***

1.1 Introduction

Le système cardiovasculaire est composé du cœur et des vaisseaux sanguins, et il assure principalement la circulation sanguine dans le corps pour répondre aux besoins énergétiques et de régénération cellulaire.

Dans ce chapitre, une description générale du système cardiovasculaire est fournie suivie d'une description détaillée de l'activité physiologique et de la planification du cœur ainsi que l'activité respiratoire et cérébrale. Puis en couvrira une description sur les signaux biomédicaux Certains d'entre eux sont des activités spontanées et systématiques du corps humain comme

L'électroencéphalogramme (EEG) ou l'électrocardiogramme (ECG) et d'autres signaux,

Et en mettant en évidence leur source par l'aspect anatomique et fonctionnel des systèmes cardiovasculaires et respiratoires.

1.2 Activité cardiaque

1.2.1 Les signaux vitaux

Les signaux vitaux sont l'ensemble des pulsations, des pulsations artérielles et veineuses. Ces signes vitaux, y compris le rythme cardiaque et la respiration, sont enregistrés chez les patients en cas d'urgence et de cliniques. Plusieurs niveaux d'informations peuvent être obtenus en mesurant ces taux. Premièrement, les données peuvent être utilisées pour vérifier que le sujet respire et que le cœur bat. Le taux respiratoire est un indicateur physiologique et une vitesse d'impulsion irrégulière peut indiquer une anomalie cardiaque. Les taux peuvent être stockés parfois dans les tendances et les tendances peuvent être enregistrées, offrant un outil de diagnostic. Par exemple, l'augmentation de la fréquence cardiaque peut être utilisée pour détecter l'apnée du sommeil [1]. De plus, les modifications du volume du cœur et du système respiratoire peuvent indiquer certains traumatismes [2]. La variabilité de la fréquence cardiaque peut prédire de graves maladies cardiovasculaires, telles que la neuropathie diabétique, l'hypertension, l'infarctus du myocarde [3]. Un délai irrégulier entre deux battements de cœur peut être associé à une fibrillation [4]. De plus, les signatures cardiaques et respiratoires peuvent fournir des informations supplémentaires. De nombreux facteurs qui affectent la variation de la fréquence cardiaque, telle que la température, le système nerveux, etc.

1.2.2 Système cardiaque

La mesure du battement de cœur est la clé de plusieurs diagnostics médicaux. En ramassant les battements du cœur d'un patient, le personnel médical peut déterminer la pathologie ou les conditions d'entre eux. Plusieurs techniques ont été proposées pour mesurer quantitativement le déplacement brut de la paroi thoracique, telle que le cardiogramme de l'impulsion [5], le système de déplacement de laser [6], le type de lumière structurée MOIRÉ [7], l'interférométrie laser granulaire [8], le transducteur de la capacité [9], le capteur de déplacement magnétique [10] et le microphone phonocardiographique [11].

1.2.2.1 Physiologie

Avec chaque battement de cœur, le cœur est soumis à une rotation et à une extension de la partie qui provoque la paroi thoracique pendant la contraction ventriculaire gauche. Ce contact avec la paroi thoracique produit une impulsion au sommet, le 4^{ème} et la cinquième espace intercostal, entraînant un changement maximum qui est détecté à la pointe d'une moyenne de 0,08 mm. Cette valeur varie d'un objet d'autres en raison de différences physiologiques, de santé, de fitness et d'âge. L'expansion et la contraction du cœur conduisent également à une pulsation plus lente du secteur parasternal gauche de la paroi thoracique avec chaque battement de cœur. Il y a aussi un mouvement de la surface de la peau à la fréquence cardiaque en raison des palpitations des artères superficielles. La pulsation des artères est retardée par rapport à la paroi thoracique de 0,15 à 0,28 seconde, et on estime que le plus grand déplacement artériel de l'artère carotide est d'environ un quart du thorax. Étant donné que le rythme cardiaque du sang est dans les artères, ce changement donne ses tailles, ce qui fait un mouvement de la paroi thoracique qui peut être détecté sur la surface de la peau, cela signifie suffisamment pour assurer la détection avec un système radar Doppler.

1.2.2.2 Anatomie du cœur :

Le cœur est un organe contractuel qui fournit le flux sanguin. C'est un muscle à rayures creux, qui est séparé en deux moitiés indépendantes (droite et gauche). Le côté droit contient du sang basse oxygène et assure la circulation pulmonaire; Sa partie gauche contient du sang riche en oxygène et la conduit dans tous les tissus. Tous les moitiés sont constituées d'une oreillette et d'un ventricule communiquant avec des valves d'admission qui à l'état normal, laissent passer le sang uniquement de l'oreillette au ventricule. Il existe également des valves épuisantes qui fournissent une communication entre l'artère ventriculaire droite et la pointe pulmonaire droite (valve pulmonaire) et entre le ventricule gauche et l'artère aorte (Valve aortique). Ces deux valves sont situées à l'entrée de l'aorte ou de l'artère pulmonaire.

Sur la figure 1. 1 Nous pouvons voir l'anatomie du cœur et des vaisseaux associés. Les murs du cœur se composent du muscle cardiaque appelé myocarde composé d'un ensemble de cellules musculaires cardiaques [12].

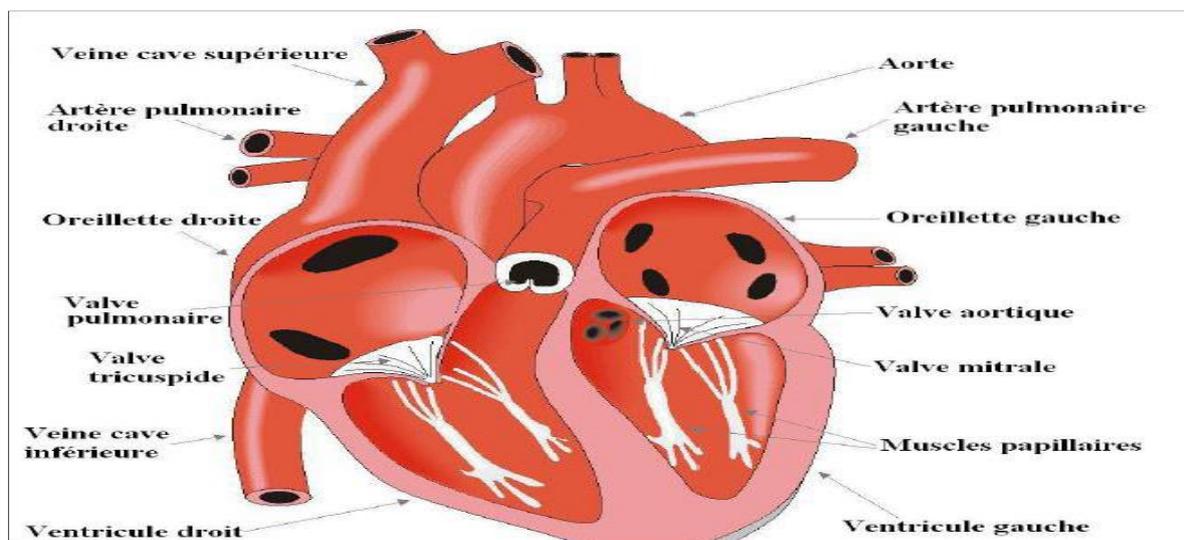


Figure 1.1. Anatomie du cœur et des vaisseaux associés

1.2.3 Cycle cardiaque :

Chaque battement provoque une conséquence des événements mécaniques et électriques appelés collectivement cycle cardiaque [13].

A- Activité mécanique cardiaque :

Ceci est composé de trois étapes principales: systole auriculaire, systole ventriculaire et diastole.

Dans la systole auriculaire, les oreillettes se contractent et projettent le sang vers les ventricules. Une fois que le sang est expulsé des oreillettes, les valvules auriculaires-ventriculaires entre l'oreillette et les ventricules se ferment. Cela évite un reflux de sang envers l'oreillette.

La systole ventriculaire implique une contraction des ventricules éjectés le sang au système circulatoire. Une fois que le sang est expulsé, les deux valvules, le droit pulmonaire et l'aortique gauche se ferment.

Enfin, la diastole est la relaxation de toutes les parties du cœur, qui permet au remplissage passif des ventricules et à l'arrivée du nouveau sang.

Les phases de contraction harmonieuses des oreillettes et les ventricules sont contrôlées par la propagation d'une impulsion électrique. Lorsque la fréquence cardiaque change, la diastole est raccourcie ou arrêtée alors que la durée de la systole reste relativement stable [13].

B- La conduction électrique du cœur :

La contraction du muscle cardiaque (ou du myocarde) a créé la diffusion d'une onde électrique, qui excite les cellules musculaires dans un ordre bien établi pour la contraction la plus efficace possible. L'excitation spécialisée/conducteur électrique comprend le nœud sinusal, les routes inter-nodales spécialisées, le nœud auriculo-ventriculaire (NAV), le faisceau de His, appelé le nœud pacemaker dominant du cœur, les branches droite et gauche et les fibres de Purkinje, [13], comme le montre la figure (1. 2).

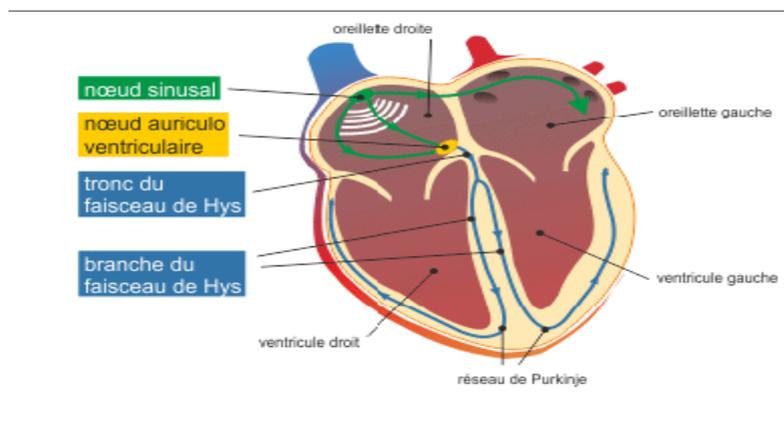


Figure 1.2. Le système spécialisé d'excitation

1.2.4 L'Electrocardiogramme (ECG)

Un électrocardiogramme (ECG) fait référence à l'examen pour enregistrer la fréquence cardiaque. L'ECG doit étudier précisément l'activité du cœur, grâce aux électrodes placées sur la poitrine, les poignets et les chevilles. Cette activité est mesurée à plusieurs points du cœur, appelée dérivation. Il est enregistré dans une courbe pour chacun d'eux. 12 Les dérivation sont apparentes classiques apparentes sur le tracé et peuvent être étendues à 18 dans certaines circonstances.

L'électrocardiogramme est pratiqué en cas de suspectations des maladies cardiaques, à la suite d'une douleur thoracique, par exemple, ayant un infarctus de myocarde suspect, pour surveiller l'évolution d'une pathologie ou pour garantir l'absence d'anomalies. L'examen est rapide et sans douleur. ECG vous permet de découvrir des troubles cardiaques, des troubles cardiaques de conduite, des signes du cœur qui souffrent [14].

1.2.4.1 Les dérivation d'un électrocardiogramme

En général, les appareils électro cardiographiques peuvent enregistrer simultanément plusieurs différences potentielles, en fonction de l'emplacement et du nombre d'électrodes s'étendant sur le thorax et les éléments. Toute mesure de ce potentiel correspond à une dérivation de l'ECG. Un système de dérivation consiste en un ensemble cohérent de dérivation, qui est défini par la disposition des électrodes dans le corps du patient. L'emplacement des électrodes est sélectionné pour explorer presque tout le champ électrique Cardiaque.

Si le vecteur de cœur est mesuré dans une direction, nous ne pouvons pas les caractériser complètement. Par conséquent, il est important d'avoir une norme de positionnement des électrodes (dérivation) pour l'évaluation clinique du signal ECG. En pratique, douze dérivés sont utilisés à des niveaux frontaux et transversaux pour examiner l'activité électrique du cœur [15].

Nous distinguons [16]:

- Dérivation bipolaire: Dans ce cas, les deux électrodes explorent.
- Dérivation unipolaire: Dans ce cas, une électrode est un explorateur et l'autre indifférent.

Par conséquent, les dérivation utilisées pour enregistrer une ECG sont divisées en deux groupes:

A- Dérivation périphérique des membres :

Ils sont six et explorent le cœur sur un plan frontal. Les électrodes sont placées sur des membres, y compris [15]:

- Trois dérivation bipolaires: sont obtenues à partir des potentiels de DI, DII, DIII obtenus par permutation des électrodes placées sur le bras droit, le bras gauche et la jambe gauche, où le VR correspond au potentiel du bras droit, le VL correspond au potentiel du bras gauche et VF correspond au potentiel de la jambe gauche. La jambe droite est connectée à la masse. Les vecteurs obtenus forment ensuite un triangle équilatéral appelé Triangle Einthoven comme indiqué sur la figure (1. 3).

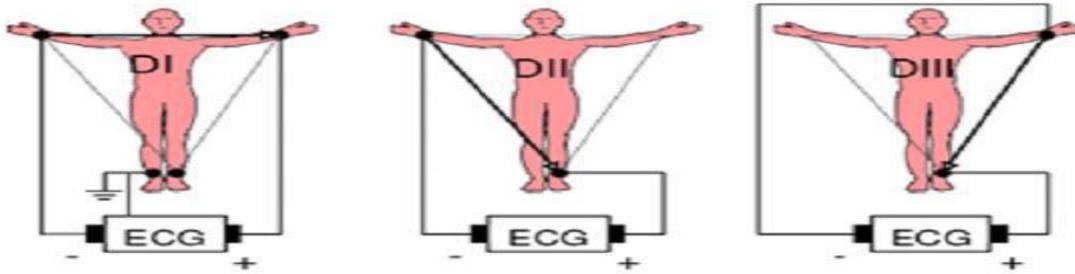


Figure 1.3. Les dérivations bipolaires

- Trois dérivations unipolaires *aVR*, *aVL*, *aVF* :

Les dérivations unipolaires des membres permettent d'étudier l'activité électrique du cœur sur le plan frontal [16].

- *aVR*: électrodes sur le bras droit.
- *aVL*: électrodes au bras gauche.
- *aVF*: électrodes de jambes gauches.

- Six dérivations précordiales :

Ils explorent le cœur sur un plan horizontal. Les électrodes sont du type unipolaire et sont placées sur la paroi thoracique (zone précordiaux). Au nombre de Six, ce sont: *V1*, *V2*, *V3*, *V4*, *V5*, *V6*.

Les électrodes sont placées aux espaces intercostaux (EIC) [16],

Sont représentées comme figure (1. 4).

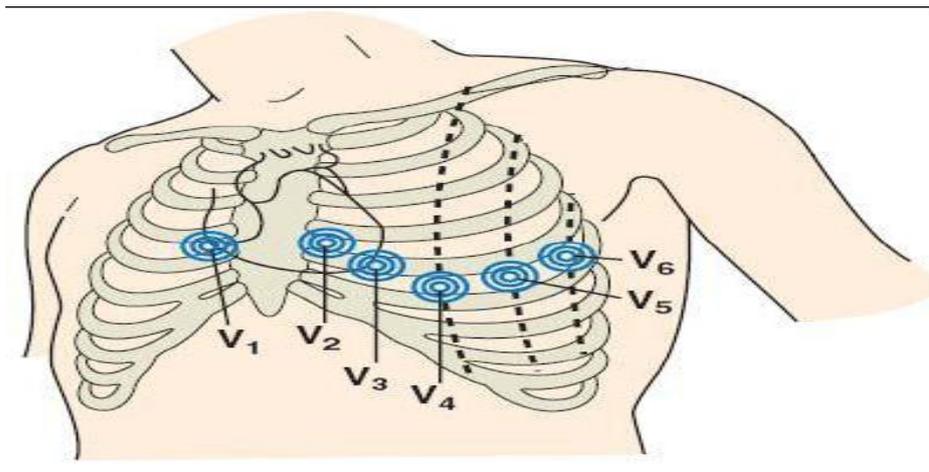


Figure 1.4. Dérivations thoraciques

1.2.4.2 Ondes et Intervalles de l'ECG

Les enregistrements ECG, successivement, la dépolarisation et la repolarisation auriculaire, puis la dépolarisation et la repolarisation ventriculaire. Ces phénomènes suivent d'un repos électrique qui correspond à la base de référence de l'ISO électrique. Lorsque le système d'acquisition fonctionne, il apparaît une séquence de déflexions, séparées par intervalles [17], qui ont une terminologie précise comme indiqué sur une figure (1. 5).

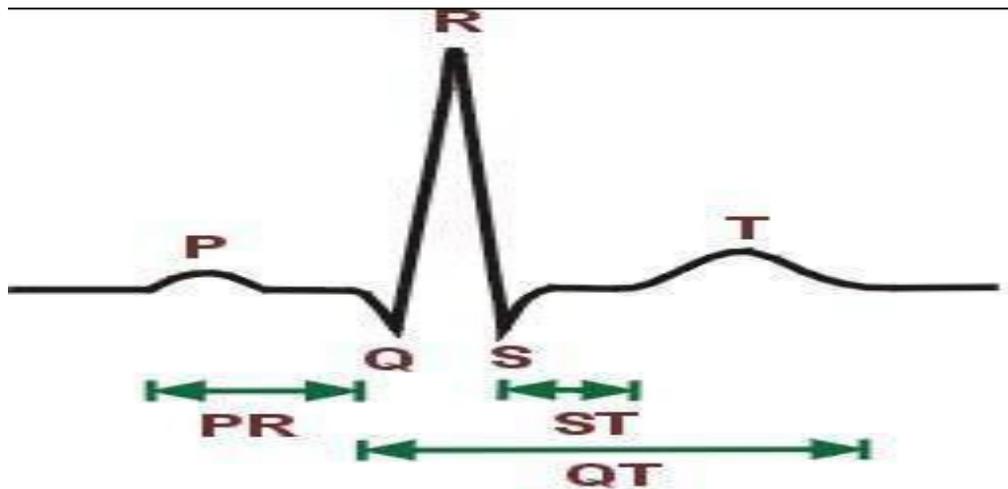


Figure 1.5. Le cycle cardiaque complet

➤ Onde P :

Représente la dépolarisation auriculaire. Cette onde peut être positive ou négative avec une durée de l'ordre de 90 ms. En général, son observation est difficile, en particulier dans les conditions bruitées. Il convient de noter que la repolarisation auriculaire n'est pas visible dans l'ECG car elle coïncide avec le complexe QRS de l'amplitude plus importante [15].

➤ Complexe QRS :

Cela traduit la dépolarisation des deux ventricules. Composé de 3 ondes en général [15]:

- L'onde Q: C'est la première onde négative avant l'onde R.
- L'onde S: C'est la première onde négative selon l'onde R.
- L'onde R: C'est la première onde positive du complexe.

➤ Onde T :

Elle correspond à la repolarisation des ventricules, qui peuvent être négatives, positives ou bi-phasique et qui ont généralement une amplitude inférieure à celle du complexe QRS. Bien que la dépolarisation et la repolarisation des ventricules soient des événements opposés, l'onde T est généralement le même signe que la onde R, indiquant que la dépolarisation et la repolarisation ne sont pas symétriques [13].

L'ECG est également caractérisé par plusieurs intervalles qui peuvent être vus sur la figure (1. 5).

➤ Intervalle PR :

C'est un segment isoélectrique mesuré depuis le début de l'onde P jusqu'au début du complexe QRS. C'est le moment où il met l'onde à aller du nœud sinusal, dépolariiser les oreillettes, naviguer dans le nœud auriculaire-ventriculaire et le faisceau de His, jusqu'au début des deux branches de ce dernier (temps de conduite d'auriculo ventriculaire) [16].

➤ Le segment ST :

Il correspond au temps qui sépare le début de la dépolariisation ventriculaire représentée par le complexe QRS et le début de l'onde T. Le segment ST normal est isoélectrique du point J au début de l'onde T [13].

➤ Point J:

Il correspond au point de transition entre le complexe QRS et le ST-Segment. Est généralement isoélectrique.

➤ Intervalle PQ :

Il représente l'intervalle temporaire entre le début de la dépolariisation des oreillettes et le début de la dépolariisation ventriculaire. Il représente le temps nécessaire pour que l'impulsion électrique propage au nœud sinusal sur les ventricules et mesurée entre le début de l'onde P et le début du complexe QRS [15].

➤ L'intervalle QT :

Il représente la durée entre le début du complexe QRS et la fin de l'onde T. Cet intervalle reflète la durée de la dépolariisation et de la repolarisation ventriculaire. En fait, sa dynamique peut être associée à des risques d'arythmie ventriculaire et de mort du cœur soudain.

Tableau 1.1.valeurs habituelles des différents paramètres caractérisant un battement cardiaque

	Onde P	Intervalle PQ	Complexe QRS	Intervalle ST	Intervalle QT	Onde T
Durée (sec)	0.08-0.1	0.12-0.2	0.08	0.20	0.36	0.2
Amplitude (mV)	(Pa) 0.25	Isoélectrique: 0	Q<0, R>0, S<0	Isoélectrique : 0	-	Ta>0

(a)

Type d'onde	Origine	Amplitude (mV)	Durée (sec)
L'onde P <=	Dépolariisation artriculaire	0.2	Intervalle : P-R 0.12 – 0.22
L'onde R	Repolarisation et dépolariisation ventriculaire	1.60	0.07 – 0.1
L'onde T	Repolarisation des ventricules	0.1 – 0.5	T Intervalle : Q-T 0.35 – 0.44
Intervalle S –T	Contraction ventriculaire	-	Intervalle : S-T 0.015 – 0.5

1.2.4.3 Pathologies cardiaques

La figure (1. 5) illustre le cycle cardiaque complet Signification d'un système décrivant une séquence des ondes (P, Q, R, S, T) dans le signal électrocardiogramme (ECG), où P représente la dépolarisation auriculaire, QRS le complexe Correspond à la dépolarisation ventriculaire et l'onde T correspond à la repolarisation des ventricules.

L'électro cardiologie est une discipline qui vise à décrire les anomalies de fonctionnement du cœur en étudiant la forme, la fréquence et le développement de signaux électriques cardiaques.

Cette section décrit brièvement les différentes pathologies cardiaques pouvant être identifiées lors de l'examen du signal ECG. L'objectif ici n'est pas d'analyser son origine exactement et de ses conséquences pour la fonction cardiaque, ou de décrire les traitements requis par ces pathologies, mais facilement de connecter certaines observations anormales de tracé ECG avec des pathologies les plus courantes. Plus commun, Par conséquent, il s'agit d'un diagnostic de l'examen des caractéristiques des ondes : P, Q, R, S et T (formes, durée relative..), au-delà d'une analyse de rythme simple.

L'analyse de l'électrocardiogramme comprend la mesure des amplitudes et de la durée, ainsi que l'examen de la morphologie d'onde P, le complexe QRS, l'onde T, de l'intervalle PR, du segment ST, de l'intervalle QT [18].

1.2.4.4 Intérêt d'une analyse automatique d'un ECG

L'exploitation médicale actuelle d'un enregistrement ECG est basée sur l'une des opérations suivantes:

- un enregistrement périodique (3 mois) sur votre médecin traitant. Cet enregistrement de 30sec à 1 minute pour vérifier le comportement global de la fréquence cardiaque. La libération médicale du "rythme cardiaque" englobe tout le comportement de l'activité électrique du cœur (forme de cycle, agencement de différentes ondes et des différents cycles les uns par rapport aux autres) et non seulement la fréquence cardiaque.
- Enregistrement continu, sur plusieurs jours, obligeant l'hospitalisation du patient à observer le comportement à long terme du fonctionnement du cœur (cette phase d'analyses pouvant avoir été mises en œuvre après des doutes provenant de la première expertise).

Cependant, cette façon de procéder n'est pas idéale; Ni médicalement, la première expertise réalisée à une courte durée pour mettre en évidence les troubles du rythme à long terme, ni sur le plan de coûts, la deuxième exploitation impliquant l'ensemble de moyens lourds pour la surveillance des patients.

De plus en plus, les enregistreurs ECG portables permettent aux patients enregistreurs appropriés utilisés. Ces enregistrements sont ensuite communiqués régulièrement à un centre médical d'analyse. Cependant, l'analyse automatique d'un ECG, qui pourrait être déployée par exemple dans ces enregistreurs portables, offrirait un compromis plus intéressant, tant au niveau de qualité de vie du patient, en ce qui concerne la perturbation des du corps médicaux, car l'analyseur pourrait alors Demande d'expérience uniquement en cas de détection d'une pathologie (potentiel).

1.2.5 Phono cardiogramme (PCG)

Le cardiogramme phono est un examen non invasif et très précieux, doit être couplé à l'isolement qu'il permet souvent de spécifier. Dans l'autre définition, PCG est un enregistrement de bruit cardiaque.

Il vous permet d'enregistrer le bruit normal (B1, B2), les sons surajoutés et les souffles.

En général, le PCG est composé de deux types de bruit acoustique: les bruits cardiaques et les souffles cardiaque. Dans un cycle cardiaque, vous pouvez trouver jusqu'à quatre sons du cœur: B1, B2, B3 et B4. B1 et B2 sont généralement observés dans tous les sujets. Bien que B3 et B4 soient normaux chez les jeunes, mais des sujets pathologiques chez les personnes âgées. Les bruits du cœur sont de courts signes de transition, tandis que les murmures cardiaques sont relativement plus longs et comme des signaux aléatoires. En général, ils sont causés au dysfonctionnement des valves cardiaques, à l'exception des murmures innocentes pouvant se produire lors de la systole dans des cœurs jeunes et normaux. Les souffles cardiaque est généralement séparés en deux types en fonction de la chronologie du cycle cardiaque: les souffles systolique entre B1 et B2 et Les souffles diastoliques se produisant entre B2 et B1 [19, 20, 21].

1.2.5.1 Le cycle cardiaque et la boucle pression-volume

Le cycle cardiaque est un ordre synchronisé des contractions et de relâchements des oreillettes et des ventricules dans lesquels des événements importants, tels que l'ouverture et la fermeture des vannes et des variations de pression et de la circulation sanguine. Toute contraction et relaxation s'appelle Systole ou diastole. La figure (1. 7) montres les événements liés au cycle le cycle cardiaque.

Le schéma de la figure commence à la fin de la diastole ventriculaire, les valves AV sont ouvertes et les ventricules près de leur capacité de volume de sang maximale.

La systole auriculaire se produit alors en poussant sur le sang à travers les valves AV. Comme les ventricules commencent ensuite le contrat (Systole), la pression ventriculaire (PV) augmente au-dessus de la pression auriculaire (PA) pour fermer les valves AV. Les valves semi-lunaires sont également fermées, le volume ventriculaire reste constant dans ce court laps de temps, appelé contraction d'isovolumique, ce qui provoque une augmentation rapide de la pression de ventricule (PV).

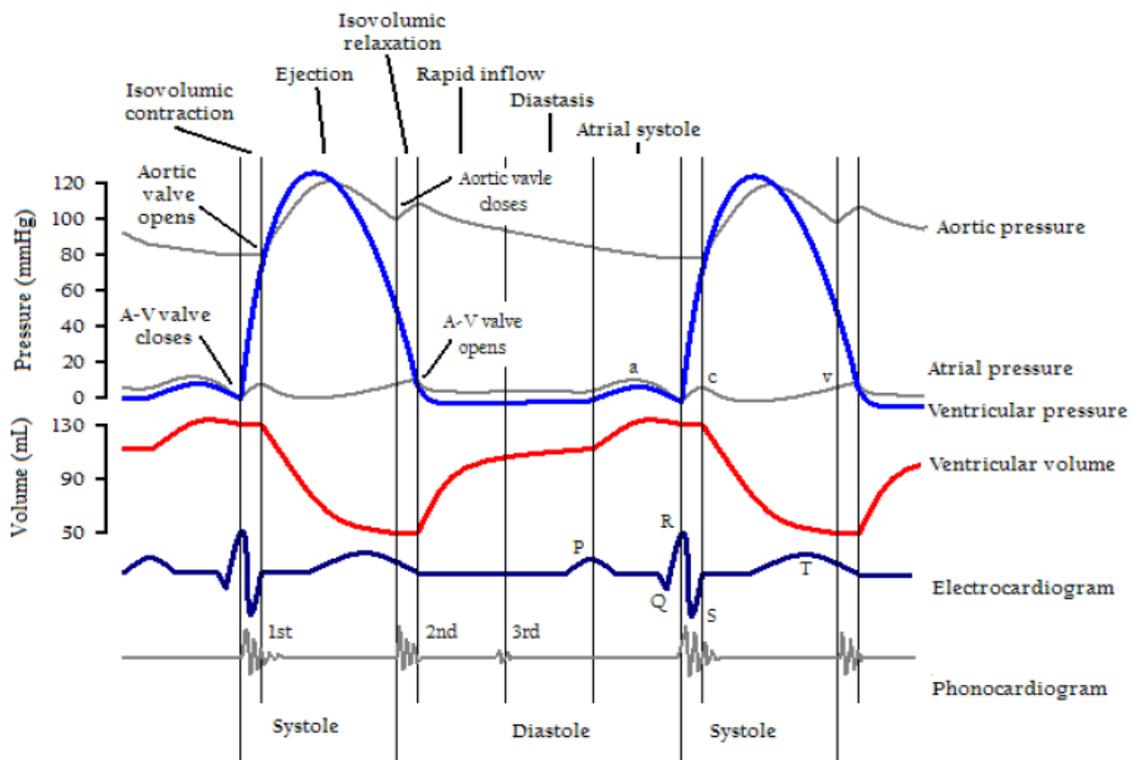


Figure 1.6. La boucle pression volume d'un cycle cardiaque

Lorsque le PV est supérieur à la pression de la cuve de sortie (l'artère pulmonaire et l'aorte pour le cœur droit et gauche, respectivement), les valves semi-lunaires sont ouvertes, ce qui entraîne l'expulsion du sang.

Lorsque la phase de Systole se termine, les parois ventriculaires commencent à se détendre (diastole ventriculaire), qui provoque la diminution du PV, passant sous la pression du réservoir de sortie qui provoque la fermeture des valves semi-lunaires. Cette période a évalué la relaxation d'iso volumique, car les deux valves semi-lunaires et AV sont fermés, entraînant un volume ventriculaire constant et une nouvelle baisse de PV. Lorsque la PV tombe sous PA, les valves ouvertes AV et les flux sanguins dans les ventricules, finalement le cycle est terminé [22,20] [23] [24,25].

1.2.5.2 Les bruits et les souffles (murmures) cardiaques

1.2.5.2.1 Les bruits cardiaques

A- Le premier bruit(B1) :

Le bruit B1 correspondant au début de la systole ventriculaire est due à la fermeture des valves atricola-ventriculaires qui se produisent lorsque la pression intra ventriculaire est supérieure à la pression intra auriculaire. Ce premier bruit comprend deux composants: le composant mitral (M1) précédant le composant tricuspide (T1). Il est décrit par son amplitude et sa longue durée de vie (100-200ms) de la contribution à d'autres bruits (B2, S3, B4), son spectre de fréquence est principalement compris entre 10 et 200 Hz. L'ouverture de valves sigmoïdes n'est pas audible [26 ,27].

B- Le deuxième bruit (B2) :

Le deuxième bruit cardiaque (B2) résulte de la fermeture de la valve aortique (AC) suivi de près de la fermeture de la valve pulmonaire (PC), ainsi que de B1, B2 comporte également deux composants principaux, A2 et P2 liés à la fermeture de la valve aortique et pulmonaire si la durée entre A2 et P2 et plus de 30 ms peuvent correspondre à une maladie (divisée). Ces deux valves sont fermées lorsque la pression systolique d'expulsion dans l'aorte et l'artère pulmonaire diminue. Lorsque la pression est ventriculaire et Les auriculaires sont les mêmes, les valves qui les séparent en silence ouvert (mitrale et tricuspide). Si ces vannes sont anormales ou sténoses, leurs ouvertures ne peuvent pas rester silencieuses [23] [24,28].

B2 a une durée minimale de 80 ms. Les composants de fréquence B2 sont généralement supérieurs à ceux de B1 et leur spectre se trouve principalement entre 50 et 250 [24].

C- L'ouverture de la mitrale :

Si la pression intra ventriculaire est inférieure à la pression auriculaire, elle est inaudible.

D- Le troisième BRUIT(B3) :

Le troisième bruit cardiaque (B3) peut provenir d'un ventricule ou des deux ventricules, mais la plupart des chercheurs attribuent B3 aux vibrations du mur ventriculaire de gauche dans la période de remplissage rapide. B3 peut être entendu de la diastole, quelques instants après B2.

La présence de B3 peut être physiologique chez les jeunes, mais il est pathologique après 30 ans, elle est généralement liée à une insuffisance cardiaque ou à la dilatation ventriculaire. Le bruit B3 est un bruit bas fréquence de faible amplitude et dont le spectre est compris entre 25 et 70 Hz [24,28].

E- Le quatrième bruit (B4) :

Le son B4 se produit à la fin de la diastole ventriculaire, qui est après la contraction auriculaire et avant le premier bruit du cœur. Il est causé par des vibrations ventriculaires après la contraction des oreillettes. C'est aussi une faible amplitude, basse fréquence. Sa présence nous informe de la présence d'une pathologie [24,28].

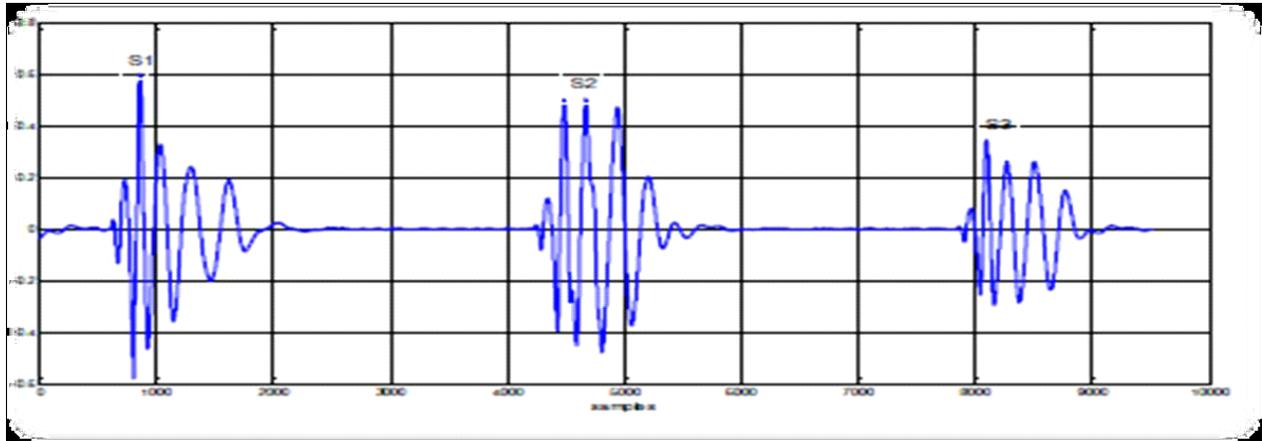


Figure 1.7. Représentations d'un cycle cardiaque contenant le signal (s3)

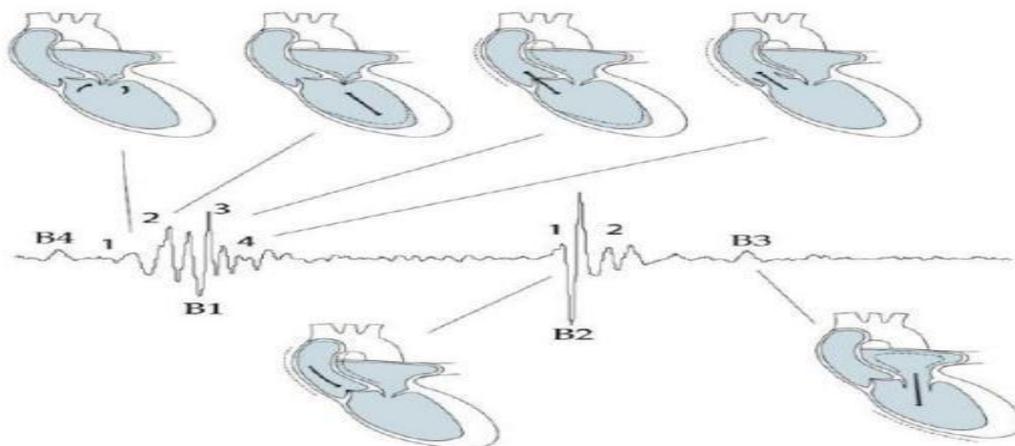


Figure 1.8. Relation entre les bruits cardiaques et la contraction cardiaque [30]

1.2.5.2.2 Les souffles cardiaques (murmures)

Les respirations (murmure en anglais) sont des vibrations prolongées en raison de la pression artérielle turbulente. Les souffles cardiaques sont des sons à haute fréquence de la circulation sanguine turbulente. Le flux turbulent est causé par des anomalies que la constriction ou la fuite des valves cardiaques, est décrite en fonction de la position du cycle cardiaque (systolique ou diastolique). Et sont généralement associés à des états pathologiques tels que la sténose cardiaque valvulaire ou l'insuffisance, par exemple, une "souffle innocent" est une respiration causée par des conditions physiologiques et peut être comprise par des enfants et des sportifs [29].

- Position des souffles dans le cycle cardiaque :

a) – *Souffles systoliques*: surviennent entre B1 et B2 et sont classés comme début, milieu ou fin Systolique ou holosystolique (occupant toute la systole).

b) – *souffles diastoliques* : surviennent entre B2 et B1 et sont classés comme début, milieu ou Fin de diastole.

A)- Régions traditionnelles de l'auscultation:

Les régions traditionnelles de l'exposition établies depuis plus d'un siècle sont principalement intéressées à examiner le fonctionnement des quatre valves du cœur Figure (1.10).

- Région mitrale: située entre le cinquième espace et le sixième espace intercostal à gauche à l'apex cardiaque. Alors que la région de Tricuspid les deux bruits B1 et B2 peuvent être entendus, mais B1 est généralement plus fort que B2. Lorsqu'ils sont présents, B3 et B4 sont également audibles dans cette zone.
- Région tricuspide: elle est située entre la quatrième espace et le cinquième espace intercostal. Il offre une bonne audibilité pour B1, B2 et B3 et d'autres sons de la valve tricuspide.
- Région aortique: entre le deuxième et troisième espace intercostal. Les bruits proviennent d'une valve aortique, s'améliorent là.
- Région pulmonaire: symétrique par rapport à la région aortique entre le deuxième espace et la troisième espace inter-costal à gauche. Parce que B2 est causée par la fermeture des deux valves semi-lunaires, ce son est également mieux écouté à cet endroit, ainsi que le murmure provenant de la valve pulmonaire [24].

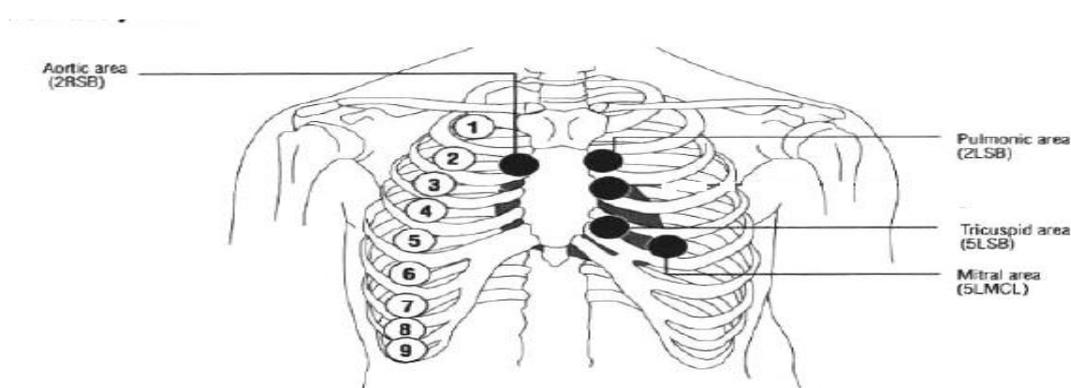


Figure 1.9.localisations des zones de transmissions des bruits et murmures

B)- Caractéristiques temporelles et fréquentielles du signal PCG :

Le tableau ci-dessus montre les propriétés «théoriques», concernant les durées et les bandes fréquentielles des bruits cardiaques B1, B2, B3 et B4.

Tableau 1.2. Les caractéristiques temporelles et fréquentielles d'un pcg [31].

<i>Les bruits</i>	Durée (ms)	Bande Fréq(HZ)
B1	100-160	10-140
B2	80-140	10-400
B3	40-80	15-60
B4	30-60	15-45

1.3 Activité cérébrale :

L'évaluation de la fonction cérébrale est essentielle et évidente dans des situations d'angoisse neurologique dans les soins intensifs pédiatriques: coma, état de mal épileptique et traumatisme crânien sévère. L'activité de surveillance corticale contribue à proposer des indications thérapeutiques appropriées. En outre, d'autres pathologies qui motivent la réanimation hospitalisation peuvent avoir des répercussions corticales après une agression inflammatoire, métabolique et anoxo-ischémique. Ici aussi, la surveillance du cerveau a une place évidente dans la détection de ces complications dans des enfants intubés et sédatisés, pour lesquels l'évaluation neurologique clinique reste limitée à l'examen des réflexes du tronc du cerveau. Depuis plus de 50 ans, l'électroencéphalogramme standard(EEG) était un outil de référence pour l'analyse de la fonction cérébrale, mais avec le manque de disponibilité 24 heures sur 24 et la nécessité d'une expertise (installation d'électrodes et d'interprétation). L'intérêt de l'EEG d'amplitude (aEEG), une méthode dérivée directement à partir d'EEG avec un nombre de deux ou quatre petits produits d'électrode, est son accessibilité à tout moment et la lecture simplifiée du tracé , ce qui permet possible un monitoring cérébral de longue durée [32].

1.3.1 Comprendre le fonctionnement de l'aEEG

La norme EEG enregistre la surface de l'activité corticale entre deux dérivations (paire d'électrodes) placée sur le cuir chevelu dans des positions standard. Cette activité cérébrale peut être analysée comme une courbe, avec des abscisses, le temps en secondes et une amplitude en Microvolt, dans l'ordonnée. Cette activité est représentée par des figures caractérisées par ses formes, sa fréquence, une amplitude, leur localisation et une variation de temps. Dix à 20 dérivés sont systématiquement analysés par âge. L'aEEG a été utilisé pour la première fois à la fin des années 1960, dans une anesthésie adulte pour la surveillance du cerveau des patients atteints d'arrêt de Cardiorespiratoire [33,34]. Il a été utilisé depuis les années 1980 pour le monitoring cérébral sur les nouveau-nés à terme ou prématurés, dans le nord de l'Europe [35,36]. aEEG est dérivé de la norme EEG avec un traitement de signal spécial (Figure 1). L'activité électrique est enregistrée entre une ou deux dérivations, puis amplifiée, filtrée spécifiquement entre 2 et 20 Hz, éliminant ainsi la théorie des artefacts.

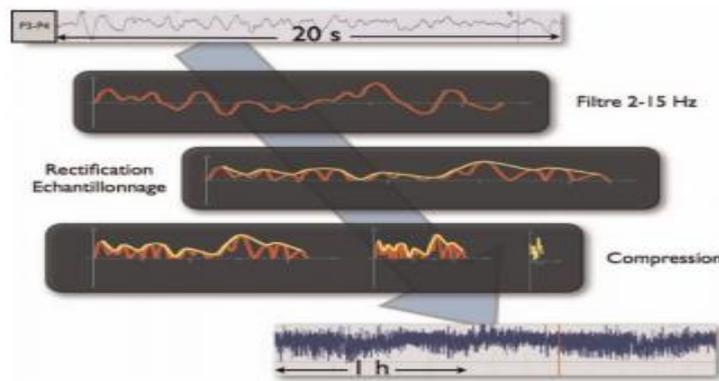


Figure 1.10.étapes du calcul du signal aEEG

Mouvement à très basse fréquence (bercement, succion) et très haute fréquence (tension alternative, ventilateur, seringues électriques). Ensuite, le signal est corrigé (prend uniquement en compte la valeur absolue de l'amplitude du signal) et est échantillonné. La restitution de ce signal à l'écran permet l'analyse de l'amplitude en fonction du temps avec:

- Dans l'abscisse, une échelle de temps d'enregistrement plus lente que l'EEG standard (une largeur d'écran indique 20 secondes d'EEG standard pour 3 à 3.5 heures aEEG);
- En ordonnée, une échelle d'amplitude semi-logarithmique: linéaire pour amplitudes comprises entre 0 et 10 μV , logarithmique au-delà.

1.3.2 Connaître les techniques de pose et de surveillance de ce monitoring

L'installation des électrodes nécessite une attention particulière à l'EEG standard:

- La position doit être symétriquement dans des sites pariétal, central ou frontal (P3-P4, C3-C4 ou F3-F4 de nomenclature internationale 10-20), en respectant scrupuleusement une distance inter électrodes minimale ce qui est spécifié par le fabricant (électrodes accolées = pas de signal enregistré donc tracé plat ; électrodes trop écartées = fausse majoration de l'amplitude);
- l'impédance (résistance au passage du courant), qui doit être inférieure à 10 kOhms pour obtenir une interprétation fiable du tracé. Trois étapes doivent être strictement fabriquées: dégraissage de la peau, la dermabrasion douce, puis utilisez le contact de la colle. L'impédance est affichée dans des moniteurs continus avec une courbe ou un code de couleur. Il doit faire attention. L'humidification des électrodes gélifiées par du sérum physiologique ou le repositionnement de celui-ci peuvent être nécessaires pendant la surveillance. Dans notre expérience, ni le rasage des cheveux ni l'utilisation d'aiguilles sous-dermiques ne sont utiles.

1.3.3 Connaître les indications et les principes de l'interprétation de l'aEEG

1.3.3.1 Indications

Les indications de cette surveillance sont celles de l'EEG standard. Son intérêt est de fournir des informations sur la fonctionnalité corticale et complétez donc d'autres techniques disponibles (IRM, échographie-doppler). Il permet de détecter une voie isoélectrique en suspicion de la mort encéphalique et axée rapidement aux méthodes de diagnostic reconnues: EEG ou Standard artériographie [37]. Ses indications sont très larges dans la réanimation pédiatrique: comas, une hypertension intracrânienne, un état de mal convulsif des situations de risque fréquente (défaillance multiviscérale, faible débit, circulation extracorporelle). Même si la sensibilité n'est pas optimale, elle permet de détecter les crises convulsives infra cliniques ou les frustres, ainsi que leur réponse au traitement.

1.3.3.2 Interprétation

L'interprétation est basée sur l'évaluation de la valeur absolue des marges supérieure et inférieure du tracé, la présence de crise convulsive et la modulation de la bande d'amplitude. Comme avec la norme EEG, la normale du tracé dans l'enfant varie en fonction de l'âge. Des études sont en cours pour établir des normes pour tous les âges. Actuellement, seules les classifications de la fin du nouveau-né sont validées: la classification de Hellström-Westas, précise et fidèle au vocabulaire de la norme EEG et celle d'Al Naqeeb, un accès plus simple [38,39]. Ils sont largement utilisés pour l'établissement du pronostic de l'encéphalopathie anoxo-ischémique de l'événement nouveau-né.

La classification d'AlNaqeb est la plus simple, selon l'analyse des valeurs des marges inférieures et supérieures.

La parcelle continue ou le type 1 est une bande étroite dont les marges inférieure et supérieure ont plus de 5 et 10 μV , respectivement.

Un tracé discontinu ou de type 2 est représenté par une bande plus large, dont la valeur de marge inférieure est inférieure à 5 μV et celle de la marge supérieure est supérieure à 10 μV respectivement.

Un tracé déprimé ou de type 3 est représenté par une bande, dont la valeur de la marge inférieure est inférieure à 5 μV et celle de la marge supérieure est inférieure à 10 μV .

La classification de HellströmWestas est superposée pour les deux premiers groupes avec celle de Naqeb (tracé normal, tracé discontinu), cependant de manière plus précise en subdivisant le tracé

Du type 3-tracé de Naqeb dans trois sous-classes différentes:

- burst suppression, en distinguant la densité des bouffées : plus ou moins de 100 bouffées par

Heure.

- continu de bas voltage (tracé étroit, linéaire et de marges inférieure et supérieure respectivement inférieures à 5 et 10 μV).
- tracé inactif, isoélectrique ou plat.

La modulation, ondulation régulière de la bande d'amplitude correspond aux différentes étapes de veille et de sommeil avec des variations parallèles des deux marges. Sa présence est un excellent indicateur pronostique de l'encéphalopathie anxo-ischémique à l'événement nouveau-né [40].

Les crises convulsives dessinent souvent une "encoche" dans la bande, liée à une augmentation brutale et transitoire de l'amplitude. Dans le cas d'un état de mal, la succession de ces positions attire un tracé de "dents de scie". Les artefacts de bercement ou succion peuvent également dessiner un décrochage dans la bande d'amplitude. Le tracé standard EEG ou brut, présent dans toutes les machines d'enregistrement, distingue les deux situations. Dans le coma de l'adulte, l'amplitude du tracé est corrélée au pronostic: une amplitude de moins de 3 μV est corrélée à la mort, une marge d'amplitude supérieure à 10 μV est très corrélée à la survie [41].

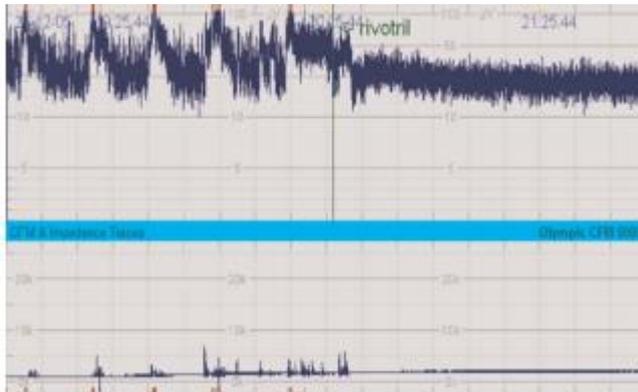


Figure 1.11. Tracé en dents de scie révélant un état de mal épileptique, réponse favorable l'injection de clonazéпам

1.3.4 Connaître les pièges et écueils de ce monitoring

Les substances sédatives, en ce qui concerne l'EEG standard, peuvent appuyer sur le tracé et l'interprétation doit prendre en compte sa présence. L'annotation de soins, des événements, des mouvements et des positions de l'enfant doit être scrupuleuse car elle contribue à identifier des artefacts. En ce qui concerne les crises convulsives, aEEG peut manquer de sensibilité à sa détection en raison de la résolution spatiale limitée, une durée trop courte de l'événement et une manifestation grâce à une modification des fréquences non analysées par cette technique. La surveillance de l'aEEG nécessite une expérience qui reste facile à acquérir et à une rigueur de l'installation des électrodes identiques à celle de l'EEG standard. Pour toutes ces raisons, la corrélation systématique avec une EEG standard semble raisonnable et utile [32].

1.4 Activité respiratoire

1.4.1 Physiologie

La respiration est l'échange d'air produit dans les poumons, l'air avec CO_2 doit être éliminé dans les poumons et l'air avec O_2 doit être inspiré comme à la figure (1. 3) En respirant, la contraction des muscles génère des changements de volume du thorax et né des différences de pression entre le thorax

et l'environnement externe. Les vibrations du thorax et de l'abdomen causent des déplacements importants sur la surface de la peau de l'ordre de 0.8 mm.

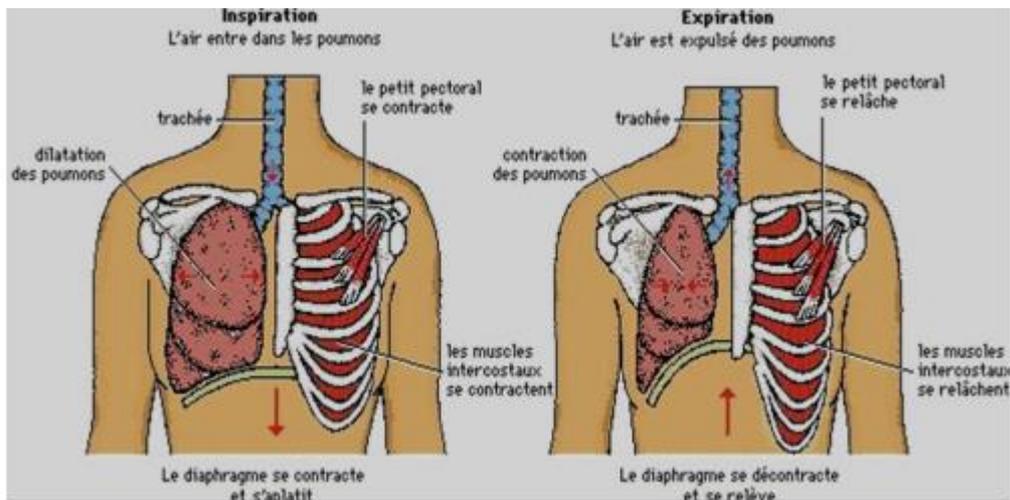


Figure 1.12. Système respiratoire

1.4.2 Méthode pour la mesure de la respiration

Tableau 1.3. Méthode pour la mesure des rythmes respiratoires

Technique	Description	Avec et sans contact	Avantages et Inconvénient
Mesure d'impédance [44]	Injection de faible courant électrique sur un sujet pour mesurer le changement d'impédance	Avec contact	Beaucoup d'électrodes, problèmes d'interférences et de précision
Mesure d'inductance [44]	Mesure de l'inductance grâce au mouvement d'une bande élastique entourant le patient	Avec contact	Problème de précision
Magnétomètre	Transmetteur et récepteur de part et d'autre du patient pour mesurer le changement du champ magnétique	Avec contact	Peut également détecter les changements de position du patient.
Mesure de la circonférence [45]	Mesure des changements de la circonférence	Avec contact	Les mouvements du patient influent sur la qualité du signal
Système à déplacement laser [46,47]	Le laser pour mesurer le déplacement	Sans contact	Le sujet doit être sans vêtements

1.4.3 Clinique

Cliniquement, les études indiquent que pour un adulte normal, le taux respiratoire est de 16 à 24 cycles respiratoires par minute, mais certaines études indiquent que les rythmes inférieurs à 8 respirations par minute sont normaux [48]. Le rythme respiratoire est généralement mesuré par observation ou palpation de la poitrine.

Une lecture précise prend une minute complète, car les rythmes sont bas. Les mesures du rythme respiratoires peuvent varier considérablement en fonction du temps. La précision de la mesure est importante pour avoir un bon diagnostic.

1.4.4 SpO₂ [49]

Depuis une dizaine d'année, les services hospitaliers ont été très modifiés. Dans le reste de ces modifications, avoir l'objectif d'améliorer les soins des patients, nous introduisons un nouvel outil dans les signes vitaux de: le saturomètre. Ce paramètre, appelé SpO₂ (saturation pulsatile dans O₂), mesure le sang artériel de saturation oxygène fonctionnelle, qui consiste à dire le pourcentage d'hémoglobine oxygénée par rapport à la somme de l'oxyhémoglobine et de la désoxyhémoglobine. C'est avec l'apparition de la ventilation mécanique qui a comparu la nécessité d'une surveillance continue de l'oxygénation du sang artériel. Le développement d'oxymètres de pouls a permis de mesurer la saturation percutanée d'oxygène (SpO₂), elle est censée refléter la saturation du sang artériel en oxygène SaO₂.

L'oxymétrie de pouls a été imposée, d'abord dans l'anesthésie, puis dans la réanimation, en tant que technique de surveillance standard des patients, en particulier lors de la ventilation mécanique. Dans le domaine d'anesthésie plusieurs études à grande échelle laissent penser que l'oxymétrie de pouls a probablement amélioré la sécurité des patients. Lors de la réanimation, peu d'études ont évalué leur fiabilité et, bien qu'il soit raisonnable de penser que la surveillance continue de SpO₂ améliore la sécurité des patients grâce à une détection plus rapide de l'hypoxémie, un bénéfice en termes de morbidité et/ou de mortalité n'a jamais été démontré. L'évaluation de l'oxymétrie de pouls a rarement des patients atteints de ventilation mécanique; cela ne semble pas avoir à modifier les performances du SpO₂ lui-même; par conséquent, les intérêts et les limites de l'oxymétrie de pouls devraient être conçus plus largement chez les patients au bloc opératoire ou à la réanimation.

1.4.4.1 L'Oxymétrie ou Saturométrie

Quand ils sont des patients, il est intéressant d'évaluer en permanence la quantité d'oxygène présente dans le sang. Au cours des dernières décennies, les ingénieurs médicaux ont mis au point un appareil pouvant donner une lecture continue de la saturation en oxygène de l'hémoglobine. Bien que cela ne fournisse pas d'informations spécifiques sur la pression partielle de l'oxygène du contenu sanguin, elle permet une détection rapide de l'hypoxémie. Il est maintenant considéré que la saturation de l'hémoglobine fait partie intégrante des signes vitaux de l'hôpital au même titre que le pouls, la tension artérielle et le rythme respiratoire.

A- Physiologie sanguine :

L'oxygène se déplace dans le sang de deux manières. Il est soit attaché à l'hémoglobine ou soit dissous dans le sang. L'hémoglobine liée à l'oxygène représente environ 98 à 99% de l'oxygène total transporté dans le sang, pendant 1 à 2% d'oxygène résolu dans le plasma.

L'oxygène peut être mesuré dans le sang de deux manières. Le pourcentage partiel de pression ou de connexion avec l'hémoglobine peut être calculé. La première mesure est obtenue au moyen d'un échantillonnage sanguin dans une artère. Cette valeur est exprimée dans mmHg. Il peut atteindre les environs de 500 mmHg si le patient respire une fraction d'oxygène de 1 fois normalement, toutes les personnes respirent une fraction d'oxygène de 0. 21 qui portent la pression d'oxygène dans le sang de 100 mmHg.

En ce qui concerne le pourcentage de connexion de l'hémoglobine, il est obtenu avec le prélèvement du sang ou l'utilisation d'un oxymètre. Cette valeur est un pourcentage, la limite supérieure ne peut pas dépasser 100%.

B- Courbe de dissociation de l'hémoglobine :

Il existe une corrélation entre la quantité d'oxygène exprimée en mmHg et le pourcentage de saturation. Le point le plus important est dû à la courbe descendante, qui correspond à une valeur de saturation de 92%. Ce point est considéré comme névralgique, car sous ce pourcentage, une faible diminution de la P_{O2} provoque une chute rapide de la saturation en oxygène de l'hémoglobine. Par conséquent, il est essentiel de gérer l'oxygène pour le patient lorsque le chiffre de saturation est inférieur à celle de la limite. Il est important de donner que la valeur peut varier en fonction de la disposition du capteur. Cette valeur de 92% est un seuil pour un capteur numérique.

C- L'oxymètre ou saturomètre :

C'est un appareil qui présente l'avantage de donner une forme en temps réel et non invasif, le pourcentage de saturation de l'hémoglobine.

La technique est connue depuis plus de 40 ans et a été introduite par Squire en 1940. Le problème à l'époque était le volume de l'appareil et sa difficulté à calibrer. Ce n'est que dans les années 1960 pour que le premier appareil commercial voit et développé par la société Hewlett-Packard Corporation. En 1972, un ingénieur japonais nommé Aoyagi a conçu un modèle qui a révolutionné toute la technologie et a permis sa transmission dans le monde entier. Avec les années, les différentes améliorations apportées à l'oxymètre ont permis la construction d'appareils de volume plus petits, facilement transportable malgré l'inévitablement et fiable.

Il présente des avantages importants. Il permet une lecture continue en temps réel de la saturation de l'oxygène de l'hémoglobine, bien que non invasive, non douloureux pour le patient et relativement peu dispendieux. Il réduit également les risques d'agents de santé qui entrent en contact avec le sang contaminé de certains patients.

En outre, il permet une détection précoce des événements hypoxiques, avant même que le corps ne démontre des signes cliniques de privation en oxygène. De cette manière, il est plus facile de corriger rapidement cette situation, augmentant ainsi l'apport en oxygène.

D- Principe physique :

Le principe physique dans lequel l'oxymètre a été développé en fonction du fait que la couleur du sang dépend de la quantité d'hémoglobine saturée d'oxygène.

Il existe donc deux types d'hémoglobines ou une hémoglobine saturée (oxihémoglobine) de couleur rouge clair et d'hémoglobine insaturée (désoxyémoglobine) de couleur bleutée.

Le capteur connecté à la peau contient deux diodes qui émettent deux longueurs d'onde différentes ou 660 nm (en rouge) et 940 nm (en bleu).

Comme chaque couleur absorbe une longueur d'onde différente, la différence entre les deux est rapidement convertie en un pourcentage de saturation par le microprocesseur.

1.4.5 La saturation en O₂

1.4.5.1 Le sang

Le corps humain nécessite un certain nombre d'éléments pour assurer un fonctionnement normal. Le plus important est l'oxygène. Cependant, il ne suffit pas d'avoir un bon système de remplacement dans les poumons, de sorte que les cellules reçoivent de l'oxygène dont elles ont besoin; Il a également besoin d'un système de transport pour amener cet oxygène dans un bon port. Ce rôle de transport est dédié aux globules rouges qui représentent les éléments les plus nombreux du plasma. Il y a environ 5 à 6 millions de globules rouges par mm³ de sang. Ces mêmes globules rouges sont composés de 33% par une protéine appelée hémoglobine. Lorsque l'oxygène se lie en fer, les globules rouges sont chargés en oxygène et prend une couleur rouge vif. Nous parlons d'oxyhémoglobine (oxygène + hémoglobine =HbO₂): la saturation pulsée dans O₂.

1.4.5.2 La saturation de l'hémoglobine [50]

La saturation de l'hémoglobine s'appelle la proportion de molécules présentes sous forme oxygénée. La note SO₂ est exprimée en pourcentage (%) et ses dimensions sont d'un nombre pur. HbO₂ a une couleur rouge vif tandis que Hb est brun violet. Par conséquent, les deux formes de la molécule ont des spectres d'absorption de lumière différents, ce qui facilite la mesure de leurs proportions respectives dans un échantillon de sang par des méthodes colorimétriques, telles que la co-oxymétrie ou la pulse oxymétrie. D'une certaine quantité de Hb, sa couleur devient perceptible à l'œil humain, est appelée cyanose. Il est important de remarquer que ce n'est pas tant la proportion de Hb et de sa valeur absolue responsable de cette impression visuelle. En conséquence, la cyanose est un signal clinique utile pour détecter la désaturation dans le sujet dont le sang contient beaucoup d'hémoglobine, mais sera détecté très peu dans le sujet anémique, même si la saturation est faible. En pratique, on dit qu'il reçoit 30 à 50 grammes d'hémoglobine désoxygénée par litre de sang, de sorte que la cyanose soit perceptible à l'œil nu dans des conditions d'éclairage artificielles.

1.4.5.3 Propriétés de la liaison de l'oxygène à l'hémoglobine

Les interactions complexes, successives et coopératives entre l'oxygène et les quatre sites vectoriels de leur enzyme de porteuse expliquent que la cinétique de la réaction de dissociation de l'hémoglobine n'est pas seulement une relation tout simplement linéaire ou hyperbolique selon une pression partielle dans O₂, mais un sigmoïde. La partie initiale de cette courbe reflète la fixation d'O₂ pour les chaînes à des pressions partielles inférieure à 30 mmHg, tandis que son sommet dépend principalement de l'oxygénation des chaînes [50].

1.4.5.4 Le signal photopléthysmogramme(PPG) [51]

L'onde PPG a un composant variable correspondant aux fluctuations du volume sanguin formé par le battement de cœur Figure (1.7). La fréquence fondamentale dépend directement de la fréquence cardiaque et reste à moins de 1 Hz (60 battements par minute) en moyenne d'un sujet sain et reposant. Le signal continu du signe reflète le volume de sang moyen dans les tissus et est chronométré par des paramètres physiologiques tels que la respiration, l'activation du système nerveux sympathique ou la

thermorégulation. Le filtrage du signal est nécessaire pour séparer ces deux composants. En règle générale, le composant pulsatile est extrait par un filtre passe-haut dont la fréquence de coupure est sélectionnée de manière rigoureuse à ne pas déformer le signal et de sorte que le composant continu n'est plus dominant.

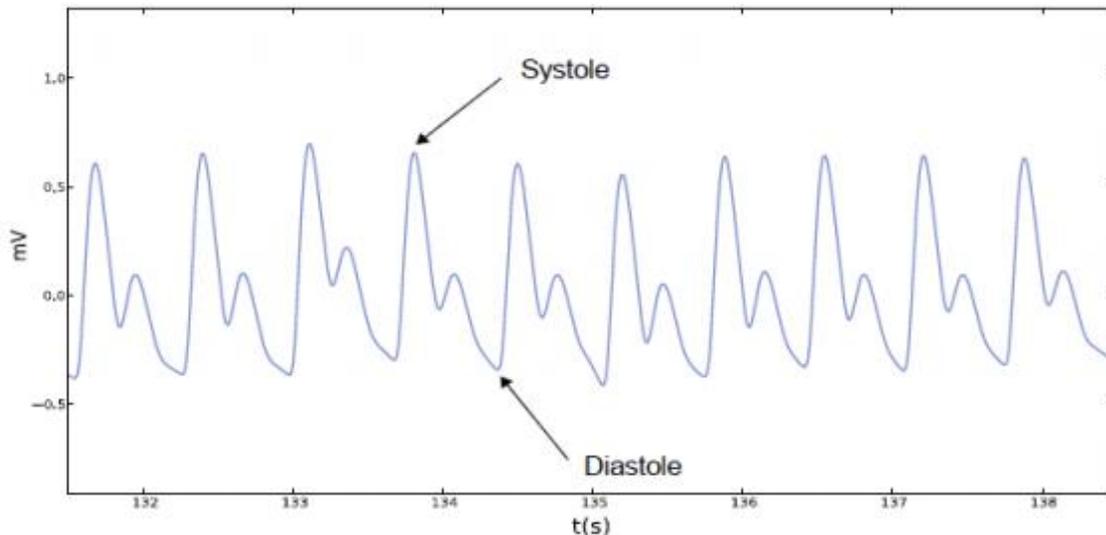


Figure 1.13. Signal ppg [51]

La partie pulsatile de l'onde PPG transcrit les fluctuations du volume de sang dans les tissus observés. Ces variantes de volume sont causées par la contraction du muscle cardiaque et synchronisées avec l'activité électrique du cœur, fournie par l'ECG.

La composante pulsatile de l'onde PPG se décompose en deux phases différentes. L'intensité du signal croît et atteint le maximum pendant le système cardiaque. Ce point exceptionnel est utilisé pour déduire la fréquence cardiaque instantanée, mesurer l'intervalle de temps entre deux maximums consécutifs du générateur. L'intensité du signal décroît ensuite parce que le cœur, qui a fermé son cycle systolique, entre en diastole.

Les artères qui se sont étendues au cours du contrat Systole garantissent que ce rendu élastique naturel n'est pas une pression minimale nulle, ce qui implique que la circulation sanguine est toujours continue et ne s'arrête jamais complètement. Un rebond est souvent observé dans le signal PPG et correspond à l'onde dicrote Figure (1. 8) correspondant à la valve aortique en fermant le reflux du sang. Le sang retourner au cœur saute sur les parois de la valve, ce qui augmente un léger volume de sang.

Les développements d'amplitude de l'onde PPG offrent une image de variétés dans la vasoconstriction des vaisseaux sanguins de la zone observée. Une diminution importante des amplitudes de l'onde d'impulsions est générée par le système nerveux sympathique. Ce phénomène est généralement visible aux réponses des gens qui supportent un stress intense ou lors des premiers moments d'effort physique, par exemple. Au lieu de cela, la vasodilatation des vaisseaux sanguins produit une augmentation des amplitudes de la partie pulsatile du signal PPG. Temps (PTT symbolisé pour le temps de transit d'impulsion) entre l'excitation électrique (onde R de l'ECG) et l'arrivée du cœur pulsé sur la périphérie, traduite du point culminant de l'onde PPG, diminue avec l'âge et lorsqu'il augmente la pression sanguine. Plus que cet intervalle de temps est court et moins l'onde dicrote est apparente.

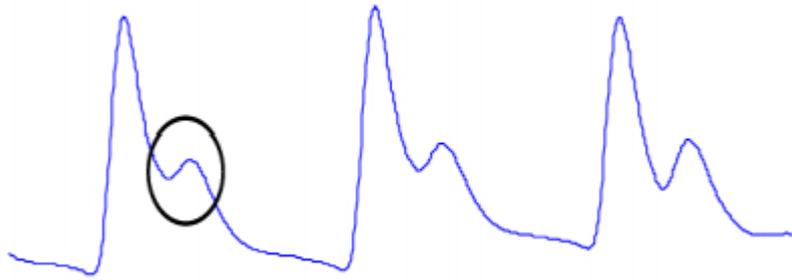


Figure 1.14. Représentant la composante pulsatile d'un signal PPG où l'onde dicrote et visuellement identifiable [51]

Pour que l'onde PPG soit détectée correctement, un bon contact entre la peau et le capteur est nécessaire. Les mouvements peuvent modifier la force de contact entre le capteur et le site de mesure. Ces effets provoquent des parasites qui changent le rythme, la forme et l'intensité de la partie pulsatile du signal PPG. Une force de contact excessive entre la peau et le capteur conduit à la disparition complète du signal PPG.

Les artefacts doivent être suffisamment jetés pour éviter les fausses détections tout en mesurant la fréquence cardiaque instantanée du signal PPG. Pour ce faire, des filtres numériques simples peuvent être utilisés pour éliminer les tendances et extraire le rythme du cardiaque du signal PPG.

Certains filtres récemment développés vous permettent d'étudier plus correctement les signaux de PPG non stationnaires, en analysant votre représentation de votre fréquence de temps. Typiquement, la transformation continue de l'ondelette est une méthode appartenant à toutes les techniques de représentation de la fréquence de temps d'un signal. Cela permet de supprimer les limites de la transformation de Fourier classique fixée par les conditions de stationnarité et est calculée en multipliant le signal par une certaine fonction analytique: une ondelette.

Le maximum, l'onde minimale et dictée correspond aux points importants de l'onde PPG. Ces ressources sont reconnues par un ensemble de méthodes et d'opérations de traitement du signal, notamment par la transformation de l'ondelette continue. Ce dernier est également utilisé pour réduire l'influence des artefacts de mouvement contaminant les signaux et causer une estimation erronée de fréquence cardiaque instantané. Le capteur PPG peut être couplé à un accéléromètre qui mesure l'intensité des mouvements parasites pour régler de manière dynamique le filtrage et améliorer le rapport de bruit de signal.

Le signal PPG fournit des indications sur d'autres paramètres physiologiques et de santé importants, y compris la pression sanguine artérielle, le débit cardiaque, la respiration ou l'état de vasomotricité des vaisseaux sanguins. Le rythme de l'onde PPG fournit des informations sur la santé des artères, en particulier dans le cas d'une occlusion générée lors de l'athérosclérose, en d'autres termes, lorsque les artères vieillissent et que les dépôts de lipides obstruent leur paroi intérieur. Les artères deviennent plus rigides avec l'âge, entraînant une augmentation de la pression artérielle. Ce raidissement des vaisseaux impliquera une propagation plus rapide de l'onde PPG entre le cœur et la périphérie. La vitesse de propagation de l'onde PPG peut être estimée à l'aide de la mesure du temps entre l'excitation électrique et l'arrivée du battement de cœur sur la périphérie (Pulse Transit Time) [51].

1.5 Le signal électro-oculogramme(EOG)

1.5.1 Définition

Une électrooculographie (EOG) est un examen médical dont le but est d'enregistrer le potentiel de repos de l'œil. Il consiste à enregistrer l'amplitude moyenne du potentiel au repos entre la cornée et la rétine car elle s'adapte à la légèreté lorsque les yeux deviennent une distance standard vers la droite ou vers la gauche. C'est une différence dans le potentiel stable entre l'avant (positif) et l'arrière (négatif) de l'œil. Le signal obtenu est appelé l'électrooculogramme.

Les principales applications sont le diagnostic ophtalmologique et l'enregistrement de mouvements oculaires. EOG ne mesure pas la réponse aux stimuli visuels individuels. L'augmentation du potentiel de l'adaptation de la lumière est utilisée pour évaluer l'état de l'épithélium de pigment rétinien [52].

EOG a une relation linéaire avec le mouvement des yeux. La zone linéaire pour horizontale est d'environ $\pm 45^\circ$ et la zone verticale a une surface légèrement plus petite que la surface horizontale [53].

L'enregistrement du signal d'électrooculogramme est illustré sur la figure (1. 11).

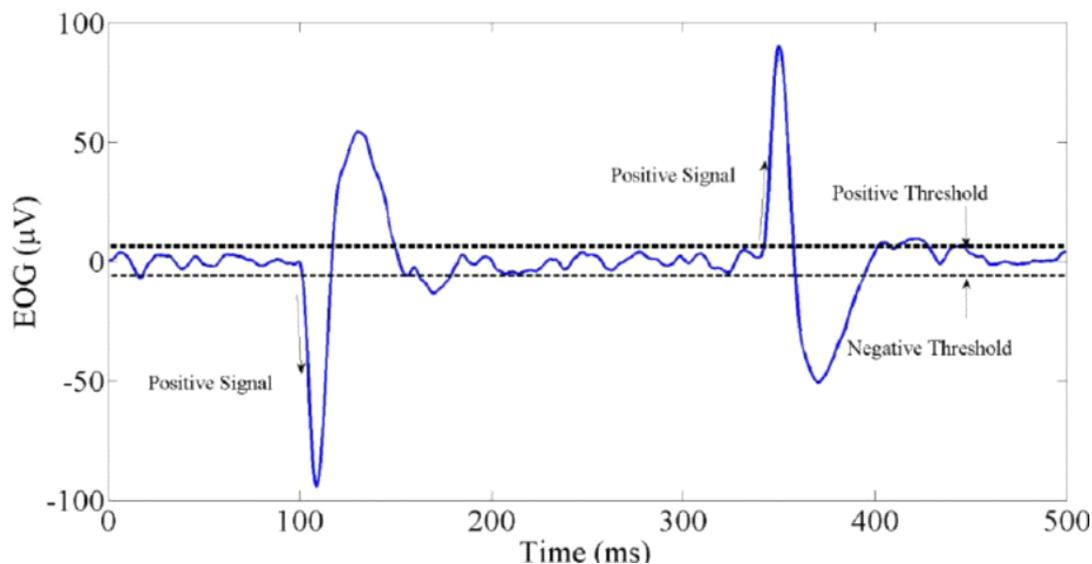


Figure 1.15. Le signal EOG [54]

L'examen est effectué en position assise, toujours la tête. Le sujet est équipé d'électrodes sortantes et de tout autre œil. Le patient est invité à définir en toute sécurité deux lumières annoncées alternativement à droite et à gauche. Les mouvements oculaires induits déplaceront le potentiel électrique.

En fait, lorsque l'œil droit tourne vers l'extérieur, la charge positive de la cornée se concentrera sur l'électrode externe, tandis que la charge négative s'approche de l'électrode située au niveau interne de l'œil: on note alors une déflexion positive et à gauche une déflexion négative. C'est l'inverse lorsque le sujet regarde à la gauche.

C'est cette différence potentielle qui sera collectée, amplifiée puis enregistrée.

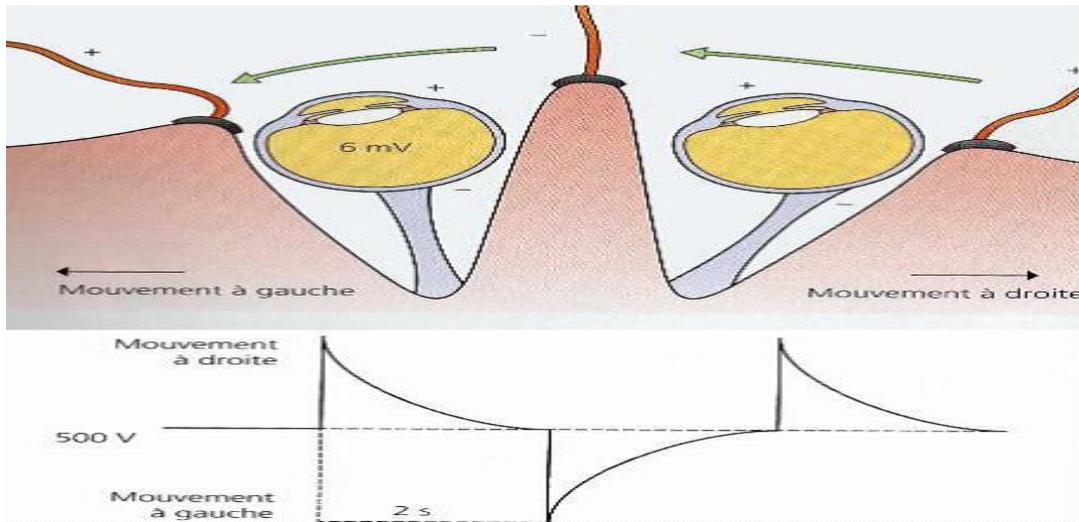


Figure 1.16. Potentiel électrique induit par les mouvements de la cornée

A)- Le schéma bloc de l'EOG :

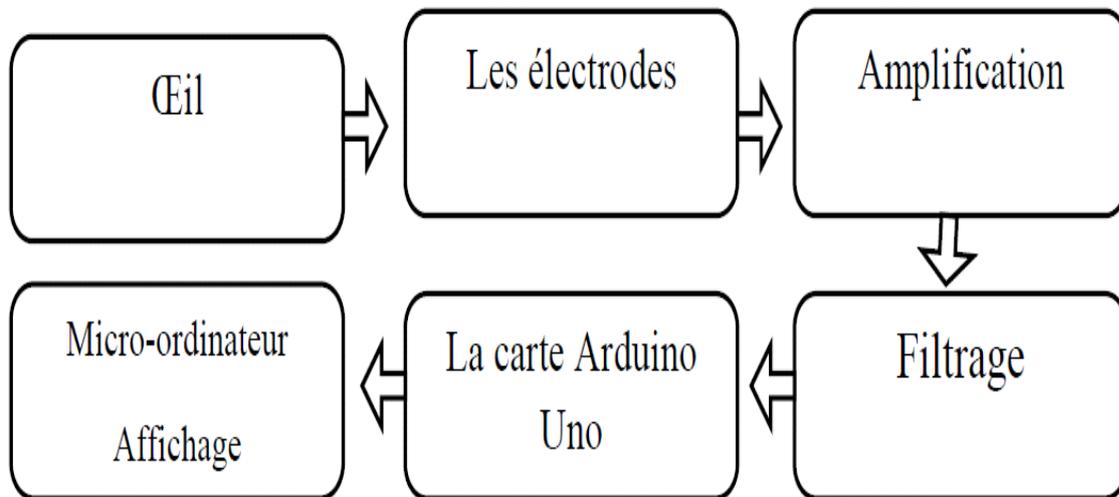


Figure 1.17. Schéma bloc de l'électro-oculogramme

1.5.2 L'œil

L'air passe à travers les yeux, la lumière passe à travers la cornée, les émotions Eau, lentille, corps vitré, puis toute l'épaisseur de la couche nerveuse rétinienne, puis simuler la photo du récepteur de la couche nerveuse adjacente à cette couche Pigmenté. Par conséquent, la lumière est déviée trois fois: à son entrée dans le cristallin et à sa sortie du cristallin. La cornée produit la plupart de la réfraction dans l'œil, mais comme l'épaisseur est uniforme. Son pouvoir réfractif est constant. La lentille est très Élastique, sa courbure peut être modifiée pour permettre une focalisation précise de la lumière. L'humeur aqueuse et le corps en verre jouent le plus petit rôle dans la réfraction de la lumière [55].

1.5.3 Les électrodes

Les électrodes sont largement utilisées dans le domaine biomédical pour enregistrer Potentiels bioélectriques, tels que l'électrocardiogramme (ECG), l'électromyographie (EMG) et l'électrooculogramme (EOG). Les artefacts peuvent être affectés par les signaux détectés par les électrodes, Afin de minimiser l'enregistrement de ces artefacts et de ce bruit, la valeur d'impédance de l'électrode doit être réduite au minimum sans l'abrasion du cuir chevelu. Il est impératif de faire un choix attentif pour les électrodes utilisées. Les électrodes utilisées sur la peau nécessitent de l'hydrogel. Sauf pour les couches Un mauvais contact entre les peaux superficielles peut également conduire à une résistance plus élevée Électrodes et peau. Lorsque la solution d'électrolyte est appliquée, la peau Immersé dans la solution pour que de nombreuses faible résistance des voies parallèles au plus grand Profondément dans la peau [56].

1.5.4 Les types d'électrodes

Il existe deux types d'électrodes: les électrodes polarisées et les électrodes non polarisées. Electrode polarisée Agit comme un condensateur à travers lequel un courant constant circule, ce qui entraîne Augmentation continue de la tension (offset). C'est le cas des électrodes métalliques. Par rapport aux électrodes non polarisées, ces électrodes agissent comme des résistances, Le passage d'un courant constant entraîne une tension constante (offset).

1.5.5 Critères de sélection d'une électrode

- Qualité du signal recueilli
- Tolérance de l'électrode
- Qualité optique de l'électrode
- Le prix

1.5.6 Electrodes pour les électro-oculogrammes

J'ai l'impression que l'électrooculogramme contient des composants qui changent lentement. C'est Par conséquent, il est important d'utiliser des électrodes très stables pour la collecte: électrode de haute qualité, électrode de patch pré-gel ou électrode de contact de type ECG.

1.5.7 Electrodes de référence

Cela conduit à une excellente stabilité de la collecte de signaux et à une bonne prévention contre les artefacts résultant des mouvements du patient [57].

1.5.6 Placement des électrodes de l'EOG

La peau nettoie profondément sur chaque œil (la zone entre les yeux et les cheveux) et au centre du front du patient avec des bouchons d'alcool.

- Séchez la surface propre avec un tampon de gaze.
- Les emplacements corrects de chaque électrode sont illustrés dans la figure suivante:

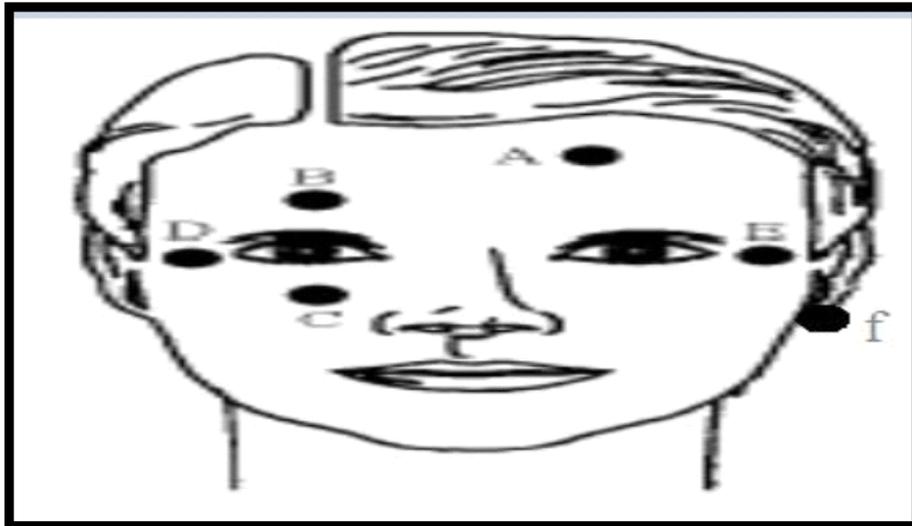


Figure 1.18. L'emplacement des électrodes de l'EOG

1.5.7 Etage de filtrage

Cela permet uniquement à un aspect spécifique du traitement du signal, permet de la fréquence, de l'amplitude et/ou des caractéristiques de phase d'une quantité d'informations pour faciliter son traitement ultérieur [58].

1.5.7.1 Le filtre

Un filtre est un système linéaire invariant pour diviser le spectre (spectre de fréquence) pour maintenir une ou plusieurs parties (bande) de ce spectre [13].

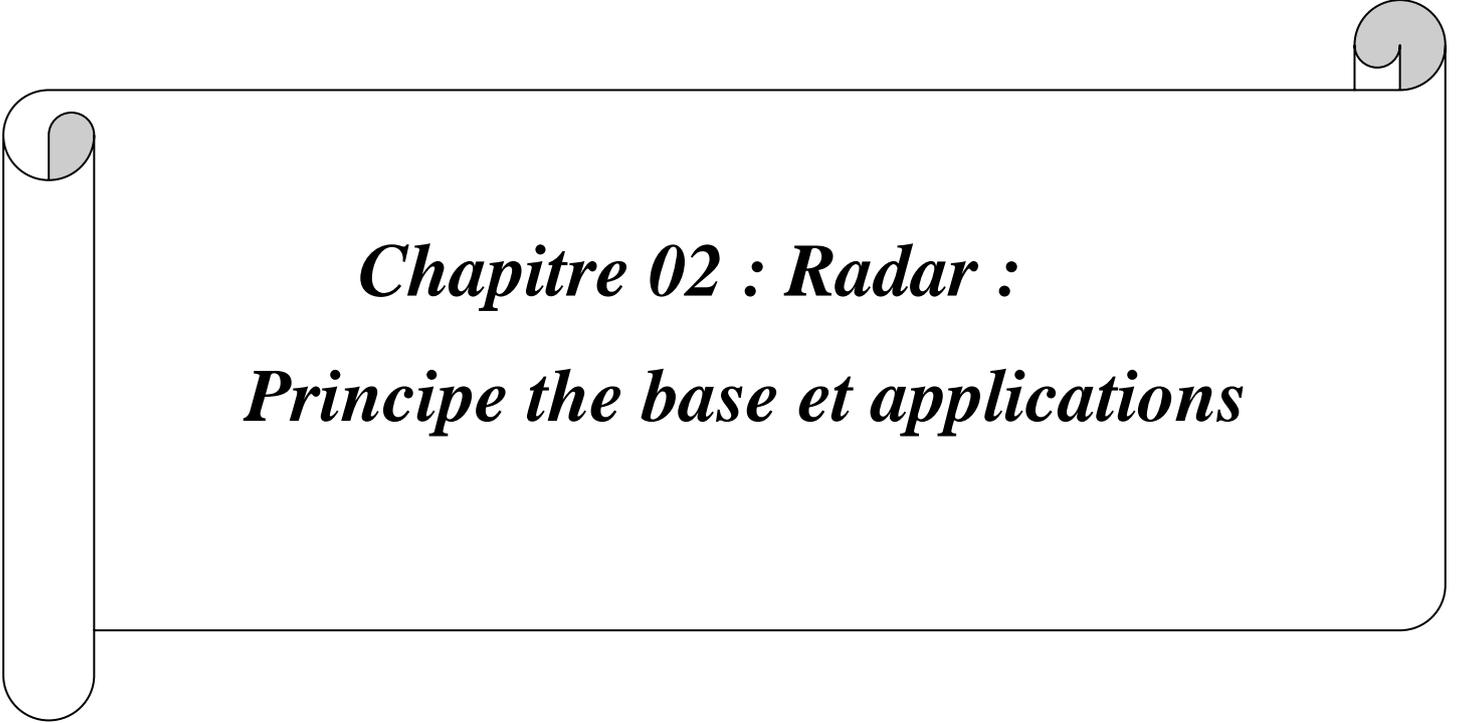
1.5.7.2 Les filtres passifs

Ce sont des filtres électroniques uniquement faits par des éléments passifs.

1.6 Conclusion

Dans ce chapitre, on a décrit l'anatomie du cœur et sa physiologie, son rôle important dans système cardiovasculaire et cardiorespiratoire.

Où L'exploration fonctionnelle du système cardio-vasculaire met en jeu trois signaux Physiologiques : l'Electrocardiogramme caractérisant l'activité électrique du myocarde, le Phonocardiogramme caractérisant l'activité mécanique du cœur et le Photopléthysmogramme caractérisant l'efficacité hémodynamique. Ils ont pour effets de diagnostiquer et de confirmer une affection, d'apprécier sa sévérité et de garantir l'efficacité du traitement. Le chapitre suivant est consacré à le bioradar qui est introduit en rapportant son principe de fonctionnement dans le domaine biomédical permettant de détecter les signaux biomédicaux.

A decorative border resembling a scroll, with a vertical strip on the left and a horizontal strip at the top. The corners are rounded, and there are small grey circular accents at the top-left and top-right corners.

Chapitre 02 : Radar :
Principe the base et applications

2.1 Introduction

Le radar est un milieu de détection robuste et fiable avec une grande capacité de projectiles de mouvement rapides. Contrairement aux capteurs optiques limités en raison des conditions climatiques, tels que le brouillard, les radars peuvent fonctionner en tout temps.

Après une présentation générale des radars nous parlons de le bioradar en rapportant son principe de fonctionnement dans le domaine biomédical permettant de détecter les signaux biomédicaux.

2.2 Histoire des Radars

En 1864, James Clerk Maxwell décrit les lois de l'électromagnétisme, ce qui permet pour la première fois de travailler sur leur source. En 1888, Heinrich Rudolf Hertz montre que les ondes électromagnétiques sont réfléchies par les surfaces métalliques. Au début du XX^e siècle, le développement de la radio et de la TSF (par Marconi, entre autres) permet de développer les antennes nécessaires à l'utilisation du radar.

Plusieurs inventeurs, scientifiques, et ingénieurs ont contribué ensuite au développement du concept du radar. Les fondements théoriques datent de 1904 avec le dépôt du brevet du « Telemobiloskop » (Reichspatent Nr. 165546) par l'allemand Christian Hülsmeier [59]. Celui-ci a démontré la possibilité de détecter la présence de bateaux dans un brouillard très dense. En envoyant une onde à l'aide d'une antenne multipolaire, son système notait le retour depuis un obstacle avec une antenne dipolaire sans pouvoir cependant en définir plus qu'un azimut approximatif et aucunement sa distance. C'était donc le RAD (radio détection) mais pas l'AR (azimut et rayon).

Il faut ensuite résoudre les problèmes de longueur d'onde et de puissance soulevés en 1917 par Nikola Tesla. Durant les années 1920, on commence donc les expériences de détection avec des antennes. En 1934, faisant suite à une étude systématique du magnétron, des essais sur des systèmes de détection par ondes courtes sont menés en France par la CSF (16 et 80 cm de longueur d'onde) selon les principes de Tesla. Un brevet est déposé ([brevet français n° 788795]). C'est ainsi que naissent les « radars » à ondes décimétriques. Le premier équipa en 1934 le cargo Orégon, suivi en 1935 par celui du paquebot Normandie.

En 1935, faisant suite à un brevet déposé par Robert Watson-Watt (l'inventeur dit « officiel » du **radar**) (brevet anglais GB593017), le premier réseau de radars est commandé par les Britanniques et portera le nom de code *Chain home*. Le Hongrois Zoltán Lajos Bay a produit un autre des premiers modèles opérationnels en 1936 dans le laboratoire de la compagnie Tungsram (Hongrie). L'Allemagne nazie et les Américains ont également poursuivi des recherches dans ce domaine [60].

2.3 Définition de radar

Le mot radar est l'acronyme de l'expression anglaise "radio detection and ranging", dans le cas où il est actif, un dispositif consiste à émettre une onde de fréquence radioélectrique avec une antenne puis de capturer et d'analyser l'écho produit par la réflexion. De cette onde dans un obstacle. Ce dernier n'est pas forcément une cible, cela peut être dans un environnement maritime des bateaux, des oiseaux, des avions, des nuages, ainsi que la côte actuelle dans le domaine de la vision radar.

Le radar est utilisé dans de nombreux contextes: en météorologie pour détecter les tempêtes, pour le contrôle de la circulation aérienne, pour la surveillance de la circulation routière, par l'armée pour détecter des objets volants, mais aussi des navires, des astronautes, etc... [60].

Les radars fonctionnent à des fréquences comprises entre 3 MHz (ondes de Surface ou par réflexion ionosphérique) et 100 GHz (courtes portées).

2.4 Les éléments d'un système radar

Un radar est formé de différentes composantes :

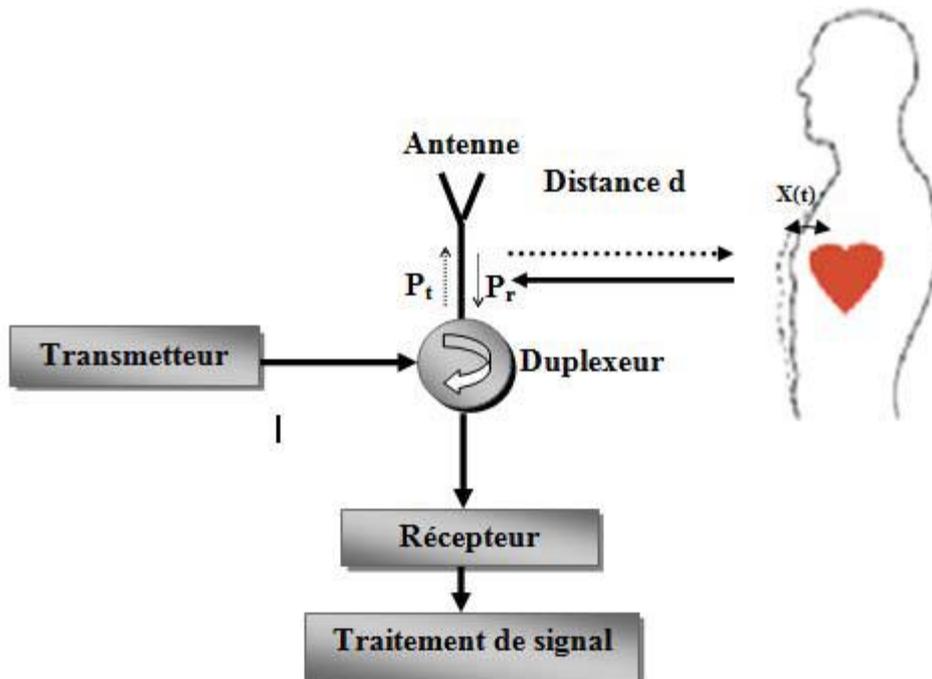


Figure 2.1. Architecture d'un système radar

2.4.1 L'émetteur

Génère des ondes électromagnétiques dans la gamme de fréquences radio destinées à être diffusées dans l'antenne. La bande de fréquence radar est déterminée par la norme IEEE (Institute of Electrical and Electronics Engineers) [61]. En outre, la fréquence centrale du signal et sa largeur de bande doivent être conformes aux réglementations de l'UIT (Union internationale des télécommunications). Cependant, tant que la bande de fréquences occupée par la forme d'onde est dans la plage autorisée, il n'y a aucune restriction sur la forme d'onde.

2.4.2 Un guide d'onde

Qui guide l'onde vers l'antenne sur les radars à hyperfréquences (fréquences supérieures au gigahertz).

2.4.3 Duplexeur

Lors de l'utilisation d'un radar monostatique, le commutateur électronique guidera l'onde radio vers l'antenne pendant le processus de transmission, puis guidera le signal de retour de l'antenne vers le récepteur pendant le processus de réception. Par conséquent, la même antenne peut être utilisée pour les deux fonctions [65]. Une bonne synchronisation doit être maintenue, car la puissance du signal émis est d'environ méga-watts, ce qui est trop important pour le récepteur, et le récepteur lui-même, la puissance à traiter est d'environ quelques nano-watts. Si l'impulsion transmise est dirigée vers le récepteur, le récepteur sera immédiatement détruit.

2.4.4 L'antenne

Permettre aux signaux électromagnétiques d'être émis dans une direction donnée. En plus de l'antenne à balayage électronique, il peut également pivoter et surveiller une zone à 360 °. L'angle azimutal de l'antenne détermine sa résolution angulaire, qui est directement liée à la capacité de distinguer deux cibles proches. La résolution de la même taille d'antenne est inversement proportionnelle à la fréquence [62]. La polarisation de l'antenne correspond à la polarisation du champ électrique qu'elle rayonne ou reçoit de manière privilégiée (par exemple, à travers son lobe principal). Dans le domaine marin, la polarisation horizontale est préférable à la polarisation verticale pour réduire la réflectivité du fouillis marin [63].

2.4.5 La cible

La cible est définie par sa taille dans la plage de fréquences de l'onde radio, appelée surface équivalente radar (SER). Petites cibles, c'est-à-dire dont la taille est l'ordre de la longueur d'onde du signal de transmission, a une longueur d'onde proportionnelle [64]. Par conséquent, le radar a une meilleure capacité de détecter de petites cibles si la fréquence de son émetteur est élevée.

2.4.6 Le récepteur

Il reçoit le signal incident (cible - antenne - guide d'ondes - duplexeur), le fait émerger de bruits de radio parasite, d'amplificateurs, de traite. Le récepteur amplifie le signal capturé pour différencier une cible de bruit. Le récepteur est souvent composé d'un limiteur placé en amont de la chaîne, dont la fonction est de protéger le reste de la chaîne de réception, les interférences capturées dont le niveau de puissance peut être très élevé. En Radiofréquence, le bruit total des amplificateurs de chaîne pouvant être approché du bruit généré par le premier amplificateur est le plus souvent dans cet endroit où l'amplificateur à faible bruit [64].

Voici un schéma illustrée les différentes composantes d'un radar [65] :

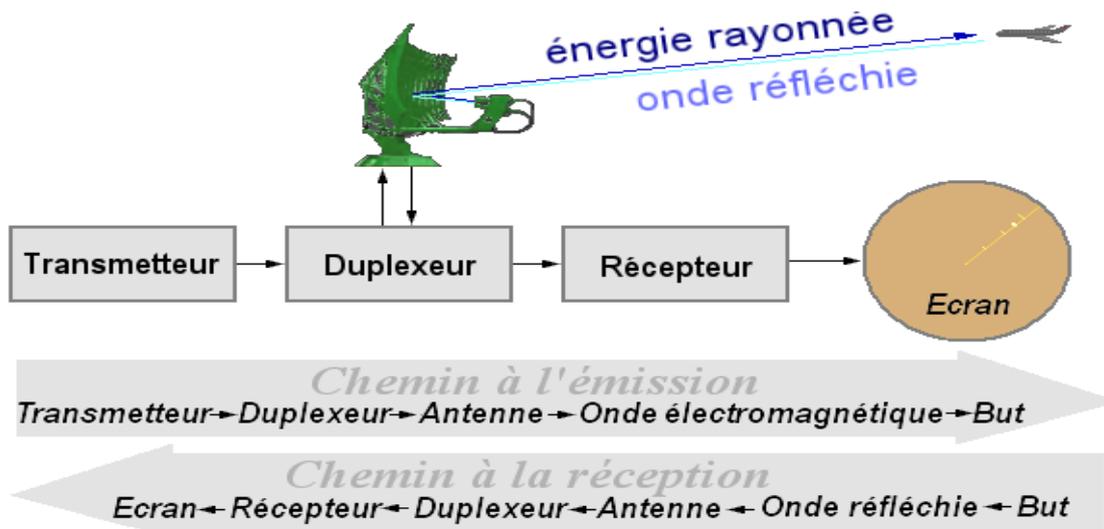


Figure 2.2. Les composantes de radar

2.5 Principe de fonctionnement

Le principe du radar consiste à émettre une onde électromagnétique dans une direction donnée pour détecter là l'onde réfléchie par un obstacle à l'intérieur de son volume de couverture [65,66]. L'objectif principal du radar est de révéler la présence d'objets (cibles), qui ne peuvent pas être observés visuellement, à l'exception des informations supplémentaires. La distance de mesure exacte de la durée passée entre la transmission et la réception du signal contre la direction au moyen de l'utilisation de directives.

Dans la première série de radars, deux antennes ont été utilisées pour comparer l'intensité de l'énergie réfléchie avec celle émise et a ainsi déterminé la direction de l'écho. La Classification de cibles, également être effectuée, par l'analyse des échos et leurs variations Dans le temps.

2.5.1 Réflexion

Les ondes électromagnétiques sont réfléchies par un changement significatif des constantes diélectriques ou diamagnétiques de l'environnement. Cela signifie qu'un objet solide dans l'air ou le vide ou un autre changement significatif de la densité atomique entre l'objet et les ondes radar entourant ont été dispersés. Ceci est appliqué en particulier aux matériaux électriquement conducteurs, tels que les métaux et la fibre de carbone, qui conviennent parfaitement aux radars de détection d'avions et de bateaux.

La portion de l'onde qui est retournée au radar par une cible est appelée sa réflectivité. La propension de la cible à réfléchir ou disperser ces ondes est appelée sa surface efficace radar. En fait, les ondes radar se dispersent de façons différentes suivant la longueur d'onde utilisée Les ondes radio courtes sont réfléchies par les courbes et des angles aigus comme la lumière sur un morceau de verre arrondi. Les cibles les plus réfléchissantes pour des courtes longueurs d'onde présentent des angles de 90° entre leurs surfaces réfléchissantes. Une structure composée de trois surfaces planes se rejoignant en un seul coin (par exemple le coin d'une boîte) réfléchira toujours les ondes entrantes directement vers leur source. Ces types de réflexion sont couramment utilisés comme réflecteurs radar afin de détecter

facilement des objets difficiles à détecter et sont souvent présents dans des bateaux pour améliorer leur détection en cas de rachat et réduire le risque de collision [70].

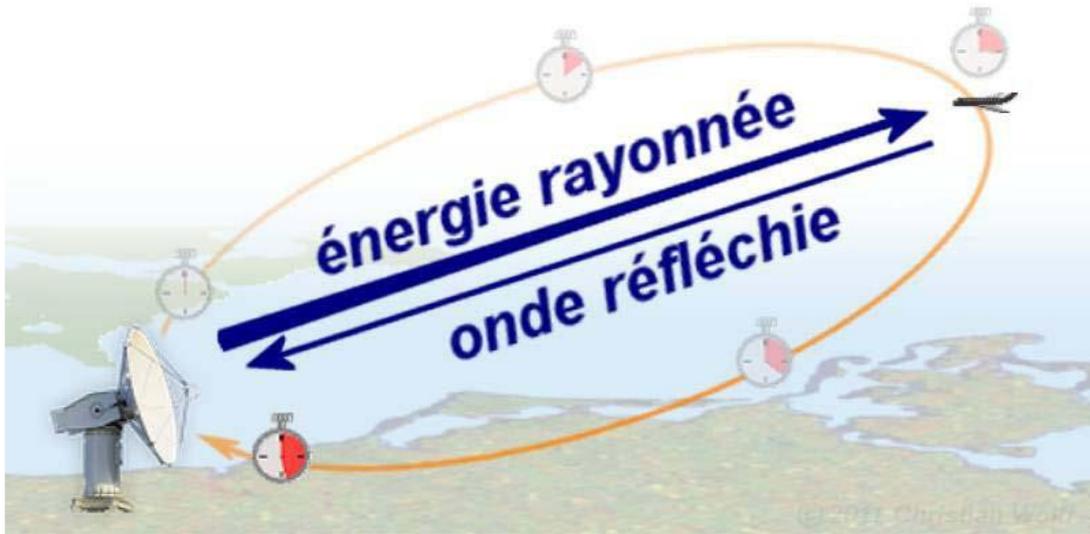


Figure 2.2. Principe de l'émission du radar

2.5.2 Calcul de la distance

La mesure de la distance sur un objet est effectuée de sorte qu'un rayon de conception à impulsions courtes soit effectué et mesurer le temps de l'onde émise. La distance est la moitié du temps arrière de l'onde (car le signal devrait aller sur la cible puis revenir) multiplié par la vitesse du signal (qui est proche de la vitesse de la lumière dans le vide si le milieu traversé est l'atmosphère) [67].

$$D = \frac{C \cdot \Delta T}{2} \dots\dots\dots (2.1)$$

D: la distance antenne- cible[m].

C: la vitesse de lumière ($C=3 \times 10^8$ m/s).

Signal reçu aura de la même manière que le signal émis, mais il sera très faible et toujours accompagné d'un bruit de fond :

- bruit atmosphérique qui ne peut être réduit à zéro.
- ou bruit propre du récepteur qui ne peut être réduit à zéro.

T_R : Période de répétition des impulsions.

ΔT : Temps correspondant à un aller-retour de l'onde entre le radar et la cible.

2.5.3 Calcul de la direction

La manière de connaître la direction d'un objet est basée sur un calcul d'angle provisoire de direction nord et celle de la cible (azimut). Direction (directive gagnante) est la capacité de concentrer l'énergie radio dans une direction particulière. Une antenne forte s'appelle une "antenne de directive". Afin de déterminer la direction dans laquelle l'antenne est placée au moment où elle reçoit un écho, on peut déterminer non seulement l'azimut également à l'endroit de l'objet (donc sa hauteur). La précision de la mesure de ces angles dépend de la directivité de l'antenne. Pour une fréquence donnée (ou une longueur définie), la direction de l'antenne est fonction de ses propres dimensions.

Les radars émettent généralement de très hautes fréquences en raison des raisons suivantes:

- propagation quasi rectiligne de ces ondes.
- Haute résolution (plus la longueur d'onde est courte, plus il s'agit du radar capable détecter un petit objet).
- Une partie réduite de l'antenne (plus on augmente la fréquence de du signal rayonné, plus la directivité est grande pour une antenne donnée).

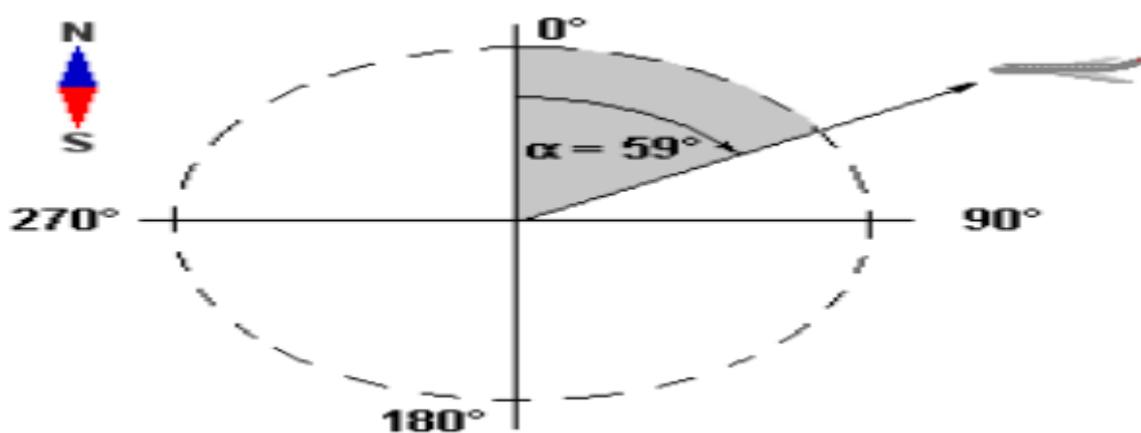


Figure 2.3. Azimut de la cible [68]

2.5.4 Volume radar et résolution

Une sonde d'impulsion est un volume de l'atmosphère, qui augmente avec la distance du radar avec les dimensions typiques d'un faisceau radar, le volume du retour de 0,001 km³ près du radar, jusqu'à 1 km³ à 200 km de celui-ci. C'est le « volume radar » [69] La résolution radar est sa capacité à distinguer deux cibles proches les uns des autres, en azimut ou en distance dans ce volume. Elle se divise en deux parties : la résolution en distance et la résolution angulaire.

La résolution angulaire des données est la déviation d'angle minimum, ce qui permet au radar de distinguer deux objets identiques de la même distance. La résolution angulaire du radar est déterminée par la largeur de son lobe d'antenne défini comme les points du diagramme de rayonnement de l'antenne recevant la moitié de la puissance émise (-3 dB) Deux cibles identiques et à la même distance du radar sont de fait vues par un radar à des azimuts différents lorsqu'elles sont espacées

angulairement d'une valeur supérieure à la largeur du lobe. Plus le lobe est plus proche, plus l'effet directionnel de l'antenne est important, La résolution angulaire en azimut et augmente à une distance entre deux cibles peut être calculée par la formule suivante [70]:

$$S_A \geq 2R \sin \frac{\theta}{2} \dots\dots\dots (2.2)$$

Où :

- θ = largeur du lobe d'antenne ;
- S_A = résolution angulaire rapportée à une distance entre deux cibles ;
- R = distance oblique antenne - cible [mètres].

La résolution de distance est la capacité d'un système radar pour distinguer deux cibles ou plus dans la même direction, mais à différentes distances. Cela dépend de la longueur de l'impulsion émise, du type et de la taille des cibles et de l'efficacité du récepteur.

La largeur de l'impulsion doit être capable de distinguer des cibles espacées d'un temps égal à une demi-longueur d'impulsion (τ).

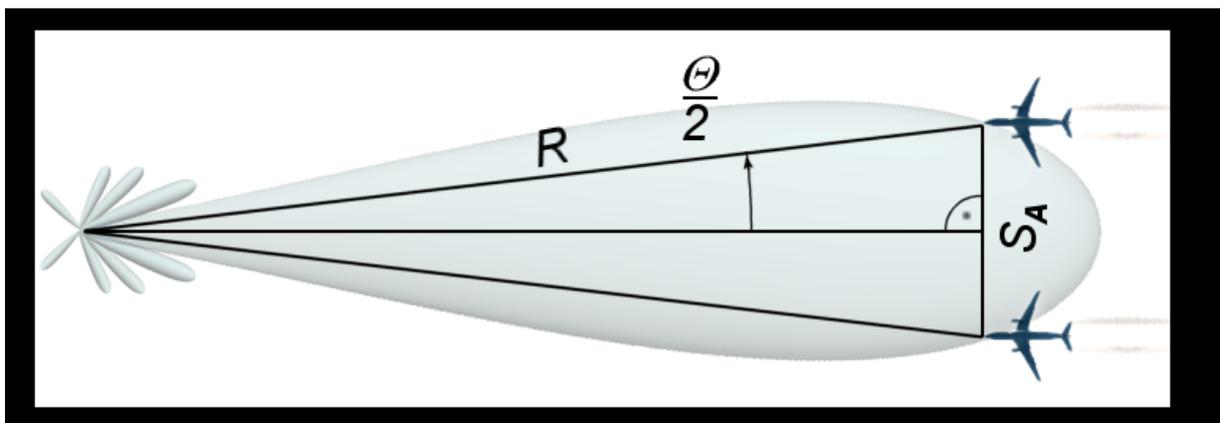


Figure 2.4. Résolution angulaire des données [71]

En conséquence, la résolution théorique de la distance d'un radar peut être calculée grâce à la formule suivante [72]:

$$S_r \geq c\tau/2 \dots\dots\dots (2.3)$$

C_0 : la vitesse de la lumière dans le milieu traversé.

En combinant les deux résolutions, il est possible de définir le «volume de résolution» qui sera inférieur au volume détecté.

2.6 Les types de radar

Il existe principalement deux types de radars: radar primaire et radar secondaire.

2.6.1 Le radar primaire

Ce radar utilise le principe de l'écho. Ils émettent des impulsions d'ondes électromagnétiques et détectent le retour de ces impulsions après leurs réflexions sur les cibles. La différence de temps entre l'émission et la réception détermine la distance de la cible par rapport à l'antenne. La position de cette antenne lors de la réception de l'écho ou de l'onde électromagnétique et du calcul continu permet de déterminer la distance entre le radar et la cible. Le radar primaire utilise le principe de la puissance des impulsions de diffusion représentant un facteur permettant de déterminer le rayon maximum de détection du radar [73].

Parmi les radars primaires, nous distinguons:

- **Le radar de la TERRE**, telle que le radar automobile, ou les radars maritimes de courtes distances sur les bateaux de plaisance.
- **Les radars aériens et sous-marins** créés pour détecter les avions ou les navires.

2.6.2 Le radar secondaire

Ce radar utilise le principe du dialogue. Radar utilise des représentants de la forme d'onde électromagnétique de messages de détection. Les transpondeurs à bord des avions ou des bateaux reconnaissent ces problèmes et émettent à nouveau des suites impulsionsnelles électromagnétiques représentant les réponses à toute demande reçue [73].

2.6.3 Différentes classification de radar

A)- Les radars monostatiques :

Le radar est dit mono-statique lorsqu'une seule antenne est utilisée pour la transmission et la réception des signaux. Ceci est la configuration classique d'un radar.

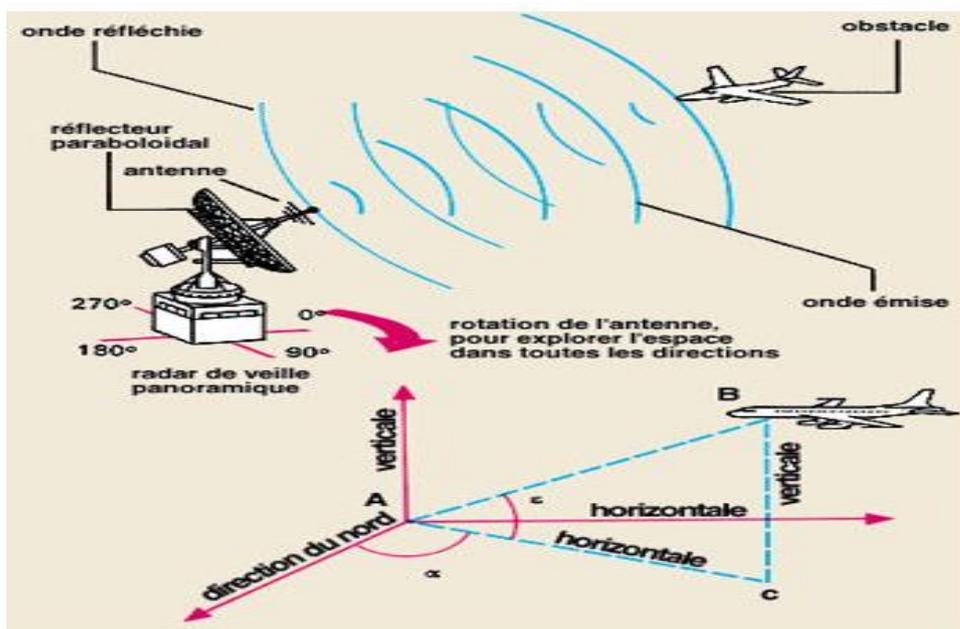


Figure 2.5. Configuration d'un radar [73]

B)- Les radars bi-statiques :

Un radar bi-statique est un radar dont l'émetteur et le récepteur sont séparés. Ce système est avantageux car le type d'onde, la fréquence utilisée et la position du récepteur est inconnue. Cependant, il est plus difficile de mettre en œuvre avec son système plus complexe [73].

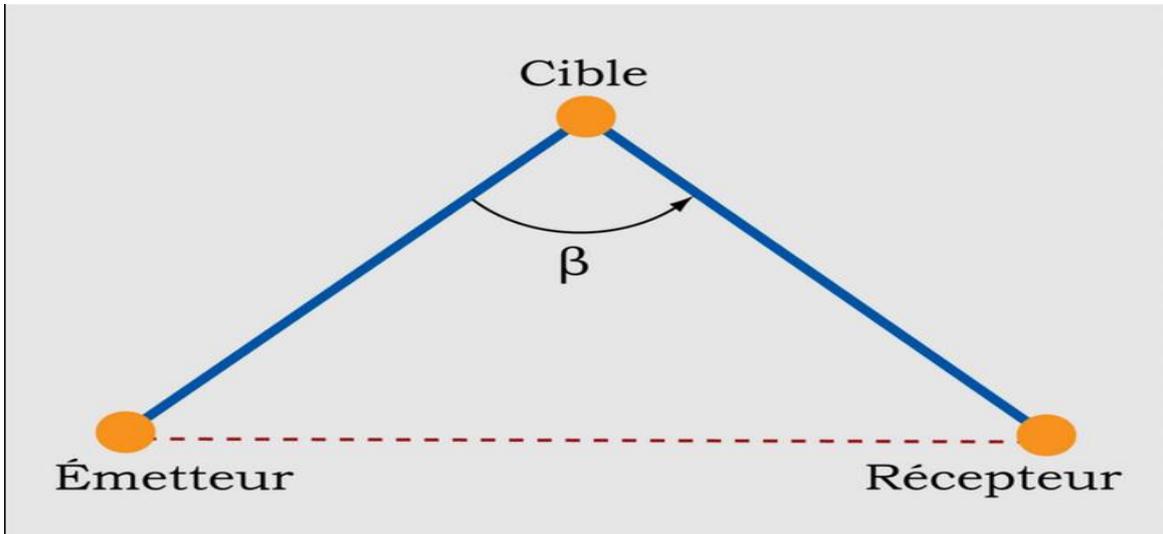


Figure 2.6. Angle bi-statique

C)- Les radars multistatiques :

Le principe est identique à celui d'un radar bi-statique sauf qu'il contient non seulement deux radars mais plusieurs. La diversité de l'espace proposée par ce système permet de représenter différents aspects d'une cible en même temps. Le potentiel de gain d'information peut donner lieu à un certain nombre d'avantages par rapport au système mono-statique [73].

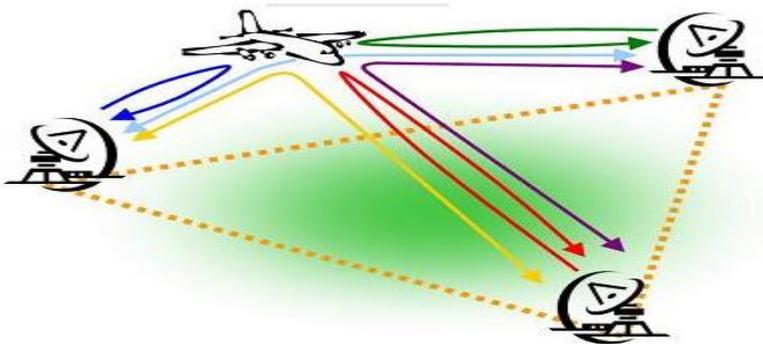


Figure 2.7. Radar multistatique

2.7 Génération des signaux radars [74]

La figure 2.9 montre l'organisation des composants utilisés pour générer les signaux à fréquence intermédiaire.

2.7.1 L'oscillateur

Les oscillateurs sont la source du radar. Tous les autres signaux sont générés à partir du signal 924 MHz qu'il fournit : Sa stabilité doit être excellente, car elle affectera la stabilité de l'ensemble du système.

2.7.2 Le distributeur d'horloges

Le distributeur d'horloge est un composant programmable qui peut générer un signal avec une période égale à un multiple de la période de l'oscillateur de référence. Chaque sortie peut être configurée indépendamment des autres sorties par des coefficients de division entière. De même, le niveau de tension de sortie peut également être configuré à partir d'une variété d'options. Le signal d'horloge généré est carré et la présence d'un filtre passe-bande permet de réduire les harmoniques au voisinage de la fréquence centrale pour obtenir un signal sinusoïdal.

2.7.3 Le FPGA (Field-Programmable Gate Array)

FPGA lié à sa mémoire RAM et FLASH, regroupe certaines fonctions de base du système. Afin de pouvoir gérer des protocoles de communication suffisamment élevés pour interpréter les messages, un processeur virtuel nommé NIOS II est installé dans le FPGA. Pendant le processus de programmation, ce processeur peut accéder aux principales bibliothèques connues en langage C et les utiliser facilement. L'association du convertisseur numérique-analogique et du FPGA (D/ A) générera une série de points, les amplitudes relatives de ces points ont été prédéfinies et stockées dans une partie du FPGA. Le signal généré à partir de la même horloge exécutant le FPGA est une impulsion qui se répète à la fréquence PRF.

2.7.4 Modulation

L'étape suivante consiste à placer l'impulsion générée près de la fréquence intermédiaire. L'utilisation d'un modulateur à quatre quadrants peut réaliser cette fonction en multipliant l'impulsion par une onde sinusoïdale pure dans le temps. Cependant, la nature du modulateur présente des écueils à considérer.

Lorsque la fréquence porteuse augmente, le modulateur laisse passer une partie du signal. Ensuite, placez un Switch après le modulateur pour recouper le signal avec le signal "porte", atténuant ainsi la défaillance du modulateur de 40 dB. Le commutateur est directement contrôlé par le FPGA et sa largeur d'impulsion est égale au signal de la durée de la forme d'onde générée.

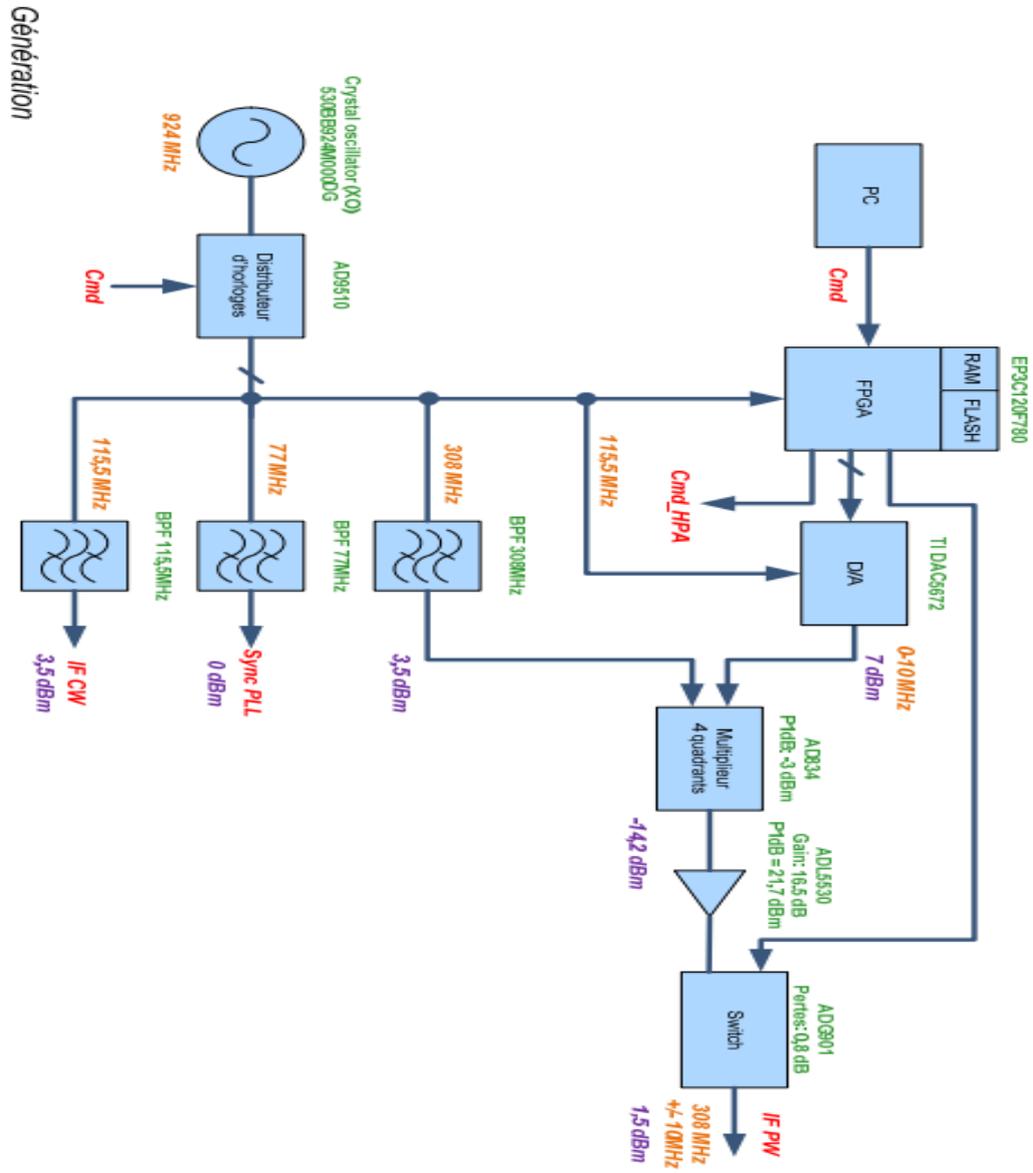


Figure 2.8. Génération des signaux radars

2.8 Plages de fréquences utilisées [75]

2.8.1 Généralités

La fréquence est principalement choisie en fonction de l'application attendue. De manière générale, les grandes longueurs d'onde (bande HF) pourront profiter des phénomènes de propagation et de rebond sur l'ionosphère, qui peuvent s'étendre jusqu'à des milliers de kilomètres (dans le cas des radars transhorizon). En revanche, seuls les objets dont la taille typique est au moins de l'ordre de la longueur d'onde sont visibles. Par exemple, pour les grandes longueurs d'onde, une forêt sera partiellement transparente (seuls les troncs d'arbres sont visibles). La forêt sera opaque dans la bande X (seule la canopée est visible) car la longueur d'onde est à peu près de la taille des feuilles et des branches. La taille de l'antenne affecte également la longueur d'onde à utiliser (et vice versa).

Lors de la Conférence mondiale des radiocommunications (l'Union internationale des télécommunications a lieu tous les trois ans), des bandes de fréquences civiles et militaires sont attribuées au niveau international et des organisations internationales telles que l'OTAN ont également participé à la conférence. Les demandes de bande doivent être faites à l'avance, car l'ordre du jour de la réunion est généralement déterminé plusieurs années à l'avance. D'un autre côté, dans un pays, les agences souveraines peuvent attribuer des bandes de fréquences à l'usage exclusif des forces militaires ou de police. Cependant, alors que les nouvelles technologies civiles (GSM, Wifi, etc.) continuent d'occuper le spectre, ces institutions subissent une pression croissante de la part de l'industrie, mais elles ont fourni des bénéfices financiers considérables.

C'est maintenant le temps de la coopération et de la cohabitation entre participants (pas toujours très réussie) pour limiter les interférences entre différentes applications. Il n'en reste pas moins que d'un point de vue applicatif, la bande de fréquences la plus adaptée n'est pas toujours disponible, et souvent un compromis doit être trouvé.

2.8.2 Noms des bandes de fréquence

Le nom de la gamme de fréquences utilisée dans le monde radar vient de la Seconde Guerre mondiale. En fait, afin de garder le développement du système secret, les militaires ont décidé de donner à ces plages un nom de code, qui est utilisé depuis. Ils ont été adoptés par l'Institut des ingénieurs électriciens et électroniciens (IEEE) aux États-Unis et ont été adoptés par l'Union internationale des télécommunications dans le monde. Cependant, certains utilisateurs de bandes de fréquences radio, comme les stations de radiodiffusion et les industries de contre-mesures militaires, ont remplacé les termes traditionnels par leur propre identification.

Tableau 2.1. Plage de fréquences radar [75]

Nom de bande	Plage de fréquences	Longueurs d'onde	Commentaires
HF	3-30 MHz	10-100 m	Pour <i>highfrequency</i> (haute fréquence). Utilisée par les radars côtiers et les radars « au-delà de l'horizon ».
P	< 300 MHz	1 m+	Pour précédent : appliquée <i>a posteriori</i> aux radars primitifs
VHF	50-330 MHz	0,9-6 m	Pour <i>veryhighfrequency</i> (très haute fréquence). Utilisée par les radars à très longue portée et par ceux à pénétration de sol.

UHF	300-1 000 MHz	0,3-1 m	Pour <i>ultra highfrequency</i> (ultra haute fréquence). Radars à très longue portée (ex. détection de missiles balistiques) pénétration de sol et de feuillage.
L	1-2 GHz	15-30 cm	Pour <i>long</i> . Utilisée pour le contrôle aérien de longue portée et la surveillance aérienne, le GPS (et donc les radars passifs se basant dessus).
S	2-4 GHz	7,5-15 cm	Pour <i>short</i> (court). Utilisée par les radars de trafic aérien local, les radars météorologiques et navals.
C	4-8 GHz	3,75-7,5 cm	Compromis entre les bandes S et X pour les transpondeurs satellitaires et les radars météorologiques.
X	8-12 GHz	2,5-3,75 cm	Pour les radars météorologiques, le contrôle de vitesse routière, les autodirecteurs de missiles, les radars de navigation, les radars à résolution moyenne de cartographie et la surveillance au sol des aéroports.
Ku	12-18 GHz	1,67-2,5 cm	Fréquence juste sous K (indice 'u' pour « <i>under</i> » en anglais) pour les radars de cartographie à haute résolution et l'altimétrie satellitaire.
K	18-27 GHz	1,11-1,67 cm	De l'allemand <i>kurz</i> (court). Très absorbées par la vapeur d'eau, K _u et K _a sont utilisées pour la détection des gouttelettes de nuages en météorologie et dans les radars routiers (24,150 ± 0,100 GHz) manuels.
Ka	27-40 GHz	0,75-1,11 cm	Fréquence juste au-dessus de K (indice 'a' pour « <i>above</i> » en anglais) pour la cartographie, la courte portée, la surveillance au sol des aéroports, les radars routiers (34,300 ± 0,100 GHz) automatisés, et les radars anti-collision montés sur les voitures haut de gamme.
mm	40-300 GHz	1 - 7,5 mm	Bande millimétrique subdivisée en quatre parties
Q	40-60 GHz	5 mm - 7,5 mm	Utilisée pour les communications militaires.
V	50-75 GHz	6,0 - 4 mm	Très fortement absorbée par l'atmosphère.
E	60-90 GHz	6,0 - 3,33 mm	
W	75-110GHz	2,7 - 4,0 mm	Utilisée comme radar anti-collision automobile et pour l'observation météorologique à haute résolution et de courte portée.

2.9 Antennes

Généralement, une antenne (radio ou radar) peut être vue comme un transducteur:

D'une part, l'antenne est utilisée pour la transmission, qui sert à convertir l'énergie électrique généralement présente à la surface du fil ou du plan de l'antenne en ondes électromagnétiques, qui se propageront dans l'espace.

D'autre part, lors de la réception, l'antenne proviendra d'une direction donnée dans l'espace, l'énergie électromagnétique est convertie en énergie électrique, l'énergie électrique existe à la surface de l'antenne, une fois collectée et amplifiée, elle formera un signal reçu, Cette conversion d'énergie n'est pas sans perte. Par conséquent, une antenne se caractérise par un coefficient d'efficacité compris entre 0 et 1, et les gens veulent qu'elle soit aussi élevée que possible.

Si elle ne provient que d'une direction privilégiée; tant que l'antenne a une meilleure portée en réception et en émission dans cette direction, cette opération a également des effets secondaires

bénéfiques. Par conséquent, l'antenne se caractérise également par sa directivité et son «gain» maximal. Comme on le verra plus loin dans ce paragraphe, la directivité de l'antenne est affectée par la longueur d'onde du signal émis et la taille de l'antenne; dans certaines applications (radar sur avions ou satellites), la taille de l'antenne peut être fortement restreinte, Vous devez donc considérer [70].

2.9.1 Antennes filaires

Pour des raisons techniques (les magnétrons ne sont pas encore totalement maîtrisés), les premiers radars de la Seconde Guerre mondiale fonctionnaient à basses fréquences et il était pratique d'utiliser des antennes filaires. Ces antennes sont bien connues car leur forme n'est fondamentalement pas différente de nos antennes de radio ou de télévision. En fonction de la disposition des brins constituant l'antenne, il est possible d'obtenir une antenne plus ou moins directionnelle. Une antenne monobrin est omnidirectionnelle dans le plan médian de l'antenne; au fil du temps, plusieurs utilisations possibles ont été explorées. Par conséquent, le système britannique «Chain House» pendant la Seconde Guerre mondiale se composait d'une antenne dipôle d'émission omnidirectionnelle et d'une antenne réceptrice directionnelle. Ils sont formés de deux antennes dipôles placées à angle droit. En effet, pour une antenne dipôle, la réception est maximale lorsqu'elle est perpendiculaire à la source d'écho, et la réception est minimale lorsque l'antenne est pointée dans sa direction. Par conséquent, l'opérateur radar peut déterminer l'état de doublet maximum / minimum des écrans d'affichage de ses deux antennes en faisant tourner les antennes, déterminant ainsi la direction du signal. Les premiers radars aéroportés étaient similaires aux radars allemands du Liechtenstein de la Seconde Guerre mondiale et consistaient généralement en un réseau d'antennes Yagi monté sur le nez de l'avion. Ces antennes ajoutent une traînée supplémentaire à l'avion, ce qui n'est généralement pas souhaitable. Cependant, il est impossible d'utiliser des antennes plus petites car ces antennes ne sont pas adaptées aux basses fréquences utilisées à l'époque [70].

2.9.2 Antenne à ouverture

Pour le radar à micro-ondes, le type d'antenne classique est l'antenne à ouverture. Le mode de fonctionnement de l'antenne est le suivant:

- L'onde électromagnétique générée par le magnétron est conduite vers l'antenne à travers le guide d'ondes (2) le long du trajet (1).
 - A l'extrémité du guide d'ondes se trouve un cornet (3), qui éclaire la surface de la grande plaque ou du filet utilisé comme réflecteur (4);

Le champ électrique \vec{E}_0 formé à la surface provoquera des ondes électromagnétiques, qui se propageront dans l'espace. Le champ sur la surface du réflecteur peut varier en amplitude et en direction.

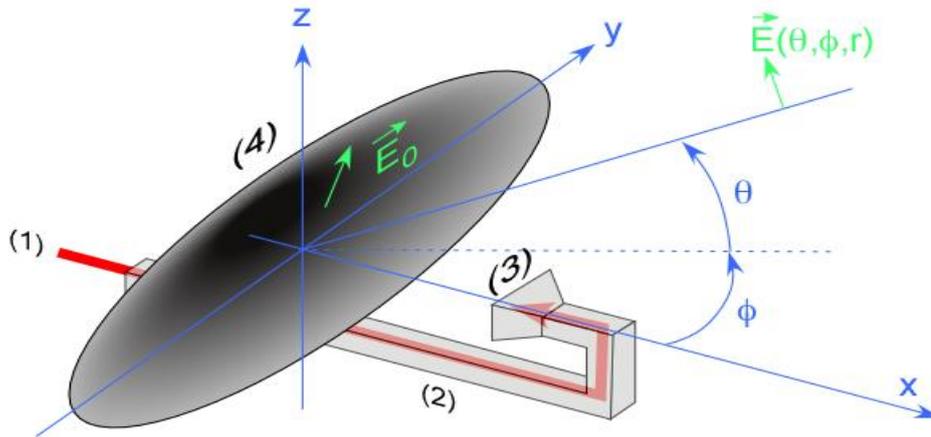


Figure 2.9. Antenne à ouverture typique [70]

Si la forme du "réflecteur" est parabolique, et si le cornet est situé au point focal de la parabole, la lumière réfléchiée par la surface émergera de l'ampoule d sensiblement parallèlement à la direction x vers l'infini. Le phare est situé au point focal d'un réflecteur parabolique en métal, qui peut réfléchir la lumière à longue distance. Cependant, contrairement aux phares de voiture, la taille de la surface formant le réflecteur est relativement petite par rapport à la longueur d'onde du signal transmis, il est donc impossible d'ignorer le phénomène de diffraction. Chaque point sur la surface du réflecteur rayonnera comme une source ponctuelle, et le champ total émis en un point est la somme cohérente de tous les champs infinitésimaux. Tout se passe dans le cas d'ondes diffractant à travers l'ouverture. Afin de mieux comprendre les propriétés physiques du phénomène, considérons la situation idéale suivante:

- L'ouverture est plate et rectangulaire, de dimensions L (sur l'axe y) et l (sur l'axe z);
- La surface métallique de l'ouverture à une bonne conductivité;
- Le champ électrique généré par l'angle à la surface de l'antenne a une direction constante et une amplitude constante \vec{E}_0 [70].

2.9.3 Antenne synthétique

Le radar à antenne latérale désigne un radar dont l'antenne est positionnée perpendiculairement à la route du porteur (avion ou satellite). Le porteur crée une observation de l'espace pendant l'exercice. Par conséquent, l'image radar bidimensionnelle est définie par la direction de propagation et le déplacement du porteur.

La résolution spatiale du radar, qui conditionne la finesse de l'image observée, est donc obtenue :

- Selon la résolution de distance du radar dans la direction perpendiculaire au mouvement du porteur;
- Déplacez-vous dans le sens de la largeur du lobe de l'antenne le long de la direction du mouvement du porteur.

Par conséquent, il est intéressant d'affiner le lobe de l'antenne pour obtenir des capacités de résolution plus élevées. L'approche d'antenne latérale synthétique réalise cette amélioration grâce à la corrélation cohérente des échos continus à une distance donnée lorsque le porteur se déplace [76].

2.10 Radar Doppler pour la surveillance des signaux vitaux

Dans le système radar Doppler utilisé pour surveiller les mouvements cardio-pulmonaires, Le récepteur doit distinguer le signal dans toute la mesure du possible Physiologie et sources de bruit. Dans un tel système, le rapport signal / bruit Le coût, le poids, la taille et la bande passante dépendent de l'architecture choisie. Ce chapitre présente les différentes techniques de conception de radar Doppler [77].

2.10.1 État de l'art

Étant donné que le système radar à ondes continues peut mesurer le mouvement et la vitesse Cibles précises, ces systèmes sont très adaptés pour mesurer le déplacement Inconfort thoracique dû aux battements cardiaques et à la respiration. Radar Doppler Au bout de quelques années, a commencé à mesurer la respiration et les mouvements cardiaques [70,78]. Le système proposé fonctionne en bande X et utilise des antennes cornées Dirigez l'énergie micro-ondes vers le haut du torse du sujet. Testez déjà Effectuez-le à une distance de 30 cm du lapin. Le même système est utilisé Circuit détecteur d'apnée et évalué sur un lapin et deux chats, tous L'anesthésie est passée Surveiller [79].L'apex cardiographie RF a été démontrée par Lin, et al [80] en utilisant unSystème fonctionnant à 2-GHz, placé à 3 cm au-dessus l'apex, et qui a permis de détecter Facilement les mouvements précordiaux. Depuis les années 1990, l'émetteur Le récepteur sépare le signal en utilisant le traitement du signal. Le signal de battement cardiaque du signal respiratoire est petit, de sorte que le sujet peut mesurer la fréquence cardiaque et le battement cardiaque sans retenir sa respiration. Peut mesurer le cœur et la respiration en même temps [81, 82, 83]. Ces émetteurs-récepteurs ont été utilisés pour détecter les signes vitaux des personnes et des athlètes olympiques. Chan et Lin [81] ont combiné l'amplification et le filtrage analogiques pour séparer les signaux vitaux. Le système de Greneker et al.a réussi à détecter les rythmes cardiaques et respiratoires des athlètes [82]. Une sorte de J. Seals et al. Utilisaient un récepteur avec une fonction de démodulation de phase en quadrature [83]. Récemment, Matsui et al. [84] a proposé un radar Doppler qui peut Mesurer l'insuffisance du flux sanguin et le choc chez les personnes atteintes d'hyperlipidémie Décombres ou dans des conditions dangereuses. Matsui et coll. [85] pH évalué Sang artériel par radar Doppler, grâce à la fonction de mesure de température, Déterminez le niveau de dioxyde de carbone et de monoxyde de carbone. Il existe d'autres travaux récents reliant cette technologie à Communication sans fil [86]. Une carte sans fil modifiée de LAN PCMCIA a été Employée pour détecter les fréquences cardiaques et respiratoires par Borique-Lubecke,Et al. [86]. Un module qui combine les signaux de transmission et de réflexion, c'est Détection des signes vitaux grâce au système téléphonique sans fil Écrit par Lubecke et al [87]. De plus, un radar ultra large bande a été proposé [88, 89]. Il utilise des impulsions d'une amplitude de 0,4 W et d'une fréquence centrale de 1 GHz. La fréquence cardiaque et la fréquence respiratoire ont été détectées à une distance de 1 m. Il est mesuré à 5 m.

2.10.2 Principe de fonctionnement

Si la poitrine du patient bouge à une vitesse $v(t)$ en m/s , alors La quantité de changement du signal réfléchi est appelée décalage Doppler, qui est défini comme L'équation suivante:

$$f_d = \frac{2f v(t)}{c} = \frac{2v(t)}{\lambda} \dots\dots\dots (2.4)$$

Dans cette équation (2.4), les différents paramètres sont définis ainsi:

f_d : fréquence de décalage Doppler en Hz.

f : fréquence transmise en Hz.

C : vitesse de propagation de signal dans l'air en m/s.

λ : longueur d'ondes du signal transmis en m.

Puisque le déplacement de la poitrine est un mouvement périodique $x(t)$, le décalage Doppler du signal réfléchi peut être décrit comme une modulation de phase Comme suit (voir figure 2.11):

$$\theta(t) = \frac{2f(2\pi x(t))}{c} = \frac{4\pi x(t)}{\lambda} \dots\dots\dots (2.5)$$

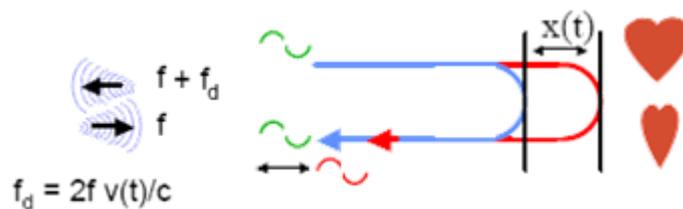


Figure 2.10. Décalage doppler [77]

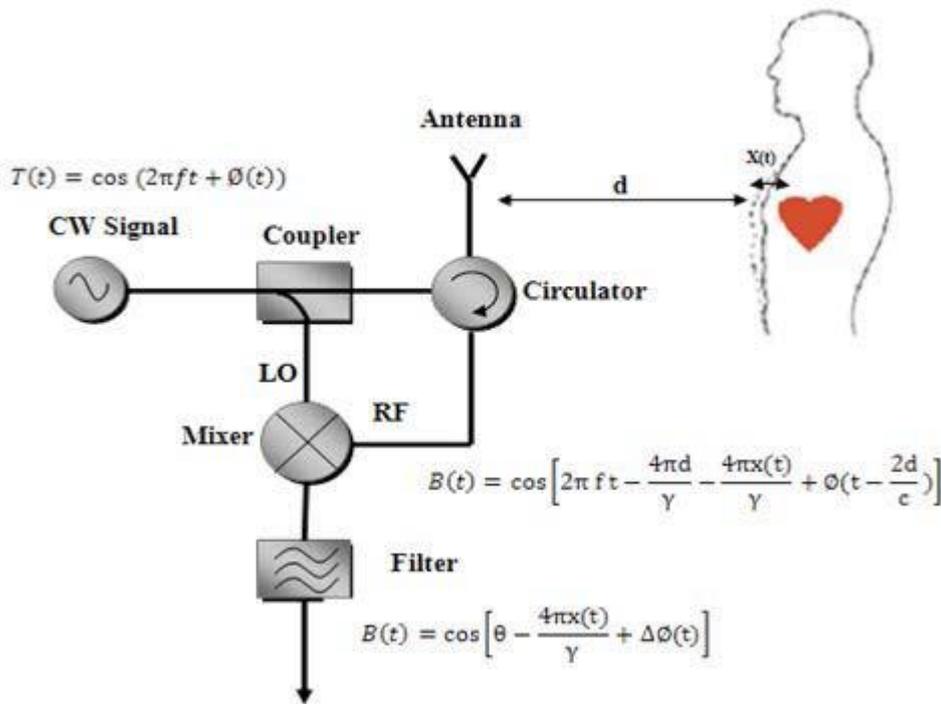


Figure 2.11. Schéma bloc d'un radar doppler [77]

Lorsque la poitrine d'une personne devient la cible, comme le montre la figure 2.12, La phase est modulée et proportionnelle au déplacement de la poitrine, permettant Détectez la fréquence respiratoire cardiaque. En ignorant les changements d'amplitude, les radars à ondes continues envoient généralement des signaux Ce qui suit :

$$T(t)=\cos(2\pi ft + \varphi (t)) \dots\dots\dots (2.6)$$

f étant la fréquence d'oscillation. Le déplacement de la poitrine du patient $x(t)$ est l'addition du mouvement lié au battement de cœur et du mouvement lié à la respiration.

Si le signal transmis est réfléchi par la poitrine du patient à une distance d_0 , un

Déplacement $x(t)$ donne la distance suivante entre l'émetteur et la peau du patient: [77]

$$d(t)=d_0+ x(t) \dots\dots\dots (2.7)$$

La distance entre l'antenne et la poitrine au moment de la réflexion est :

$$D(t = \frac{d(t)}{c}) \dots\dots\dots (2.8)$$

Par conséquent, le temps de propagation du signal transmis puis reçu s'écrit:

$$t_d = \frac{2d(t - \frac{d(t)}{c})}{c} = \frac{2(d_0 + x(t - \frac{d(t)}{c}))}{c} \dots\dots\dots (2.9)$$

Le signal au récepteur $R(t)$ est en retard de t_d par rapport au signal d'émetteur, avec

Son amplitude réduite A_R :

$$R(t) = A_R \cos[2\pi f (t - t_d) + \varphi(t - t_d) + \theta_0 \dots\dots\dots (2.10)$$

$$R(t)=A_R \cos [2\pi ft - \frac{4\pi d_0}{\lambda} - \frac{4\pi x(t - \frac{d(t)}{c})}{\lambda} + \varphi \left(t - \frac{2d_0}{c} - \frac{2x(t - \frac{d(t)}{c})}{c} \right) + \theta_0] \dots\dots\dots (2.11)$$

Où λ est la longueur d'onde ($\lambda = c / f$)

On suppose que :

- Le terme $\frac{d(t)}{c}$ dans $x(t - \frac{d(t)}{c})$ est négligeable devant t .
- Le terme $\frac{2x(t - \frac{d(t)}{c})}{c}$ est négligeable devant les autres termes.

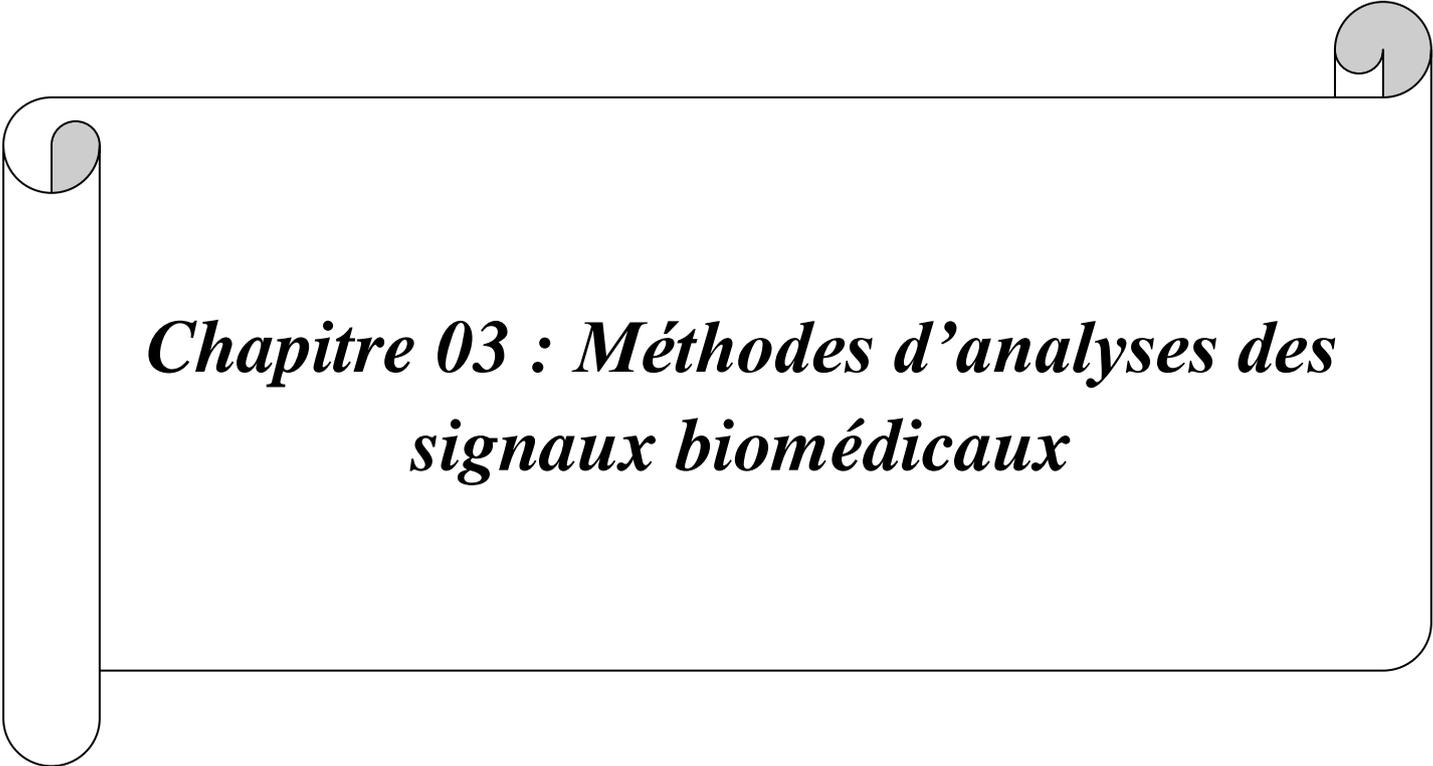
Donc le signal reçu peut s'écrire :

$$R(t) \approx A_R \cos \left[2\pi f t - \frac{4\pi d_0}{\lambda} - \frac{4\pi x(t)}{\lambda} + \varphi \left(t - \frac{2d_0}{c} \right) + \theta_0 \right] \dots\dots\dots (2.12)$$

Le signal reçu est semblable au signal transmis avec l'amplitude AR , avec en plus un retard de phase modulé selon le mouvement périodique de la poitrine. Pour déterminer le mouvement, la phase doit être détectée et démodulée dans le récepteur[77].

2.11 Conclusion

Dans ce chapitre, on a présenté les différents types de radars tout en rapportant leur théorie de base et leur principe de fonctionnement. Puis on a parlé sur bioradar qui est introduit en rapportant son principe de fonctionnement dans le domaine biomédical permettant de détecter les signaux biomédicaux. Le chapitre suivant consiste à présenter les méthodes de traitement de signaux biomédicaux permettant d'extraire les paramètres vitaux qui servent au monitoring de l'état de santé de patients.

A decorative border resembling a scroll, with rounded corners and a vertical strip on the left side. The scroll is outlined in black and has a light gray shadow on the top and right edges, giving it a three-dimensional appearance.

***Chapitre 03 : Méthodes d'analyses des
signaux biomédicaux***

3.1 Introduction

Ce chapitre consiste à présenter les méthodes de traitement de signaux biomédicaux permettant d'extraire les paramètres vitaux qui servent au monitoring de l'état de santé de patients.

3.2 Détection du rythme cardiaque

L'analyse de la variabilité de la fréquence cardiaque pour l'arythmie n'est significative que lorsque tous les intervalles RR et complexes QRS peuvent être détectés avec précision [90]. À cette fin, certaines études utilisent des techniques analytiques.

- L'étape de mise en forme du signal consiste à effectuer des opérations de traitement du signal pour obtenir une variable dont la valeur à un instant donné dépend de l'existence de QRS.
- Une étape décisionnelle qui analyse l'évolution de cette variable dans le temps et dérive de l'analyse des variables binaires liées à l'existence de complexes QRS à un instant donné.

Ce qui suit décrit les méthodes les plus courantes pour détecter la fréquence cardiaque à partir des signaux ECG et fournit des solutions pour effectuer des étapes de mise en forme et des étapes de prise de décision.

3.2.1 L'algorithme de Pan&Tompkins

L'algorithme de Pan & Tompkins [91] est considéré comme une méthode de référence dans le domaine de la détection de complexes QRS dans les signaux ECG, et de nombreuses variantes de ce dernier peuvent être trouvées, telles que Hamilton & Tompkins qui a été proposé dans [92]. Le schéma fonctionnel est représenté sur la figure 3.1, basé sur 4 étapes de mise en forme du signal (filtrage passe-bande, dérivation, intégration de somme carrée) et étapes de prise de décision.

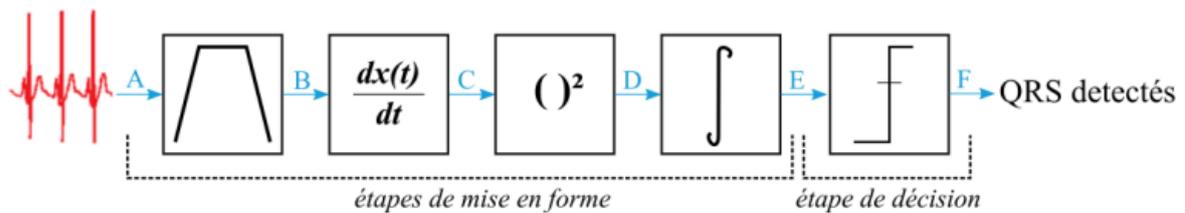


Figure 3.1. Schéma bloc de l'algorithme de pan&Tompkins [92]

Etape de mise en forme 1 : Filtre passe-bande :

Le premier étage de mise en forme est un filtre passe-bande avec une bande passante de 6 Hz réglée sur -3 dB, centrée sur 8 Hz, comme illustré à la Figure 3.2. Par conséquent, il filtre les ondes complexes QRS interférentes dont le spectre de fréquence est concentré en dessous de 5 Hz, telles que les fluctuations de la ligne de base, les ondes T (qui peuvent être confondues avec les QRS), les ondes P et certains signaux EMG.

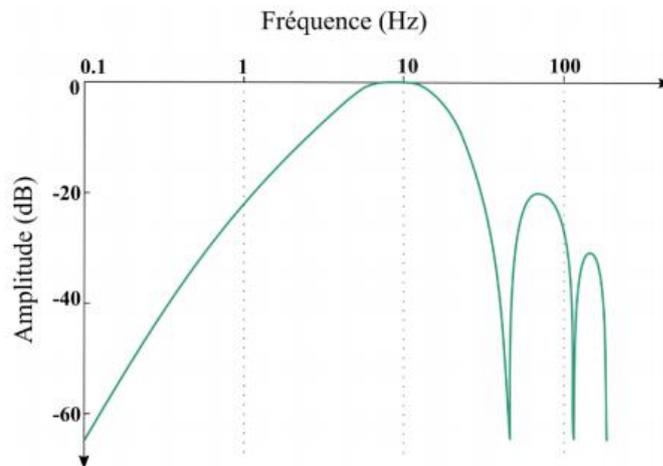


Figure 3.2. Diagramme de Bode en amplitude du filtre passe-bande utilisé par l'algorithme de Pan & Tompkins. [92]

Etape de mise en forme 2 : Dérivateur :

La deuxième étape de mise en forme consiste à calculer la dérivée première pour extraire la pente du signal ECG. Par conséquent, l'algorithme Pan & Tompkins n'analyse pas l'amplitude du signal pour déterminer la présence de QRS, mais son taux de variation. En fait, en observant l'onde PQRST, par rapport à d'autres ondes, le groupe d'ondes QRS a provoqué des changements plus importants et rapides.

Etape de mise en forme 3 : Etape de mise au carré :

La troisième étape de mise en forme consiste à mettre au carré la dérivée du signal ECG filtré, ce qui permet un redressement et est donc insensible à la polarité du signal ECG. Cependant, cela permet également d'afficher des amplitudes plus fortes de la faible amplitude du signal ECG en augmentant le "contraste" entre le bruit supposé faible et le signal utile supposé fort d'une certaine manière. C'est donc une transformation non linéaire.

Etape de mise en forme 4 : Intégrateur glissant :

La quatrième étape de mise en forme implique l'intégrale glissante du signal précédemment obtenu. Cette intégration permet donc de détecter l'énergie de la dérivée du signal ECG dans un laps de temps défini par la durée de la fenêtre d'intégration utilisée. La largeur de la fenêtre d'intégration doit donc être judicieusement choisie car une fenêtre trop large engendre un seul saut d'énergie pour plusieurs complexes QRS et une fenêtre trop étroite engendre plusieurs sauts d'énergie pour un même QRS. Dans l'algorithme de Pan&Tompkins [91], la largeur de la fenêtre d'intégration a été fixée de façon empirique à 150ms.

Etape de décision : Comparateur à seuils adaptatifs :

La dernière étape utilisée dans [91] consiste en un comparateur à deux seuils adaptatifs, l'un pour définir le bruit et l'autre pour indiquer la présence réelle du complexe QRS. Cependant, l'algorithme a une certaine intelligence car il peut détecter des complexes QRS entre ces deux seuils. Les valeurs initiales du seuil THRESHOLD I1 et bas THRESHOLD I2 sont représentées en rouge et en vert sur la

figure 3.3, respectivement, et sont calculées lors de la première analyse du signal. Ensuite, lorsque les signaux de l'intégrateur changent, leurs valeurs sont recalculées, comme le montre la figure 3.3, en fonction du maximum local détecté dans l'intervalle de temps défini. De plus, ces seuils peuvent également être modifiés selon que la fréquence cardiaque est irrégulière.

Performances de l'algorithme :

L'évaluation des performances de cet algorithme se fait à l'aide de deux indicateurs. Le premier est appelé ici « taux de détection » pour mesurer le fait que tous les QRS ont été détectés, et le second est appelé ici « taux d'erreur de temps ». Mesure le fait que les QRS ont été détecté au bon moment. Une étude comparative [93] a montré que parmi tous les algorithmes de détection des complexes QRS, l'algorithme de Pan & Tompkins était celui avec le meilleur taux de détection. Cependant, Pan & Tompkins est également apparu dans ce L'algorithme est l'algorithme avec le taux d'erreur de temps le plus élevé. Selon la littérature, ce phénomène semble être lié à l'utilisation d'un différentiateur, qui produit des passages par zéro du signal de sortie, et ils peuvent correspondre à la valeur maximale de l'onde R, qui est définie ici comme un instant. C'est le moment où le rythme cardiaque s'arrête. Cela arrive.

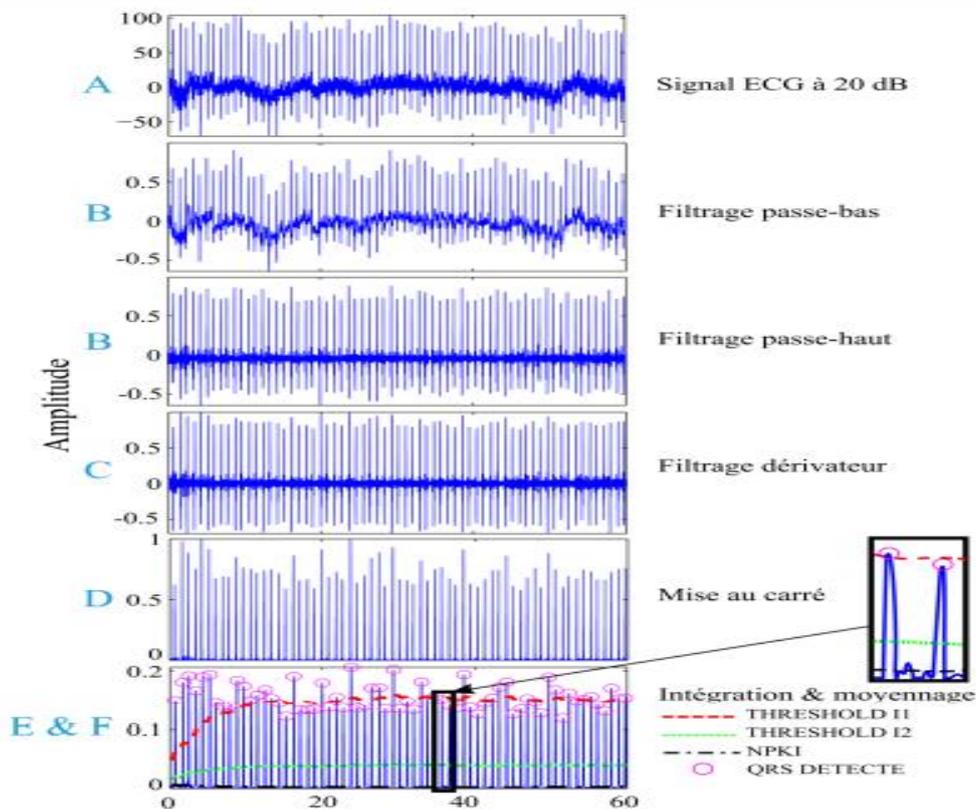


Figure 3.3. Exemple de signaux en sortie de chacun des étages de l'algorithme de Pan & Tompkins [93]

3.2.2 Les algorithmes basés sur la transformée de Hilbert

Afin de réduire le taux d'erreur temporelle, une solution consiste à associer la dérivation utilisée dans l'algorithme de Pan Tompkins à la transformée de Hilbert (TH), qui est une transformation linéaire qui

étend le signal réel dans le domaine complexe [93]. Son expression mathématique dans le domaine continu est définie par l'équation suivante :

$$TH = [s(t)] = \frac{1}{\pi} \int_{-\infty}^{+\infty} \frac{S(\tau)}{t-\tau} \cdot d\tau \dots \dots \dots (3.1)$$

Où [s (t)] représente le signal d'entrée, voici le signal ECG filtré et dérivé. Par exemple, la transformée de Hilbert de la fonction cos (ωt) est égale à la fonction sin (ωt), elle revient donc au mécanisme selon lequel les harmoniques retardent la phase du signal de π/2. La transformée de Hilbert ne change que la phase sans introduire d'atténuation. La représentation du signal ECG avec dérivée et transformée de Hilbert appliquée est illustrée à la figure 3.4. Il semble que cette transformation puisse améliorer la précision du temps de détection. En effet, le déphasage introduit par la dérivée et la transformée de Hilbert est égal à -π/2 dans le domaine harmonique (la dérivée de la fonction sin (ωt) est la fonction cos (ωt)), qui est la compensation introduite par la transformée de Hilbert. Par conséquent, la valeur maximale locale du signal ECG correspondant à la valeur maximale de l'onde R est bien synchronisée avec la valeur maximale locale dérivée de la transformée de Hilbert de l'ECG.

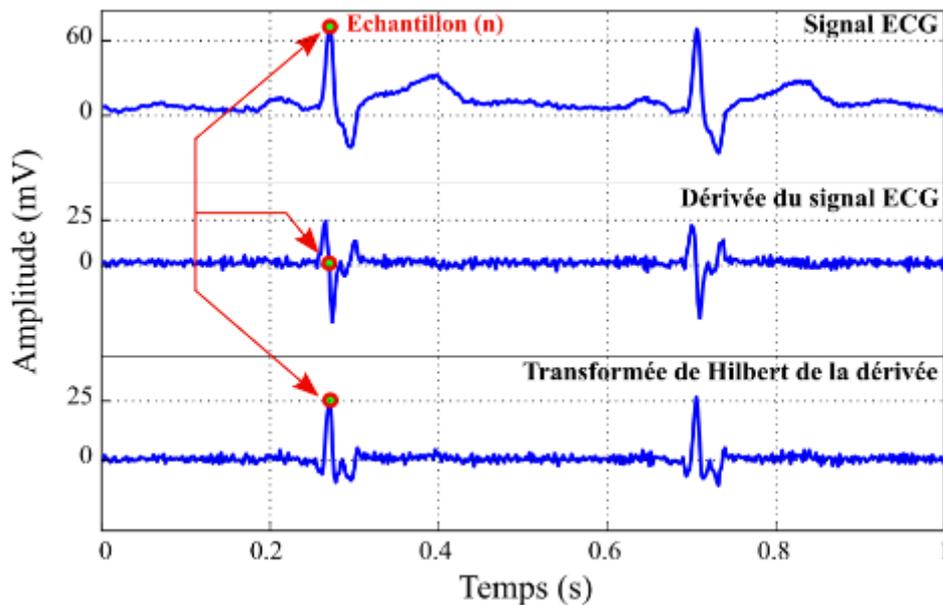


Figure 3.4. Représentation d'un signal ECG, de sa dérivée première et de la transformée de Hilbert de cette dérivée [93]

La figure (3.5) [93] [94] montre une série de détections de battements cardiaques à partir de signaux ECG et en utilisant la transformée de Hilbert. Comme pour l'algorithme Pan & Tompkins, la première étape consiste à effectuer un filtrage passe-bande puis à contourner. La dérivation en temps discret principalement utilisée dans cette application est définie par la relation suivante :

$$y(n) = \frac{1}{2.T_e} [x(n + 1) - x(n - 1)] \dots \dots \dots (3.2)$$

Où n est la période d'échantillonnage utilisée par l'indice Te de l'échantillon courant. Il s'agit alors d'un problème de dérivée central, car il évite le décalage de demi-échantillon obtenu lors du calcul de la dérivée à partir de deux points adjacents. Ensuite, l'étape suivante n'est pas d'amplifier le signal par une transformation non linéaire (comme la mise au carré dans l'algorithme Pan & Tompkins), mais de

comparer la transformée de Hilbert avec un seuil adaptatif, qui est calculé en fonction de ses changements. Valeur quadratique moyenne. Un exemple de calcul de ce seuil adaptatif est fourni dans [93]. Enfin, un deuxième comparateur avec une valeur seuil adaptative égale à 90 % de la valeur seuil du premier comparateur est utilisé. Lorsque la fréquence cardiaque chute de plus de 50 % (ce qui ne devrait généralement pas se produire), il peut effectuer une deuxième analyse, réduisant ainsi le nombre de complexes QRS non détectés [95].

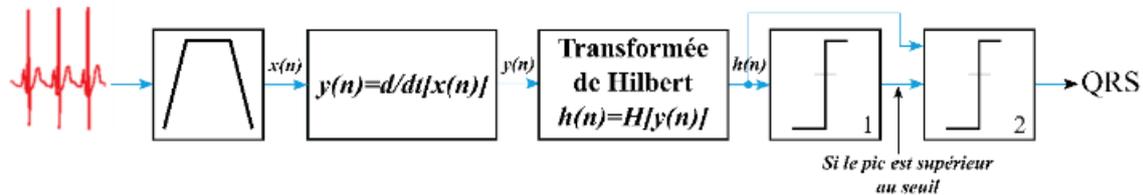


Figure 3.5. Schéma bloc de l'algorithme utilisant la transformée de Hilbert pour la détection des complexes QRS [95]

Enfin, différentes variantes de l'algorithme ont été proposées dans la littérature, comme impliquant une dérivée deux par deux au lieu de la dérivée centrale [93], voire l'insertion d'un étage carré entre le dérivateur et la transformée de Hilbert. On constate également qu'un détecteur d'onde T a été ajouté à la sortie de la chaîne de traitement pour réduire les fausses détections [93]. Comparaison de l'algorithme de Pan & Tompkins avec [93] L'algorithme basé sur la transformée de Hilbert montre que l'algorithme de Pan & Tompkins a toujours le meilleur taux de détection, mais l'algorithme utilisant la transformée de Hilbert a un taux d'erreur de temps plus faible.

3.2.3 Les algorithmes basés sur la transformée en ondelettes

En 1822, le mathématicien J. Fourier a démontré que toute fonction périodique peut être exprimée comme la somme infinie de fonctions exponentielles complexes périodiques, ou en d'autres termes, le cosinus dans l'espace réel. Par conséquent, la transformée de Fourier (TF) est un outil mathématique qui permet l'extraction de toutes les composantes fréquentielles du signal (t) en utilisant la relation suivante :

$$TF [s(t)] = \int_{-\infty}^{+\infty} s(t)e^{-i2\pi ft} dt \dots\dots (3.3)$$

Ainsi, pour obtenir des informations relatives à l'apparition ou à la disparition de composantes fréquentielles par exemple, la première méthode consiste à calculer la transformée de Fourier en liant l'intégrale à un glissement de fenêtre temporelle. Cependant, la résolution des informations temporelles est inversement proportionnelle à la résolution fréquentielle. En effet, si la fenêtre considérée est étroite, la résolution fréquentielle en lecture est plus faible ; et si la fenêtre est plus large, la résolution des informations temporelles est plus faible [93] [94]. Pour pallier ce problème, d'autres méthodes permettant l'extraction « simultanée » des composantes fréquentielles et de leurs informations temporelles ont été proposées. En particulier, on peut citer la transformée en ondelettes, qui permet d'apporter une solution au problème de résolution temps-fréquence pour détecter des QRS complexes dans des signaux ECG. Un exemple de décomposition en ondelettes de signaux ECG est illustré à la figure (3.6). Dans cet exemple, l'onde PQRST a été décomposée en deux ondes sinusoïdales et un signal en dents de scie avec des fréquences et des amplitudes différentes. Ainsi, les composantes fréquentielles à trouver sont limitées à trois formes différentes, ce qui permet d'améliorer la résolution temporelle du temps où elles apparaissent. Pour cela, une fenêtre balaie le signal dans le sens de translation b représenté sur la figure (3.7) et en extrait l'information temporelle requise, puis la

largeur α de la fenêtre peut être modulée en fonction de l'ondelette à rechercher. Chaque ondelette nécessite une fréquence différente résolution.

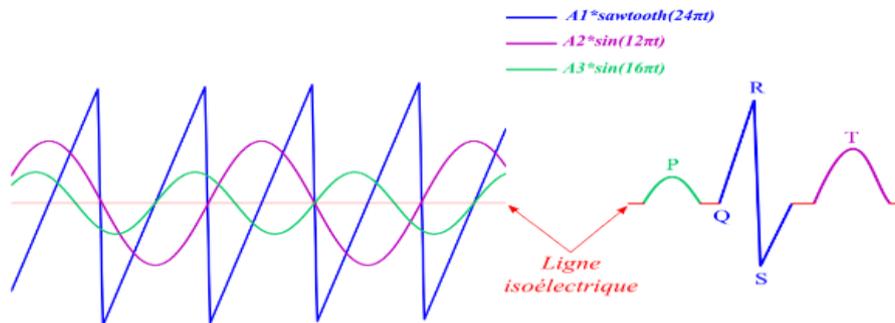


Figure 3.6. Reconstitution par des ondelettes des PQRST d'un signal ECG [95]

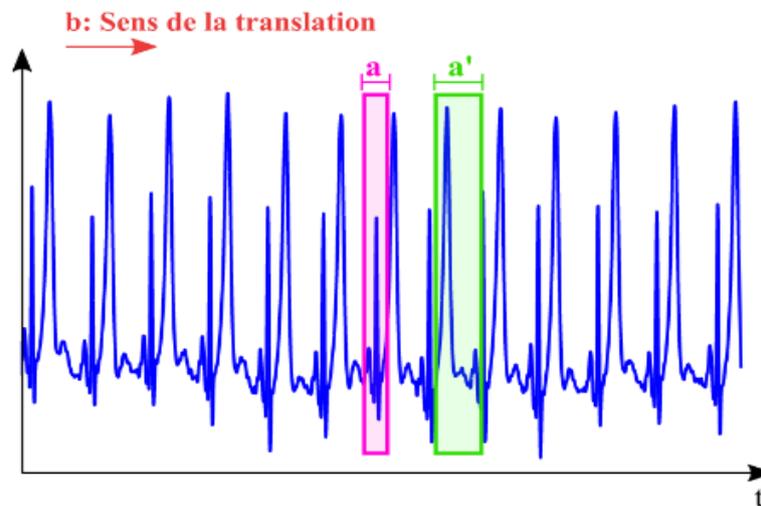


Figure 3.7. Représentation de deux fenêtres pour effectuer des transformées en ondelettes [95]

Par conséquent, la transformée en ondelettes peut diviser les composants du signal en plusieurs bandes de fréquences, qui sont généralement testées sur des signaux apériodiques ou des signaux avec des caractéristiques non stationnaires (espérances mathématiques liées au temps), tels que les signaux ECG. Par conséquent, par rapport à la transformée de Fourier, l'intérêt d'utiliser des transformées en ondelettes réside dans le niveau de choix d'un grand nombre d'ondes utilisables pour l'analyse, et ce choix est limité à la seconde onde sinusoïdale [95].

3.2.4 Le prétraitement de signal ECG

Le signal ECG est soumis à une série d'interférences, qui sont causées par les mouvements ou la respiration du patient, l'activité électrique musculaire du patient, la mauvaise position des électrodes et l'interférence avec le réseau électrique. Tous ces phénomènes indésirables conduiront à une dégradation de la qualité. Étant donné que le signal ECG sera enregistré, il est difficile de le traiter automatiquement, c'est pourquoi, dans la plupart des cas, il est très nécessaire d'effectuer un traitement préliminaire sur le signal [96].

Lors de l'étape de prétraitement, l'objectif principal est de filtrer les signaux utiles des bruits nuisibles. Dans l'électrocardiogramme, ces bruits ont été bien identifiés, mais certains d'entre eux ont la particularité de se chevaucher avec la bande spectrale ECG, ce qui les rend parfois difficiles à filtrer. Étant donné que le signal ECG est un signal contenant plusieurs composantes spectrales, il est également instable et est souvent affecté par le bruit lié au signal (par exemple, des artefacts musculaires). Pour cette raison, l'analyse multi résolution s'avère être un outil plus adapté pour le traitement. Ainsi, La plupart des travaux récents tendent à utiliser un filtrage basée sur la transformée en ondelettes [97].

3.2.5 Les méthodes de filtrage linéaire et non linéaire

3.2.5.1 Filtrage non linéaire

A)- Les ondelettes :

La transformée de Fourier (TF) est une transformation mathématique qui permet le transfert du domaine temporel au domaine fréquentiel. Elle peut être appliquée aux signaux non stationnaires, tels que les signaux bioélectriques (ECG, EEG, EMG, etc.), mais elle ne s'applique qu'aux signaux stationnaires dont les caractéristiques de fréquence ne changent pas avec le temps. La transformation en ondelettes est une méthode d'analyse du contenu du signal basée sur la fréquence du signal. Ce sont des méthodes d'échelle de temps qui permettent de décomposer et d'étudier le signal dans différentes bandes de fréquences. Dans ce cas, une fenêtre, appelée ondelette mère, a une largeur variable. Leur objectif est d'obtenir des résultats plus précis en fonction du type de avec :

$$T_0(a, b) = \int f(t)\Psi_{a,b}(t)dt \quad \text{et} \quad \Psi_{a,b}(t) = \frac{1}{\sqrt{a}}\Psi\left(\frac{t-b}{a}\right) \dots\dots\dots (3.4)$$

Le coefficient d'ondelettes $T_0(a, b)$ dépend de deux paramètres a et b , où a est le facteur d'échelle et b est le facteur de translation. Ces fonctions sont obtenues à partir du développement et de la translation de la fonction ondelette mère. Nous n'avons pas l'intention d'approfondir les fondements théoriques et mathématiques de la construction d'ondelettes, car leurs détails sont très détaillés.

La transformation en ondelettes est divisée en deux catégories :

- transformée en ondelettes continue (ContinuousWaveletTransform (CWT))
- Transformée en ondelettes discrète (DiscreteWaveletTransform (DWT))

La principale différence entre ces deux catégories est que CWT opère sur toutes les valeurs continues de fréquence et de temps, tandis que DWT opère sur un sous-ensemble spécifique défini sur l'ensemble de toutes les valeurs discrètes de fréquence et de temps [98].

L'un des avantages de l'ondelette est que sa puissante capacité peut supporter presque simultanément plusieurs opérations de traitement du signal numérique (fenêtrage-débruitage-détection-filtrage et reconstruction du signal) [99].

3.2.5.2 Filtrage linéaire

A)- Le filtre passe-bas

Un filtre passe-bas est un dispositif qui présente une réponse en fréquence relativement constante (gain fixe) aux basses fréquences et un gain décroissant aux fréquences supérieures à la fréquence de

coupure. L'atténuation rapide dépend plus ou moins de l'ordre du filtre. Idéalement, le filtre passe-bas doit avoir un gain unitaire (ou un gain fixe) aux basses fréquences et un gain nul aux fréquences supérieures à la valeur de coupure " f_0 ":

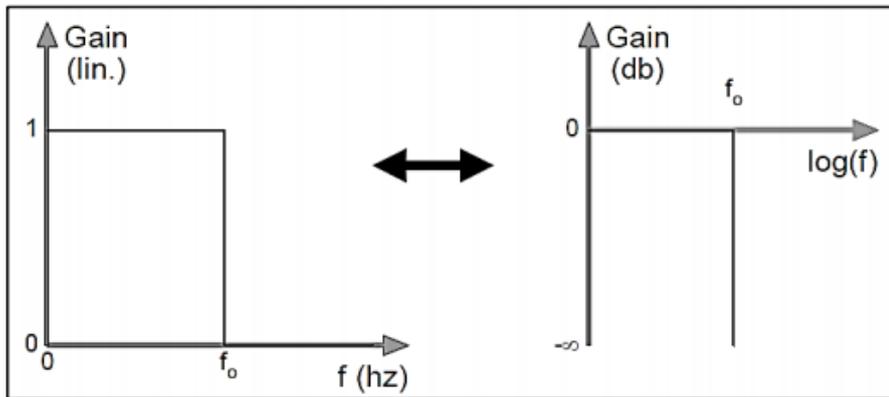


Figure 3.8. Filtre passe-bas pour réduire l'amplitude des composantes de fréquences supérieures à la celle de la coupure [100]

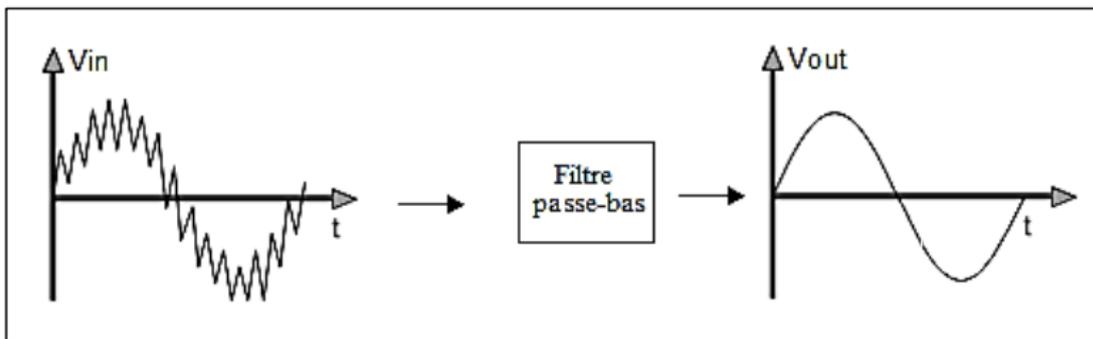


Figure 3.9. Un filtre passe-bas

Un filtre pass-bas permet de diminuer les ondulations de la ligne de base secondaire à la respiration (figure 3.9), mais il entraîne généralement une déformation du signal, et il est inefficace lors de variations brutales d'amplitude (bruits haute fréquence) [100].

B)- Filtrage et synthèse de filtres [101]

- **Filtrage**

Le filtrage du vecteur x par le filtre numérique défini par a et b est effectué par :

```
>> y = filter (b,a,x);
```

- **Synthèse filtres RIF**

Il existe de nombreuses méthodes de synthétiser des filtres FIR proches des filtres idéaux:

- **Troncature de la Réponse Impulsionnelle**

La fonction `fir1` synthétise un filtre FIR simple (défini par une seule bande passante ou coupure) en tronquant et fenêtrant la réponse impulsionnelle d'un filtre numérique idéal [102]

```
>>h = fir1(n,fn,type>window) ;
```

– n est l'ordre du filtre (longueur de la RI moins un).

– Les fréquences fn sont normalisées par rapport à la fréquence de Nyquist

($fn = f / (f_e / 2)$, $0 \leq fn \leq 1$). fn indique la fréquence de coupure pour les passe-bas et passe-haut, et les fréquences de coupures basse et haute pour les passe-bande et coupe-bande.

– La chaîne de caractère `type` précise le type de filtre. 'High' pour passe-haut, 'stop' pour coupe-bande, `type omis` pour les passe-bas et passe-bande.

Une vectrice fenêtre de longueur $n + 1$ correspond à la fenêtre considérée (la fenêtre de Hamming par défaut). Les fonctions Matlab qui peuvent être utilisées pour créer des fenêtres incluent: `bartlett`, `blackman`, `boxcar` (rectangle), `chebwin` (chebychev), `Hamming`, `hanning`, `kaiser`, `triang`(triangulaire).

- **Echantillonnage de la Réponse en Fréquence**

La fonction `fir2` synthétise un filtre RIF par échantillonnage de la réponse en fréquence du filtre analogique idéal et fenêtrage de la réponse impulsionnelle du filtre ainsi construit [103-104]

```
>>h = fir2(n,fn,m>window) ;
```

– n est l'ordre du filtre (longueur de la RI moins un).

– fn est le vecteur des fréquences normalisées ($0 \leq fn \leq 1$) définissant le filtre idéal comme linéaire par morceaux.

– m est le vecteur des amplitudes, aux fréquences données par fn , de la réponse en fréquence du filtre idéal.

- **Moindres Carrés**

La fonction `firls` synthétise un filtre RIF approchant au mieux, au sens des moindres carrés (norme L_2), la réponse en fréquence du filtre analogique idéal.

```
>>h =firls(n,fn,m) ;
```

– n est l'ordre du filtre (longueur de la RI moins un).

– fn est un vecteur qui définit la fréquence normalisée ($0 \leq fn \leq 1$) du filtre idéal. A noter que contrairement à `fir2`, ces fréquences sont prises deux par deux en `firl`, il est donc possible de définir la bande de fréquence (bande de transition) où le filtre idéal n'est pas spécifié.

– m est le vecteur des amplitudes de la réponse en fréquence du filtre idéal aux fréquences fn .

3.2.6 Périodogramme

Le périodogramme est un estimateur de la DSP basé sur la Transformée de Fourier Discrète (TFD) qui est donnée par l'équation (1). La DSP estimée est le module de la TFD du signal à analyser :

$$X(m) = \sum_{n=0}^{N-1} x(n) e^{-j2\pi \frac{mn}{N}}$$

La TFD peut être calculée par la fft qui est un algorithme rapide d'une structure dyadique. La Transformée de Fourier Rapide (TFR) d'un signal $x(n)$ peut être calculée par la fonction MATLAB selon la syntaxe suivante :

$$X = \text{fft}(x, N)$$

Avec x est le signal à analyser, N est le nombre d'échantillons sur lequel est calculée la fft et X est le vecteur complexe contenant les coefficients sinusoidaux.

Le paramètre n est optionnel et est utilisé pour modifier la longueur des données à analyser: si

$N < \text{length}(x)$, alors l'analyse est effectuée sur les n premiers échantillons; ou bien, si $n > \text{length}(x)$, alors x est complété par des zéros afin qu'il soit d'une longueur égale à n .

Le temps de calcul dépend de la longueur du signal et est meilleur si ce nombre d'échantillons est puissance de 2. Par exemple, sur une même machine, la FFT d'un signal de 4096 échantillons dure environ 2, 1 secondes, mais ça nécessite 7 secondes si le signal est de 4095 échantillons, et 58 secondes si la séquence est de 4097 points. Il est alors judicieux que la longueur de la séquence à traiter par un algorithme FFT soit une puissance de 2, Il est à noter que ces temps de calcul sont

Effectué sur une même machine afin d'assurer la cohérence de la comparaison. Ce temps de calcul change évidemment selon la machine utilisée pour effectuer le calcul [105].

L'amplitude du spectre de puissance est obtenue en appliquant la fonction `abs`, qui permet de calculer le module du vecteur complexe X :

$$\text{Magnitude} = \text{abs}(X)$$

La phase du spectre de puissance est calculée par la fonction `angle` :

$$\text{Phase} = \text{angle}(x).$$

3.2.7 Périodogramme moyenné

Afin d'améliorer les performances de l'estimateur précédent, nous avons calculé les périodogrammes de plusieurs signaux indépendants. Les ondes sinusoidales de différents signaux sont les mêmes, mais le bruit de chaque implémentation est indépendant. Calculez ensuite la moyenne des différents périodogrammes. Cette méthode réduit la variance d'un facteur égal au nombre de périodogrammes calculés [105].

3.2.8 Estimateur de Welch

La méthode de Welch utilise une fenêtre glissante pour calculer plusieurs périodogrammes à partir d'un seul signal. Il s'agit d'une fenêtre rectangulaire, beaucoup plus petite que la taille de la forme d'onde glissante d'un échantillon à l'autre. Cette méthode réduit le biais de l'estimateur.

3.3 Analyse temps-fréquence

L'une des solutions les plus intuitives consiste à associer une série de transformées de Fourier à court terme (STFT: Short-Time Fourier Transform) à des signaux non stationnaires en essayant d'adapter la fenêtre d'observation continue aux changements de la structure du signal. Ainsi, l'hypothèse de stationnarité est partiellement satisfaite. Le but de l'analyse temps-fréquence est de fournir une description plus détaillée du signal et de révéler le changement temporel de son contenu fréquentiel [106].

3.3.1 Spectrogramme

Obtenez chaque T.F pour une valeur donnée de t . Distribution $STFT_x$, Un spectrogramme appelé $x(\tau)$, qui fournit des informations sur la quantité d'énergie présente dans le signal à proximité de la fréquence f et au temps t . Le spectrogramme définit une fonction positive et provoque un lissage énergétique instantané En temps et en fréquence [106].

3.3.2 Transformée de Fourier à court terme (STFT)

- Analyser le segment de signal par segment (ou fenêtre par fenêtre).
 - La longueur du segment est constante et il faut s'assurer qu'une partie du signal de fenêtre est fixe.
 - La TF de chaque partie de signal fenêtré est calculé comme suit (le centre de la fenêtre est à l'instant τ):

$$STFT_x^w(T, f) = \int_{-T}^T x(t) \cdot w^*(t - \tau) \cdot e^{-j2\pi f t} dt$$

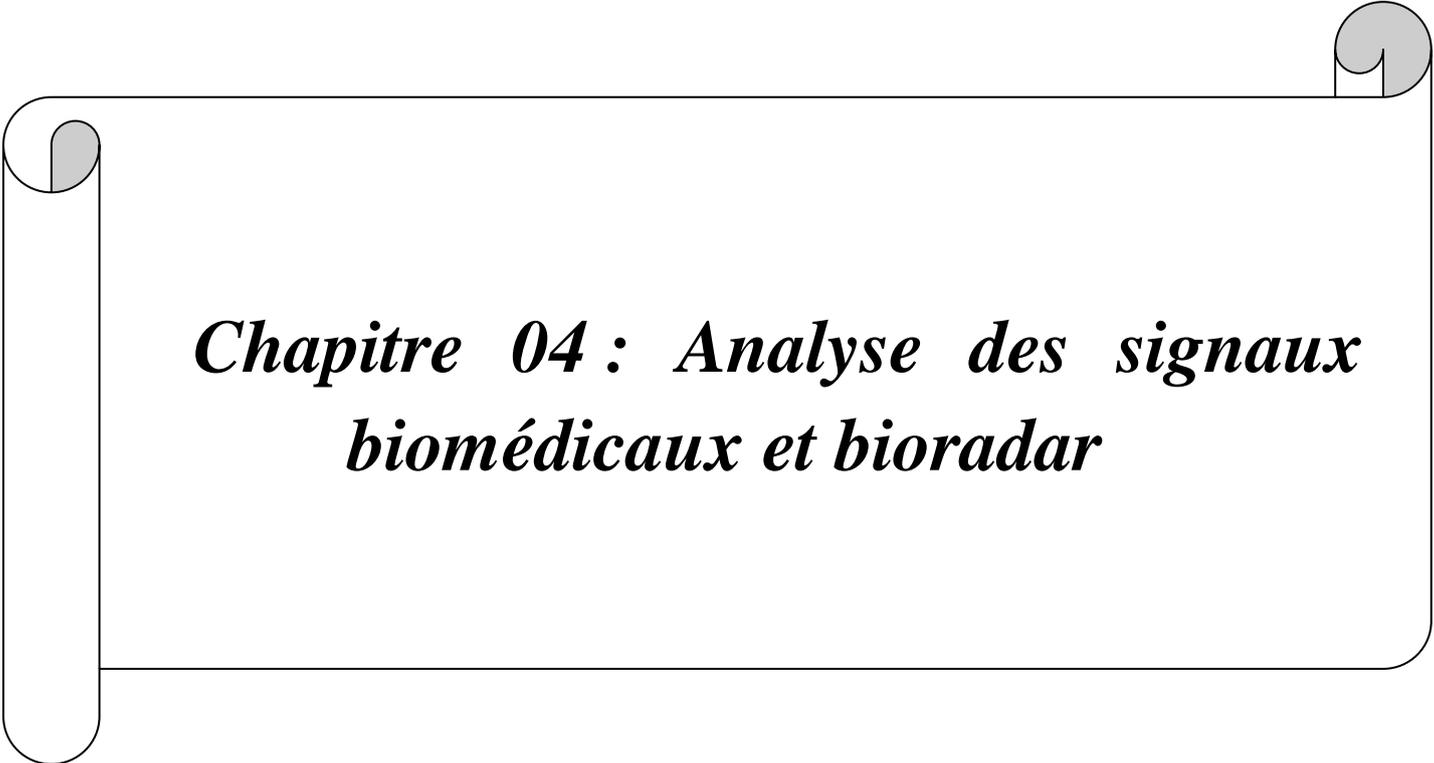
- Une fenêtre de largeur T et τ comme centre peut extraire une partie du signal w^* représente le nombre complexe conjugué de w .
- L'analyse fournit une représentation temps-fréquence du signal [106].

3.3.3 STFT- Compromis

- Dans la fenêtre d'analyse, STFT traite implicitement les signaux non stationnaires comme une série de situations quasi stationnaires.
- La résolution temporelle de cette analyse est fixée par la largeur de la fenêtre, et la résolution fréquentielle est fixée par la largeur de sa transformée de Fourier. Pour les signaux très instables, une bonne résolution temporelle est requise, ce qui oblige à utiliser une fenêtre plus courte pour travailler, limitant ainsi la résolution en fréquence.
- L'analyse de fréquence fine nécessite une large fenêtre, le résultat est de faire la moyenne de la contribution de fréquence sur la durée de la fenêtre et de réduire la résolution temporelle [106].

3.4 Conclusion

Dans ce chapitre, on a présenté les méthodes de traitement de signaux biomédicaux permettant d'extraire les paramètres vitaux qui servent au monitoring de l'état de santé de patients. Le chapitre suivant consiste à présenter la base de données à traiter en détails et étudiée à travers les résultats obtenus à partir du traitement des signaux.

A decorative border resembling a scroll, with a grey shaded area on the left side and a grey circular element at the top right corner.

***Chapitre 04 : Analyse des signaux
biomédicaux et bioradar***

4.1 Introduction

L'objectif de ce projet de fin d'études est d'étudier la corrélation entre les signaux biomédicaux d'origine cardiaque acquis à travers des techniques classique d'un côté, et les paramètres vitaux extrait des signaux bioradar ciblant l'activité cardiaque d'un autre côté.

Le paramètre vital principal en relation avec l'activité cardiovasculaire que nous avons étudié dans ce projet de fin d'études est le rythme cardiaque. En effet, le rythme cardiaque est un paramètre à monitorer pour les sujets atteints d'arythmie cardiaque. L'arythmie cardiaque, sous sa forme de bradycardie ou tachycardie, est un élément fondamental lors d'un diagnostic médical établi par un cardiologue envers un patient.

Dans ce chapitre, dédié pour l'analyse des signaux biomédicaux et signaux bioradar, nous présenterons les résultats de traitement numérique accompli, tout en ayant comme objectif de montrer la corrélation entre les signaux bioradar et les signaux biomédicaux, à savoir les signaux Electrocardiogramme (ECG), de respiration, et de la pression artérielle.

La détection par radar des paramètres vitaux gagne en popularité dans les travaux de recherche scientifique. Le monitoring continu sans contact du rythme cardiaque et de la respiration ne se limitent pas aux hôpitaux, mais incluent également les soins à domicile et la surveillance de conducteurs de véhicules. Les méthodes de référence pour la surveillance du rythme cardiaque, à savoir le signal Electrocardiographique (ECG) et le signal photopléthysmographique (PPG) qui permet de mesurer la saturation en oxygène, présentent l'inconvénient de nécessiter un contact persistant avec la peau du sujet. Lorsque les électrodes sont manipulées, cela restreint la mobilité ou provoque de fausses mesures.

Étant donné que les vêtements et les matelas sont invisibles au radar, ils peuvent être utilisés dans les lits, les fauteuils et les sièges de véhicule pour surveiller en permanence les signes vitaux sans toucher la personne, limiter sa mobilité ou diminuer son confort. Le radar fournit une surveillance rapide dans les aéroports ou une surveillance à long terme des individus sans avoir à entrer en contact étroit avec eux dans le scénario actuel de pandémie, dans lequel le maintien d'une distance minimale est une stratégie vitale pour se prémunir contre une probable infection.

4.1.1 Le système Radar

Le radar utilisé lors de la mesure est basé sur une conception d'antenne bistatique ([Figure 4.1](#)). Les faisceaux d'antenne ont un angle d'inclinaison de 10° pour l'émission (TX) et la réception (RX),

respectivement, avec un point focal de 40 cm. Au centre du système, entre les deux antennes, se trouve un laser de positionnement. Ce laser de classe 1 émet une projection sur le haut du corps du sujet de test, ce qui permet d'aligner facilement le point de mise au point du système.

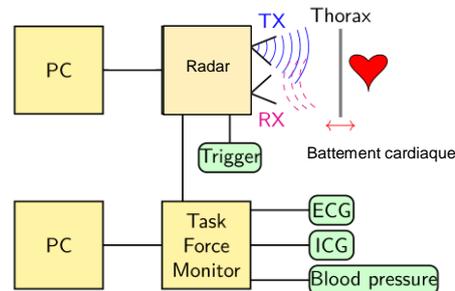


Figure 4.1. Système de mesure des signaux bioradar

Un mouvement devant l'antenne crée un déphasage $\Delta\varphi$ détectable entre les signaux TX et RX, qui peut être traduit en un décalage de déplacement Δx en utilisant la longueur d'onde λ connue du signal TX, comme exprimée en (4.1)

$$\Delta x = \frac{\Delta\varphi}{2\pi} \cdot \frac{\lambda}{2} \quad (4.1)$$

4.2 Données

Le radar peut être utilisé pour évaluer les paramètres vitaux à distance, et ce à travers des vêtements ou même un matelas. Cela rend la surveillance continue dans les milieux hospitaliers ou à domicile une expérience très confortable. Les données traitées sont enregistrées sur une durée de 24 heures synchronisées d'un radar et d'un appareil de référence. Le système radar à ondes continues déployé utilise la technologie à six ports et fonctionne dans la bande ISM (Industrial, Scientific, and Medical) à 24 GHz.

L'appareil de référence enregistre simultanément des électrocardiogrammes, des cardiogrammes d'impédance et des lectures continues non invasives de la pression artérielle. Alors que les patients étaient allongés sur une table basculante reliée à l'équipement de surveillance de référence, le radar était focalisé sur leur poitrine. Ainsi, cinq scénarios ont été réalisés, dont la majorité visait à stimuler l'hémodynamique et le système nerveux autonome des participants.

Nous avons exploité la base de données pour l'analyse de l'activité respiratoire et cardiovasculaire, ce qui nous a permis aussi d'acquérir une connaissance plus approfondie des caractéristiques des paramètres vitaux enregistrés par radar.

Dans le cadre de ce projet de fins d'études, nous avons étudié une base de données constituée d'enregistrement de signaux médicaux et bioradar de 30 sujets (14 hommes et 16 femmes), d'un âge moyen de 30.7 ± 9.9 ans, d'une taille de 175.7 ± 10.5 cm, d'un poids de 72.2 ± 14.0 kg, et d'un indice de masse corporelle de 23.2 ± 3.3 kg/m² [108].

Dans ce projet de fins d'études, nous avons opté pour le traitement de données collectées par des médecins de l'hôpital universitaire d'Erlangen conformément à un ensemble de directives. La manœuvre de Valsalva (VM), la respiration retenue et le test de la table inclinable ont été utilisés pour exciter la réponse de 30 participants en bonne santé selon ces scénarios. Le moniteur de test d'effort (TFM : Task Force Monitor), qui permet de surveiller l'activité cardiaque par le biais du signal ECG, la pression artérielle (BP : Blood pressure), le cardiogramme par impédance (ICG), est utilisé comme outil de référence. Le TFM calcule des paramètres supplémentaires liés à l'hémodynamique et au système nerveux autonome (SNA) à l'aide de ces données.

4.2.1 Protocole de mesure

Toutes les mesures ont été effectuées au niveau service de médecine palliative de l'hôpital universitaire d'Erlangen. Les mesures ont été prises par au moins deux personnes. Une personne était en charge de la procédure, tandis que l'autre était en charge des interventions. Les électrodes pour la mesure de référence ont été placées sur le haut du corps après que les sujets de test ont rempli le questionnaire et donné leur accord. L'emplacement des électrodes peut être observé sur la Figure 4.3. Avant le début de la mesure, les sujets se sont allongés sur la table inclinable avec le haut de leur corps face au radar, comme le montre la Figure 4.2

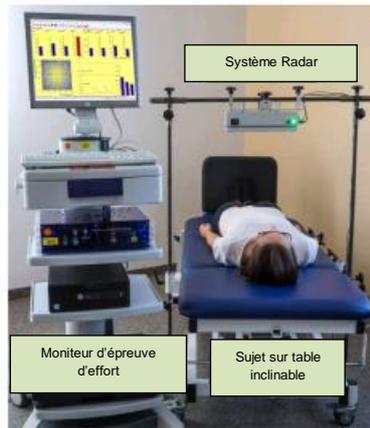


Figure 4.2. Système de mesure : Radar et Moniteur d'épreuve d'effort

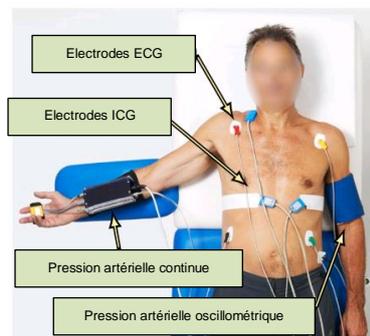


Figure 4.3. Placement des électrodes pour la mesure des signaux ECG et ICG

4.2.2 Le système de référence

Le système de référence permet de mesurer plusieurs signaux médicaux, en l'occurrence ; le signal Electrocardiogramme (ECG), la pression artérielle, le cardiogramme par impédance (ICG).

Le signal ECG a été mesuré à travers 3 électrodes. Les quatre dérivation codées par couleur sont reliées au bras droit, jaune au bras gauche, verte à la jambe gauche et noire à la jambe droite, conformément à la pratique clinique, comme le montre la Figure 4.2.

4.3 Traitement des signaux biomédicaux

Chacun des enregistrements de la base de données est formée par un ensemble de signaux biomédicaux et deux signaux bioradar, en phase et en quadrature de phase. Les signaux biomédicaux à savoir deux signaux électrocardiogramme la pression artérielle et le cardiogramme par impédance représente une mesure de référence de l'activité cardiaque. Dans cette étude les deux signaux radar sont confrontés à la précision de ces signaux d'origine cardiaque. Objectif est de développer un algorithme de détection de rythme cardiaque à partir des signaux radar et demain j'aurai la corrélation entre le signal de variabilité cardiaque généré par les signaux biomédicaux d'origine cardiaque établi à

travers les techniques classiques d'un côté et le signal de variabilité du rythme cardiaque généré par la détection de l'activité cardiaque à partir du traitement des signaux radar.

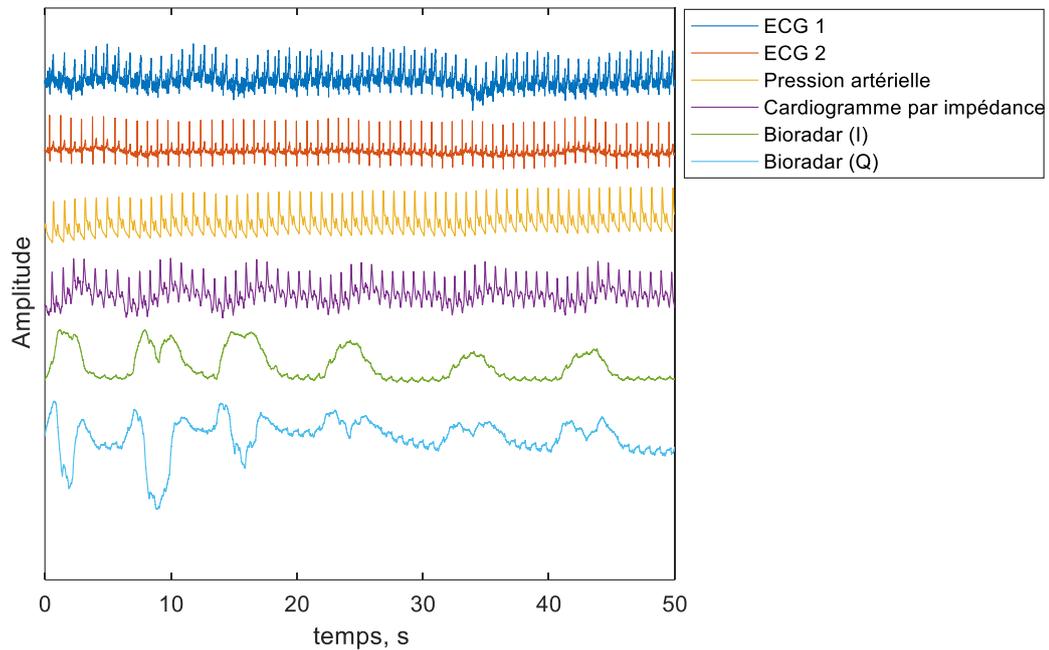


Figure 4.4. Signaux biomédicaux et signaux bioradar (I) en phase, et (Q) en quadrature de phase

La Figure 4.5 représente un agrandissement de la Figure 4.4 sur le domaine temporel entre la seconde 28 et la seconde 31.

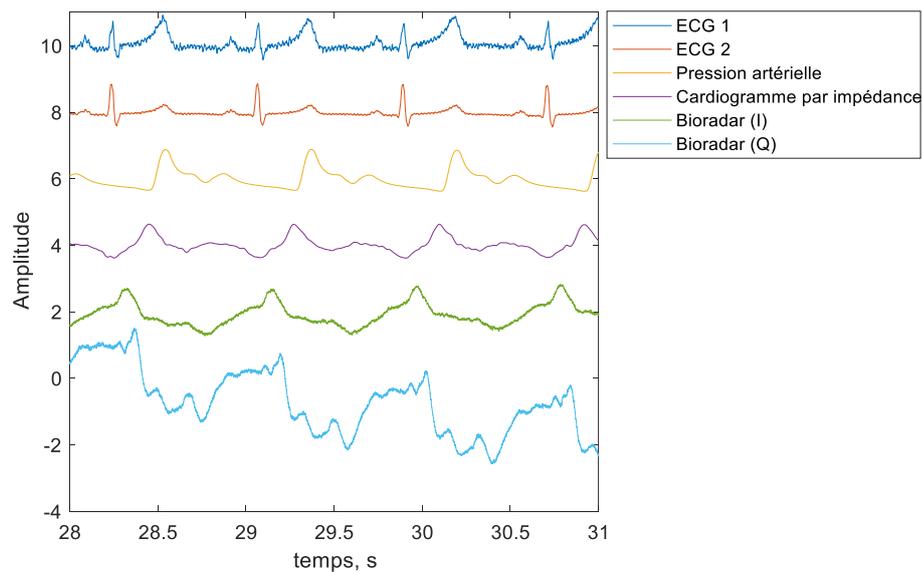


Figure 4.5. Signaux biomédicaux et signaux bioradar (I) en phase, et (Q) en quadrature de phase, sur trois cycles cardiaques

A partir de la Figure 4.5, nous pouvons remarquer avec aisance la régularité du signal bioradar en concordance avec l'aspect rythmique des signaux d'origine cardiovasculaires, à savoir les signaux ECG, la pression artérielle, et le cardiogramme par impédance.

4.4 Analyse du signal Electrocardiogramme (ECG)

L'intérêt majeur derrière le traitement du signal ECG dans le domaine temporel et de localiser les débuts et fins des différentes ondes qui le constituent. L'électrocardiographie est la représentation graphique du potentiel électrique qui commande l'activité musculaire du cœur sous forme d'électrocardiogramme. L'électrocardiogramme (ECG) c'est l'enregistrement sur un support papier standard de la stimulation électrique que le cœur reçoit pour pouvoir se contracter. Le cœur étant un muscle, il a besoin pour se contracter d'une stimulation électrique. Ces influx électriques sont en quelque sorte le reflet de sa bonne santé. C'est un formidable outil diagnostic de pathologies cardiaques rythmiques, musculaires ; et de problèmes extra cardiaques métaboliques, médicamenteux, hémodynamique.

L'ECG est un enregistrement de surface de l'activité électrique du cœur, par des électrodes reliées à un électrocardiographe qui amplifie le signal électrique. Chaque cycle de dépolarisation/repolarisation du cœur correspond au passage du courant électrique, chez le sujet sain, des oreillettes vers les ventricules qui se contractent dans le même ordre. Sur le plan électrocardiographique, cela se traduit par l'enregistrement, toujours dans le même ordre, de différentes ondes : P, Q, R, S, T, et U [2,4-5].

- Onde P : dépolarisation des oreillettes
- Complexe QRS : dépolarisation des ventricules
- Onde T : onde de repolarisation ventriculaire
- Onde U : repolarisation des fibres de Purkinje.

4.4.1 Prétraitement

Nous commençons par traiter le signal électrocardiographique afin de montrer l'intérêt d'un tel signal termes de monitoring de l'activité cardiaque d'un sujet. Le pic R dans un signal ECG est d'une amplitude assez importante par rapport aux autres ondes de ce signal, ce qui constitue un avantage lors de la détection du rythme cardiaque. La régularité d'apparition de cette onde ainsi que les autres ondes, à savoir, les ondes P, Q, S, T, et U, nous permet alors de détecter le rythme cardiaque en localisant cette onde R qui fait partie du complexe QRS.

La détection du pic R du signal ECG permet de mesurer l'intervalle RR, qui permet d'apprécier la variabilité du rythme cardiaque, ce qui permet de définir un nouveau signal à traiter, le signal de variabilité du rythme cardiaque (HRV: Heart Rate Variability).

4.4.1.1 Segmentation préliminaire du signal ECG

En premier lieu, nous commençons par localiser l'intervalle RR ce qui nous permet de calculer la fréquence cardiaque. L'intervalle RR est déterminé à partir d'une durée moyenne de 0.7 secondes qui sépare les différents pics R à un seuillage proportionnel aux ondes voisines du complexe QRS.

Nous avons alors déterminé l'intervalle RR selon l'approche suivante:

- Seuillage absolu: On choisit une valeur de seuil supérieure au maximum des ondes P et T.
- Balayage du signal ECG pour déterminer les points d'amplitude supérieure à ce seuil et remettre à zéros les autres points pour garder seulement l'onde R.
- Ensuite, nous localisons la position temporelle du pic R et son amplitude.
- l'intervalle RR est la différence entre deux pics R successives multiplié par la période d'échantillonnage.
- La fréquence cardiaque : Sachant qu'un battement cardiaque correspond à la durée RR en secondes, alors nous pouvons déterminer le nombre de battements par minute qui correspond au nombre de battements par 60 secondes, ce qui correspond à diviser 60 secondes par la durée RR moyenne.

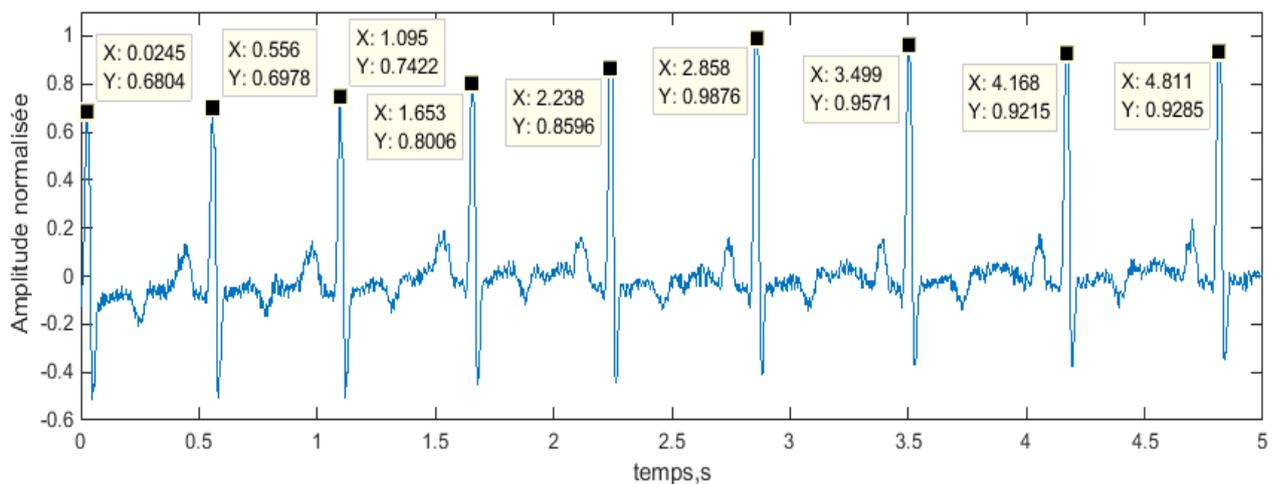


Figure 4.6. Signal Electrocardiogramme (ECG1)

La localisation dans le domaine temporel des pics R des signaux ECG1 en utilisant l'algorithme de détection que nous avons développé, est présenté dans le tableau 4.1.

Tableau 4.1. Détection des pics R du signal ECG1

Pic R du signal ECG	1	2	3	4	5	6	7
Instant d'apparition (sec.)	0.0245	0.556	1.095	1.653	2.238	2.858	3.499

Cycle cardiaque	1	2	3	4	5	6
Durée (sec.)	0.5315	0.539	0.558	0.585	0.62	0.641

Comme illustré sur la Figure 4.6. Signal Electrocardiogramme (ECG1)

A partir des durées des cycles cardiaques, nous calculons la fréquence cardiaque par minute comme suit :

$$RR_{\text{moy}} = (0.5315 + 0.539 + 0.558 + 0.585 + 0.62 + 0.641) / 6 = 0.5790\text{s}$$

$$\text{Donc la fréquence cardiaque} = 60 / 0.5790 = 103 \text{ battements/minutes}$$

4.4.2 Détection des intervalles RR du signal ECG

Nous considérons le signal ECG pour traitement dans le domaine temporel. Le signal traité illustré sur la Figure 4.7 est d'une durée de 607.5995 secondes, soit 10 minutes et 45.5970 secondes.

Détection de l'intervalle RR et génération du signal de variabilité cardiaque

Durée du signal ECG : 607.5995 secondes, soit 10 minutes et 45.5970 secondes.

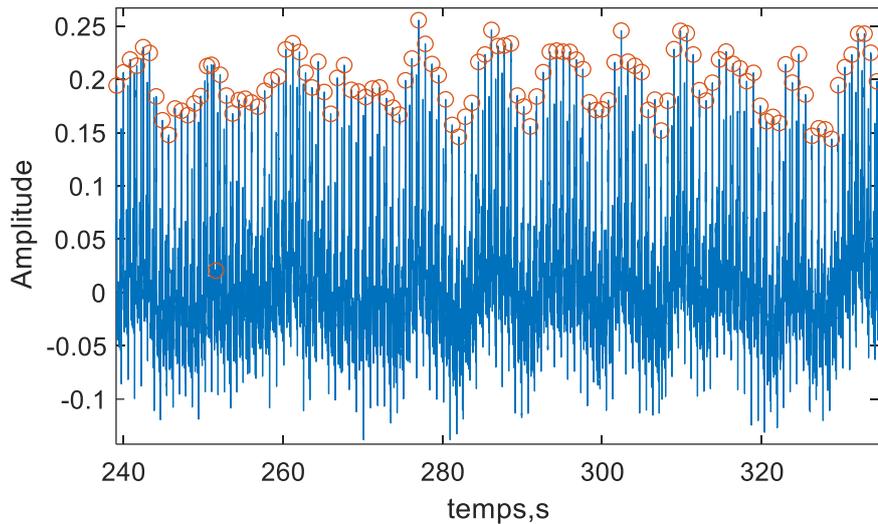


Figure 4.7. Détection des complexes QRS d signal ECG

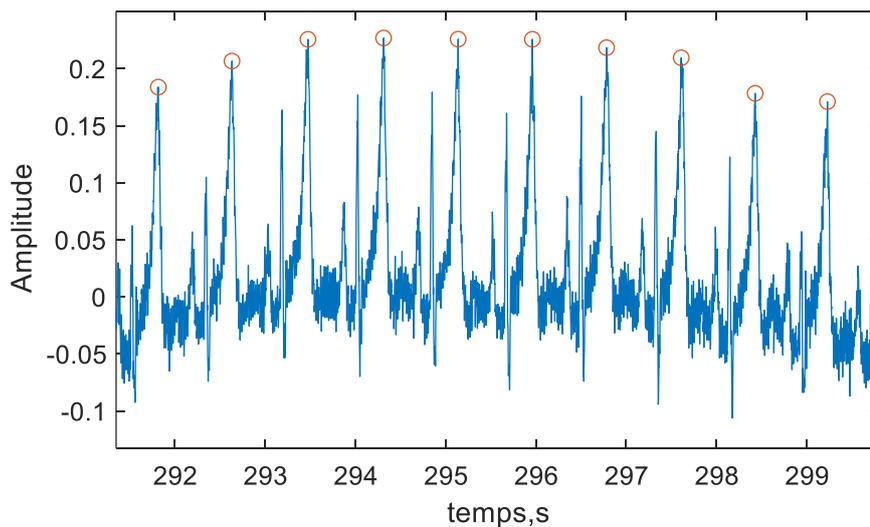


Figure 4.8. Agrandissement dans le domaine temporel du signal ECG de la Figure 4.7

Nous observons avec clarté la bonne détection des pics R du signal ECG, et ce malgré la présence de la ligne de base qui cause des fluctuations d'amplitude autour de la ligne isoélectrique.

Calculons la densité spectrale de puissance du signal ECG afin de pouvoir apprécier son contenu dans le domaine fréquentiel. La densité spectrale de puissance du signal ECG de la Figure 4.8, calculée par un estimateur de Welch, est illustrée sur la Figure 4.9.

Sur la Figure 4.9, nous observons la présence de l'interférence de réseau électrique à 50 Hz et un contenu spectral localisé en dessous de 20 Hz. Le paramétrage de cet estimateur de Welch est adapté à la nature du signal ECG traité.

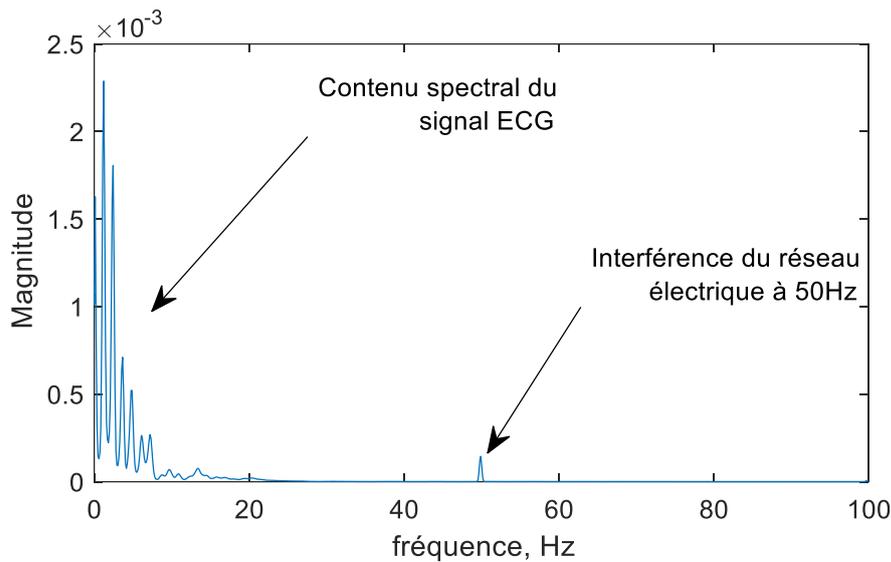


Figure 4.9. Densité spectrale de puissance (DSP), visualisée entre 0 et 100Hz en linéaire, calculée par l'estimateur de Welch, Signal : 1215200 échantillons, F_e : 2kHz, Nfft : 16384, Nwind : 8192, Fenêtre : Hanning, Chevauchement : 4096

La DSP illustrée sur la Figure 4.10 est un agrandissement sur le domaine fréquentiel de la DSP de la Figure 4.9. Ce contenu fréquentiel en dessous de 20 Hz est représentatif des ondes du signal ECG.

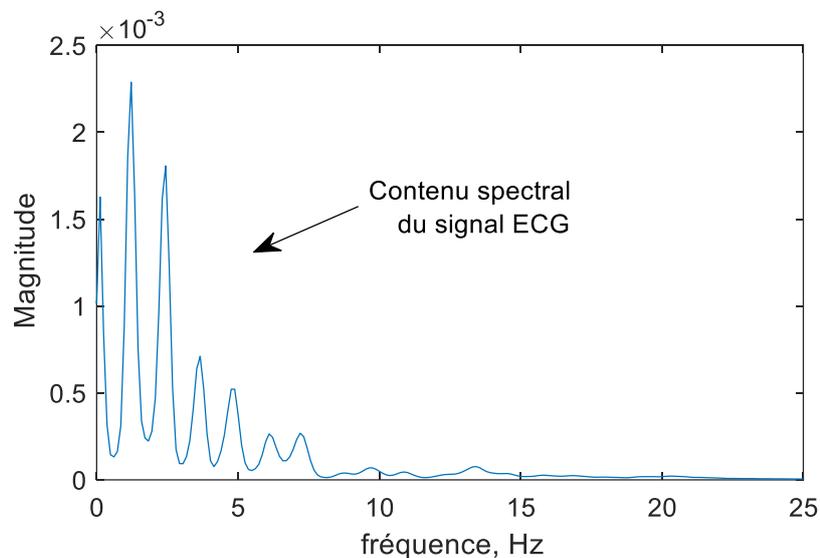


Figure 4.10. Densité spectrale de puissance (DSP), visualisée entre 0 et 25Hz en linéaire, calculée par l'estimateur de Welch, Signal : 1215200 échantillons, F_e : 2kHz, Nfft : 16384, Nwind : 8192, Fenêtre : Hanning, Chevauchement : 4096

En représentant ce même spectre dans sur une échelle logarithmique en décibels, il est intéressant de noter la présence d'harmoniques de l'interférence du réseau électrique à 50 Hz.

Comme illustré sur la Figure 4.11, Il est intéressant de noter aussi l'effet de filtrage sur la morphologie du spectre calculé autour de -175dBd'un gabarit d'un filtre passe-bas de la bande spectrale du signal ECG qui est dû certainement à l'étape d'acquisition de données.

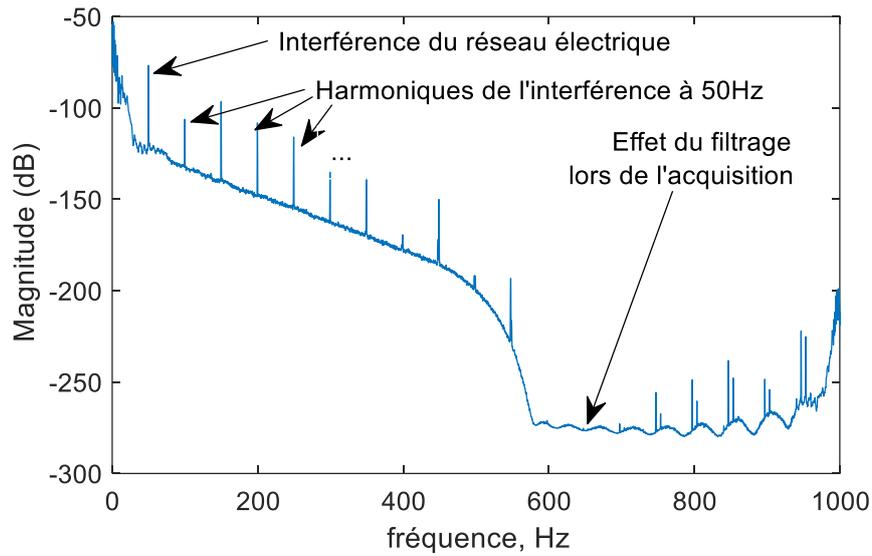


Figure 4.11. Densité spectrale de puissance (DSP), visualisée entre 0 et 1kHz en dB, calculée par l'estimateur de Welch, Signal : 1215200 échantillons, Fe : 2kHz, Nfft : 16384, Nwind : 8192, Fenêtre : Hanning, Chevauchement : 4096

4.4.3 Génération du signal HRV

A partir de la détection du complexe QRS du signal ECG, ainsi que l'ensemble des signaux d'origine cardiovasculaire, nous procédons à la génération du signal HRV, signal de variabilité du rythme cardiaque. Nous obtenons le signal illustré sur la Figure 4.12.

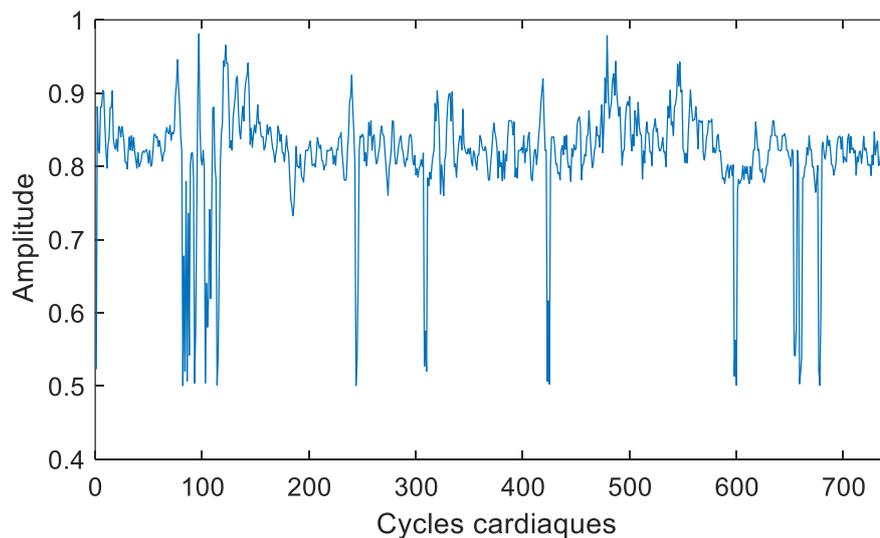


Figure 4.12. Signal de variabilité du rythme cardiaque (HRV : Heart Rate Variability)

Le signal HRV de la Figure 4.12 a une moyenne de (0.8164 ± 0.0711) secondes. C'est la durée moyenne d'un cycle cardiaque du signal ECG de la Figure 4.7. Le signal de variabilité du rythme

cardiaque HRV donne des informations sur le système nerveux autonome (SNA) dans ses composantes sympathique et parasympathique.

Comme illustré sur la Figure 4.13, en calculant le spectre du signal HRV de la Figure 4.12, nous constatons que son contenu spectral est submergé par l'effet de la composante continue qu'est la valeur moyenne de la durée du cycle cardiaque. Afin de remédier à ces difficultés, nous retirons cette valeur moyenne du signal HRV pour aboutir à un signal HRV sans composante continue comme le montre la Figure 4.14.

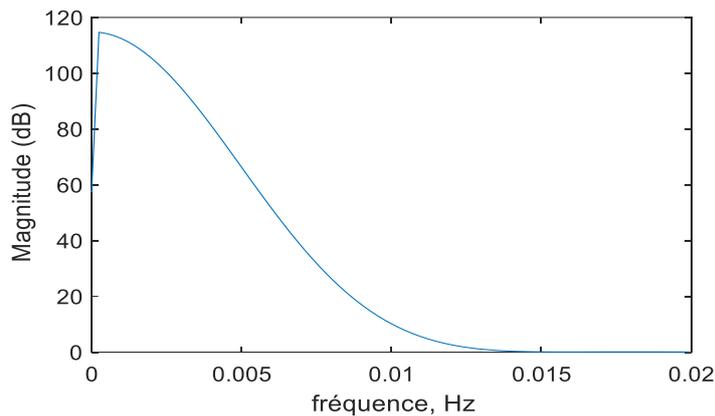


Figure 4.13. DSP du signal HRV avec composante continue

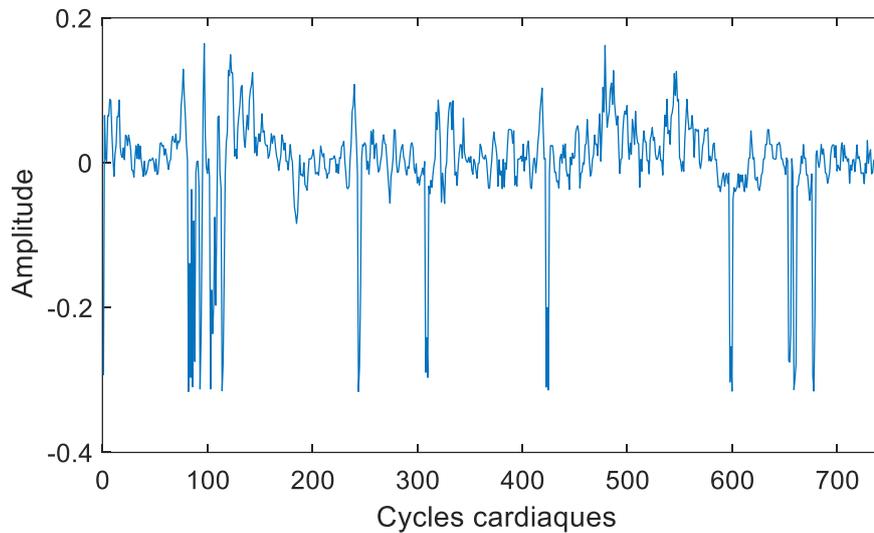


Figure 4.14. Signal de variabilité du rythme cardiaque centré (HRV : Heart Rate Variability)

En analysant à nouveau ce signal HRV sans composante continue par un estimateur de Welch bien paramétrée, nous aboutissons à la densité spectrale de puissance de la Figure 4.15. Le spectre d'un signal HRV est principalement segmenté en bandes spectrales LF (low frequency) et HF (high frequency).

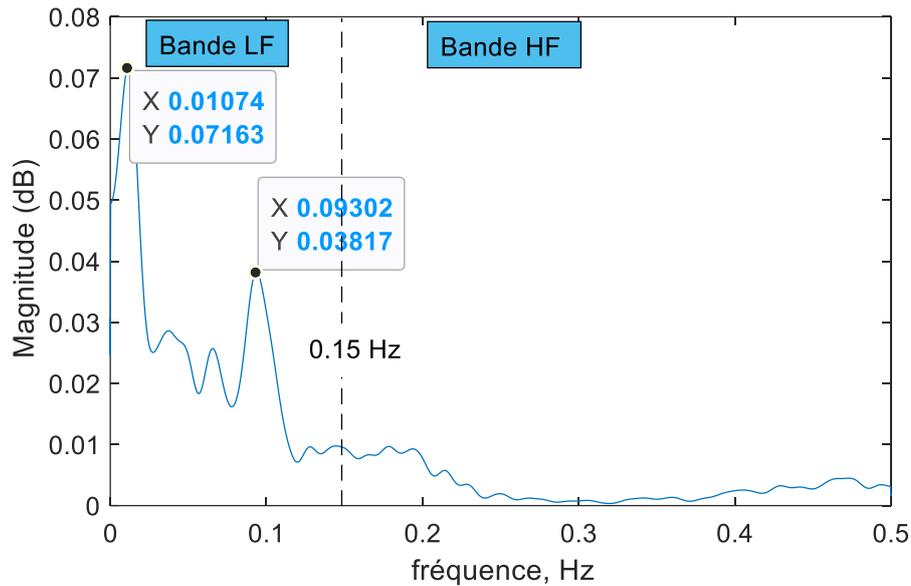


Figure 4.15. DSP, Welch, Nfft : 4096, Nwind : 128, Chevauchement : 64 Nombre d'échantillons : 731

La bande LF (Low frequency : entre 0.04 et 0.15 Hz) est composée de rythmes avec des périodes allant de 7 à 25 secondes et est influencée par des rythmes respiratoires allant de 3 à 9 battements par minute. Il y a 12 à 45 cycles complets d'oscillation dans un échantillon de 5 minutes. Des fréquences respiratoires de 9 à 24 battements par minute ont un impact sur la bande HF connue aussi comme bande respiratoire (High frequency allant de 0.15 jusqu'à 0.40 Hz). Le rapport entre la puissance LF et la puissance HF (rapport LF/HF) peut être utilisé pour déterminer le rapport entre l'activité du système nerveux sympathique (SNS) et celle du système nerveux parasympathique (SNP) [109].

4.4.4 Spectrogramme du signal HRV

Le spectrogramme est basé sur le même principe de la méthode de Welch, en considérant le centre de des fenêtres d'analyse comme domaine temporel dans lequel on représente les spectres calculés sous forme de représentation tridimensionnelle, en temps, en fréquence, et en magnitude.

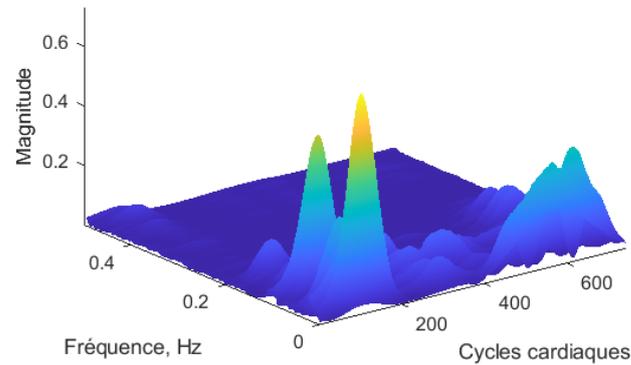


Figure 4.16. Spectrogramme du signal HRV de la Figure 4.12

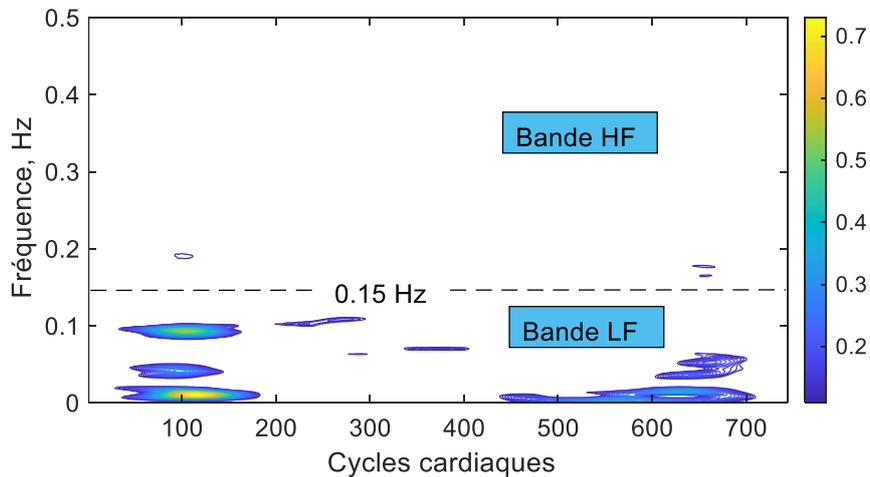


Figure 4.17. Contours du spectrogramme du signal HRV de la Figure 4.12

Comme illustré sur le spectrogramme représenté dans la Figure 4.16 et la Figure 4.17, nous constatons tout d'abord la présence du même spectre illustré sur la Figure 4.15, Ce qui confirme l'exactitude des calculs effectués.

Après avoir analysé le signal ECG dans le domaine de temporel, détecter le rythme cardiaque, générer le signal HRV, calculer la DSP et le spectrogramme de ce signal de variabilité du rythme cardiaque, nous procédons maintenant à représenter le signal bioradar et à y détecter le rythme cardiaque afin de pouvoir comparer les résultats obtenus.

4.4.5 Détection de rythme cardiaque à partir de l'analyse de signaux bioradar

Sur la Figure 4.18 est illustrée la détection du rythme cardiaque à partir d'un signal bioradar et d'un signal ECG. Il est à noter la détection correcte à partir du signal bioradar en comparaison à celle effectuée sur le signal ECG.

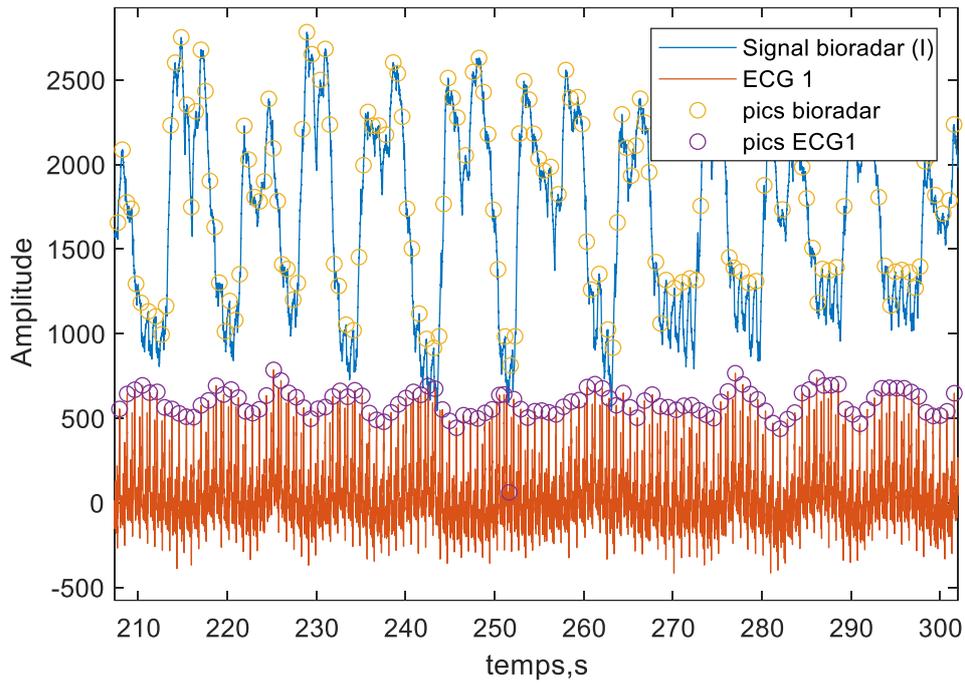


Figure 4.18. Détection du rythme cardiaque à partir d'un signal bioradar et d'un signal ECG

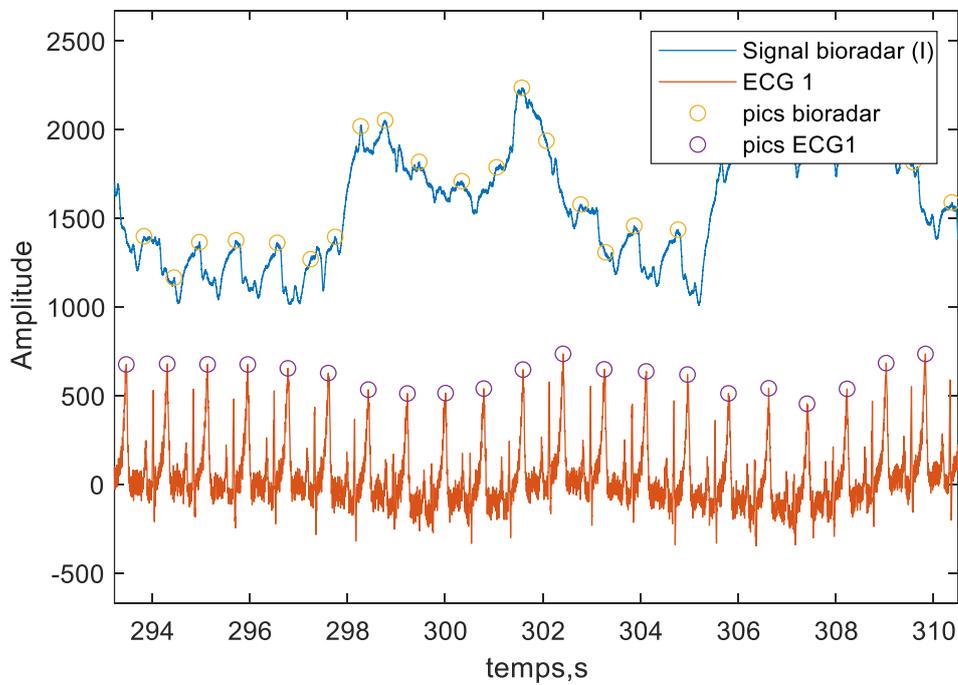


Figure 4.19. Détection du rythme cardiaque à partir d'un signal bioradar et d'un signal ECG (Agrandissement du domaine temporel de la Figure 4.18)

En effet, la détection est effectuée avec exactitude à partir du signal bioradar ce qui permet de générer un signal HRV de bonne qualité, comme le montre la Figure 4.20.

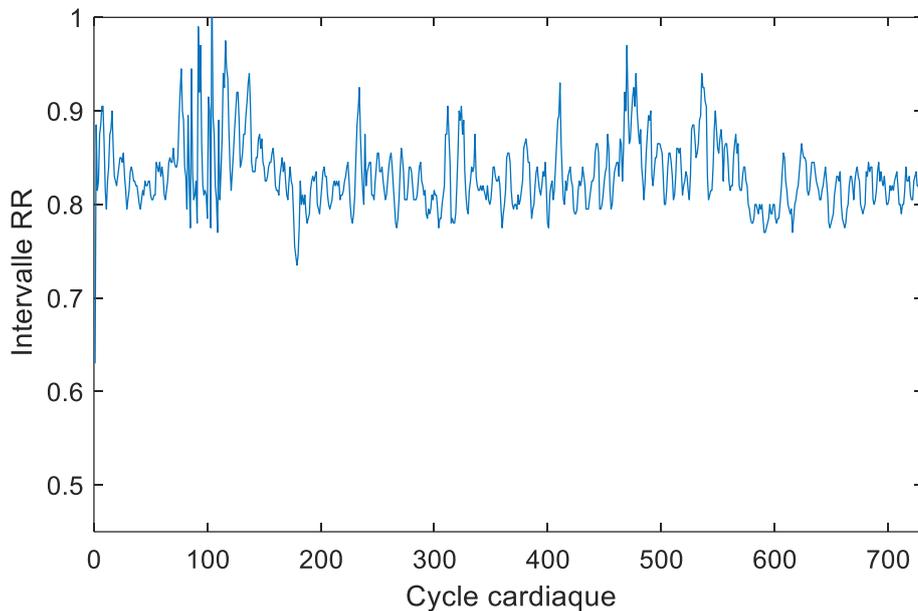


Figure 4.20. Signal HRV détecté à partir du signal bioradar

Un coefficient de corrélation de 0.97 est calculé entre les deux signaux HRV, celui généré par signaux biomédicaux et celui généré par détection du rythme cardiaque effectuée sur le signal bioradar. Ce résultat témoigne de la précision que permet le système bioradar au cours du monitoring de l'activité cardiaque. La durée du cycle cardiaque moyen calculé à partir du traitement du signal bioradar est de 0.8311 secondes.

En calculant la DSP du signal HRV généré à partir du traitement du signal bioradar, nous constatons la similitude entre ce spectre et celui du signal HRV généré à partir de l'ECG.

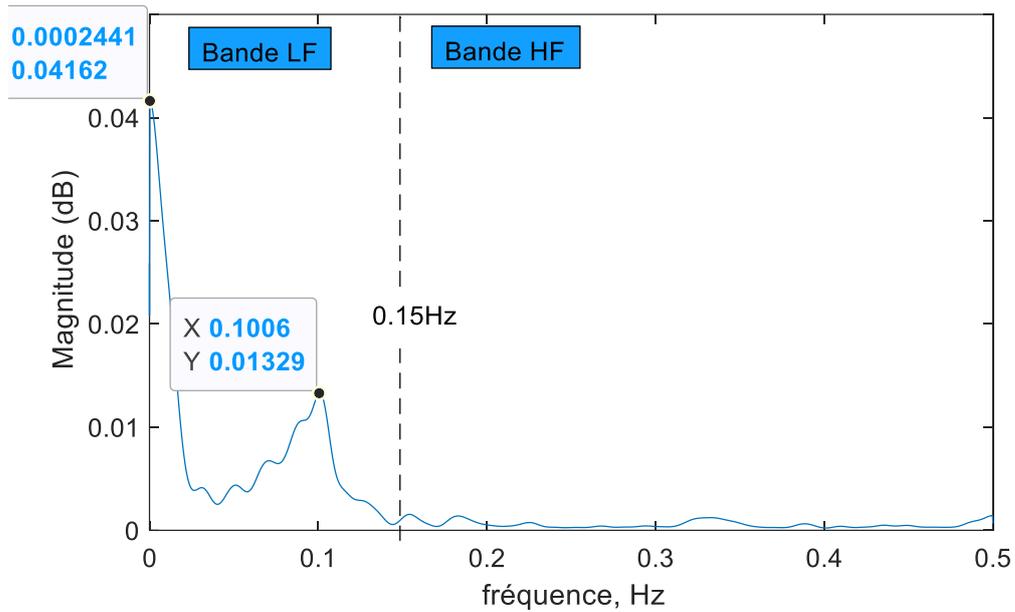


Figure 4.21. Le signal HRV généré à partir du signal bioradar

4.4.6 Spectrogramme

En plus, comme le montre la Figure 4.22 et la Figure 4.23, en calculant le spectrogramme HRV généré à partir du traitement du signal bioradar, il s'avère clair la haute corrélation entre ce spectrogramme et celui calculé à partir du signal HRV généré à partir du signal ECG (Figure 4.16 et Figure 4.17).

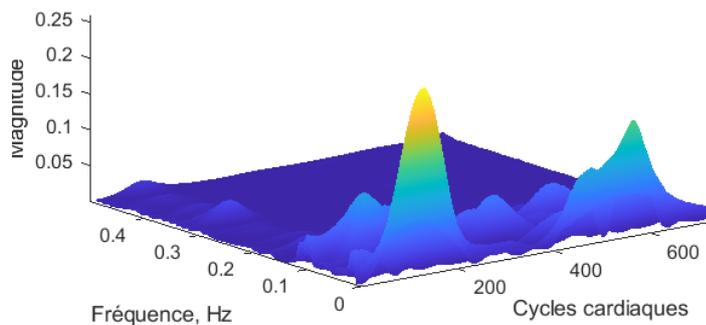


Figure 4.22. Spectrogramme du signal HRV bioradar

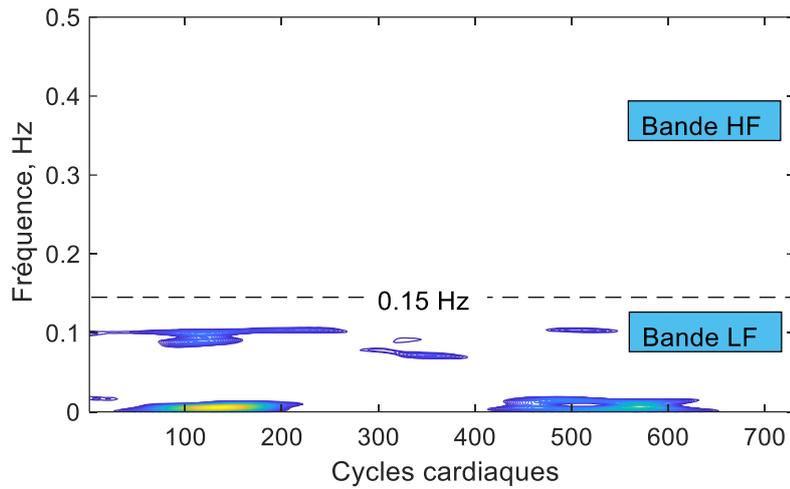
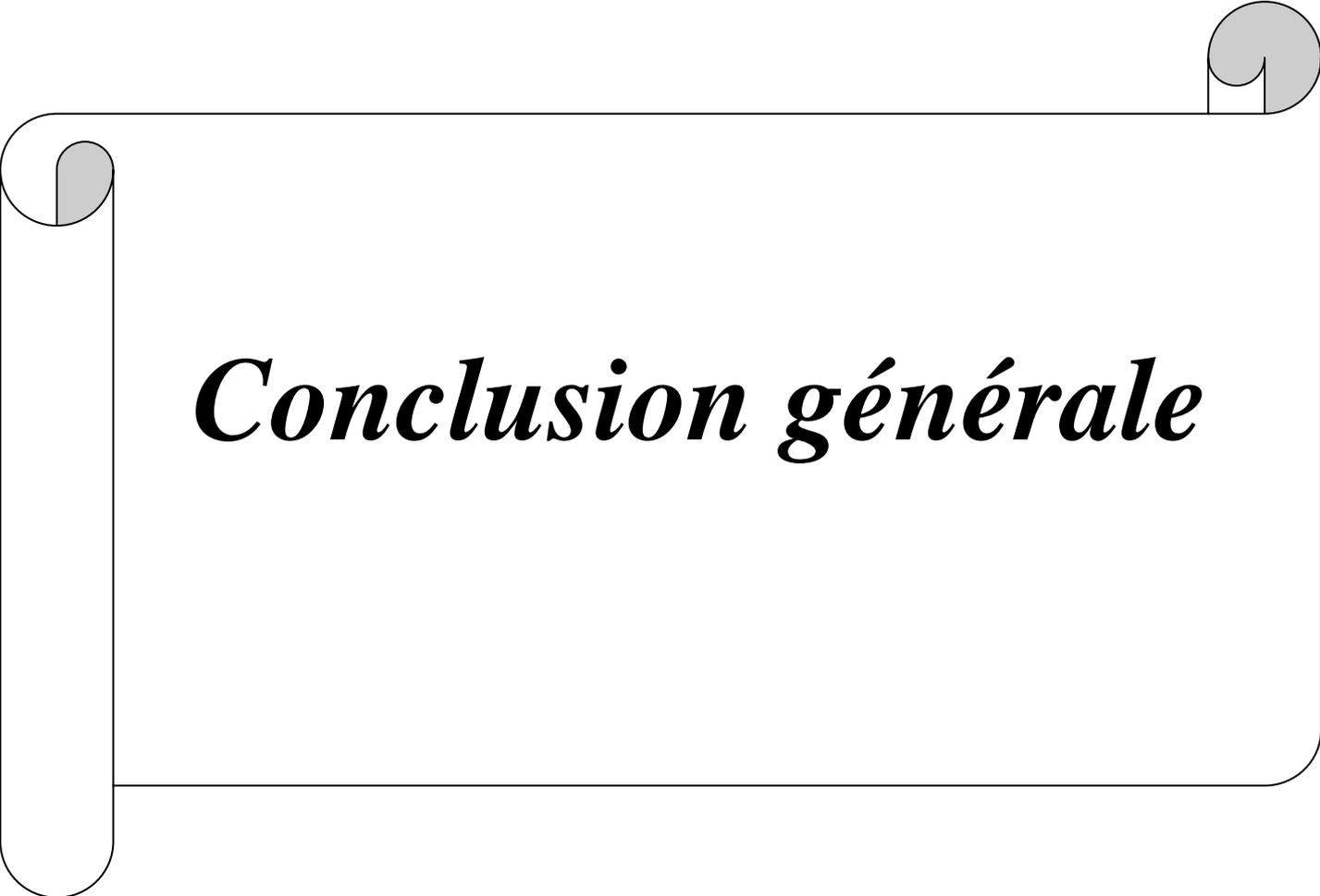


Figure 4.23. Contour du Spectrogramme du signal HRV bioradar

4.5 Conclusion

Dans ce chapitre, nous avons traité des signaux biomédicaux et des signaux bioradar dans un objectif de repérer la corrélation entre eux. À partir de traitement effectué sur des signaux d'origine cardiovasculaire, en particulier des signaux électrocardiographique (ECG), ainsi que sur des signaux bioradar focalisés sur l'activité cardiaque, nous avons pu retrouver des résultats probants certifiant la haute corrélation entre les signaux bioradars et les différents signaux d'origine cardiaque. À partir de ces deux catégories de signaux, nous avons pu générer les différents signaux de variabilité du rythme cardiaque HRV. Nous avons calculé leur densité spectrale de puissance et leur spectrogramme respectifs. À partir des résultats obtenus nous pouvons conclure la haute corrélation entre ces deux signaux HRV générés à partir du traitement des signaux bioradar et ceux générés à partir de traitement de signaux d'origine cardiaque, à titre d'exemple le signal ECG.

A decorative border resembling a scroll, with a vertical strip on the left and a horizontal strip at the top. The scroll is outlined in black and has three grey, semi-circular elements at the corners, suggesting the scroll is unrolled.

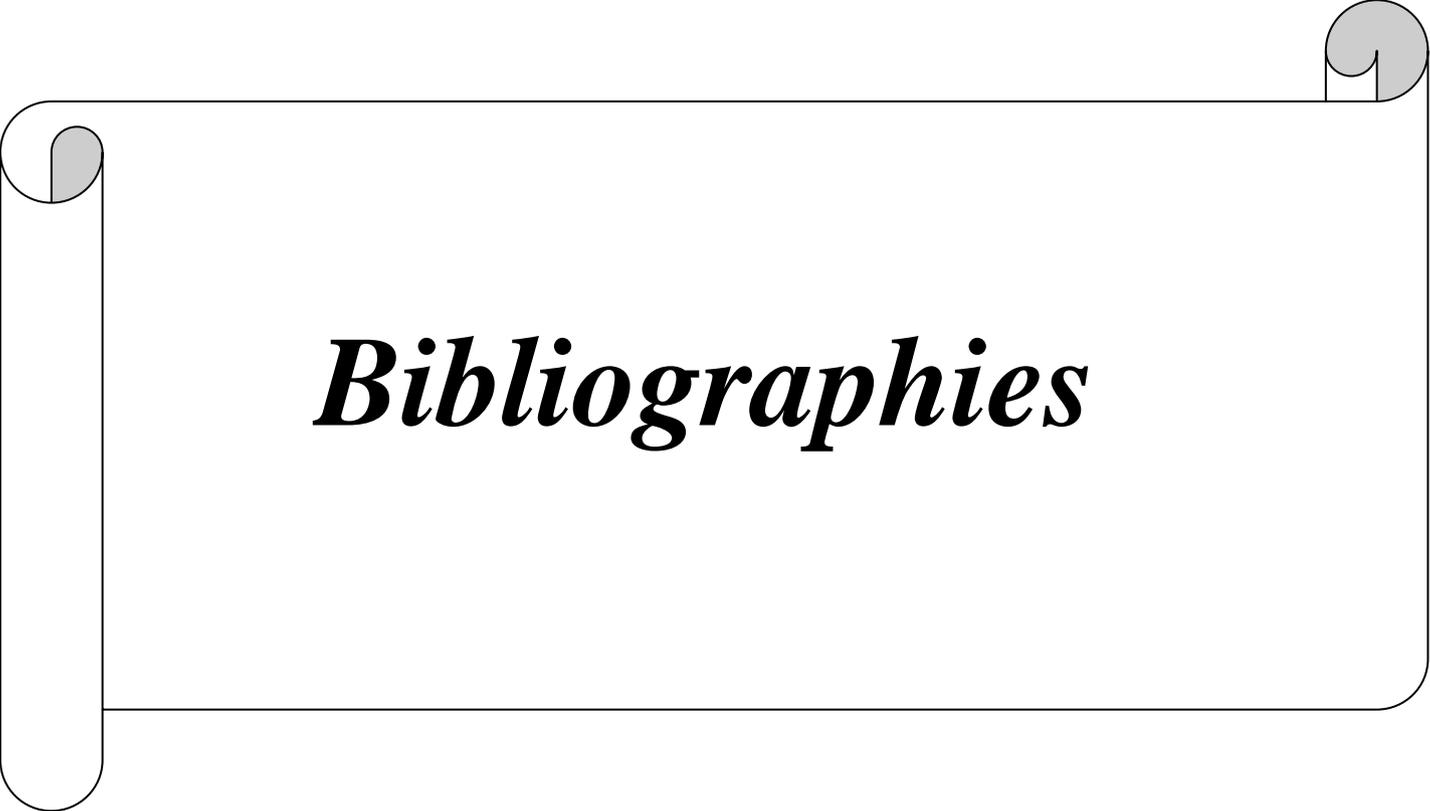
Conclusion générale

Conclusion générale

La technologie Bioradar, une nouvelle technologie de détection sans contact qui surveille les signes vitaux du corps humain, a attiré l'attention des chercheurs et des chercheurs ces dernières années. Il a été progressivement amélioré, influencé par les développements dans un certain nombre de domaines, y compris le génie biomédical, le radar, les ordinateurs et l'électronique, ainsi que par les exigences croissantes d'application de la médecine, du sauvetage et des opérations militaires, de la sécurité publique et de l'interaction homme-machine. La technologie Bioradar combine les technologies du radar et du génie biomédical. Il peut détecter de minuscules mouvements physiologiques causés par des signes vitaux humains (c.-à-d. la respiration et le rythme cardiaque) à une certaine distance et par des substances non métalliques sans utiliser d'électrodes; il est donc considéré comme un outil puissant pour une variété d'applications civiles, d'application de la loi et militaires.

Dans ce mémoire, nous avons décrit des signaux biomédicaux, Cette description fera apparaître l'activité physiologique en relation avec chacun de ces signaux biomédicaux. Puis, nous avons introduit le bioradar en rapportant son principe de fonctionnement dans le domaine biomédical permettant de détecter les signaux biomédicaux et extraire les paramètres vitaux qui servent au monitoring de l'état de santé de patients.

Nous avons fait l'analyse des signaux biomédicaux, l'analyse des signaux radar en montrant que le système radar est capable de mesurer l'activité cardiaque ; le bruit cardiaque ; respiration ; et détecte le déplacement du cœur. Enfin, nous avons trouvé qu'il y a une corrélation entre les deux analyses et que le système radar est capable de mesurer les signaux biomédicaux.



Bibliographies

Bibliographies

- [1]- H. Saito, M. Nishimura, E. Shibuya, H. Makita, I. Tsujino, K. Miyamoto, and Y. Kawakami, "Tissue hypoxia in sleep apnea syndrome assessed by uric acid and adenosine," *Chest*, vol. 122, no. 5, pp. 1686-1694, 2002.
- [2]- P. Fathizadeh, W. C. Shoemaker, C. C. J. Wo, and J. Colombo, "Autonomic activity in trauma patients based on variability of heart rate and respiratory rate," *Critical Care Medicine*, vol. 32, no. 6, pp. 1420-1421, 2004.
- [3]- H. Stauss, "Heart rate variability," *American Journal of Physiology: Regulatory, Integrative, and Comparative Physiology*, vol. 285, no. 5, pp. R927-R931, 2003.
- [4]- D. L. Gorgas, "Vital signs and patient monitoring techniques," in *Clinical Procedures in Emergency Medicine 4th Ed.* (J. R. Roberts and J. R. Hedges, Eds.), Philadelphia: Saunders, 2004, pp. 3-28.
- [5]- A. A. Deliyannis, P. M. S. Gillam, J. P. D. Mounsey, and R. E. Steiner, "The cardiac impulse and the motion of the heart," *British Heart Journal*, vol. 26, pp. 396- 411, 1964.
- [6]- A. E. Aubert, L. Welkenhuysen, J. Montald, L. de Wolf, H. Geivers, J. Minten, H. Kesteloot, and H. Geest, "Laser method for recording displacement of the heart and chest wall," *Journal of Biomedical Engineering*, vol. 6, no. 2, pp. 134-140, 1984.
- [7]- C. M. Brandt, H. Annoni, J. Harthong, J. M. Reiner, and R. Krauskhopff, "Evaluation of chest wall distortion related to cardiac activity by structured lights: A study of the apical impulse by the Moiré Technique," *ActaCardiologica*, vol. 41, no. 3, pp. 207-213, 1986.
- [8]- M. Singh and G. Ramachandran, "Reconstruction of sequential cardiac in-plane displacement patterns on the chest wall by laser speckle interferometry," *IEEE Transactions on Biomedical Engineering*, vol. 38, no. 5, pp. 483-489, 1991.
- [9]- G. Ramachandran, S. Swarnamani, M. Singh, "Reconstruction of out-of-plane cardiac displacement patterns as observed on the chest wall during various phases of ECG by capacitance transducer," *IEEE Transactions on Biomedical Engineering*, vol. 38, no. 4, pp. 383-385, 1991.
- [10]- K. Mohri, T. Kondo, H. Sugino, J. Yamasaki, K. Yoshino, "Non-contact linear displacement sensors using amorphous-core multivibrators for mechanocardiography," *IEEE Transactions on Magnetics*, vol. MAG-21, no. 5, pp. 2071-2073, 1985.
- [11]- K. Ikegaya, N. Suzumura, and T. Funada, "Absolute calibration of phonocardiographic microphones and measurements of chest wall vibration," *Medical and Biological Engineering and Computing*, vol. 9, no. 6, pp. 683-692, 1971.
- [12]- A. RADU, «Évaluation de la Qualité de Service par l'utilisateur final dans les systèmes mobiles», Thèse de doctorat en Informatique et Télécom de l'Université de Mame-La-Vallée, France, Mars, 2004.

<http://pelleas.univ-mlv.fr/document/UMLV-2004-000235-PDF.pdf>

- [13]- M. TALBI, « ANALYSE ET TRAITEMENT DU SIGNALÉLECTROCARDIOGRAPHIQUE (ECG) », Doctorat en traitement de signal, UNIVERSITÉ MENTOURI, Constantine, Algérie, 2011.
- [14]- <http://sante-medecine.commentcamarche.net/faq/12384-electrocardiogramme-Definition>
- [15]- A. BELGACEM, « Classification des signaux ECG avec un système-multi-agentneuronal », Magister en intelligence artificielle et aide à la décision, Université AbouBekrBelkaid, Tlemcen, Algérie, 2012.
- [16]- Dr D.Y. SOUALMI, « L'ÉLECTROCARDIOGRAMME », Maître assistant physiologie cardiorespiratoire et explorations fonctionnelles.
- [17]- K. BENSALIA, « Télésurveillance : transmission sans fil, par voie GSM, et traitement du signal électrocardiographique (ECG) », Magister en télé-détection, Université Mouloud Mammeri, Tizi-Ouzou, Algérie.
- [18]- R. MERZOUGUI, « CONCEPTION ET DÉVELOPPEMENT D'APPLICATIONS ET SERVICES DÉDIÉS À LA SANTÉ SUR DES TERMINAUX MOBILES », Doctorat en télécommunication, Université Abou Bekr Belkaid, Tlemcen, Algérie, juillet 2011
- [19] - Obaidat.M « Phonocardiogram signal analysis: techniques and performance comparison », Journal of Medical Engineering Technology, vol.17, pp.221-227, 1993.
- [20]- Seyedeh Zahra Fatemian « A Wavelet-based Approach to Electrocardiogram (ECG) and Phonocardiogram (PCG) Subject Recognition », University of Toronto 2009.
- [21] - D Barschdorf, U Femmer, E Trowitzsch « Automatic Phonocardiogram Signal Analysis in Infants based on Wavelet Transforms and Artificial Neural Networks » Computers in Cardiology 1995 IEEE
- [22]- C. Visagie « Screening for abnormal heart sounds and murmurs by implementing Neural Networks », university of Stellenbosch, South Africa 2007.
- [23]- A. K. Abbas and R. Bassam, « Phonocardiography Signal Processing », Morgan and Claypool, 2009.
- [24] - Matias Brusco, B.S.E.E. « Development of a PDA-BASED wearable digital phonocardiograph », THESIS presented to the Faculty of the Graduate School of the University of Texas at El Paso, December 2004
- [25]- Tiago Filipe « Integrated Master in Biomedical Engineering » Faculty of Sciences and Technology University of Coimbra 2010
- [26] - A. Bartels and D. Harder. Non-invasive determination of systolic blood pressure by heart sound pattern analysis. Clin. Phys. Physiol. Meas., 13, pp 249–256, 1992.
- [27] - C. Longhini, E. Baracca, C. Brunazzi, M. Vaccari, L. Longhini, and F. Barbaresì. A new noninvasive method for estimation of pulmonary arterial pressure in mitral stenosis. Amer. J. Cardiol., 68, pp 398–401, 1991.
- [28]- Xuan Zhang « Analysis-Synthesis and Time-frequency Scaling of Phonocardiogram », thesis submitted for the degree of master of engineering, McGill University, Montreal 1996

- [29]- Pierre-Louis TOUTAIN, Hervé LEFEBVRE « Les bruits physiologiques du coeur chez le cheval et le chien », Service de Physiologie Ecole Vétérinaire de Toulouse, Novembre 1993.
- [30]- Mrs Hamza Mounir et Ziani Cherif Selmen : étude et réalisation d'un stéthoscope électronique. Université Abou bekrbelkaid ,Tlemcen, Algérie, Année 2013.
- [31]Melles.Ould Amara Ahlem et TigheziMessaouda : Circuit de mise en forme du signal PCG. UniversitéAboubekrbelkaid ,Tlemcen, Algérie, Année 2015.
- [32]- Bednarek N, Delebarre G, Saad S, et al (2008) Continuous two channel electroencephalography: description, applications, benefits and pitfalls. Arch Pediatr 15(8):1326–31
- [33]- Maynard D, Prior PF, Scott DF (1969) A continuous monitoring device for cerebral activity. ElectroencephalogrClinNeurophysiol 27(7):672–3
- [34]- Maynard D, Prior PF, Scott DF (1969) Device for continuous monitoring of cerebral activity in resuscitated patients. Br Med J 4(5682):545–6
- [35]- Hellström-Westas L, Rosén I, Svenningsen NW (1991) Cerebral function monitoring during the first week of life in extremely small low birthweight (ESLBW) infants. Neuropediatrics 22(1): 27–32
- [36]- Toet MC, Hellström-Westas L, Groenendaal F, et al (1999) Amplitude integrated EEG 3 and 6 hours after birth in full term neonates with hypoxic-ischaemic encephalopathy. Arch Dis Child Fetal Neonatal Ed 81(1):F19–F23
- [37]- McPeck M, Seriff NS, Wiener LM (1981) Comparison of the cerebral function monitor with the EEG in determining brain death. Crit Care Med 9(6):459–63
- [38]- Hellström-Westas L, Rosén I (2006) Continuous brain-function monitoring: state of the art in clinical practice. Semin Fetal Neonatal Med 11(6):503–11
- [39]- Al Naqeeb N, Edwards AD, Cowan FM, Azzopardi D (1999) Assessment of neonatal encephalopathy by amplitude-integrated electroencephalography. Pediatrics 103(6 Pt 1):1263–71
- [40]- Osredkar D, Toet MC, van Rooij LG, et al (2005) Sleep-wake cycling on amplitude-integrated electroencephalography in term newborns with hypoxic-ischemic encephalopathy. Pediatrics 115(2):327–32
- [41]- Wagner I, Greenbaum DM (1981) Cerebral function monitoring in deeply comatose patients. Crit Care Med 9(4):305–6
- [42]- Hellström-Westas L, Rosén I, Svenningsen NW (1995) Predictive value of early continuous amplitude integrated EEG recordings on outcome after severe birth asphyxia in full term infants. Arch Dis Child Fetal Neonatal Ed 72(1):F34–F8
- [43]- deVries LS, Hellström-Westas L (2005) Role of cerebral function monitoring in the newborn. Arch Dis Child Fetal Neonatal Ed 90(3):F201–F7
- [44]- G. K. Wolf, J. H. Arnold, "Noninvasive assessment of lung volume: Respiratory inductance plethysmography and electrical impedance tomography," Critical Care Medicine, vol. 33, no. 3 (Suppl.), pp. S163-S169, 2005.

- [45] - T. L. Lee-Chiong, Jr., "Monitoring respiration during sleep," Clinics in Chest Medicine, vol. 24, no. 2, pp. 297-306, 2003.
- [46]- T. Kondo, T. Uhlig, P. Pemberton, and P. D. Sly, "Laser monitoring of chest wall displacement," European Respiratory Journal, vol. 10, pp. 1865-1869, 1997.
- [47]- H. R. Gribbin, "Using body surface movements to study breathing," Journal of Medical Engineering and Technology, vol. 7, no. 5, pp. 217-223, 1983.
- [48]- AD. L. Gorgas, "Vital signs and patient monitoring techniques," in Clinical Procedures in Emergency Medicine: 4th ed., (J. R. Roberts and J. R. Hedges, Eds.), Philadelphia,: Saunders, 2004, pp. 3-28.
- [49]- Site de Colin : <http://colin-europe.com/pages/tonometrie.html> SPO₂
- [50]- Ph. Baele ; « Le transport de l'Oxygène par le sang » ; Notions de transport du CO₂ et des ions Hydrogène ; Département d'anesthésie cardiaque ; CHU de Charleroi, Université Libre de Bruxelles (ULB), Belgique ; Février 02.
- [51]- FRÉDÉRIC BOUSEFSAF ; « mesure sans contact de l'activité cardiaque par analyse du flux vidéo issu d'une caméra numérique » ; 26 novembre 2014.
- [52]-[Électro-oculographie](#) [[archive](#)] sur <http://www.chu-rouen.fr> [[archive](#)]
- [53]- Dhine, K. and Eric, P. (2002) Classification of EOG for Human Computer Interface. 2nd Joint EMBS/BMES Conference, Houston, TX, USA, 23-26 October 2002.
- [54]- Scientific Figure on ResearchGate. Available from: <https://www.researchgate.net>
- [55] - Elaine N. Marieb, « Anatomie et physiologie humaines » université de Québec ,1992
- [56]- <https://fr.wikipedia.org/wiki/catégorie:électrode>
- [57]- Jacques Charlier, Jean-François Le Gargasson, Florence Rigaudière et Yvon Grall, «V-1:REPNSES EVOQUEES : RECUEIL ET TRAITEMENT DU SIGNAL», Oeil et physiologie de la vision [En ligne], V-Les signaux électro physiologiques, mis à jour le 18/06/2013, URL : <http://odel.irevues.inist.fr/oeilephysiologiedelavision/index.php?id=203>, doi:10.4267/oeilephysiologie de la vision.203.
- [58]- Livre analyse ET synthèse des filtres actifs analogiques Gérard mangiante.
- [59] - Y. Blanchard, «Le centenaire de l'invention du radar par Christian Hülsmeier
- [60] - wikipédia
- [61]- Institute of Electrical and Electronics Engineers, «IEEE Standard Letter Designations for Radar-Frequency Bands», Standard 521-1976, Novembre 1976.
- [62]- R. A. Poisel, «Antenna Systems and Electronic Warfare Applications», Artech House Publishers, 2012.

- [63]- H. Masuko, et al., «Measurement of microwave backscattering signatures of the ocean surface using X band and Ka band airborne scatterometers», *Journal of geophysical research*, VOL. 91, NO.C11, P. 13 065, 1986.
- [64]- M. I. Skolnik, «Introduction to radar systems», 3rd Edition, McGraw-Hill Book company, 2001.
- [65]- Souâd Chabbi, “Detection Adaptative Cfar A Censure Automatique Basse Sur Les Statistiques D'ordre En Milieux Non Gaussiens” Université De Constantine, Département D'électronique, Promotion 2008.
- [66]- Latifa Abdou “Application Des Algorithmes Évolutionnaires À L'optimisation Du Seuil De Détection Dans Les Systèmes Distribués Cfar”, Thèse De Doctorat En Science En Électronique, Université De Batna, 08 Avril 2009.
- [67]- B. Atrouz, “Les Systems Radar“, Ecole Militaire Polytechnique.
- [68]- Radartutorial (www.radartutorial.eu/index.fr.html)
- [69]- (en) «pulse volume » Glossary of Meteorology, surallenpress.com, American Meteorological Society, 2009 (consulté le 27 septembre 2009)
- [70]- <https://fr.wikipedia.org/wiki/Radar>
- [71]- Charly Whisky
- [72] - Christian Wolff et Christophe Paumier, « Résolution en distance » [\[archive\]](#), sur Radartutorial.eu (consulté le 26 avril 2013)
- [73]- <http://tpe-la-furtivite.e-monsite.com/>
- [74]- <https://tel.archives-ouvertes.fr/tel-00803212v1/document>
- [75]- https://fr.wikipedia.org/wiki/Radar#Plages_de_fr%C3%A9quences_utilis%C3%A9es
- [76]- <http://radars-darricau.fr/livre/2-PDF/chapitre-21-0.pdf>
- [77]- <https://123dok.net/document/6zkee6pz-systeme-medical-integre-surveillance-precision-battements-cardiaques-respiratoire.html>
- [78]- J. C. Lin, “Non-invasive microwave measurement of respiration,” *Proceedings of the IEEE*, vol. 63, no. 10, p. 1530, 1975.
- [79]- J. C. Lin, E. Dawe, and J. Majcherek, “A noninvasive microwave apnea detector,” in *Proceedings of the San Diego Biomedical Symposium*, 1977, pp. 441-443.
- [80]- J. C. Lin, J. Kiernicki, M. Kiernicki, and P. B. Wollschlaeger, “Microwave apex cardiography,” *IEEE Transactions on Microwave Theory and Techniques*, vol. 27,
- [81]- K.-M. Chen, Y. Huang, J. Zhang, and A. Norman, "Microwave life-detection systems for searching human subjects under earthquake rubble or behind barrier," *IEEE Transactions of Biomedical Engineering*, vol. 47, no. 1, pp. 105-114, 2000.

- [82]- E. F. Greneker, "Radar sensing of heartbeat and respiration at a distance with applications of the technology," in *Radar 97 Conference Proceedings*, 1997, pp.150-154.
- [83]- J. Seals, S. R. Crowgey, S.M. Sharpe, "Electromagnetic vital signs monitor"
Georgia Tech Research Institute Biomedical Division, Atlanta, GA, Final Report Project A-3529-060, 1986.no. 6, pp. 618-620, 1979.
- [84]- T. Matsui, K. Hagusawa, T. Ishizuka, B. Takase, M. Ishihara, and M. Kikuchi,
"A novel method to prevent secondary exposure of medical and rescue personnel to
toxic materials under biochemical hazard conditions using microwave radar and
infrared thermography," *IEEE Transactions on Biomedical Engineering*, vol. 51, no.12, pp. 2184-2188, 2004.
- [85]- T. Matsui, H. Hattori, B. Takase, and M. Ishihara, "Non-invasive estimation of arterial blood pH using exhaled CO/CO₂ analyzer, microwave radar, and infrared thermography for patients after massive hemorrhage," *Journal of Medical Engineering and Technology*, vol. 20, no. 2, pp. 97-101, 2006.
- [86]- O. Boric-Lubecke, G. Atwater, and V. M. Lubecke, "Wireless LAN PC card sensing of vital signs," in *Proceedings of IEEE Topical Conference on Wireless Communications Technology*, 2003, pp. 206-207.
- [87]- V. Lubecke, O. Boric-Lubecke, and E. Beck, "A compact low-cost add-on module for Doppler radar sensing of vital signs using a wireless communication terminal," in *The IEEE Microwave Theory and Techniques Symposium Digest*, 2002, pp. 1767-1770.
- [88]- I. Y. Immoreev and S. Samkov, "Short-distance ultrawideband radars," *IEEE Aerospace and Electronic Systems Magazine*, vol. 20, no. 6, pp. 9-14, 2005.
- [89]- G. Ossberger, T. Buchegger, E. Schimback, A. Stetzler, and R. Weigel, "Noninvasive respiratory movement detection and monitoring of hidden humans using ultra wideband pulse radar," in *Proceedings of the International Workshop on Ultrawideband Technologies*, 2004, pp. 395-399.
- [90]- G. G. Berntson, J. R. Stowell, "ECG artifacts and heart period variability: Don't miss a beat!," *Psychophysiology*, vol. 35, no. 1, pp. 127-132, Pubmed, 1998. PMID : 9499713.
- [91] J. Panet, W. J. Tompkins, "A Real-Time QRS Detection Algorithm," in *IEEE Transactions on Biomedical Engineering*, vol. BME-32, no. 3, pp. 230-236, March 1985. DOI : 10.1109/TBME.1985.325532.
- [92] P. S. Hamilton et W. J. Tompkins, "Quantitative Investigation of QRS Detection Rules Using the MIT/BIH Arrhythmia Database," in *IEEE Transactions on Biomedical Engineering*, vol. BME-33, no. 12, pp. 1157-1165, Dec. 1986. DOI : 10.1109/TBME.1986.325695.
- [93] N. M. Arzeno, Z. D. Denget, C. S. Poon, "Analysis of First-Derivative Based QRS Detection Algorithms," in *IEEE Transactions on Biomedical Engineering*, vol. 55, no. 2, pp. 478-484, Feb. 2008. DOI : 10.1109/TBME.2007.912658.

[94]J. N. Kutz et D. S. Jun, "Multi-Resolution Dynamic Mode Decomposition," Cornell University Library, arXiv, 2015. arXiv : 1506.00564 [21] D. Tchiotso, "Modélisations polynomiales des signaux ECG : Application à la compression," Thèse de doctorat de l'Institut National Polytechnique de Lorraine, 2007. HAL Id : tel-00197549

[95] PFE DOCTEUR DE L'UNIVERSITE D'AIX-MARSEILLE Contribution à l'Amélioration des Performances d'une Chaîne de Mesure de la Fréquence Cardiaque en Milieu Bruité.

[96]- P.KEERTHI et G.UMAMAHESWARA. « Matlab based GUI for arrhythmia detection using wavlet transform ». International journal of advanced research in electrical, Vol. 4, February 2015.

[97]- R.BENALI : « Analyse de signal ECG par réseau adaptatif d'ondelettes en vue de la reconnaissance de pathologies cardiaques ». Thèse de doctorat, université d'Abou Bekr Belkaid (Algérie), 2013.

complex physiologic time series ». physical Review letters 89, 068102, 2002.

[98]- D. Buchla & W. McLachlan, Applied Electronic Instrumentation and Measurement, MacMillan, 1992

[99]- D.M. Considine, Encyclopedia of instrumentation and control, McGraw-Hill Book

[100]- H. J. A. M. Heijmans, Morphological image operators, Academic Press, Boston, 1994

[101]- <http://userpages.irap.omp.eu/~hcarfantan/Matlab/MatlabSignal.pdf>

[102]- Digital Signal Processing Committee of the IEEE Acoustics, Speech, and Signal Processing Society, eds. Programs for Digital Signal Processing. New York: IEEE Press, 1979, Algorithm 5.2.

[103]- Jackson, L. B. Digital Filters and Signal Processing. 3rd Ed. Boston: Kluwer Academic Publishers, 1996.

[104]- Mitra, Sanjit K. Digital Signal Processing: A Computer Based Approach. New York: McGraw-Hill, 1998.

[105]- Analyse et traitement du signal : Bibliothèque de la faculté de Technologie, ISBN : 978-2-7298-3194-3.

[106]- Patrick Flandrin - Temps-fréquence. Editions Hermes - 1998.

[108]- SCHELLENBERGER, Sven, SHI, Kilin, STEIGLEDER, Tobias, et al. A dataset of clinically recorded radar vital signs with synchronised reference sensor signals. Scientific data, 2020, vol. 7, no 1, p. 1-11.

[109]- SHAFFER, Fred et GINSBERG, J. P. An overview of heart rate variability metrics and norms. Frontiers in public health, 2017, vol. 5, p. 258.

Résumé

La technologie radar, longtemps réservée au domaine militaire, est maintenant disponible dans le domaine civil pour l'avertissement de collision automobile, ainsi que dans le secteur biomédical pour la mise au point de systèmes de « monitoring » permettant de suivre de manière non invasive les fonctions vitales du patient telles que la respiration ou le rythme cardiaque, notre projet présente les bases de la cardiologie : l'anatomie du cœur, le réseau vasculaire, Et la genèse du battement cardiaque, puis il introduit les différentes techniques

D'enregistrement des signaux ECG consiste le traitement et l'analyse des signaux biomédicaux tels que L'Electrocardiogramme, Phono cardiogramme (PCG), Electro-oculogramme(EOG)...Ensuite nous avons présenté une description générale sur les radars les différents types de radars tout en rapportant leur théorie de base et leur principe de fonctionnement. Puis on a parlé sur bio radar qui est introduit en rapportant son principe de

Fonctionnement dans le domaine biomédical permettant de détecter les signaux biomédicaux les résultats consiste à présenter les méthodes de traitement de signaux biomédicaux à partir d'une base de données data.m, Permettant d'extraire les paramètres vitaux qui servent au monitoring de l'état de santé de patients.

Mots clés

Télé médecine, Télé- cardiologie, Télésurveillance, Electrocardiogramme, Phono cardiogramme, Photoplytsmogramme, Matlab

Abstract

Radar technology, long reserved for the military field, is now available in the civil field for motor vehicle collision warning, as well as in the biomedical sector for the development of "monitoring" systems to non-invasively monitor the patient's vital functions such as breathing or heart rate, our project presents the basics of cardiology: the anatomy of the heart, the vascular network, And the genesis of the heartbeat, then it introduces the different techniques

ECG signal recording consists of the processing and analysis of biomedical signals such as Electrocardiogram, Phono cardiogram (PCG), electro-oculogram (EOG)... Then we presented a general description on the radars the different types of radars while reporting their basic theory and their principle of operation. Then we talked about bio radar which is introduced by reporting its principle of

Operation in the biomedical Field to detect biomedical signals the results is to present the methods of processing biomedical signals from a database data.m, Allowing to extract the vital parameters that are used to monitor the state of health of patients.

Mots clés

Telemedicine, Tele- cardiology, Telemonitoring, Electrocardiogram, Phono cardiogram, Photoplytsmogram, Matlab.