

الجمهورية الجزائرية الديمقراطية الشعبية

REPUBLIQUE ALGERIENNE DEMOCRATIQUE ET POPULAIRE

وزارة التعليم العالي والبحث العلمي

Ministère de l'Enseignement Supérieur et de la Recherche Scientifique

جامعة أبي بكر بلقايد - تلمسان

Université Aboubakr Belkaïd – Tlemcen –

Faculté de TECHNOLOGIE



THESE

Présentée pour l'obtention du **grade de DOCTORAT 3^{ème} Cycle**

En : Génie Biomédical

Spécialité : Instrumentation Biomédicale

Par : FANDI Radia Epouse ALLAL

Sujet

*L'évaluation de l'influence des variations des paramètres
du signal ECG sur le signal PCG*

Soutenue publiquement, le 07 / 02 / 2019 , devant le jury composé de :

M. DEBBAL Sidi Mohammed	Professeur	Université de Tlemcen	Président
M. HADJ SLIMANE Zine-Eddine	Professeur	Université de Tlemcen	Directeur de thèse
M. MERAD Lotfi	Professeur	ESSA Tlemcen	Examineur
M. DJEBBARI Abdelghani	MCA	Université de Tlemcen	Examineur

Dédicace

Je dédie ce modeste travail

A mon très cher fils,

A celle qui m'a donné la vie, symbole de tendresse, qui s'est sacrifiée pour ma réussite, à ma mère, ma confidente et mon amie.

A mon mari pour ces encouragements

A mon père, qui n'a pas cessé de m'encourager

A toute la famille FANDI et la famille ALLAL

A mon adorable amie, Souhila

Remerciement

Nous remercions ALLAH le Tout-puissant de nous avoir donné le courage, la volonté et la patience de mener à terme le présent travail.

Je tiens tout d'abord à exprimer ma profonde gratitude à monsieur le professeur HADJ SLIMANE Zine-Eddine pour avoir encadré et dirigé mes travaux de recherche, et pour le soutien apporté et la confiance accordée durant ces années de doctorat en étant toujours disponible et encourageant. Ses conseils, sa rigueur scientifique et ses valeurs humaines m'ont bien guidée.

Je tiens aussi à remercier Monsieur DEBBAL Sidi Mohammed professeur à l'université de Tlemcen qui m'a fait l'honneur de présider ce jury.

Je remercie vivement les membres du jury: Monsieur DJEBBARI Abdelghani professeur à l'université de Tlemcen et Monsieur MERAD Lotfi professeur à l'école supérieure en science appliquées (ESSA) qui ont accepté de faire partie des membres de jury.

Liste des figures	
Liste des tableaux	
Introduction générale	

Chapitre I : Généralités sur le signal électrocardiogramme et le signal phonocardiogramme

I.1. Introduction.....	1
I.2. Rappel anatomo-physiologique du cœur.....	1
I.3. L'électrocardiogramme.....	2
I.3.1. Origine de l'activité électrique.....	3
I.3.2. Système de conduction du cœur.....	4
I.3.3. Principe d'enregistrement de l'électrocardiogramme	5
I.3.3.1. Notion de dipôle électrique	6
I.3.3.2. Les électrodes d'enregistrement	6
I.3.3.3. Système de dérivations de l'ECG	7
I.3.3.4. Analyse des dérivations bipolaires des membres durant un cycle cardiaque.....	10
I.3.4. Analyse de l'aspect normal du tracé d'un ECG.....	14
I.4. L'activité mécanique du cœur	15
I.4.1. Les valves cardiaques	16
I.4.2. L'auscultation cardiaque.....	17
I.4.3. Le phonocardiogramme	19
I.4.4. Description des bruits cardiaques	19
I.4.5. Variation pathologiques des bruits du cœur	22
I.4.6. Les bruits surajoutés	22
I.4.7. Les souffles cardiaques	24
I.4.8. La phonocardiographie	25
I.4.9. Les caractéristique spectro-temporelles du signal PCG	26
I.5. Relation ECG-PCG	26
I.6. Conclusion.....	28

Chapitre II : Exploration fonctionnelle cardiaque par l'Electrocardiogramme et le Phonocardiogramme

II.1. Introduction	29
II.2. Description du dispositif à réaliser	29
II.2.1. Réalisation du phonocardiogramme	30
II.2.2. Réalisation de l'électrocardiogramme	33
II.2.3. Processus d'acquisition	35
II.2.3. Conception et interprétation des résultats	36
II.2.4. Estimation de la densité spectrale de puissance du signal PCG.....	38

II.2.5. Estimation de la densité spectrale de puissance du bruit B1 et B2.....	40
II.3. Conclusion	41

Chapitre III Synthèse des méthodes de segmentation des signaux PCG

III.1. Introduction.....	42
III.2. Synthèse des méthodes.....	42
III.3. Conclusion.....	49

Chapitre IV : Nouvelles approches pour la segmentation des bruits cardiaques

IV.1. Introduction.....	50
IV.2 la segmentation des bruits cardiaques basée sur la corrélation entre l'ECG et le PCG.....	53
IV.2.1 annotation manuelle des signaux	53
IV.2.2 La corrélation et la définition des nuages de points.....	54
IV.2.3 La mesure automatique des intervalles B11 et B22 à partir du signal ECG.....	57
IV.2.4 La mesure de l'intervalle de la durée systolique.....	57
IV.2.5. Description de l'algorithme proposé.....	57
IV.3. Résultats expérimentaux et discussions.....	58
IV.4. La segmentation des bruits cardiaques basée sur la détection de l'enveloppe du signal PCG.....	62
VI.4.1. Définition du début des complexes QRS et la fin des ondes T.....	62
VI.4.2. Détection et lissage de l'enveloppe du signal PCG (EPCG).....	63
IV.4.3. Elimination des fluctuations de la ligne de base.....	63
IV.4.4. Définition du début des bruits cardiaques B1 et B2 à partir du signal ECG.....	65
VI.4.4.1. Définition du début de B1 (DB1).....	66
VI.4.4.2. Définition du début de B2 (DB2).....	66
VI.4.5. Le calcul de la dérivée de l'enveloppe du signal PCG (DPCG).....	66
VI.4.6 Détection des maximums des bruits cardiaques (MB1 & MB2).....	66
VI.4.7. Définition de la fin des bruits cardiaques FB1et FB2.....	66
VI.4.8. Résultats expérimentaux et discussions.....	67
IV.3. Conclusion	71

Chapitre V : Etude corrélative entre les paramètres du signal ECG et les paramètres du signal PCG

V.1. Introduction.....	72
V.2. La corrélation.....	72
V.2.1. Relation et dépendance entre deux variables	72
V.2.2. Le diagramme de corrélation.....	73
V.3. Définition du coefficient de corrélation	75
V.4. Les différents outils d'analyse corrélative appliqués au signal ECG et PCG.....	75
V.4.1. Le coefficient de Bravais-Pearson.....	75
V.4.2. Le coefficient de corrélation de rang de Spearman.....	76
V.5. la corrélation entre les différents paramètres.....	76
V.6. Résultats et discussion	77
V.7. Conclusion	90

Table des figures

Figure I.1 : position du cœur dans le corps humain	1
Figure I.2 : schéma fonctionnel du cœur.....	2
Figure I.4 : succession des potentiels d'action dans quelques parties du cœur pendant un battement, la succession de potentiels engendrés dans le cœur est représentée de haut en bas.....	4
Figure I.5 : Système de conduction du cœur.....	5
Figure I.6 : Emplacement des électrodes suivant le triangle d'Einthoven.....	9
Figure I.7 : Système d'enregistrement des trois dérivations des membres augmentées.....	10
Figure I.8 : Emplacement des électrodes et aspect des dérivations précordiales de V1 à V6.....	10
Figure I.9 : (a) excitation du nœud auriculo ventriculaire. (b) : début de dépolarisation des oreillettes.....	11
Figure I.10 : (a) : la conduction auriculo-ventriculaire. (b) et (e) : La dépolarisation du septum inter-ventriculaire.....	12
Figure I.11 : (a) et (b) La dépolarisation des ventricules.....	13
Figure I.12 : (a) dépolarisation complète des ventricules. (b) début de la repolarisation ventriculaire.....	13
Figure I.13 : La repolarisation complète du cœur.....	14
Figure I.14 : Les différentes ondes constituant un enregistrement ECG normal.....	14
Figure I.15 : les différentes cavités du cœur.....	16
Figure I.16 : les valves cardiaques.....	17
Figure I.17 : Un stéthoscope.....	18
Figure I.18 : Les foyers d'auscultation.....	19

Figure I.19: le signal phonocardiogramme normal.....	19
Figure I.20 : Exploration du système cardiovasculaire : ECG, Bruit du cœur (PCG).....	21
Figure I.21 : les principaux bruits et souffles cardiaques	21
Figure I.22 : Les bruits surajoutés.....	23
Figure I.23 : la chronologie et la morphologie des différents souffles cardiaques.....	25
Figure I.24 : a) le signal électrocardiogramme, b) le signal phonocardiogramme.....	26
Figure II.1: Schéma bloc du dispositif à réaliser.....	29
Figure II.2 : le microphone a électret.....	30
Figure II.3 : le capteur réalisé.....	31
Figure II.4 : schéma électrique du circuit PCG réalisé.....	32
Figure II.5 : circuit PCG réalisé sur plaque d'essai.....	33
Figure II.6 : signal PCG visualisé sur l'oscilloscope.....	33
Figure II.7 : la carte ECG commercialisée (Analog Heart Rate Monitor Sensor).....	34
Figure II.8 : connexion de la carte ECG avec le patient et la carte d'acquisition.....	34
Figure II.9 : la carte d'acquisition Arduino Uno.....	35
Figure II.10 : configuration des pins du microcontrolleur ATmega 328P.....	36
Figure II .11: Processus d'acquisition des signaux ECG et PCG en simultané et en temps réel.....	36
Figure II.12 : Acquisition du signal PCG sur le traceur série du logiciel Arduino.....	37
Figure II.13 : Acquisition du signal ECG sur le traceur série du logiciel Arduino.....	37
Figure II.14 : Acquisition en simultanée du signal ECG et le PCG en temps réel (patient1).....	37
Figure II.15 : Acquisition en simultanée du signal ECG et le PCG en temps réel (patient2).....	38
Figure II.16 : Enregistrement en temps réel d'un signal PCG.....	39

Figure II.17: Estimation de la densité spectrale de puissance du signal PCG par la méthode de pwelch et par la méthode de la FFT.....	39
Figure II.18 : Estimation de la densité spectrale de puissance du signal PCG par la méthode de Yule-walker, de Burg et de la covariance modifiée.....	40
Figure II.19 : Estimation de la densité spectrale de puissance du bruit B1 et B2.....	40
Figure III.1: La localisation de S1 et S2 par les trois méthodes	44
Figure III.2 : les Enveloppes du signal PCG obtenus par les différentes méthodes	45
Figure III.3: Algorithme de segmentation des signaux PCG pathologique.....	46
Figure III.4: Segmentation du signal PCG en partie systolique et diastolique pour un cas normale à droite et un autre pathologique (PCG avec VSD) à gauche.....	48
Figure IV.1 : Le moment des bruits du Cœur dans un cycle cardiaque. Le haut et le bas correspondent respectivement aux signaux ECG et PCG.....	51
Figure IV.2: le diagramme synoptique de l'algorithme proposé.....	53
Figure IV.3: L'enregistrement simultané du signal PCG avec le signal ECG avec les intervalles calculés.....	54
Figure IV.4: Série réelle simultanée des intervalles RR et B11 ainsi que le nuage de point correspondant pour le cas normal ($r_p = 0.97$) et ($B11_A = 0.95 * RR + 49$).....	55
Figure IV. 5 : Série réelle simultanée des intervalles TT et B22 et le nuage de point correspondant pour le cas normal($r_p = 0.95$) et ($B22_A = 0.95 * TT + 46$).....	55
Figure IV.6: série réelle simultanée des intervalles RR et B11 et le nuage de point correspondant pour le cas pathologique($r_p = 0.98$)et ($B11_A = 0.98 * RR + 58$).....	56
Figure IV.7 : série réelle simultanée des intervalles TT et B22et le nuage correspondant pour le cas pathologique($r_p = 0.89$) et($B22_A = 0.85 * TT + 50$).....	56
Figure IV.8: Evaluation des performances de l'algorithme proposé pour la mesure manuelle de l'intervalle de la durée systolique par une représentation en box plot (cas normal).....	61

Figure IV.9: Evaluation des performances de l'algorithme proposé pour la mesure manuelle de l'intervalle de la durée systolique par une représentation en box plot (cas pathologique).....	61
Figure IV.10: Le diagramme synoptique de l'algorithme proposé.....	62
Figure IV.11: le signal phonocardiogramme (noir), l'enveloppe du signal après lissage (rouge).....	64
Figure IV.12: élimination des fluctuations de la ligne de base de l'enveloppe du signal PCG. (a) EPCG avec seuillage. (b) le résultat après le seuillage.....	64
Figure IV. 13 : Définition du début des bruits cardiaques B1 et B2 à partir du signal ECG: a) le signal ECG avec annotation des DQ (rouge) et FT (bleu). b) projection des DQ et FT sur le signal EPCG.....	65
Figure IV.14 : Détection des pics du signal EPCG en utilisant la dérivée du signal (a) l'enveloppe du signal phonocardiogramme (EPCG) (b) la dérivée du signal EPCG (c) la détection des pics.....	67
Figure IV.15: Evaluation des performances de l'algorithme proposé pour la mesure manuelle de l'intervalle de la durée systolique par une représentation en box plot (cas normal).....	70
Figure IV.16: Evaluation des performances de l'algorithme proposé pour la mesure manuelle de l'intervalle de la durée systolique par une représentation en box plot (cas pathologique).....	70
Figure V.1 : Relation et dépendance entre deux variables.....	73
Figure V.2 : l'intensité de la relation entre deux variables.....	73
Figure V.3: La forme de relation entre deux variables.....	74
Figure V.4 : Le sens de la relation.....	74
Figure V.5: Les différents paramètres extraits à partir du signal ECG et du signal PCG.....	77
Figure V.6 :(a) la représentation de deux séries réelles des intervalles RR et B11. (b) le nuage de point correspondant au coefficient de Pearson pour le cas normal.....	78

FigureV.7: (a) la représentation de deux séries réelles des intervalles RR et B11 (b) le nuage de point correspondant au coefficient de Spearman pour le cas normal.....	79
FigureV.8 : (a) la représentation de deux séries réelles des intervalles RR et B11 (b) le nuage de point correspondant au coefficient de Pearson pour le cas pathologique.....	79
FigureV.9 :(a) la représentation de deux séries réelles des intervalles RR et B11 (b) le nuage de point correspondant au rang de Spearman pour le cas pathologique.....	80
Figure V.10 : (a) la représentation de deux séries réelles des intervalles B12 (systP) et RT (systE) (b) le nuage de point correspondant au coefficient de Pearson pour le cas normal.....	80
Figure V.11 : (a) la représentation de deux séries réelles des intervalles B12 (systP) et RT (systE) (b) le nuage de point correspondant au coefficient de Spearman pour le cas normal.....	81
Figure V.12 : (a) la représentation de deux séries réelles des intervalles B12 (systP) et RT (systE) (b) le nuage de point correspondant au coefficient de Pearson pour le cas pathologique.....	81
Figure V.13 : (a) la représentation de deux séries réelles des intervalles B12 (systP) et RT (systE) (b) le nuage de point correspondant au coefficient de Spearman pour le cas pathologique.....	82
Figure V.14: (a) la représentation de deux séries réelles des intervalles B21 (diastP) et TR (diastE) (b) le nuage de point correspondant au coefficient de Pearson pour le cas normal.....	82
Figure V.15: (a) la représentation de deux séries réelles des intervalles B21 (diastP) et TR (diastE) (b) le nuage de point correspondant au coefficient de Spearman pour le cas normal.....	83
FigureV.16 (a) la représentation de deux séries réelles des intervalles B21 (diastP) et TR (diastE) (b) le nuage de point correspondant au coefficient de Pearson pour le cas pathologique.....	83

FigureV.17 : (a) la représentation de deux séries réelles des intervalles B21 (diastP) et TR (diastE) (b) le nuage de point correspondant au coefficient de Spearman pour le cas pathologique.....	84
FigureV.18 : (a) la représentation de deux séries réelles des intervalles B21 (diastP) et TR (diastE) (b) le nuage de point correspondant au coefficient de Pearson pour le cas normal.....	84
Figure V.19: (a) la représentation de deux séries réelles des intervalles B21 (diastP) et TR (diastE) .(b) le nuage de point correspondant au coefficient de Spearman pour le cas normal.....	85
FigureV.20 : (a) la représentation de deux séries réelles des intervalles B21 (diastP) et TR (diastE). (b) le nuage de point correspondant au coefficient de Pearson pour le cas pathologique.....	85
Figure V.21: (a) la représentation de deux séries réelles des points TT et B11. (b) le nuage de point correspondant au coefficient de Pearson pour le cas normal	86
Figure V.22 (a) la représentation de deux séries réelles des points TT et B11. (b) le nuage de point correspondant au coefficient de Spearman pour le cas normal	86
FigureV.23: (a) la représentation de deux séries réelles des points TT et B11. (b) le nuage de point correspondant au coefficient de Pearson pour le cas pathologique	87
Figure V.24: : (a) la représentation de deux séries réelles des points TT et B11. (b) le nuage de point correspondant au coefficient de Spearman pour le cas pathologique	87
Figure V.25 : (a) la représentation de deux séries réelles des points RR et B22. (b) le nuage de point correspondant au coefficient de Pearson pour le cas normal	88
FigureV.26: (a) la représentation de deux séries réelles des points RR et B22. (b) le nuage de point correspondant au coefficient de Spearman pour le cas normal	88

FigureV.27: (a) la représentation de deux séries réelles des points RR et B22. (b) le nuage de point correspondant au coefficient de Pearson pour le cas pathologique89

Figure V.28: (a) la représentation de deux séries réelles des points RR et B22. (b) le nuage de point correspondant au coefficient de Spearman pour le cas pathologique89

Liste des Tableaux

Tableau I.1 : Les caractéristiques spectro-temporelle du signal PCG.....	26
Tableau II.1 : Estimation de la bande fréquentielle de B1 et B2.....	40
Tableau III.1 : Résultats (Sensitivité (Sens %) et valeurs prédictives positives (VPP %)) issus des 11 méthodes de localisation des sons cardiaques, mesurées sur 1539 S1 et S2 et sur 3 niveaux de bruit différents.....	45
Tableau III.2 : Résumé de la durée moyenne des bruits cardiaques B1 et B2, pour des signaux PCG variés (N, OS, ES, LS and PAS).....	47
Tableau IV.1 : les coefficients de corrélation correspondant à la corrélation de RR, TT avec B11 et B22 respectivement (pour le cas normal et le cas pathologique).....	58
Tableau IV.2 : Comparaison des résultats obtenus par les deux experts avec le résultat obtenu par la méthode développée pour le cas normal.....	59
Tableau IV.3 : Comparaison des résultats obtenus par les deux experts avec le résultat obtenu par la méthode développée pour le cas pathologique.....	59
Tableau IV.4 : Comparaison de la durée systolique calculée par les deux experts et la durée systolique obtenue automatiquement (cas normal).....	59
Tableau IV.5 : Comparaison de la durée systolique calculée par les deux experts et la durée systolique obtenue automatiquement (cas pathologique).....	59
Tableau VI.6 : La différence de la moyenne entre les mesures automatiques et manuelles de $B1_b$ exprimée par moyenne \pm l'écart-type ($B1_b$ représente le début du premier bruit cardiaque).....	60

Tableau IV. 7: La différence de la moyenne entre les mesures automatiques et manuelles de $B2_b$ exprimée par moyenne \pm l'écart-type ($B2_b$ représente le début du deuxième bruit cardiaque).....	60
Tableau IV.8: Résultats obtenus avec les mesures manuelles et automatiques. La différence entre les mesures automatiques et manuelles de l'intervalle de la durée systolique et entre les deux experts sont exprimés par moyenne \pm l'écart-type.....	60
Tableau VI.9 : Comparaison des résultats obtenus par les deux experts avec le résultat obtenu par la méthode développée pour le cas normal.....	68
Tableau VI.10 : Comparaison des résultats obtenus par les deux experts avec le résultat obtenu par la méthode développée pour le cas pathologique.....	68
Tableau VI.11 : Comparaison de la durée systolique calculée par les deux experts et la durée systolique obtenue automatiquement (cas normal).....	68
Tableau VI.12: Comparaison de la durée systolique calculée par les deux experts et la durée systolique obtenue automatiquement (cas pathologique).....	68
Tableau VI.13 : La différence de la moyenne entre les mesures automatiques et manuelles de $B1_b$ exprimée par moyenne \pm l'écart-type ($B1_b$ représente le début du premier bruit cardiaque).....	69
Tableau VI.14: La différence de la moyenne entre les mesures automatiques et manuelles de $B2_b$ exprimée par moyenne \pm l'écart-type ($B2_b$ représente le début du deuxième bruit cardiaque).....	69
Tableau VI.15: Résultats obtenus avec les mesures manuelles et automatiques. La différence entre les mesures automatiques et manuelles de l'intervalle de la durée systolique et entre les deux experts sont exprimés par moyenne \pm l'écart-type.....	69
Tableau V.1 : les coefficients de corrélation entre les différents paramètres.....	78

INTRODUCTION GENERALE

Le cœur constitue l'organe moteur du système cardiovasculaire, il est considéré comme un organe noble par rapport à sa structure et à sa fonction de pompage qui permet de distribuer du sang dans tout l'organisme.

Les progrès de la microélectronique et de l'informatique a permis le développement d'une médecine plus pointue en améliorant les appareils de diagnostic ou de traitement existants et d'en créer de nouveaux qui utilisent des techniques plus élaborés. Parmi ces appareils l'électrocardiographe, et les stéthoscopes électroniques.

L'électrocardiographe est un dispositif médical très utilisé par les cardiologues. Il permet l'enregistrement de l'activité électrique du cœur (l'électrocardiogramme). L'auscultation des sons cardiaques a été reconnue comme l'approche fondamentale mondiale dans le pronostic des maladies cardiovasculaires préemptives (MCV). Confrontant les limites intrinsèques de l'auscultation traditionnelle, l'auscultation automatique assistée par ordinateur à l'aide d'un stéthoscope électronique constitue un moyen efficace, intelligent et rentable pour l'analyse quantitative et qualitative des bruits cardiaques

L'électrocardiogramme (ECG) regroupe trois paramètres importants P, QRS, T qui caractérisent l'activité cardiaque, et un quatrième paramètre d'importance non encore identifié l'onde U.

Le phonocardiogramme représente l'enregistrement des bruits cardiaques à l'aide d'un stéthoscope électronique.

L'analyse du signal phonocardiogramme a fait l'objectif de plusieurs travaux avec différentes méthodes de traitement de signal. Le processus de segmentation des signaux PCG est une étape importante dans l'analyse du signal phonocardiogramme. Elle consiste à décomposer le signal PCG en quatre parties essentielles: S1, systole, S2 et diastole. Au fait, l'utilisation du signal ECG comme référence pour la localisation des bruits cardiaques a fait son apparition dans les années 1987. Et peu de recherches ont été suivies. Dans Lehner et al. (1987), les auteurs développent un

système pour la segmentation du signal PCG en utilisant le signal ECG et le signal carotidien comme référence. Malarvili et al. (2003). Utilisent l'énergie instantanée de l'ECG afin d'estimer la présence de B1 et B2. Dans cette étude l'auteur calcule l'enveloppe des deux signaux pour estimer que le premier de signal ECG correspond au début de B1 et le dernier point du signal ECG correspond au début du deuxième bruit cardiaque.

L'objectif de ce présent travail est d'étudier l'influence des variations des paramètres du signal ECG sur le signal PCG, ainsi de trouver le lien qui relie les paramètres de ces deux signaux.

Sachant que le premier bruit (B1) correspond à la fermeture des valves auriculo-ventriculaires (AV) (complexe QRS). Le deuxième bruit (B2) marque la fin de la systole ventriculaire et le début de la diastole ventriculaire (l'onde T) ; il est dû à la fermeture des valvules sigmoïdes (aortique et pulmonaire), des algorithmes ont été développés afin de localiser le début du bruit cardiaque B1 et B2 à partir du signal ECG.

Dans le premier chapitre, nous ferons une présentation au préalable de l'électrophysiologie cardiaque, où les concepts de base du système cardiovasculaire seront présentés.

Les différentes méthodes développées dans notre travail ont été évaluées en utilisant deux groupes différents de signaux ECG et PCG (enregistrement simultané).

Le premier groupe contient quelques enregistrements sains et pathologiques (deux patients normaux et trois patients anormaux). (Signal_data_files, 2006). Le deuxième groupe a été envoyé par le Boston Children Hospital, il consiste en une sténose aortique de sévérité différente (de 1 à 4). D'autres signaux ECG et PCG de bonne qualité ont été obtenus après réalisation d'une partie pratique. L'objectif est de réaliser une base de données médicale de signaux normaux et pathologiques. Cela va nous aider à tester nos algorithmes sur nos propres signaux sans avoir recours à d'autres bases de données. La description détaillée de la chaîne de mesure des signaux ECG et PCG réalisée sera faite dans le chapitre II.

Dans le chapitre d'après, nous avons cités les différents travaux contribuant à l'analyse du signal PCG et le signal ECG. L'analyse du signal phonocardiogramme est effectuée en utilisant différentes méthodes de traitement de signal. Nous citons particulièrement l'étude menée par Atbi et al., (2013) où l'utilisation d'un seuil pour la segmentation des bruits cardiaque pouvait contribuer à la modification de la durée du bruits cardiaques. En utilisant le signal ECG, les caractéristiques du signal PCG peuvent être localisées par une connaissance préalable des caractéristiques du signal ECG.

Dans le chapitre IV, deux nouvelles méthodes seront proposées pour extraire les paramètres du signal PCG à partir du signal ECG.

La première méthode que nous avons mise en place est basée sur la corrélation entre le signal ECG et le signal PCG. La deuxième est basée sur la segmentation des bruits cardiaques basée sur la détection de l'enveloppe du signal PCG.

Le dernier chapitre, est consacré à une étude corrélatrice entre les différents paramètres localisés. En effet, après avoir calculé les différents paramètres du signal PCG nous établissons une corrélation entre les différents paramètres du signal ECG et les paramètres du signal PCG.

Chapitre I

Généralités sur le signal électrocardiogramme et le signal phonocardiogramme

I.1. Introduction

Le cœur constitue l'organe moteur du système cardiovasculaire. Il propulse le sang à travers les vaisseaux sanguins. Le cœur atteint un débit de 5 litres par minute de sang pompé. A ce rythme, le cœur pourrait pomper plus de 7000 litres de sang par jour et 5 millions de litres par an. A travers ce chapitre, nous allons présenter des généralités sur le signal électrocardiogramme (ECG) et le signal phonocardiogramme (PCG) qui représentent respectivement l'activité électrique et mécanique du cœur.

I.2. Rappel anatomo-physiologique du cœur (Elaine et al., 2012)

Dans le corps humain, le cœur est considéré comme un organe noble par rapport à sa structure et à sa fonction de pompage qui permet de distribuer du sang dans tout l'organisme. C'est un organe musculaire creux de forme conique, situé un peu à gauche du centre du thorax, compte tenu que la pointe du cœur ou apex est orientée vers le côté gauche et vers l'avant au niveau du 5^{ème} espace intercostal (Figure I.1).



Figure I.1 : position du cœur dans le corps humain

En effet, le cœur est limité latéralement par les poumons, de haut par la trachée et les gros vaisseaux par opposition au diaphragme sur lequel il repose. Chez l'adulte, le cœur pèse environ 350 grammes, et mesure 12,5cm de longueur.

Le cœur est divisé en 4 chambres : 2 oreillettes et 2 ventricules qui communiquent deux à deux par l'intermédiaire des valves auriculo-ventriculaires. Cependant l'étude anatomique et physiologique du cœur montre qu'il existe un cœur droit et un cœur gauche.

- **Le cœur droit** : est constitué d'une oreillette droite et d'un ventricule droit séparés par la valve tricuspide. Le ventricule droit est en communication avec l'artère pulmonaire par la valve sigmoïde pulmonaire.
- **Le cœur gauche** : est constitué d'un ventricule gauche et d'une oreillette gauche séparés par la valve mitrale. Le ventricule gauche est en communication avec l'aorte par les valves sigmoïdes aortique.

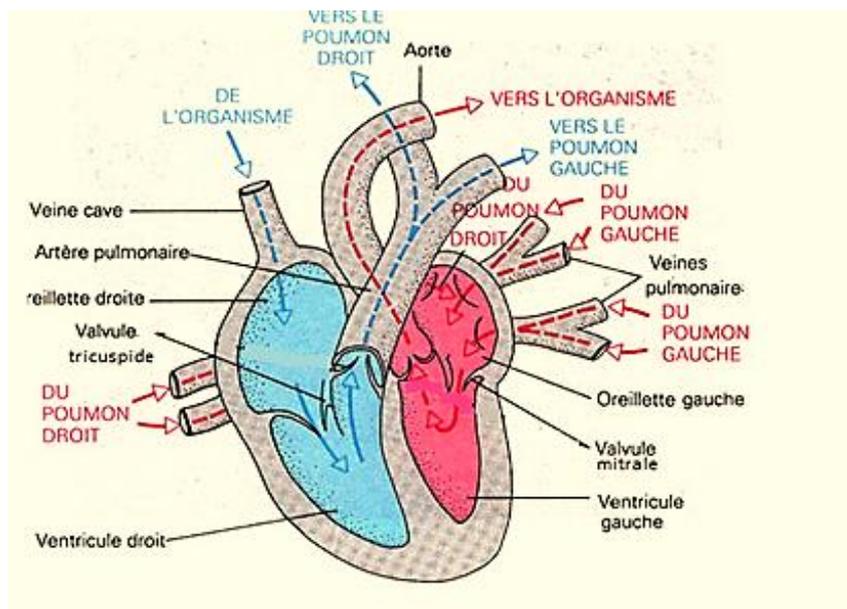


Figure I.2 : schéma fonctionnel du cœur

I.3. L'électrocardiogramme

Il est considéré comme l'examen le plus utilisé en cardiologie. Il permet un enregistrement sur support papier de l'activité électrique du cœur grâce à des électrodes placées sur des surfaces cutanées du sujet permettant une exploration dans le plan frontal par des dérivations périphériques et dans le plan horizontal par des dérivations précordiales.

I.3.1. Origine de l'activité électrique

Il existe au sein du muscle cardiaque un tissu différencié ; le tissu nodal. Il possède les mêmes propriétés que le myocarde (excitabilité, contractilité, conduction) mais qui en outre présente une propriété supplémentaire; l'automatisme (lors d'une transplantation cardiaque

l'activité électrique du cœur persiste même en dehors de l'organisme). Son rôle est de créer l'impulsion électrique suivie de la contraction, et de conduire cet influx aux différentes cavités cardiaques via le système électrique de conduction (figure I.5). Pendant la propagation de l'influx électrique, chaque cellule cardiaque est le siège des échanges membranaires dans lesquels sont impliqués différents ions : le sodium Na^+ , le potassium K^+ , le calcium Ca^{2+} et le chlorure Cl^- .

Au repos pendant la diastole électrique, il existe un équilibre entre les charges positives à l'extérieur des cellules (dues au Sodium Na^+ et au calcium Ca^{2+}) et les négatives à l'intérieur des cellules (dues à certains anions, tels aspartate et glutamate, malgré la présence d'ions positifs de potassium K^+). Cette polarisation génère une différence de potentiel électrique appelée potentiel transmembranaire diastolique ou potentiel de repos (-70 à -90mV).

Quand une impulsion électrique d'amplitude suffisante agit sur une cellule, des échanges ioniques se déroulent et définissent ainsi le potentiel d'action présenté sur la figure I.4, qui comprend les phases du processus de dépolarisation et de repolarisation définies brièvement ci-après.

La phase initiale (phase 0) du processus est nommée phase de dépolarisation rapide où le potentiel intracellulaire passe brusquement de -90mV à +20 mV, ce qui détermine la phase ascendante du potentiel d'action. Elle est caractérisée essentiellement par l'ouverture brusque des canaux de sodium, ceci permet l'entrée d'un afflux rapide d'ions Na^+ qui inversera rapidement la polarité de la cellule.

Cette phase de dépolarisation rapide est suivie par deux autres phases qui caractérisent la repolarisation de la cellule cardiaque. La première est dite phase de repolarisation initiale ou début de repolarisation caractérisée par une repolarisation de courte durée due essentiellement aux ions sortants de potassium. La seconde appelée phase en plateau : cette représentation en plateau sur la figure I.4 correspond à une repolarisation ralentie par l'entrée lente d'ions de calcium Ca^{2+} dans la cellule qui atténue l'influence des canaux K^+ continuant à sortir.

A la fin, soit après quelques minutes le tracé du potentiel d'action s'infléchit abruptement; c'est la phase de repolarisation finale. Elle est caractérisée par la fermeture des canaux à K^+ ce qui ramène la cellule à un équilibre membranaire (potentiel de repos). A cet effet la cellule devient encore une fois facilement excitable.

Il est important de noter que la morphologie et la durée de la propagation de l'influx électrique dépend de l'épaisseur de la masse myocardique qu'il parcourt (Figure I.4).

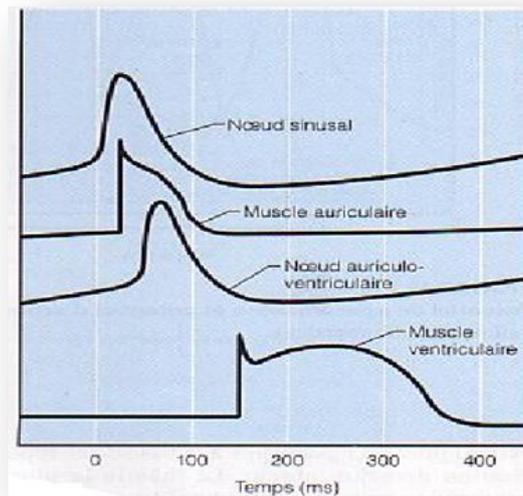


Figure I.4 : succession des potentiels d'action dans quelques parties du cœur pendant un battement, la succession de potentiels engendrés dans le cœur est représentée de haut en bas.

I.3.2. Système de conduction du cœur

Lors d'une activité cardiaque normale, la stimulation électrique du myocarde naît du nœud sinusal (pacemaker physiologique) situé à la jonction de la veine cave supérieure de l'oreillette droite. En effet il assure la fréquence cardiaque ; il émet 60 à 100 stimuli par minute (en fonctionnement normale), son automatisme est influencé par les systèmes nerveux (système sympathique et parasympathique). Par la suite l'impulsion électrique va se propager dans les deux oreillettes jusqu'au nœud auriculo-ventriculaire. Ce dernier est la seule connexion électrique possible entre les oreillettes et les ventricules. Il est situé à la base de l'oreillette droite, juste au-dessus de la valve tricuspide. Par la suite le faisceau de His qui part du nœud auriculo-ventriculaire, descend le long du septum membraneux et se divise en une branche droite et une branche gauche. Cette dernière se divise en deux branches ; antérieure gauche et postérieure gauche. Le réseau de Purkinje qui fait suite aux branches droite et gauche diffuse enfin les impulsions électriques dans le ventricule droit et le ventricule gauche.

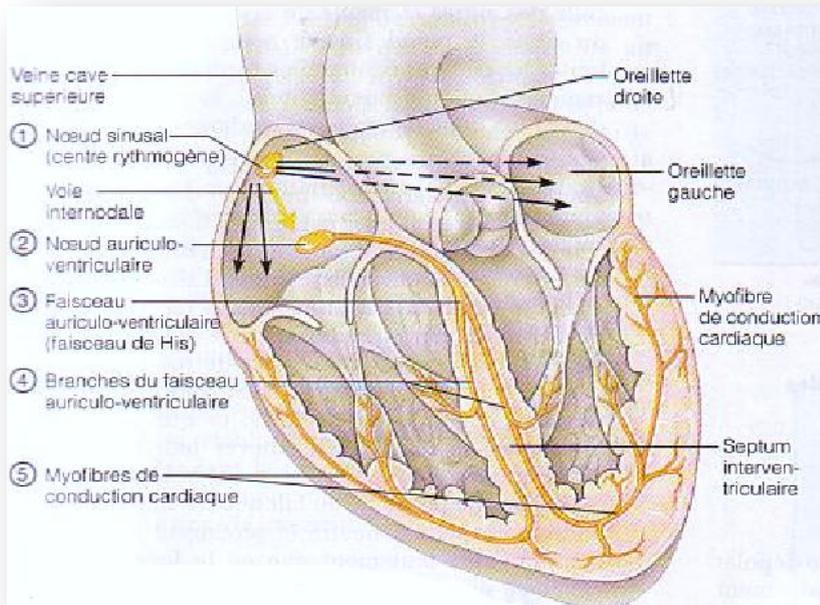


Figure I.5 : Système de conduction du cœur

I.3.3. Principe d'enregistrement de l'électrocardiogramme

Le tracé de l'électrocardiogramme visualise les différences de potentiels électriques détectés à la surface du corps par des électrodes. Les variations de voltages détectés par l'électrocardiogramme sont minimales (de l'ordre de quelques millivolts). La taille de chaque onde est le reflet du voltage généré par l'excitation d'une région du cœur. La fréquence des battements, la genèse et le rythme des excitations, l'extension des impulsions, ainsi que sur leurs perturbations éventuelles sont les principaux paramètres que peut engendrer un tracé d'ECG, par contre il n'apporte aucune information directe sur la contraction, ni sur sa fonction de pompage. (Silbernagl et al., 2000).

Les potentiels de l'ECG naissent à la limite entre les zones excitées et celles non excitées d'une cellule cardiaque sachant qu'une cellule non excitée ou totalement excitée se manifeste par un potentiel nul enregistré sur la ligne de base du tracé ECG (Voir figures (1.9.1C et 1.9.1H)). L'onde de dépolarisation qui se répand dans le cœur durant chaque cycle cardiaque a des propriétés vectorielles de formes diverses qui se distinguent par leur direction et leur amplitude. (Andrew et al., 2011). Par convention, on attribue aux ondes principales de l'ECG les lettres P, Q, R, S, T et U, où chaque onde représente la dépolarisation (décharge) ou la

repolarisation (recharge) électrique d'une certaine région du cœur (défini dans la partie précédente).

I.3.3.1. Notion de dipôle électrique

Il a déjà été expliqué dans les parties précédentes que à un instant donné de la dépolarisation myocardique, il existe des zones électronegatives (fibres dépolarisées) et des zones électropositives (fibres encore à l'état de repos). Ces charges électriques négatives et positives constituent des dipôles (ECG de repos).

Pour mieux comprendre l'origine de ces ondes et la technique de leurs enregistrement, il est important de mentionner que par convention, lorsqu'une onde d'activation (un vecteur instantané de dépolarisation ou de repolarisation) s'approche de l'électrode enregistreuse entraîne une déflexion positive (tracé vers le haut sur l'ECG), si au contraire l'onde se dirige en sens opposé la déflexion sera évidemment négative (tracé vers le bas sur l'ECG), alors qu'une onde d'activation orientée perpendiculairement à l'électrode enregistreuse donne une déflexion diphasique (déflexions de polarité inverse : négative/positive ou positive/négative) ou nulle. (Adam, 2001). La même onde d'activation peut se traduire par une déflexion positive ou négative mais aussi d'amplitude variable, et cela dépend de la masse musculaire et l'orientation de l'électrode qui enregistre en effet, la succession de l'ensemble des ondes d'activations (vecteurs instantanés) permet la construction de l'ECG dont la morphologie se répète à chaque battement cardiaque.

I.3.3.2. Les électrodes d'enregistrement

La polarisation des électrodes métalliques au contact des milieux biologiques (génèrent de nouveaux potentiels qui vont interférer avec les potentiels à mesurer) impose dans ce cas l'utilisation des électrodes impolarisables (choisies de telle sorte que leurs potentiels propres ne perturbent pas le potentiel à mesurer). L'enregistrement des potentiels (ou plutôt de différences de potentiel) pour l'exploration de l'activité électrique du cœur peut s'effectuer de deux manières :

Dans la technique d'enregistrement monopolaire, une électrode de mesure est placée à l'endroit où l'on souhaite obtenir la mesure, et son potentiel est comparé à celui d'une électrode de référence qui donne une valeur moyenne du potentiel de l'ensemble du système sur lequel s'effectue la mesure.

Dans la technique **bipolaire**, en revanche, la différence de potentiel est mesurée entre deux électrodes de mesure (comparaison du potentiel d'une électrode positive par rapport à une autre négative). (Adam, 2001).

I.3.3.3. Système de dérivations de l'ECG

La dérivation en électrocardiographie représente différents aspects de l'activité électrique du cœur. En effet, elle correspond à une droite qui relie les deux points d'observation de l'activité électrique du cœur à partir desquels on mesure une différence de potentiel électrique. Pour obtenir l'électrocardiogramme, l'appareil utilise les informations recueillies par l'intermédiaire des électrodes qui sont placées sur un sujet de façon à explorer la quasi-totalité du champ électrique cardiaque. En générale, en cardiologie clinique, on utilise 10 électrodes pour récupérer 12 dérivations : 4 électrodes des membres et 6 électrodes thoraciques. Cette série de 12 dérivations a donné son nom à l'ECG 12 dérivations.

Le cœur est supposé être au centre d'un système d'axes répartis dans deux plans orthogonaux : le plan frontal (vertical) et le plan transversal (horizontal). Les directions de mesure standardisées se situent dans ces deux plans.

- Au niveau du plan frontal (vertical) :
 - ✓ 3 dérivations bipolaires d'Einthoven sur les membres : DI, DII et DIII,
 - ✓ 3 dérivations unipolaires augmentées de Goldberger, sur les membres : aVR, aVL et aVF,
- Au niveau du plan transversal (horizontal) :
 - ✓ 6 dérivations unipolaires précordiales, de Kossman : V1, V2, V3, V4, V5 et V6. (CABASSON, 2008)

a. Les dérivations bipolaires des membres (dérivations périphériques)

Se situent dans le plan frontal sont enregistrées en considérant que le cœur est au centre d'un triangle équilatéral (triangle d'Einthoven) formé à partir d'électrodes placées au niveau des poignets droit et gauche, et au niveau de la cheville gauche. Une électrode indifférente est placée à la jambe droite afin de minimiser les interférences électriques.

- ✓ VL représente le potentiel du bras gauche (Left).
- ✓ VR représente le potentiel du bras droit (Right).

✓ VF représente le potentiel du pied gauche (Foot).

Ces trois potentiels que l'on peut enregistrer sous la forme de différence de potentiel en les combinant deux à deux (triangle d'Einthoven) on obtient trois dérivations bipolaires (figure I.6):

- $D1 = VL - VR$
- $D2 = VF - VR$
- $D3 = VF - VL$

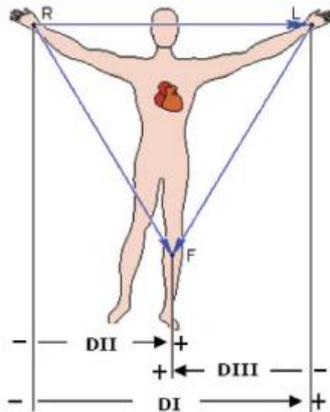


Figure I.6 : Emplacement des électrodes suivant le triangle d'Einthoven

b. Les dérivations unipolaires des membres

En plus de ces trois dérivations bipolaires du plan frontal, trois dérivations monopolaires augmentées (aVR, aVL, aVF) sont définies dans ce même plan. Une électrode est connectée aux deux autres membres à travers une résistance électrique. Le potentiel de cette électrode est réduit à un niveau très bas. Ceci a une conséquence importante : Sur l'ECG ; le voltage de déflexion est augmentée. On obtient ainsi :

Trois dérivations monopolaires des membres (figure I.7), ce qui fait un total de 6 dérivations dans le plan frontal (trois bipolaires et trois monopolaires).

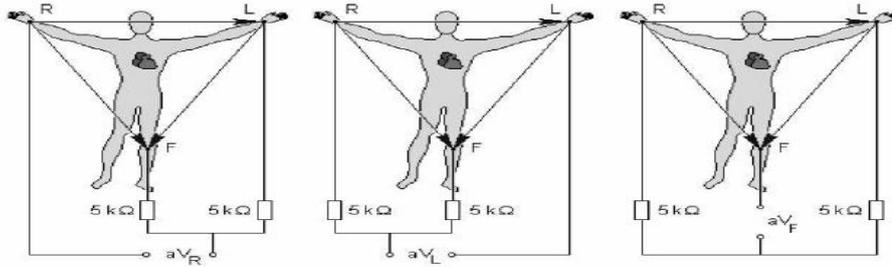


Figure I.7 : Système d'enregistrement des trois dérivations des membres augmentées.

c. Les dérivations précordiales

Les dérivations précordiales se situent dans le plan transversal (horizontal) et elles sont toutes monopolaires. Elles sont définies principalement par six dérivations précordiales numérotées de V1 à V6, chacune de ces dérivations correspond à une électrode directement placée sur le thorax du patient, en regard du cœur (Figure I.8).

L'interprétation de l'électrocardiogramme dans le cas des dérivations périphériques s'effectue sur la théorie de dipôle, et sur la théorie du feuillet pour ce qui concerne l'interprétation de l'électrocardiogramme dans le cas des dérivations précordiales.

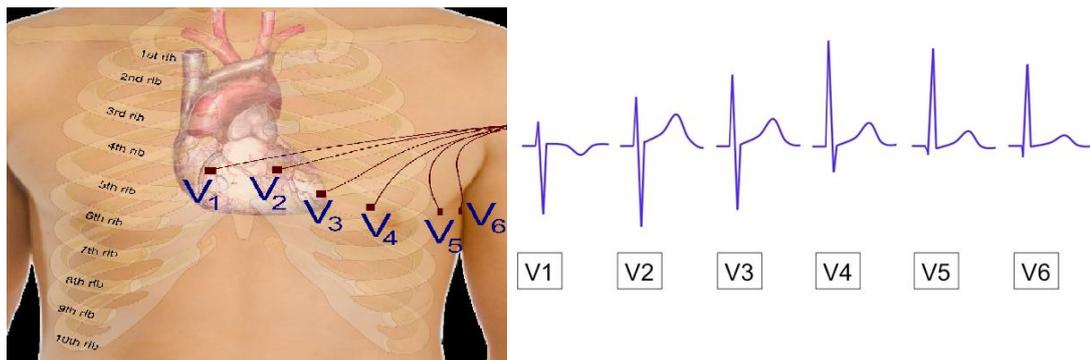


Figure I.8 : Emplacement des électrodes et aspect des dérivations précordiales de V1 à V6

I.3.3.4. Analyse des dérivations bipolaires des membres durant un cycle cardiaque

La partie suivante va interpréter l'aspect des dérivations bipolaires des membres durant la dépolarisation de chaque région du cœur pour un cycle cardiaque. La dépolarisation du nœud sino-auriculaire, est un évènement spontané qui ne présente aucune onde sur le tracé de l'ECG (Andrew et al., 2011) (figure I.9.a), donc c'est la propagation de l'impulsion électrique partant de la partie supérieure de l'oreillette droite vers l'oreillette gauche qui entraîne la dépolarisation de ces derniers ; le cheminement de l'influx dans les oreillettes se fait donc du haut vers le bas et de la droite vers la gauche, elle donne naissance à l'onde P de l'ECG (figure I.9.b)

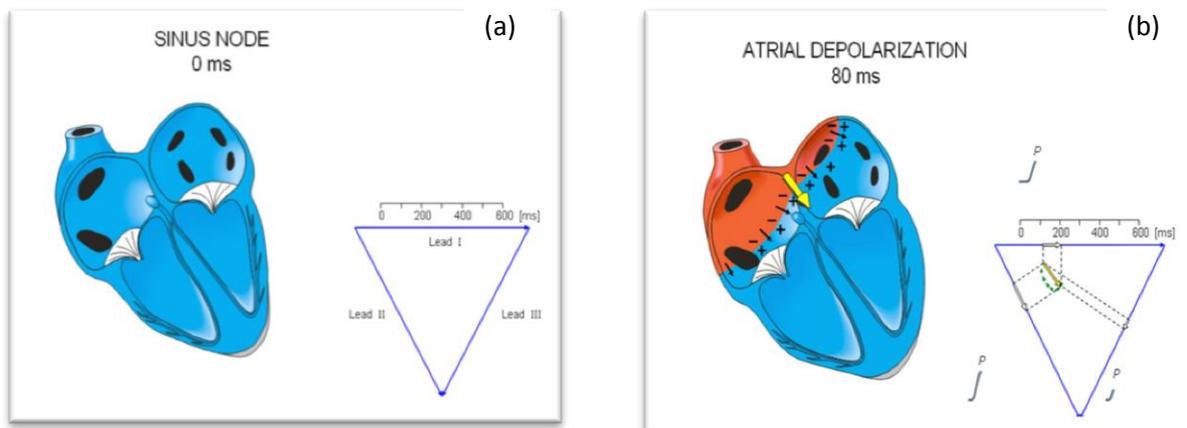


Figure I.9 : (a) excitation du nœud auriculo-ventriculaire. (b) : début de dépolarisation des oreillettes.

La dépolarisation se poursuit au niveau des ventricules à travers le nœud AV. Qui reste en principe dans le cas normal la seule connexion possible entre les oreillettes et les ventricules pour la propagation de l'influx nerveux. L'activation de ce dernier ne présente pas aussi d'onde sur le tracé de l'ECG par contre elle est marquée par un intervalle de temps entre l'onde P est l'onde suivante (onde Q). Le tracé correspond à une ligne isoélectrique spécifique à un retard de conduction de l'influx électrique empêchant ainsi les influx auriculaires rapides de se propager aux ventricules à la même fréquence (freinage de l'influx électrique) (figure I.10.a). Après cela la dépolarisation se fait dans un premier temps au niveau de la partie gauche du septum inter-ventriculaire (figure I.10.b). Dans un second temps, c'est tout le septum inter-ventriculaire qui se dépolarise figure (I.10.c). (Adam, 2001).

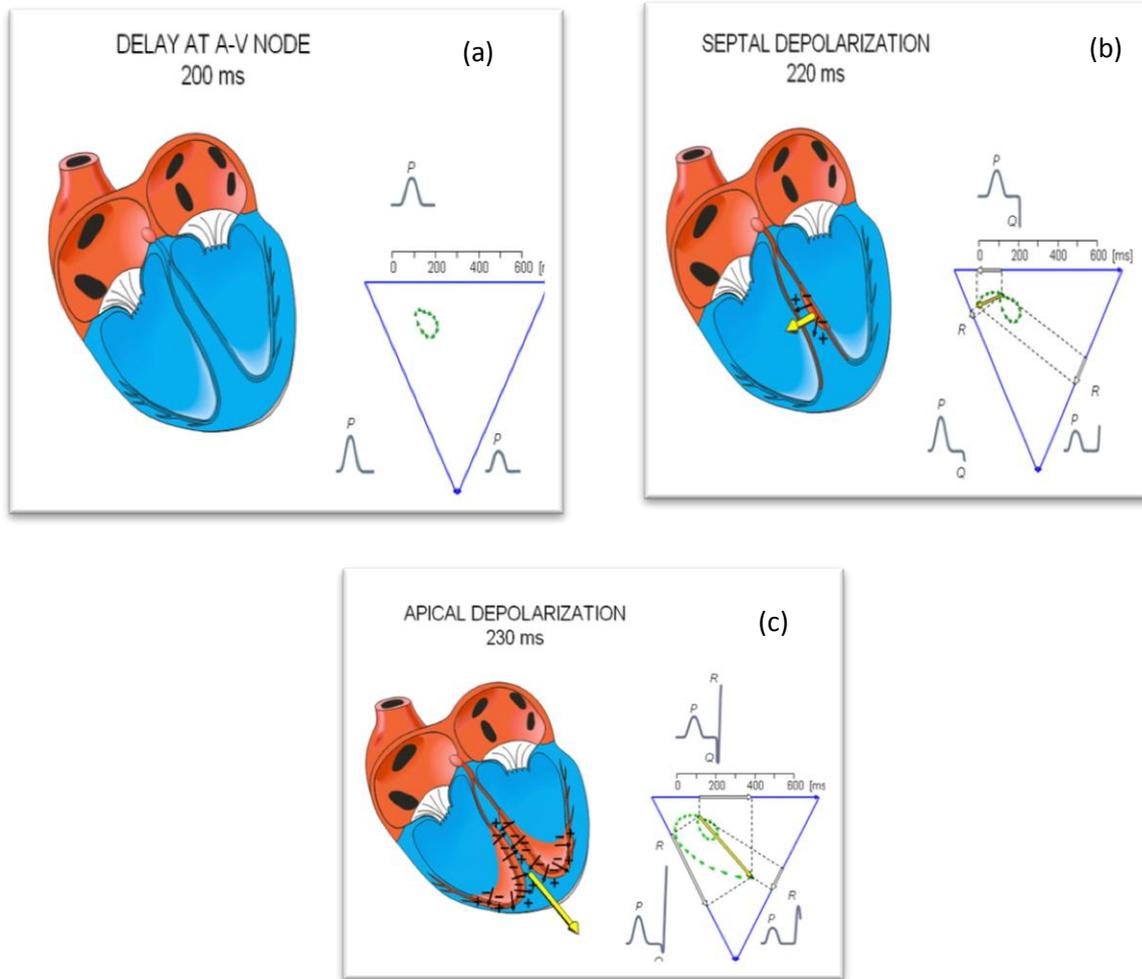


Figure I.10 : (a) : la conduction auriculo-ventriculaire. (b) et (c) : La dépolarisation du septum inter-ventriculaire.

La dépolarisation se propage ensuite au niveau de la partie contractile des ventricules, droit puis gauche, vu que la paroi ventriculaire gauche est plus épaisse que celle du ventricule droit ; le vecteur est dirigé vers la gauche (figure I.11.a et figure I.11.b).

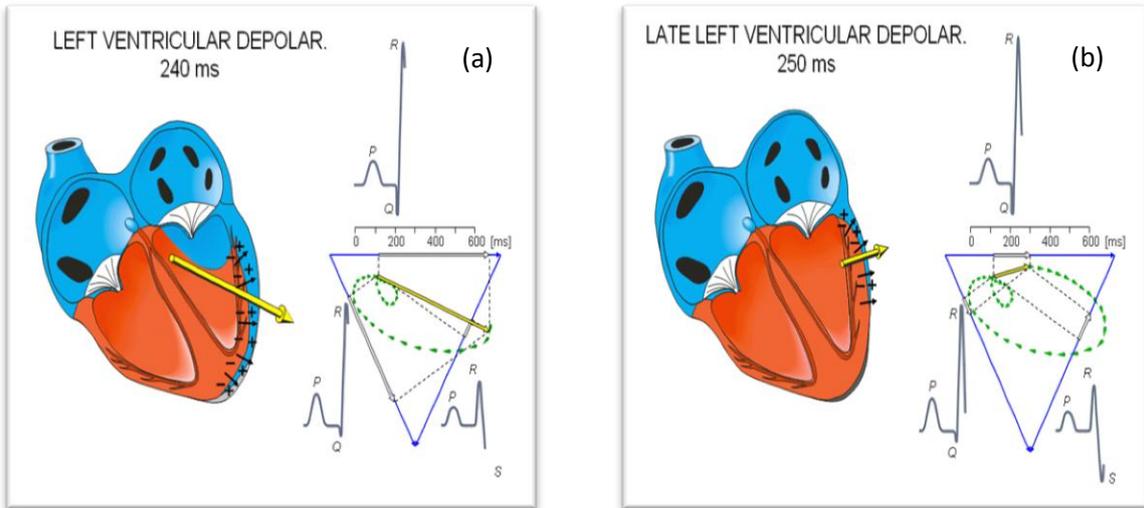


Figure I.11 : (a) et (b) La dépolarisation des ventricules.

Enfin il y a dépolarisation de la base du cœur et de tous les ventricules. Cela est marqué par une ligne isoélectrique dans toutes les dérivations. Figure I.12 (a) et (b) présentent le début de la repolarisation ventriculaire et finalement c'est tout le cœur qui est polarisé dans la figure I.13.

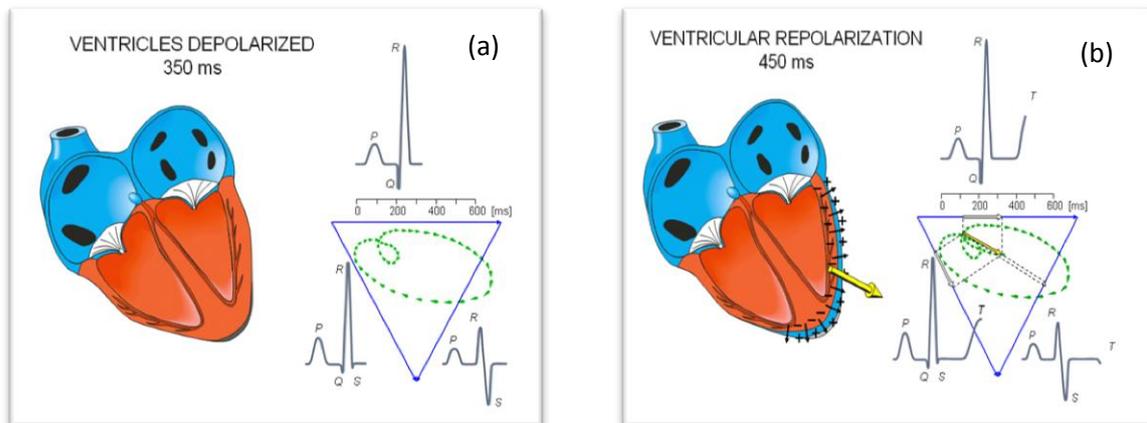


Figure I.12 : (a) dépolarisation complète des ventricules. (b) début de la repolarisation ventriculaire.

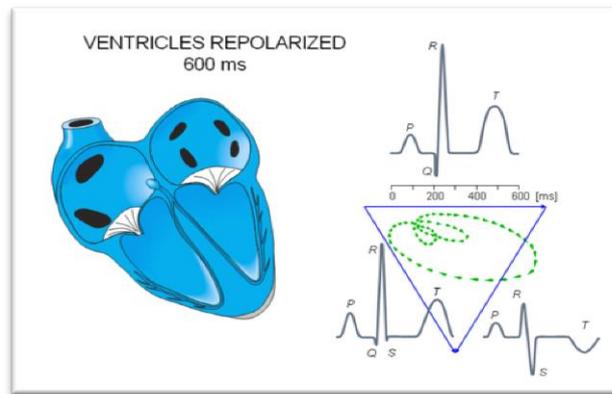


Figure I.13 : La repolarisation complète du cœur.

I.3.4. Analyse de l'aspect normal du tracé d'un ECG

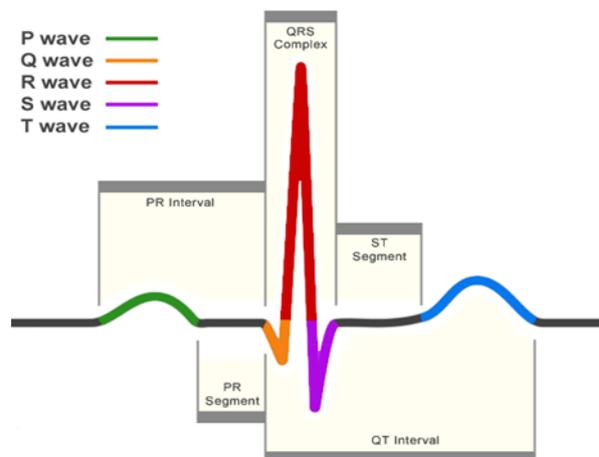


Figure I.14 : Les différentes ondes constituant un enregistrement ECG normal

- L'onde positive «**P**» : traduit la **dépolarisation des oreillettes**. Cette onde a une amplitude inférieure à 0,25 mV et une durée inférieure à 0,1s. La repolarisation des oreillettes n'est pas visible, car elle a lieu au même temps que la dépolarisation des ventricules, en effet les ventricules sont beaucoup plus musclés, leur dépolarisation est traduite par le complexe «**QRS**».

- «**l'intervalle PR ou PQ**», traduit la **dépolarisation complète des oreillettes** par un tracé isoélectrique, c'est le temps de conduction auriculo-ventriculaire sa durée est inférieure à 0.20 s. Il se mesure du début de l'onde P jusqu'au début de l'one Q.

- **le complexe « QRS »** : est une succession d'ondes accolées, qui correspondent à **la dépolarisation des ventricules**. Par définition : l'onde Q est la première onde négative, l'onde R la première onde positive du complexe et l'onde S la première onde négative après l'onde R. Elle est en moyenne de 0,08 s et doit rester inférieure à 0,12 s.

- **Le segment ST, »**, traduit la **dépolarisation complète des ventricules** par un tracé isoélectrique.

- **L'onde T** correspond à la **repolarisation des ventricules**. Elle est comprise entre 1/8 et 2/3 de celle de l'onde R.

- **L'intervalle QT** : correspond à la durée globale de la dépolarisation et de la repolarisation des ventricules, dépendante de la fréquence cardiaque, sa valeur est de 0,35 à 0,45 s pour une fréquence de 75bat/min. Il se mesure du début du complexe QRS jusqu'à la fin de l'onde T.

- **L'onde U** : est une onde positive qui suit l'onde T, visible essentiellement en précordial (surtout en V2 et V3) donc la signification reste controversée. Deux thèses s'opposent :

- ✓ La repolarisation prolongée des cellules du réseau de Purkinje.
- ✓ Une vibration mécanique, onde de choc due à la relaxation des ventricules.

Cette onde n'est pas utilisée pour le diagnostic.

- **L'intervalle P-P** représente le cycle cardiaque. Classiquement, il n'est pas mesuré.
- **L'intervalle R-R** sépare les sommets de deux ondes R successives et représente le cycle de repolarisation ventriculaire. Il est associé à la période cardiaque. (David et al., (2006) ; Andrew et al. (2011)).

I.4. L'activité mécanique du cœur

Après avoir détaillé l'anatomie du cœur ainsi que son système de fonctionnement électrique lors de la partie précédente, cette partie fournira quelques notions de base sur le fonctionnement mécanique du cœur, ainsi que ces principales parties anatomiques. Une partie essentielle va être accordée à la description des bruits cardiaques ainsi que leur origine. Nous présenterons par la suite le signal phonocardiogramme avec ses différentes caractéristiques temporelles et fréquentielles. Avant de conclure cette partie, une mise au point sera élaborée pour démontrer la relation existante entre l'activité électrique du cœur (signal ECG) et l'activité mécanique du cœur (signal PCG).

I.4.1. Les valves cardiaques (<http://www.vulgaris-medical.com/encyclopedie-medicale/valves-cardiaques>)

Le cœur est une double pompe qui dessert deux circulations. Le côté droit du cœur est la pompe de la circulation pulmonaire (qui va aux poumons, puis revient au côté gauche du cœur). Le côté gauche emprunte la circulation systémique pour transporter le sang vers les tissus de l'organisme et le rapporter ensuite au cœur.

Le cœur est divisé en 4 orifices, deux oreillettes et deux ventricules, qui communiquent deux à deux par l'intermédiaire des valves auriculo-ventriculaires :

- * à droite le ventricule droit et l'oreillette droite par la valve tricuspide.

- * à gauche le ventricule gauche et l'oreillette gauche par la valve mitrale.

Les ventricules sont eux même en communication avec les gros vaisseaux par l'intermédiaire des valves sigmoïdes :

- * à droite, le ventricule droit et l'artère pulmonaire par les sigmoïdes pulmonaires

- * à gauche, le ventricule gauche et l'aorte par les sigmoïdes aortiques.

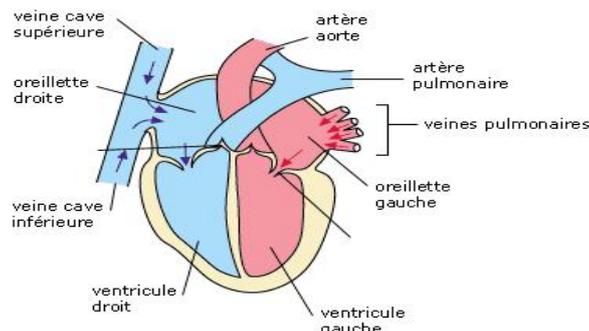


Figure I.15 : les différentes cavités du cœur

Les valves ont pour rôle d'éviter les reflux du sang au cours du cycle cardiaque. Une valve est constituée d'éléments, qui empêchent le sang de refluer lors de son passage de l'oreillette droite dans le ventricule droit, et de l'oreillette gauche dans le ventricule gauche.

Ce cycle est contrôlé par les quatre valves qui, sous l'action des variations de pression produites par la contraction et la relaxation du cœur, forcent le sang à circuler dans une seule direction, puisqu'elles s'ouvrent pour le laisser passer, puis se ferment pour l'empêcher de refluer.

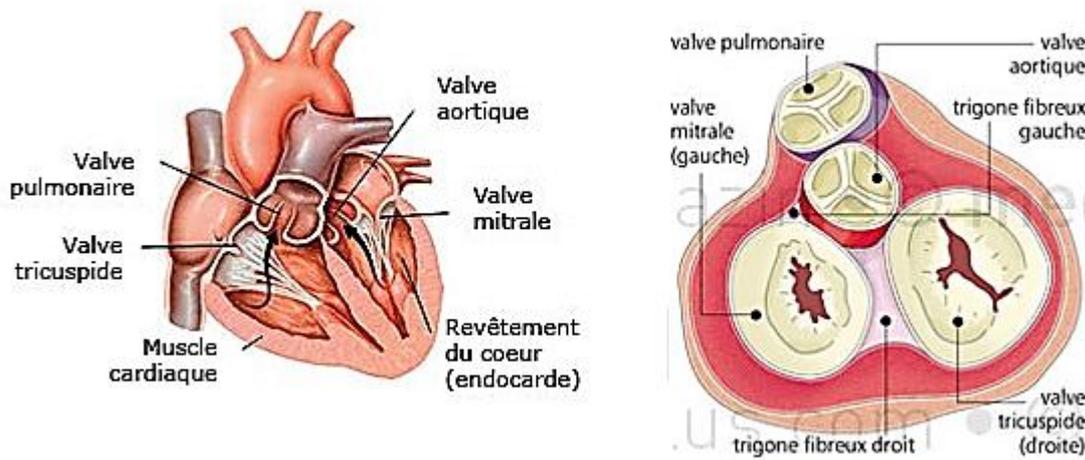


Figure I.16 : les valves cardiaques

La valvule tricuspide située entre l'oreillette et le ventricule droits. Elle est ouverte au moment du remplissage du ventricule droit. Elle se referme ensuite durant la contraction du ventricule droit. La valvule mitrale située entre l'oreillette et le ventricule gauches. Elle est constituée de deux valves mitrales. La valvule mitrale est ouverte durant le remplissage du ventricule gauche, laissant le sang provenant de l'oreillette gauche, passer librement. Pendant la contraction du ventricule gauche les valves mitrales se referment de manière totalement étanche.

La valvule pulmonaire située à l'entrée de l'artère pulmonaire. Elle est constituée de trois **valves sigmoïdes** orientées vers l'**artère pulmonaire**. La valvule pulmonaire s'ouvre pendant la contraction du ventricule droit, permettant ainsi l'éjection du sang vers les poumons. Ensuite elle se referme, évitant le reflux sanguin.

La valvule aortique située à la naissance de l'aorte. Elle est composée de trois valves sigmoïdes en forme de cupules ouvertes vers l'aorte. La valvule aortique s'ouvre à cause de la pression du sang, durant la contraction du ventricule gauche. Ceci correspond à la systole. Ensuite elle se referme pendant le relâchement du ventricule gauche, une fois que le sang a été éjecté dans l'aorte.

I.4.2. L'auscultation cardiaque

Les bruits des battements cardiaques sont principalement des bruits de fluides (sang) et de matériaux (valves), plus précisément :

- Des événements dynamiques.
- La contraction et la relaxation des oreillettes et des ventricules.
- Le mouvement des valves.
- L'écoulement du sang, la turbulence du sang au moment de la fermeture des valves.

L'auscultation est une des techniques les plus utiles pour le diagnostic des maladies du cœur. De ce fait, l'analyse des bruits cardiaques par auscultation, basée seulement sur l'ouïe humaine, reste insuffisante pour un diagnostic fiable. L'auscultation du cœur s'intéresse principalement à l'écoute de ces bruits qui se produisent à l'intérieur de l'organisme par l'intermédiaire d'un stéthoscope.



Figure I.17 : Un stéthoscope

Les sites d'auscultation optimale sont :

- **Foyer mitral** : le sang qui traverse la mitrale va vers la pointe du cœur. La meilleure perception est au niveau du 5^{ème} espace intercostal, sur la ligne médio-claviculaire, en position sous-mamelonnaire.

- **Le foyer tricuspide** : comme le cœur est couché à 45°, le flux sanguin qui traverse la valve tricuspide se dirige vers le bas : on entend mieux la tricuspide au foyer xiphoïdien.
- **Le foyer aortique** : extrémité interne du 2ème espace intercostal droit, correspondant au foyer d'auscultation principal des sigmoïdes aortiques.
- **Le foyer pulmonaire** : extrémité interne du 2ème espace intercostal gauche, le long du sternum, correspondant aux valvules sigmoïdes pulmonaires, accessoirement aux valvules aortiques (foyer aortique accessoire se prolongeant le long du bord gauche du sternum).

Ils sont indiqués sur la figure I.18. Noter que ces foyers d'auscultation ne correspondent pas à la situation anatomique des valves correspondantes.

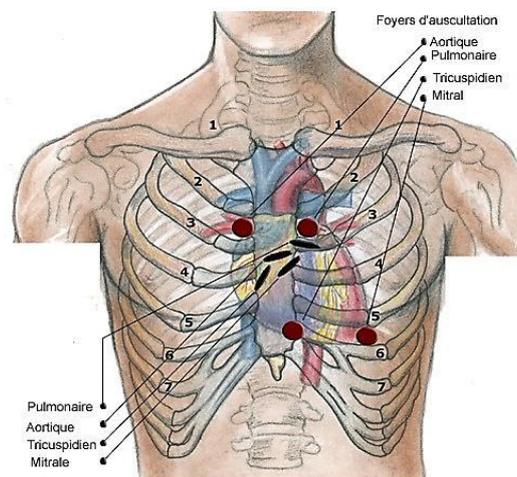


Figure I.18 : Les foyers d'auscultation (Farge, 2012)

I.4.3. Le phonocardiogramme (Hamza Cherif, 2013)

Le phonocardiogramme (PCG) représente l'enregistrement des bruits du cœur où le signal sonore (bruits du cœur) est transformé en impulsions électriques de façon à pouvoir être enregistré sur un tracé.

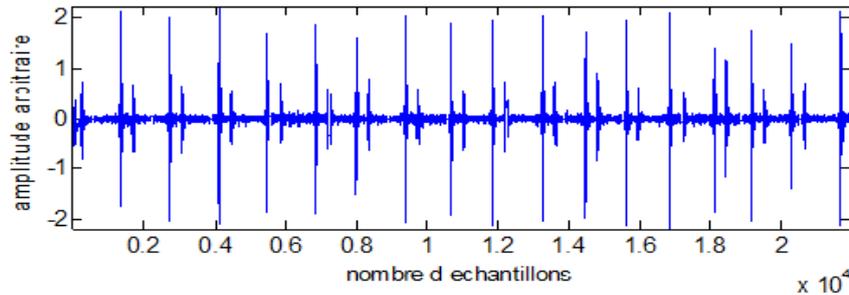


Figure I.19: le signal phonocardiogramme normal

I.4.4. Description des bruits cardiaques

Un cœur sain produit deux bruits (B1 et B2) pendant chaque cycle cardiaque. Les bruits (B3) et (B4) avec des amplitudes nettement moins importantes que les deux premiers bruits. Ces deux derniers parfois sont des signes précoces d'une pathologie ou parfois sont liées à l'âge (enfance ou vieillesse).

a) Les bruits audibles :

- **Le premier bruit (B1) :** B1 est fort, long et résonant. Le premier bruit correspond à la fermeture des valves auriculo-ventriculaires qui a lieu lorsque la pression intra-ventriculaire devient supérieure à la pression intra-auriculaire. Ce bruit est fait de deux composantes : la composante mitrale qui précède la composante tricuspide (l'ouverture des valves sigmoïdes est inaudible). Il apparaît 0.04 secondes en moyenne après le début de la déflexion QRS de l'ECG. Il dure 0.01 à 0.012 secondes. Il s'inscrit en basse fréquence. Son foyer d'enregistrement se situe à la pointe du cœur.
- **Le deuxième bruit (B2) :** B2 bref et sec. Le deuxième bruit marque la fin de la systole ventriculaire, Il est de tonalité plus élevée et correspond à la fermeture des valves sigmoïdes aortiques et pulmonaires. Le plus souvent, ce deuxième bruit est fait de deux composantes : la première aortique, ou B 2 A, la deuxième pulmonaire, ou B 2 P. Il est dû à la fermeture des valvules sigmoïdes aortique et pulmonaire. Dure moins de 0.03 seconde et s'inscrit en haute fréquence. Il est synchrone de la fin de T. Son foyer d'enregistrement se situe à la base, c'est-à-dire à la partie haute du thorax, de part et d'autre du sternum.

A savoir que la Particularité du 2ème bruit : ce deuxième bruit subit des variations respiratoires. En expiration forcée, les deux composantes sont fusionnées. En inspiration

forcée, elles deviennent distinctes ; le B 2 P survenant plus tardivement que le B 2 A. Ce dédoublement ne dépasse pas 0.03 seconde.

Entre B1 et B2 se trouve le petit silence qui correspond à la systole ventriculaire. Entre B2 et le B1 suivant se trouve le grand silence correspondant à la diastole ventriculaire.

b) Les bruits inaudibles

- **Le troisième bruit (B3) :** Bruit hémodynamique : ce n'est pas un claquement mais une vibration entraînée par le passage du sang à travers la valve (AV). C'est un bruit d'écoulement. Il est dû au remplissage rapide (dure 100 ms). Ce bruit peut devenir audible lorsqu'il y a augmentation du flux de remplissage : fréquence cardiaque élevée lors d'activité physique, chez le jeune enfant, le nouveau-né : 130 – 140 Hz. (Il dure 6 à 8/100 secondes. Il s'inscrit en basse fréquence) Dans certains cas, chez le sujet jeune, on peut entendre dans le grand silence un troisième bruit, très sourd, peu intense, ou B3, qui correspond à la phase de remplissage rapide initiale du ventricule gauche. Ce rythme à trois temps disparaît en position debout.
- **Le quatrième bruit (B4) :** est exceptionnellement enregistré chez le sujet normal. Il survient 0.07 à 0.014 secondes après le début de l'onde P de l'électrocardiogramme. Il s'inscrit en basse fréquence. Il s'enregistre à la pointe du cœur et souvent entre la pointe et le sternum. Son mécanisme : ce bruit est la traduction de la contraction des oreillettes. Systole auriculaire : augmentation du remplissage (80 ms).

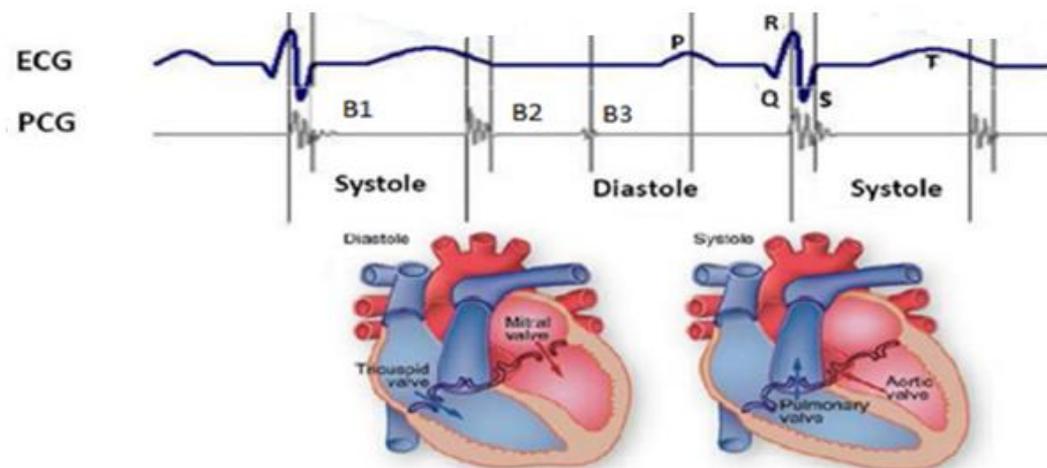


Figure I.20 : Exploration du système cardiovasculaire : ECG, Bruit du cœur (PCG)

c) Bruits d'auscultation pathologique :

Les bruits anormaux ou inusités du cœur sont appelés « souffles ». Le sang circule tant que son écoulement est continu. Mais si le sang rencontre des obstacles, son écoulement devient turbulent et produit des bruits audibles au stéthoscope. Beaucoup de jeunes enfants et de personnes âgées au cœur parfaitement sain présentent des souffles cardiaques ; on pense que ces souffles sont dus aux vibrations que le passage du sang imprime aux parois plus minces du cœur. La plupart du temps, néanmoins, les souffles signalent des troubles des valves cardiaques.

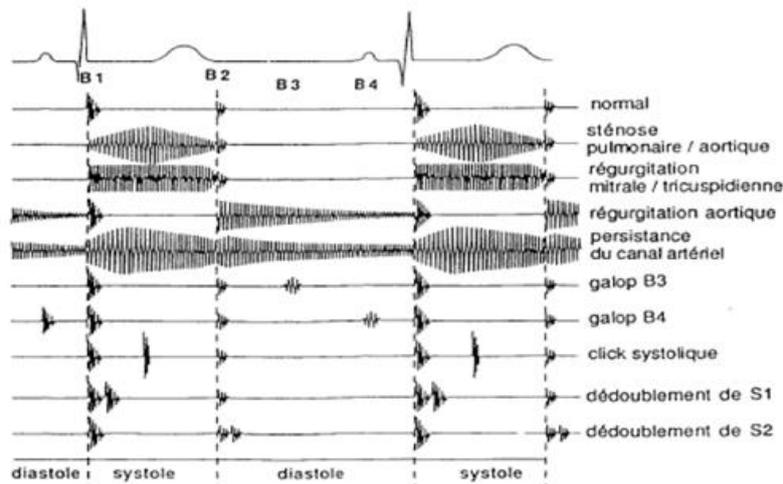


Figure I.21 : les principaux bruits et souffles cardiaques (Guermouni, 2012)

I.4.5. Variation pathologiques des bruits du cœur

- a) **Les variations de l'intensité :** Une diminution ou assourdissement des bruits du cœur peut être porté sur les deux bruits ou sélectivement sur un bruit.
- Assourdissement des deux bruits (B1 et B2) : peut-être dû à des facteurs extracardiaques : comme l'obésité et l'emphysème ou bien à une cause cardiaque comme la péricardite avec épanchement, insuffisance cardiaque grave et infarctus du myocarde ;
 - Assourdissement électif d'un bruit ;
 - diminution ou dispersion de B1 lors des insuffisances mitrales à forte régurgitation ;
 - diminution ou dispersion de B2 lors des sténoses aortiques ou pulmonaires.

- b) Augmentation ou éclat des bruits du cœur :** L'éclat des deux bruits du cœur se voit en cas d'éréthisme cardio-vasculaire surtout chez le sujet jeune. L'éclat de B1 peut être soit avec un remaniement pathologique de la valve mitrale, soit avec une augmentation de la pression systolique dans le ventricule gauche soit avec un trouble du rythme. L'éclat de B2 peut être retrouvé au foyer aortique en cas de HTA. Il peut aussi être retrouvé au foyer pulmonaire en cas d'hypertension artérielle pulmonaire.
- c) Dédoubléments pathologiques des bruits cardiaques :** En conditions normales, les deux bruits B1 et B2 sont indissociables. Tandis dans le cas pathologique, un dédoublement de B1 et de B2 s'observe en cas de bloc de branche. Un dédoublement du 1^{er} bruit à la pointe est net dans l'insuffisance aortique et hypertension artérielle ; s'il est fixe et espacé, il évoque un bloc de branche droit. Un dédoublement du 2^{ème} bruit : fixe et permanent, ne variant pas en fonction de la respiration, il est retrouvé dans le rétrécissement mitral, la communication inter-auriculaire, la persistance du canal artériel, hypertension artérielle pulmonaire, le rétrécissement pulmonaire serré.

I.4.6. Les bruits surajoutés

Ils peuvent être systoliques ou diastoliques. Ils réalisent un rythme en 3 temps par l'adjonction aux deux bruits normaux d'un bruit supplémentaire.

- **Les bruits systoliques :** sont assez rares, ils réalisent des bruits brefs et secs, ils sont appelés claquement ou clicks. Le claquement proto-systolique est un bruit d'éjection, il doit être différencié d'un dédoublement de B1 ; il est plus espacé ; il est séparé de du début de B1 par un intervalle de 0.06s. Contemporain de l'ouverture des sigmoïdes aortiques ou pulmonaires, témoigne d'une sclérose des valves. Le claquement aortique est retrouvé dans l'insuffisance aortique et le rétrécissement aortique et la coarctation de l'aorte. Le claquement pulmonaire est retrouvé dans l'hypertension artérielle pulmonaire et dans le rétrécissement pulmonaire peu serré. Le claquement télé-systolique ou méso-systolique agit d'un bref bruit, sec, claqué, situé au milieu ou à la fin de la systole. Il précède souvent une petite insuffisance mitrale.
- **Les bruits diastoliques :** ils sont beaucoup plus fréquents, ils sont de trois types : le claquement ou vibration péricardique, le claquement d'ouverture de la mitrale, et les bruits de galop. Le claquement ou vibration péricardique survient peu après B2, il est plus reconnu par les signes cliniques qui l'accompagnent par son temps de survenue. Le claquement d'ouverture de la mitrale (COM) est un bruit bref, claqué, intense, il survient 0.06s à 0.09s après B2, il s'entend dans le rétrécissement mitral. Les

bruits de galop est un bruit sourd, diastolique, donnant une impression autant tactile qu'auditive. Galop pré-systolique est le plus fréquent ; il correspond à une exagération de B4, phase de remplissage actif du ventricule due à la systole auriculaire. Galop proto-diastolique correspond à une exagération de B3 (phase de remplissage rapide). Galop de sommation (ou galop méso-diastolique) est du à la superposition de B3 et de B4, il n'est pas forcément pathologique. Le bruit de galop gauche signifie qu'il existe une insuffisance ventriculaire gauche ; il peut être proto-diastolique ou pré-systolique. Enfin le bruit de galop droit : il signifie qu'il existe une insuffisance ventriculaire droite ; il peut être proto-diastolique ou pré-systolique.

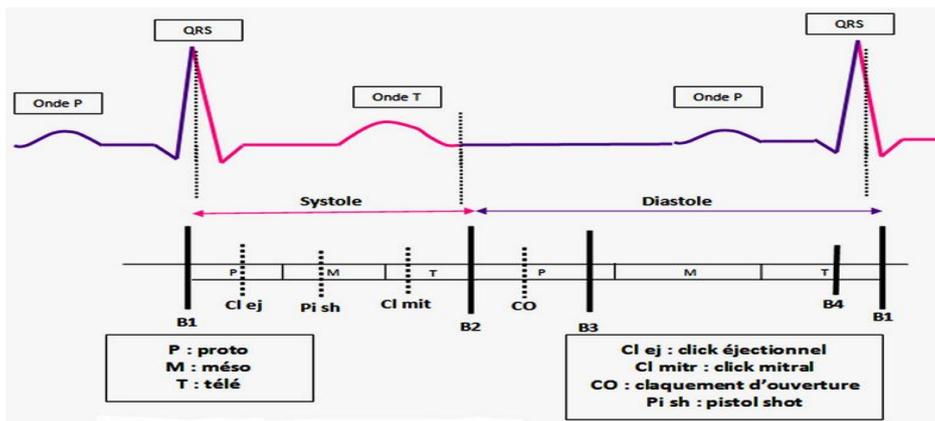


Figure I.22 : Les bruits surajoutés

I.4.7. Les souffles cardiaques

Un souffle est un phénomène sonore d'une durée plus longue que celle d'un bruit, il est produit soit par l'écoulement du sang d'une zone de haute pression vers une zone de basse pression, à travers un orifice rétréci ou incontinent ou soit par l'augmentation du débit cardiaque associée ou non à une diminution de la viscosité sanguine, par exemple, au cours de l'anémie. Lorsque ce phénomène est sonore prolongé est doux, on l'appelle souffle, lorsqu'il est rude, on l'appelle roulement.

Les souffles peuvent être classés selon trois critères :

- Suivant le **MOMENT** où il apparaît c'est-à-dire le temps d'apparition, on distingue :

*les souffles diastoliques : qui peuvent être prododiastolique, mésodiastolique, télédiastolique, holodiastlique.

* les souffles systoliques : qui peuvent être prododiastolique, télédiastolique, holodiastlique.

* les doubles souffles systolo-diastoliques : défini comme la succession au niveau d'un même orifice cardiaque d'un souffle systolique et d'un souffle diastolique bien séparés l'un de l'autre par un intervalle silencieux dus à l'association d'un rétrécissement et d'une insuffisance valvulaire.

* le souffle continu : est un souffle entendu lors de la systole et de la diastole sans intervalle silencieux.

- Suivant le mécanisme d'apparition c'est-à-dire suivant le **TYPE**, on distingue :

*les souffles d'éjection : qui sont dus à un obstacle au passage du sang qui doit franchir un orifice artériel rétréci (aorte ou artère pulmonaire), ils sont toujours systoliques.

* les souffles de régurgitation : ils sont en rapport avec le reflux du sang a travers une valve incontinente ou à travers une communication anormale entre deux cavités cardiaques, ils sont soit systoliques, soit diastoliques.

*le roulement diastolique : qui est un souffle diastolique de remplissage, qui correspond à la phase de remplissage du ventricule à travers un orifice auriculo-ventriculaire rétréci (rétrécissement mitral).

Remarque : chaque souffle suivant sont type aura une forme géométrique caractéristique :

- le souffle d'éjection est losangique.

- le souffle de régurgitation systolique est rectangulaire.

- le souffle de régurgitation diastolique est triangulaire.

- Suivant la **CAUSE**, on distingue :

*les souffles organiques : qui traduisent le plus souvent une insuffisance ou un rétrécissement valvulaire, plus rarement une communication anormale entre l'artère pulmonaire et l'aorte ou une communication anormale entre deux cavités cardiaques.

*les souffles fonctionnels : sont des souffles qui peuvent s'observer soit au cours d'une cardiopathie, mais qui ne sont pas dus à une lésion valvulaire, soit au cours d'anomalies extracardiaques comme l'anémie

*les souffles anorganiques : ce sont des souffles non pathologiques qui sont retrouvés chez un des sujets par ailleurs normaux.

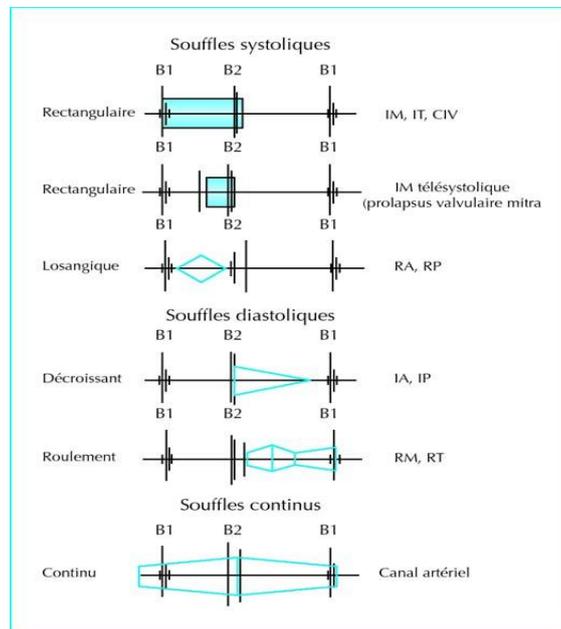


Figure I.23 : la chronologie et la morphologie des différents souffles cardiaques

I.4.8. La phonocardiographie

Le phonocardiogramme est un examen non invasif, très précieux, il doit être couplé à l'auscultation qu'il permet souvent de préciser. C'est l'enregistrement au niveau de face antérieure du thorax des vibrations produites par les bruits qui prennent naissance au niveau du cœur, il permet donc d'enregistrer les bruits normaux du cœur, les bruits surajoutés et les souffles. L'enregistrement phonocardiographique doit toujours être fait au même temps que l'ECG.

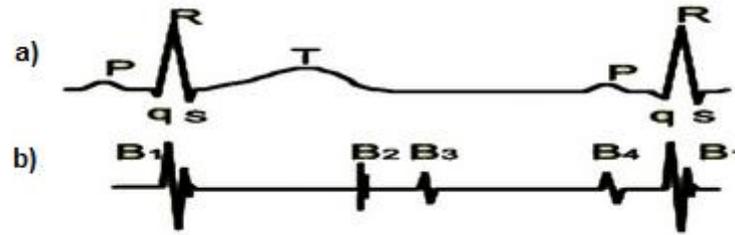


Figure I.24 : a) le signal électrocardiogramme, b) le signal phonocardiogramme

I.4.9. Les caractéristique spectro-temporelles du signal PCG (Djebbari, 2013 ; Guermoui., 2012 ; Bravo, 2009)

Les caractéristiques spectro-temporelle du signal PCG changent en fonction de l'âge et du foyer d'auscultation. Le tableau suivant résume les caractéristiques spectro-temporelle théorique du signal PCG.

	B1	B2	B3	B4
T (ms)	100-120	80-140	400-500	400-500
F (Hz)	10-200	50-250	25-70	25-70

Tableau I.1 : Les caractéristiques spectro-temporelle du signal PCG

I.5. Relation ECG-PCG

Sur un tracé de l'ECG, la première petite onde désigne à la contraction des oreillettes (onde P), le segment entre l'onde P et le gros bloc central correspond à l'intervalle de temps entre la dépolarisation des oreillettes et la dépolarisation des ventricules (intervalle PR), c'est-à-dire le temps de propagation du signal électrique entre le nœud sinusal et les cardiomyocytes ventriculaires, le gros bloc central (onde QRS) matérialise la contraction des ventricules, la dernière onde (onde T) concerne la relaxation des ventricules. Enfin, on peut définir : un segment ST qui correspond à la durée de la contraction des ventricules, un segment QT qui correspond à la durée (électrique) de la contraction (systole) ventriculaire.

Cette séquence de flux de signal électrique entraîne une séquence de contraction proprement dite. Dans un premier temps, les oreillettes sont remplies de sang, la pression y est supérieure à la pression ventriculaire et ceci force les valves atrioventriculaires à s'ouvrir : le sang passe passivement des oreillettes vers les ventricules. Puis, les oreillettes se contractent (onde P) et forcent le passage du sang (passage actif) vers les ventricules. Après l'intervalle de temps PR, les ventricules commencent à se contracter, leur pression augmente et dépasse la pression

auriculaire, les valves atrioventriculaires se referment. Cependant, la pression n'est pas encore suffisante pour ouvrir les valves de l'aorte et du tronc pulmonaire, le volume des cavités ventriculaires ne change pas, on parle de contraction isovolumique.

Finalement, la pression ventriculaire dépasse celle de la circulation sanguine et les valves s'ouvrent, le sang est éjecté dans les vaisseaux à mesure que le volume des ventricules se réduit. Cette phase de contraction est ce qu'on appelle la systole ventriculaire (segment QT). Les ventricules commencent à se relâcher, la pression chute et les valves se referment. Durant un temps, toutes les valves sont donc fermées et la relaxation est isovolumique. Finalement, la pression chute en dessous de celle des oreillettes qui se sont remplies à nouveau de sang, les valves atrioventriculaires s'ouvrent et le cycle reprend. L'ensemble de la phase de relaxation s'appelle diastole ventriculaire. Durant le cycle les valves s'ouvrent et se referment.

Ce sont les deux bruits que l'on entend à l'auscultation. Le premier bruit (B1), qui correspond à la fin du bloc QRS provient de l'ouverture de la valve mitrale, il marque la fin de la diastole et le début de la systole. Le second bruit (B2) qui correspond à l'onde T provient de la fermeture des valves aortiques et pulmonaires, il marque la fin de la systole et le début de la diastole.

I.6. Conclusion

Dans ce chapitre, nous avons détaillé quelques notions de base sur le fonctionnement électrique du cœur, d'une part. D'autre part, une description détaillée des bruits cardiaques a été faite. Les signaux ECG et PCG sont des signaux principaux dans le suivi des cardiopathies. Pour cela il existe différentes méthodes de traitement du signal pour le traitement de ces derniers.

Chapitre II

Exploration fonctionnelle cardiaque par l'Electrocardiogramme et le Phonocardiogramme

II.1. Introduction

Ce chapitre va être consacré à la réalisation et la conception d'un dispositif permettant l'enregistrement et l'analyse des signaux ECG et PCG.

L'électrocardiogramme permet l'enregistrement de l'activité électrique du cœur alors que le phonocardiogramme permet l'enregistrement de l'activité mécanique du cœur.

II.2. Description du dispositif à réaliser

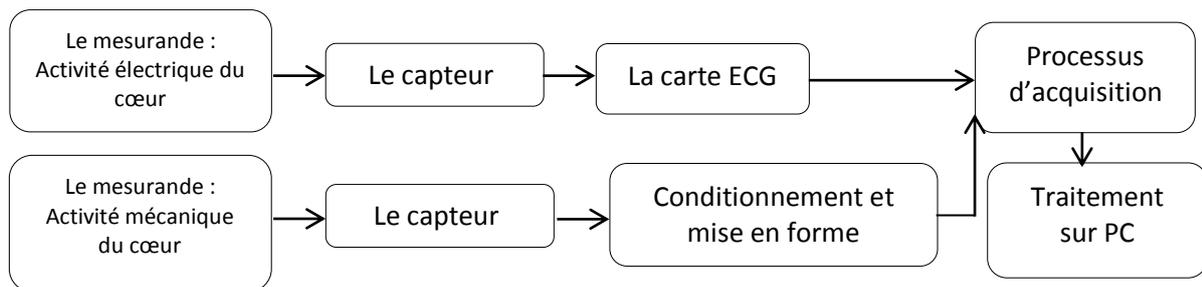


Figure II.1: Schéma bloc du dispositif à réaliser

Le schéma bloc suivant décrit les différents blocs d'un dispositif qui permet de faire l'acquisition de deux signaux (l'électrocardiogramme et le phonocardiogramme) sur le PC pour l'affichage et le traitement.

Concernant le circuit de l'électrocardiogramme, on dispose d'une carte ECG commercialisée (The Analog Heart Rate Monitor Sensor (ECG) For Arduino). Le circuit du phonocardiogramme est réalisé par nos soins. L'acquisition de ces deux signaux est faite à

travers la carte Arduino uno commercialisée. Ces deux signaux sont affichés en temps réel sous environnement Matlab pour un traitement numérique.

II.2.1. Réalisation du phonocardiogramme

a. Le mesurande

L'enregistrement des bruits du cœur consiste à transmettre le signal sonore (bruits du cœur) en impulsions électriques de façon à pouvoir l'enregistrer sur un tracé.

b. Le capteur

Le capteur est l'élément principal d'un instrument de mesure auquel est directement appliquée la grandeur à mesurer. Son rôle est de transformer les valeurs de cette grandeur appelée mesurande, en signaux électriques exploitables par les autres éléments de la chaîne de mesure.

Le capteur choisi pour cette réalisation est un microphone, ce type de capteur permet d'éliminer les bruits de l'environnement et de ce fait de réduire les bruits du signal utile.

Le microphone est un capteur qui mesure les ondes vibratoire de pression induites par les mouvements de différentes composantes du cœur, tandis que les accéléromètres sont des capteurs de contact qui mesurent directement les mouvements de la paroi thoracique. Pour l'enregistrement des bruits cardiaques, les deux types peuvent être utilisés.

Il existe plusieurs types de microphones :

Les microphones à contact

Les microphones dynamiques

Les microphones à condensateur

Le microphone utilisé est un microphone à condensateur électret (ECM : Electret Condenser Microphone) est une variante du microphone à condensateur.

Au lieu d'utiliser une source de tension externe pour charger le diaphragme, il utilise un élément en plastique chargé de manière permanente (électret) placés en parallèle avec une plaque de métal conducteur.

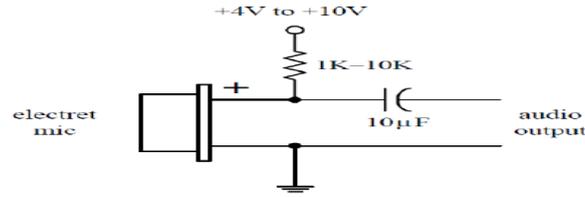


Figure II.2 : le microphone a électret

La plupart des microphones électret ont un amplificateur FET intégré dans leur petit amplificateur. Cela nécessite une alimentation externe pour fonctionner, généralement une tension DC comprise entre +4 et +10 V. Cette tension alimente le microphone à travers une résistance (figure II.2). Ce microphone ECM a été inséré dans le pavillon d'un stéthoscope pour acquérir les sons cardiaques comme illustré dans la figure II.3.



Figure II.3 : le capteur réalisé

c. Conditionnement et mise en forme

En vue de transmettre l'activité mécanique du cœur en un signal électrique un circuit de conditionnement est nécessaire. L'activité mécanique est transmise en un courant électrique.

- **Préamplification**

La grandeur générée directement du capteur (microphone) est très faible, de ce fait une préamplification est nécessaire, l'utilisation du transistor BC549 en montage émetteur commun est nécessaire.

- **Filtre passe haut passif**

Afin d'enlever la composante continue qui est superposée sur l'information utile un filtre passe haut est nécessaire.

$$f_c = \frac{1}{2\pi R_5 C_2} \quad (II.1)$$

- **L'amplification**

Compte tenu que le signal détecté par le microphone est très faible (de l'ordre de quelques microvolts) une amplification est nécessaire. Différents circuits d'amplification peuvent être utilisés.

L'amplificateur employé dans notre circuit est un amplificateur non-inverseur réalisé autour d'un amplificateur opérationnel LM358 dont le gain est fixé à 10, La valeur de R6 et de R7 est fixée alors par formule suivante :

$$G = 1 + \frac{R6}{R7} \quad (II.2)$$

- **Le filtre actif Sallen et Key**

Filtre du second ordre Sallen et Key passe bas est utilisé. Sa fréquence de coupure f_c est égale à 400Hz

$$f_c = \frac{1}{2\pi\sqrt{Z_1 Z_2 C_3 C_4}} \quad (II.3)$$

Avec $Z_1 = Z_2 = R_{10} + R_8 = R_{11} + R_9$

Le schéma électrique de la figure II.4 représente le circuit du signal PCG réalisé.

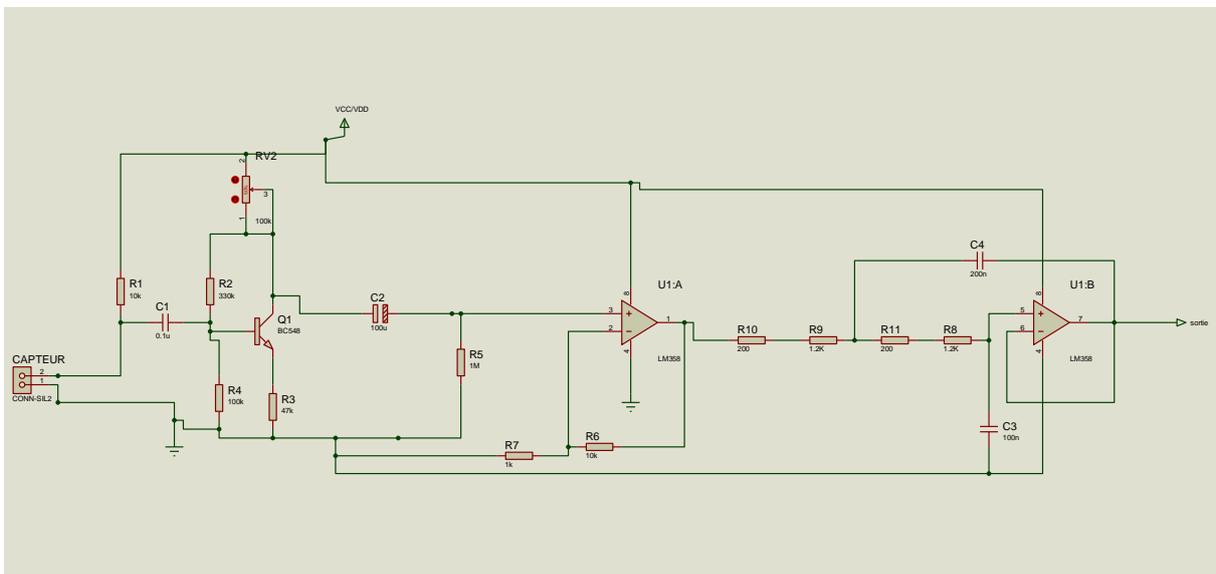


Figure II.4 : schéma électrique du circuit PCG réalisé

Le schéma général du circuit réalisé sur une plaque d'essai est illustré sur la figure II.5. Le résultat obtenu est visualisé dans un premier temps sur un oscilloscope. Les différents tests effectués sont présentés sur la figure II.6.

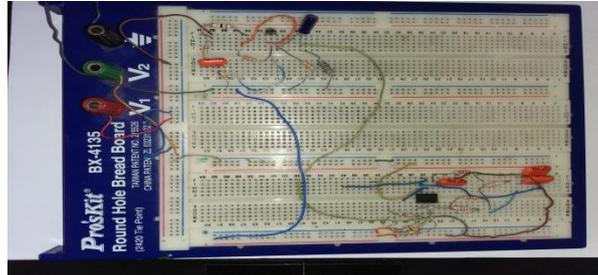


Figure II.5 : circuit PCG réalisé sur plaque d'essai

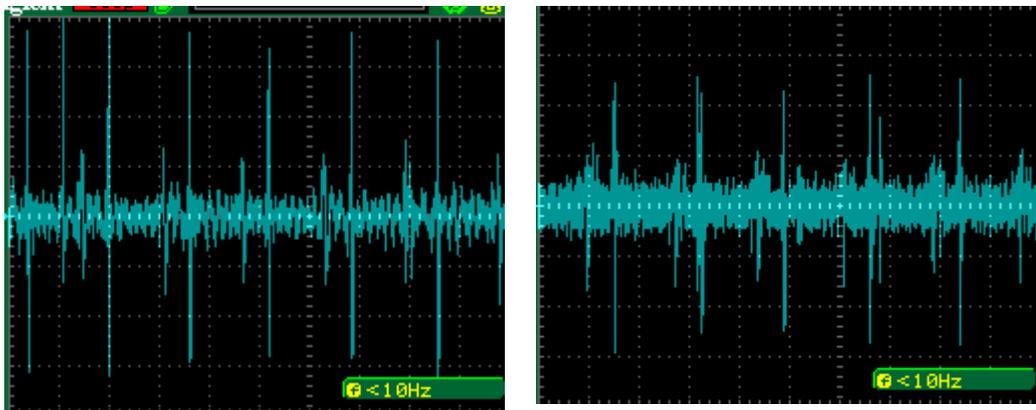


Figure II.6 : signal PCG visualisé sur l'oscilloscope

II.2.2.Réalisation de l'électrocardiogramme

a. Le mesurande

Les électrodes sont placées en divers points et définissent des dérivationes :

DERIVATIONS BIPOLAIRES entre 2 électrodes

DERIVATIONS MONOPOLAIRES entre une électrode donnée et un point de référence, en général le « point de Wilson », somme de plusieurs électrodes.

b. Le capteur

On utilise des électrodes de contact afin de les placer sur la main droite et gauche et la jambe droite du patient.

c. Présentation de la carte ECG commercialisée

Analog Heart Rate Monitor Sensor (ECG) For Arduino, est un circuit conçu pour délivrer le signal ECG. En effet, un signal ECG peut être extrêmement bruyant. En effet la carte contient un circuit intégré AD8232 qui va générer le signal ECG. En utilisant la fonction "Serial Plotter" de l'IDE Arduino, la sortie ECG est visualisée sur PC.

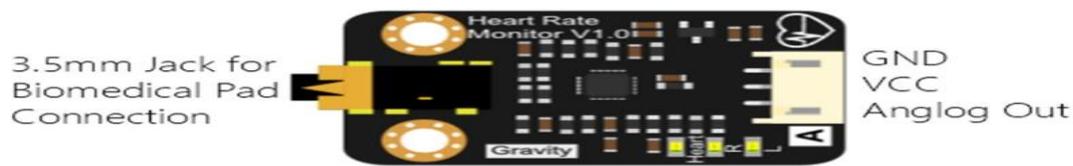


Figure II.7 : la carte ECG commercialisée (Analog Heart Rate Monitor Sensor)

d. Connexion de la carte avec le patient

Afin de connecter la carte avec le patient, la carte dispose d'une fiche Jack à gauche (figure II.7). En effet, on dispose de trois électrodes de couleur différente afin de les placer sur le patient (figure II.8), l'électrode rouge est placée sur la main droite du patient, l'électrode jaune sur la main gauche et l'électrode verte sur la jambe droite du patient.

Cette carte dispose aussi du côté droit d'un autre connecteur qui assure l'alimentation de la carte et la sortie du signal analogique (figure II.7 et II.8).



Figure II.8 : connexion de la carte ECG avec le patient et la carte d'acquisition

II.2.3.Processus d'acquisition

Les signaux traduisant l'activité électrique et mécanique du cœur, une fois misent en forme, sont numérisés à travers une carte d'acquisition en vue d'être traités numériquement sur PC et affichés sur le moniteur. L'acquisition de ces deux signaux est accomplie en utilisant une carte Arduino Uno.

- **La carte arduino uno**

Arduino Uno contient un composant majeur : le microcontrôleur ATmega328P. Elle dispose de 14 broches d'entrée / sortie numériques, de 6 entrées analogiques, d'un quartz 16 MHz, d'une connexion USB, d'une prise d'alimentation, d'un connecteur ICSP et d'un bouton de réinitialisation.



Figure II.9 : la carte d'acquisition Arduino Uno

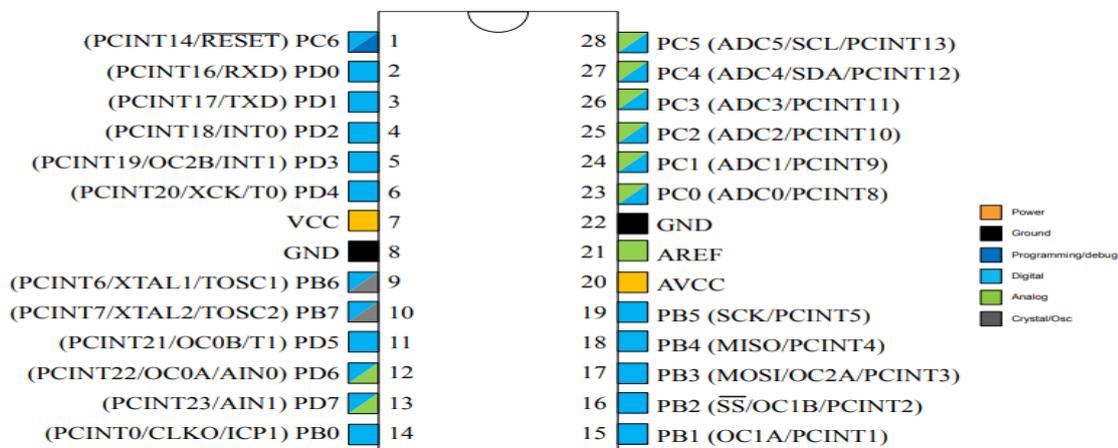


Figure II.10 : configuration des pins du microcontrôleur ATmega 328P

L'acquisition des signaux ECG et PCG est effectuée en temps réel en utilisant le logiciel Matlab pour le traitement numérique.

II.2.3. Conception et interprétation des résultats

Après branchement du circuit ECG par ces trois électrodes, et la mise en place du stéthoscope au thorax du patient. Les deux circuits sont branchés à la carte d'acquisition Arduino et alimentés par 5v (figure II.11).

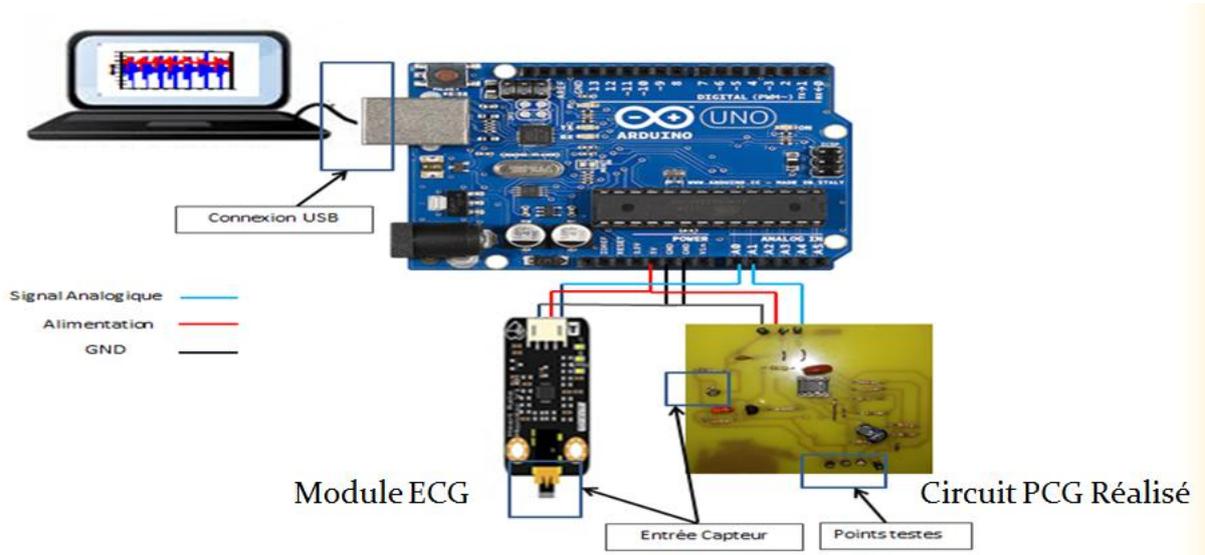


Figure II .11: Processus d'acquisition des signaux ECG et PCG en simultané et en temps réel

Dans un premier temps on a visualisé séparément le signal PCG et le signal ECG sur le traceur série du logiciel Arduino figure II.12 et figure II.13.

La fréquence d'échantillonnage est choisie par rapport à la fréquence maximale du signal (théorème de Shannon)

$$f_e \geq 2 * f_{max}$$

Afin de pouvoir réaliser un traitement numérique, les deux signaux sont acquis en simultané et en temps réel sur l'environnement Matlab. Plusieurs enregistrements sont effectués. Deux enregistrements sont présentés sur la figures II.14 et la figure II.15

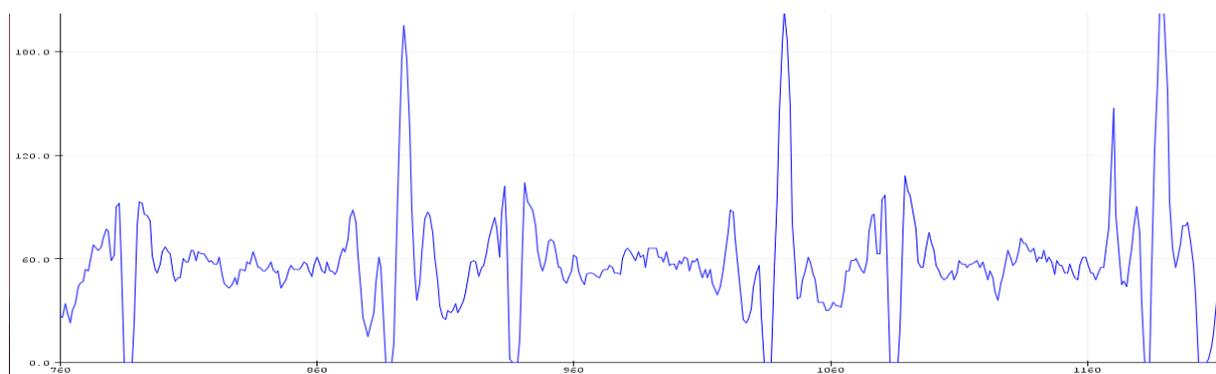


Figure II.12 : Acquisition du signal PCG sur le traceur série du logiciel Arduino

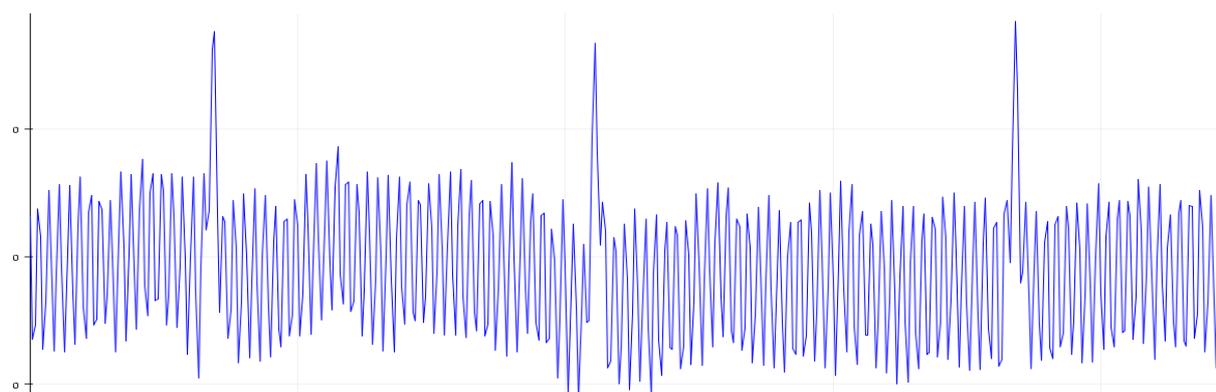


Figure II.13 : Acquisition du signal ECG sur le traceur série du logiciel Arduino

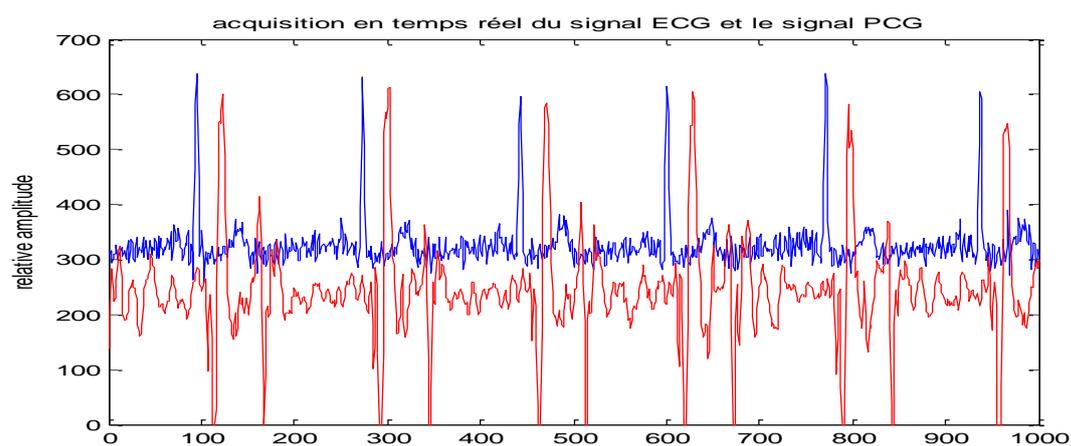


Figure II.14 : Acquisition en simultané du signal ECG et le PCG en temps réel (patient1)

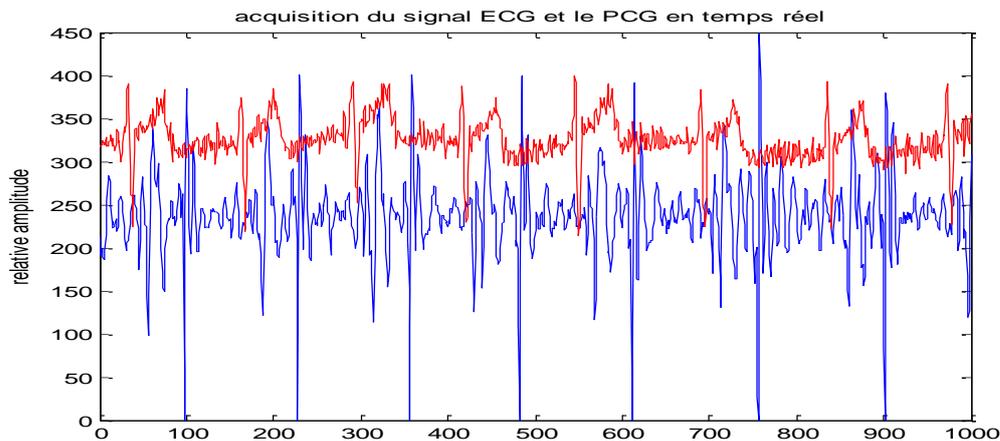


Figure II.15 : Acquisition en simultané du signal ECG et le PCG en temps réel (patient2)

II.2.4. Estimation de la densité spectrale de puissance du signal PCG

L'estimation de la densité spectrale de puissance (DSP) est un outil fondamental en traitement du signal, il cherche à décrire le contenu fréquentiel d'un processus. Cependant, il existe toute une panoplie d'outils d'analyse qui peuvent être appliqués à l'estimation spectrale.

Les diverses méthodes d'estimation de la DSP peuvent se résumer en deux : des méthodes dites *paramétriques* et *non paramétriques*.

Nous allons appliquer quelques estimateurs des méthodes paramétriques et non-paramétriques au signal PCG.

a) Les méthodes Non paramétriques

Ce sont des méthodes dont l'estimation spectrale s'effectue directement à partir de la transformée de Fourier du signal ou de son autocorrélation. Cette méthode permet de calculer rapidement la densité spectrale de puissance d'un signal échantillonné de durée finie. Nous utilisons la méthode de Welch et la FFT. Figure II.17

b) Les méthodes paramétriques

Différents types de modèles sont employés selon la nature de leurs fonction de transfert. Trois types de modèles sont les plus populaires : (AR) autorégressifs, (MA) à moyenne ajustée, et (ARMA) autorégressifs à moyenne ajustée.

L'analyse spectrale par la modélisation AR est la plus connue dans l'analyse spectrale paramétrique, en traitement du signal.

Estimer la densité spectrale d'un processus AR revient à calculer les coefficients autorégressifs a_i (a_1, a_2, \dots, a_p) avec P l'ordre du modèle.

Plusieurs méthodes ont été conçues pour la détermination de ces différents paramètres.

Pour cette étude on a choisi : la résolution des équations de Yule-Walker, Burg et la méthode de covariance modifiée. Figure II.18.

La figure II.16 représente l'enregistrement en temps réel d'un signal PCG sur lequel les différentes méthodes de DSP sont appliquées pour estimer sa densité spectrale de puissance. La fréquence d'échantillonnage du signal est de 2000Hz. La longueur du signal est de 2001.

Les bruits cardiaques sont par définition des signaux non stationnaires (dont les propriétés spectrales varient en fonction du temps) et sont dans la gamme des basses fréquences, approximativement entre 10 et 300 Hz.

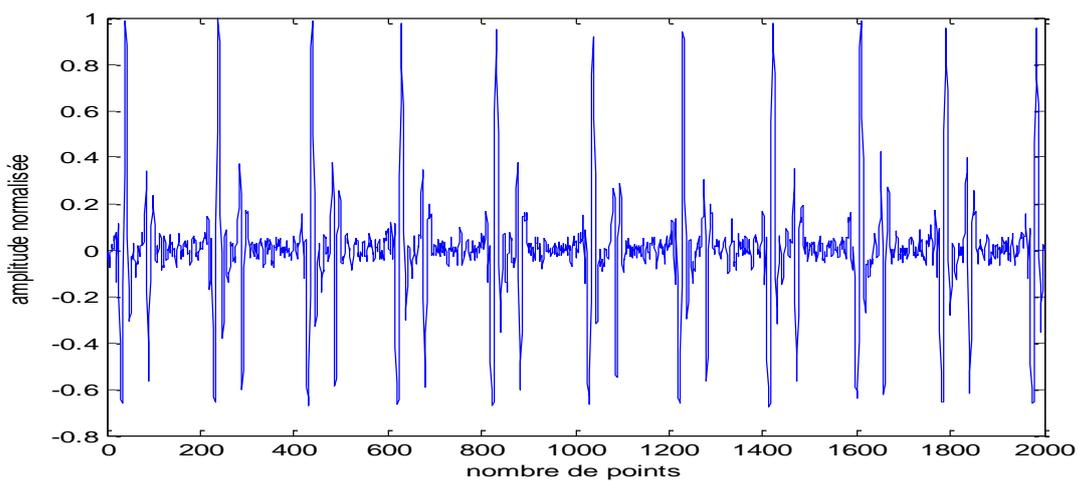


Figure II.16 : Enregistrement en temps réel d'un signal PCG

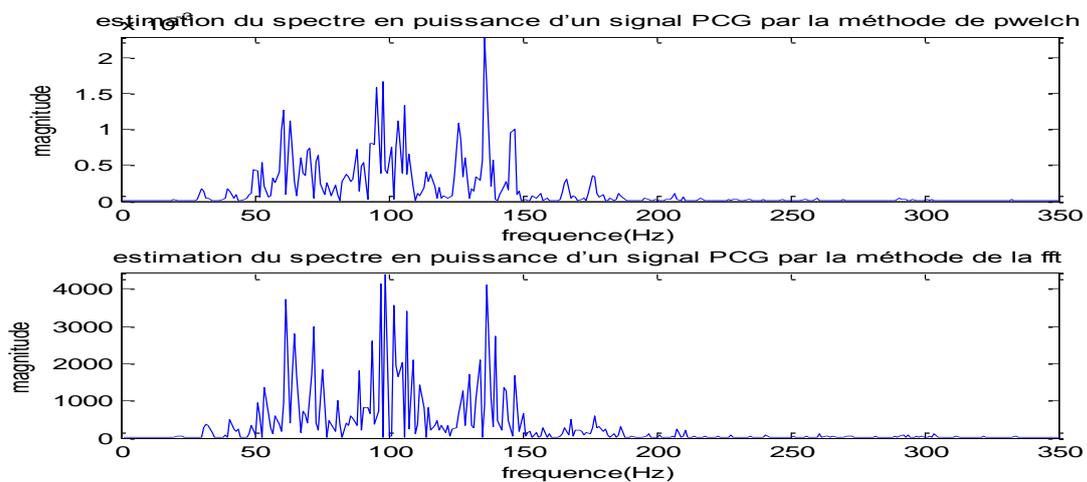


Figure II.17: Estimation de la densité spectrale de puissance du signal PCG par la méthode de pwelch et par la méthode de la FFT

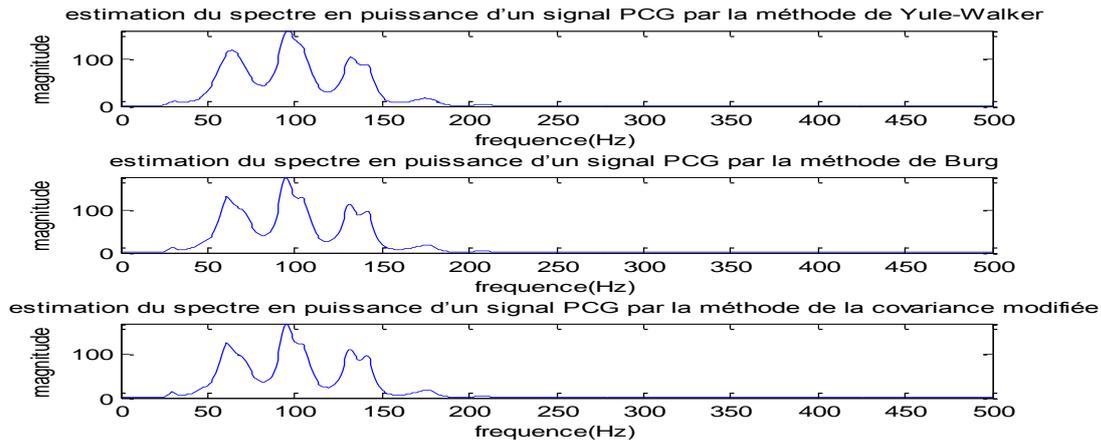


Figure II.18 : Estimation de la densité spectrale de puissance du signal PCG par la méthode de Yule-walker, de Burg et de la covariance modifiée.

II.2.5. Estimation de la densité spectrale de puissance du bruit B1 et B2

L'estimation de la densité spectrale de puissance des bruits cardiaques (B1 et B2) est réalisée en utilisant la méthode de Yule-Walker. Figure II.19.

Le tableau II.1 nous permet d'avoir une idée assez générale sur les propriétés fréquentielles des sons cardiaques (B1, B2) retrouvées à partir de la DSP calculée.

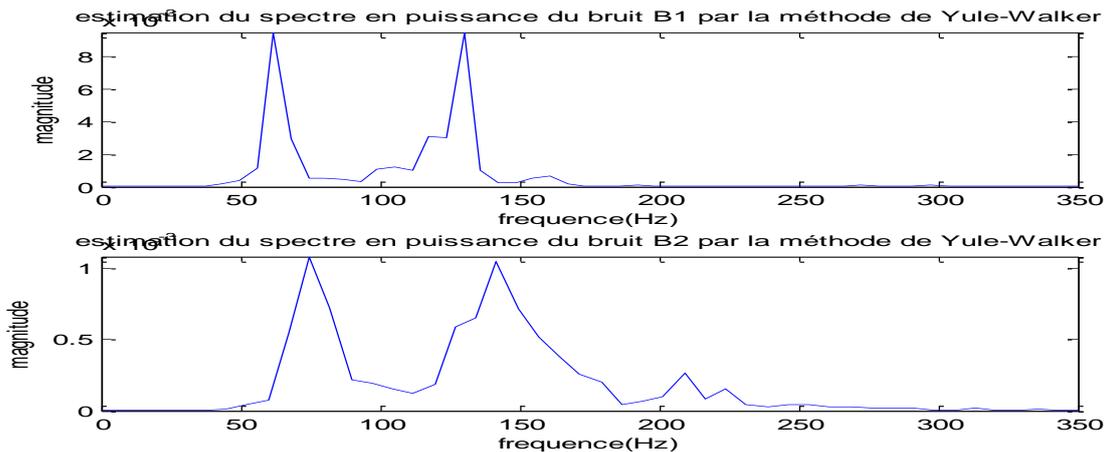


Figure II.19 : Estimation de la densité spectrale de puissance du bruit B1 et B2

Sons	Bande fréquentielle (Hz)
B1	30-180
B2	40-300

Tableau II.1 : Estimation de la bande fréquentielle de B1 et B2

II.3. Conclusion

Au titre de ce chapitre, une étude pratique a été réalisée permettant l'enregistrement du signal ECG et du signal PCG. Nous nous intéressons en premier lieu à la description et à l'étude du stéthoscope électronique que nous avons réalisé. Nous avons présenté d'une part les différentes parties de notre stéthoscope électronique que nous avons développé et qui permettent la détection et la mise en forme du signal phonocardiogramme PCG. Nous décrivons par la suite la carte ECG utilisée ; D'autre part, nous présentons la carte Arduino Uno qui permet l'acquisition des deux signaux. En dernière partie nous effectuons un traitement numérique sur le signal PCG, dans le quel un ensemble de méthodes d'estimation de la DSP sont présentées. Plusieurs enregistrements ont été effectués sur différents sujets. L'objectif est de proposer aux médecins des outils simples et efficaces pour l'enregistrement, le traitement et l'analyse du signal PCG.

Chapitre III

Synthèse des méthodes de segmentation des signaux PCG

III.1. Introduction

L'électrocardiogramme permet l'exploration de l'activité électrique du cœur, alors que le phonocardiogramme permet l'enregistrement des bruits cardiaques. Durant un cycle cardiaque la dépolarisation ventriculaire (onde QRS) coïncide avec le début de la systole ventriculaire et la fermeture des valves auriculo-ventriculaires (B1) et la repolarisation ou la relaxation des ventricules (onde T) coïncide avec la fin de la systole ventriculaire et la fermeture des valves sigmoïdes (bruit B2). En vue de détecter les différentes caractéristiques du signal ECG et du signal PCG, une panoplie de travaux ont été déjà réalisés utilisant chacune différentes approches

III.2. Synthèse des méthodes

Le son du cœur (HS), ou phonocardiogramme (PCG), est le son répétitif du «lub-dub» produit par les activités mécaniques des valves cardiaques. L'auscultation du HS a été reconnue comme l'approche fondamentale mondiale dans le pronostic des maladies cardiovasculaires préemptives (MCV). Confrontant les limites intrinsèques de l'auscultation traditionnelle, l'auscultation automatique assistée par ordinateur à l'aide d'un stéthoscope électronique constitue un moyen efficace, intelligent et rentable pour l'analyse quantitative et qualitative de l'HS.

La localisation, la segmentation, et l'analyse des sons cardiaques font l'objectif de plusieurs travaux depuis longtemps. De ce fait, l'analyse du signal phonocardiogramme a fait l'objectif de différents travaux de recherches en utilisant différentes méthodes de traitement de signal.

La recherche d'une représentation Temps-Fréquence (TF) du signal PCG permet de mettre en exergue les propriétés temporelles et fréquentielles de ses différentes composantes. Les limitations de la transformée de Fourier standard dans le domaine de traitement des signaux non-stationnaires, comme les signaux PCG, étaient une motivation pour explorer les transformées les plus adaptées à ce type de signaux, comme les transformées TF linéaires, citons par exemple, la transformée de Fourier à court terme (STFT) (Djebbari et al., 2000), la transformée d'ondelettes (Debbal et al., 2008), la transformée en S (Sejdic et al., 2004) qui est utilisée dans cette étude pour optimiser la concentration d'énergie des signaux S1 et S2 dans le domaine TF. Aussi les transformées bilinéaires, comme la transformée de Wigner-Ville (Boutana et al., 2010).

Le filtre multi-échelles a été utilisé par Moussavi et al. (2004) et le filtre homomorphique par Gupta et al., (2007). Une analyse des bruits cardiaques par l'utilisation des ondelettes discrètes et les paquets d'ondelettes est proposée par Hamza Cherif et al.(2010). Une détection et une classification des souffles cardiaques a été réalisé par l'utilisation du prétraitement de Cochlea-like et l'intelligence artificielle (Ahmed et al., 2011).

On citera par la suite quelques travaux récents comme par exemple ceux développés par Hamza Cherif et al., (2016) qui permettent l'isolation des bruits B1 et B2 pour fournir une évaluation de leur durée. L'utilisation des représentations visuelles temps-fréquence pour l'analyse des sons cardiaques est réalisée par Guhanet al., (2016). La performance de la transformée en ondelettes est discutée par Debbal et al., (2016) pour analyser les sons et les murmures cardiaques.

Mitra et al., 2010a, s'intéressent aux bruits cardiaques fœtaux. A cet effet, ils développent la technique la plus appropriée pour l'inférence du spectre des bruits cardiaques fœtaux. Il propose aussi une nouvelle approche pour l'analyse temporelle des bruits cardiaques fœtaux (Mitra et al., 2010b).

La détection de l'enveloppe du signal PCG pour la localisation et la segmentation des bruits cardiaques a été traitée par différentes méthodes (énergie de Shannon, la transformée d'Hilbert, et d'autres méthodes). Liang, (1997) and Atbi et al., (2013) proposent un algorithme pour la segmentation des bruits cardiaques pathologiques en utilisant l'enveloppe de l'énergie de Shannon.

En effet le processus de segmentation des signaux PCG est une étape importante dans l'analyse du signal phonocardiogramme. Elle consiste à décomposer le signal PCG en quatre parties essentielles: S1, systole, S2 et diastole. Cette phase est la référence sur laquelle toute étude se basera. L'état de l'art sur les travaux de détection des bruits cardiaques ont mis en exergue différents critères. Ces critères se résument particulièrement dans :

L'étude proposée par Samjin et al., (2008) traite et compare un ensemble de méthodes pour la localisation et la segmentation du signal phonocardiogramme. Ils présentent trois méthodes qui permettent d'extraire l'enveloppe du signal PCG. En premier lieu, ils présentent la méthode de l'énergie de Shannon moyenne normalisée pour extraire l'enveloppe du signal PCG ($P(t)$). La deuxième méthode présentée est basée sur le calcul de la transformée d'Hilbert ($G(t)$). Et en dernier ressort, ils comparent ces deux méthodes à une troisième qui s'intitule « la Forme d'onde caractéristique du son cardiaque ». Cette dernière est une méthode prometteuse basée sur une corrélation croisée entre le signal d'entrée et le signal de sortie ($C(t)$). Bien que ces trois méthodes citées permettent la localisation de B1 et B2, l'étude comparative effectuée dans cet article permet d'avantager la méthode de forme d'onde caractéristique du son cardiaque grâce à sa capacité à diminuer les bruits et de faire une localisation meilleure, et ce dans le cas d'une pathologie avec un degré de sévérité très élevé (Figure III.1).

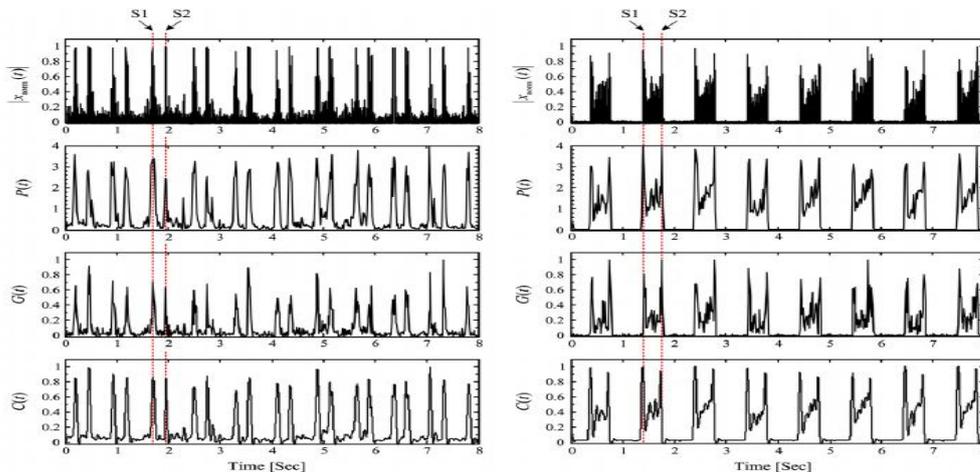


Figure III.1: La localisation de S1 et S2 par les trois méthodes proposées par Samjin et al.(2008)

L'étude menée par Mokadem, (2011) permet la segmentation ainsi que la classification du signal phonocardiogramme en proposant trois nouvelles approches pour l'extraction de l'enveloppe du signal PCG : RBF, SRBF et SSE. En effet la RBF (Le réseau à fonction de base radiale) utilise les données brutes du signal, alors que SRBF est basée sur l'utilisation des descripteurs temps-fréquence (transformée en S) pour l'obtention d'une matrice temps-fréquence en sortie, qui est utilisée pour l'extraction des descripteurs qui vont constituer le vecteur d'attributs du réseau RBF. la méthode SSE (S-transform Shannon Energy), calcule l'énergie de Shannon du spectre local où le spectre local à l'instant t est calculé par la transformée en S.

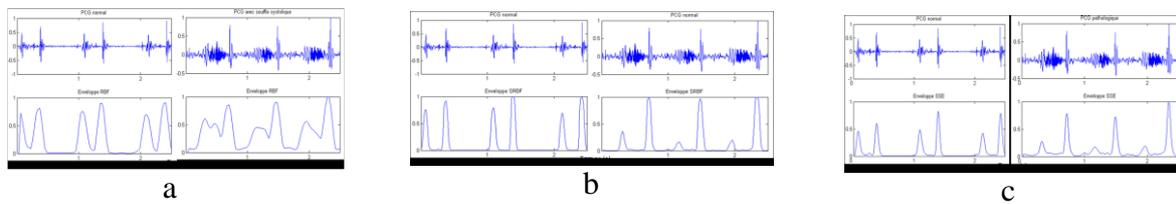


Figure III.2 : les Enveloppes du signal PCG obtenus par les différentes méthodes (Mokadem, (2011)). a) Enveloppe RBF pour un PCG normal (à gauche) et un PCG pathologique (à droite). b) Enveloppe SRBF pour un PCG normal (à gauche) et un PCG pathologique (à droite). c) Enveloppe SSE pour un PCG normal (à gauche) et un PCG pathologique (à droite)

Méthodes	SNR=10 dB		SNR=5 dB		SNR= 0 dB	
	Sens%	VPP%	Sens%	VPP%	Sens%	VPP%
Méthodes Temporelles						
Shannon	90	91	86	88	80	84
Méthodes Fréquentielles						
Hilbert	87	89	84	83	78	78
Homomorphique	91	90	88	89	86	83
CSCW	92	92	89	89	84	83
Multi-échelles	90	98	88	93	86	87
Méthodes Non-linéaires						
Entropie	91	92	88	88	85	84
VFD	88	90	85	87	82	85
Simplicité	94	96	92	92	85	84
Méthodes Proposées						
RBF	91	91	86	87	75	78
SRBF	92	98	91	93	87	89
SSE	96	95	93	94	88	89

Tableau III.1 : Résultats issus des 11 méthodes de localisation des sons cardiaques, mesurées sur 1539 S1 et S2 et sur 3 niveaux de bruit différents (Mokadem, 2011) (Sensitivité (Sens %) et valeurs prédictives positives (VPP %))

- L'application d'un seuillage sur l'enveloppe du signal PCG pour l'élimination du bruit afin de détecter le début et la fin des bruits cardiaques influence les résultats par sa possibilité de modifier la durée du bruit cardiaque. L'étude menée par (Atbi et al., 2013) utilise le schéma bloc suivant :

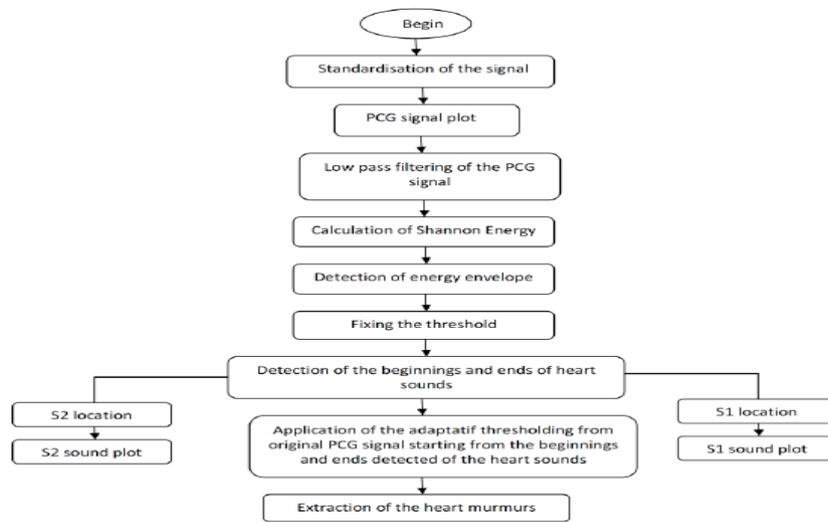


Figure III.3: Algorithme de segmentation des signaux PCG pathologique proposé par Atbi et al. (2013)

Dans les figures ci-après, nous présentons les résultats obtenus par l'application de cet algorithme sur quelques signaux pathologiques.

Le tableau III.2 donne un résumé sur la segmentation des signaux PCG pathologiques avec click (OS, ES), et avec des murmures systoliques (LS, PAS).

PCG signal	Duration of sound S1 (s)	Duration of sound S2 (s)	Duration of clicks or heart murmurs	Duration of cardiac cycle (s)	T1(%)	T3(%)
PCG normal (N)	0.0623	0.0481		0.7779	90	
PCG with clicks (OS)	0.0966	0.0833	0.0492	0.8014	90	90
PCG with clicks (ES)	0.0965	0.0843	0.0576	0.8061	90	70
PCG with Systolic murmurs (LS)	0.0801	0.0616	0.0985	0.8054	90	70
PCG with Systolic murmurs (PAS)	0.1013	0.0861	0.2033	0.8014	92	80

Tableau III.2 : Résumé de la durée moyenne des bruits cardiaques B1 et B2, pour des signaux PCG variés (N, OS, ES, LS and PAS) (atbi et al., 2013)

Pour le traitement du signal phonocardiogramme, la plupart des chercheurs l'utilisent seul.

Le traitement de se dernier ce fait par l'introduction de différentes méthodes de traitement du signal. L'idée dans ce travail était d'associer le signal électrocardiogramme au signal phonocardiogramme, afin de faire une étude corrélative entre les différents paramètres de ces deux signaux.

Au fait, l'utilisation du signal ECG comme référence pour la localisation des bruits cardiaques a fait son apparition dans les années 1987. Et peu de recherches ont suivies.

Dans Lehner et al.(1987), les auteurs utilisent le signal ECG et le signal carotidien comme référence pour le développement d'un système qui permet la segmentation du signal PCG en deux parties (systolique et diastolique). La première étape consiste à concevoir un système qui permettra l'acquisition de trois signaux (ECG, PCG et le carotidogramme). Le début de systole est déterminé à partir du complexe QRS, alors que le début de la diastole est déterminé à partir de l'encoche dycrotique du carotidogramme.

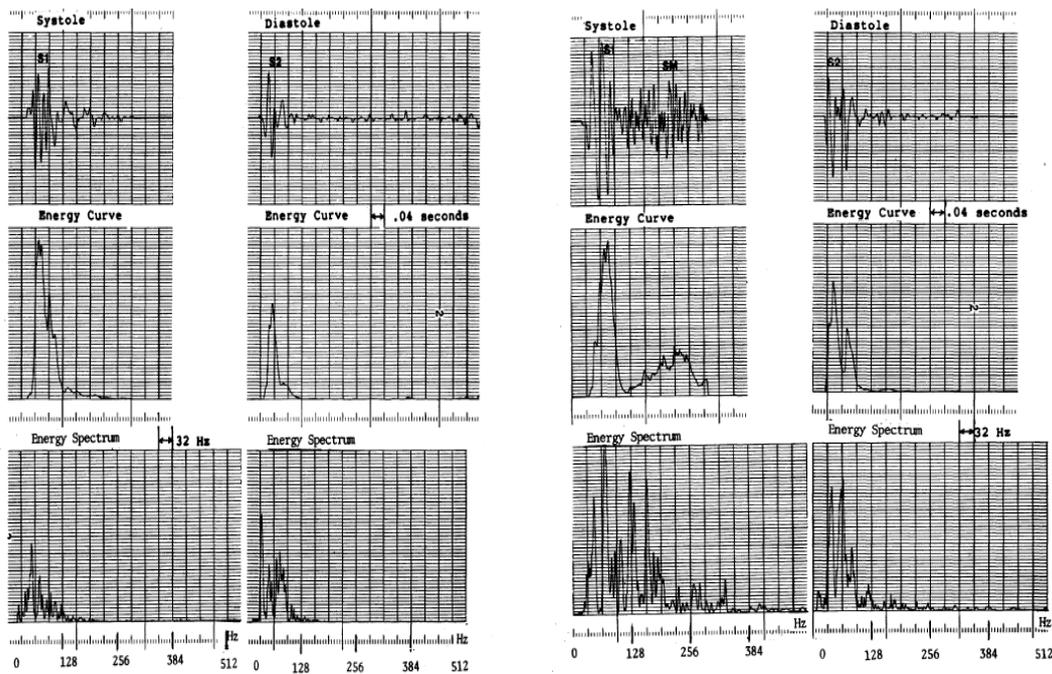


Figure III.4 : Segmentation du signal PCG en partie systolique et diastolique pour un cas normale à droite et un autre pathologique (PCG avec VSD) à gauche (Lehner et al.1987)

Malarvili et al. (2003) utilisent l'énergie instantanée de l'ECG afin d'estimer la présence de B1 et B2. Dans cette étude l'auteur calcule l'enveloppe des deux signaux pour estimer que le premier point du signal ECG correspond au début de B1 et le dernier point du signal ECG correspond au début du deuxième bruit cardiaque.

Dans une étude, Fandi et al., 2014, utilise le complexe QRS pour localiser le début du B1 et estime que le B1 fait apparition 0.04s après le complexe QRS. Fandi et al., 2014 utilisent aussi la fin de l'onde T du signal ECG pour localiser le début du second bruit cardiaque. La corrélation entre les paramètres du signal ECG et le signal PCG a permis la segmentation du signal PCG (Fandi et al.,2018) (voir chapitre IV).

III.3. Conclusion

Dans ce chapitre, nous avons cité les travaux décrivant la localisation et la segmentation du signal PCG. Nous avons déduit que beaucoup de travaux s'intéressent à l'étude des bruits cardiaques par l'application de différentes méthodes de traitement de signal existante dans la littérature. Peu de travaux ont été trouvés dans la littérature permettant l'exploitation du signal ECG comme référence pour la localisation des différents paramètres du signal PCG.

En effet, les différents travaux contribuant à l'analyse du signal ECG et le signal PCG ont été cités. L'analyse du signal phonocardiogramme peut être effectuée en utilisant différentes méthodes de traitement de signal. Les caractéristiques du signal PCG peuvent être localisées à partir du signal ECG, par une connaissance préalable des caractéristiques du signal ECG. Par la suite nous développons de nouvelles approches pour la localisation des bruits cardiaques en utilisant le signal ECG comme référence.

Tout en se basant sur les travaux présentés dans la littérature on propose dans le chapitre suivant, un algorithme permettant la localisation du début du bruit cardiaque B1 et B2 à partir du signal ECG, sachant que le premier bruit (B1) correspond à la fermeture des valves auriculo-ventriculaires (AV) (complexe QRS), et le deuxième bruit (B2) marque la fin de la systole ventriculaire et le début de la diastole ventriculaire (l'onde T) ; il est dû à la fermeture des valvules sigmoïdes (aortique et pulmonaire). L'évaluation de l'interaction entre les paramètres de ces deux signaux vont nous permettre à rendre plus facile et plus fiable l'aide au diagnostic des arythmies cardiaques.

Chapitre IV

Nouvelles approches pour la segmentation des bruits cardiaques

IV.1. Introduction

Un cycle cardiaque comprend deux évènements : électriques et mécaniques. En effet l'électrocardiogramme (ECG) permet d'enregistrer l'activité électrique du cœur. Il est caractérisé par l'onde P, le complexe QRS et l'onde T. La circulation sanguine du cœur est associée aux événements mécaniques par lesquels les sons cardiaques sont générés. L'enregistrement de tous les bruits du cœur durant un cycle cardiaque est représenté sur le phonordiogramme (PCG). Les événements mécaniques observés dans le signal PCG suivent toujours les événements électriques observés dans le signal ECG.

L'auscultation cardiaque avec un stéthoscope révèle deux bruits (B1 et B2) durant chaque battement cardiaque. Le premier bruit (B1) correspond à la fermeture des valves auriculo-ventriculaires (AV). Le deuxième bruit (B2) marque la fin de la systole ventriculaire et le début de la diastole ventriculaire ; il est dû à la fermeture des valvules sigmoïdes (aortique et pulmonaire). La figure 1 montre clairement le moment des bruits du cœur par rapport à l'activité électrique durant un cycle cardiaque. Le sommet et le bas de la figure 1 correspondent respectivement au signal ECG et PCG (Elaine et al., 2012 ; Bullock et al., 2001).

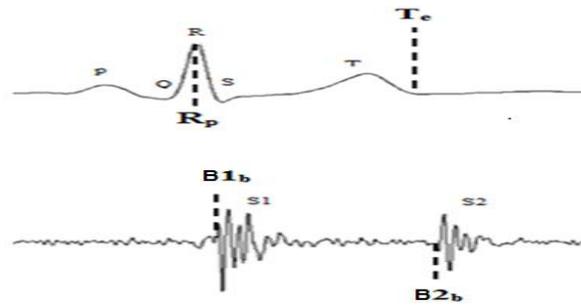


Figure IV.1 : Le moment des bruits du Cœur dans un cycle cardiaque. Le haut et le bas correspondent respectivement aux signaux ECG et PCG.

Différentes techniques de traitement numérique du signal sont utilisées pour l'analyse du signal phonocardiogramme. Samit et al., (2008) établissent un algorithme pour une classification automatique des bruits cardiaques basé sur la décomposition modale empirique (EMD). Mitra et al. (2010a) utilisent la technique la plus appropriée pour l'inférence du spectre des bruits cardiaques fœtaux. Une nouvelle approche pour l'analyse temporelle des bruits cardiaques fœtaux est aussi proposée par Mitra et al. (2010b). Une détection et une classification des souffles cardiaques par l'utilisation du prétraitement de Cochlea-like et l'intelligence artificielle est développée par Ahmed et al. (2011). L'utilisation des représentations visuelles temps-fréquence pour l'analyse des sons cardiaques sont représentées par Guhan et al. (2016). La performance de la transformée en ondelettes est discutée par Debbal et al. (2016) pour l'analyse des sons et des murmures cardiaques.

La segmentation des bruits cardiaques a fait l'objet de plusieurs travaux ; à ce titre plusieurs travaux ont été développés. Malarvili et al. (2003) utilisent l'énergie instantanée de l'ECG afin d'estimer la présence de B1 et B2. Une étude comparative des algorithmes d'extraction de l'enveloppe pour la segmentation du signal phonocardiogramme est présentée par Samjin et al. (2008). Hamza Cherif et al. (2010) utilisent les ondelettes discrètes et les paquets d'ondelettes dans l'analyse du signal phonocardiogramme. Hamza Cherif et al. (2016) développent un algorithme qui permet l'isolation de B1 et B2 pour fournir une évaluation de leur durée. Dans Lehner et al. (1987), les auteurs développent un système pour la segmentation du signal PCG en utilisant le signal ECG et le signal carotidien comme référence.

Dans cette partie, de nouvelles approches sont développées permettant la segmentation des bruits cardiaques en utilisant le lien existant entre le signal ECG et le signal PCG.

L'objectif principal de ce travail est d'exploiter la corrélation existante entre les différents paramètres des signaux ECG et PCG afin de développer un algorithme très efficace pour la localisation du premier et du second bruit cardiaque (B1 et B2) d'une part. D'autre part le lien existant entre ces deux signaux a été exploité directement pour extraire les bruits cardiaques. Ces approches se distinguent par la simplicité de leur implémentation, en plus des bons résultats qu'elles délivrent.

La première méthode est basée sur la corrélation. En effet la corrélation entre les signaux ECG et PCG met en évidence les fortes relations existantes entre l'activité électrique et l'activité mécanique du cœur. La méthode suivante permet une localisation des bruits cardiaques en utilisant les paramètres du signal ECG.

Une étude statistique est effectuée par la suite, afin de quantifier la relation linéaire existante entre les deux signaux (ECG et PCG). Ces résultats importants sont exploités pour le développement de nouvelles équations linéaires pour une bonne localisation de B1 et B2 à partir du signal ECG.

La deuxième méthode permet l'extraction des paramètres du signal PCG par l'utilisation des paramètres du signal ECG. En effet, une projection des paramètres du signal ECG permet la détection et l'isolation des bruits cardiaques.

Les résultats obtenus démontrent la forte liaison existante entre le signal ECG et le signal PCG. Ces résultats importants sont exploités pour détecter la durée systolique

Les différentes méthodes développées dans cette étude sont évaluées en utilisant deux bases de données. Le premier groupe contient quelques enregistrements normaux et d'autres pathologiques (deux patients normaux, et trois autres pathologiques). La fréquence d'échantillonnage pour chaque canal $F_s=1000\text{Hz}$ (Signal_data_files, 2006). Le second groupe a été envoyé par Boston Children Hospital, il contient différents cas de sténose aortique de sévérités variant de 1 à 4. La fréquence d'échantillonnage par chaque canal est $F_s=44100\text{Hz}$.

IV.2 la segmentation des bruits cardiaques basée sur la corrélation entre l'ECG et le PCG

La figure IV.2 représente le diagramme de la méthode proposée. L'algorithme de segmentation des bruits cardiaques basé sur la corrélation entre l'ECG et le PCG est ainsi présenté. Les différentes étapes de l'algorithme sont expliquées en section IV.2.5 (description de l'algorithme proposé).

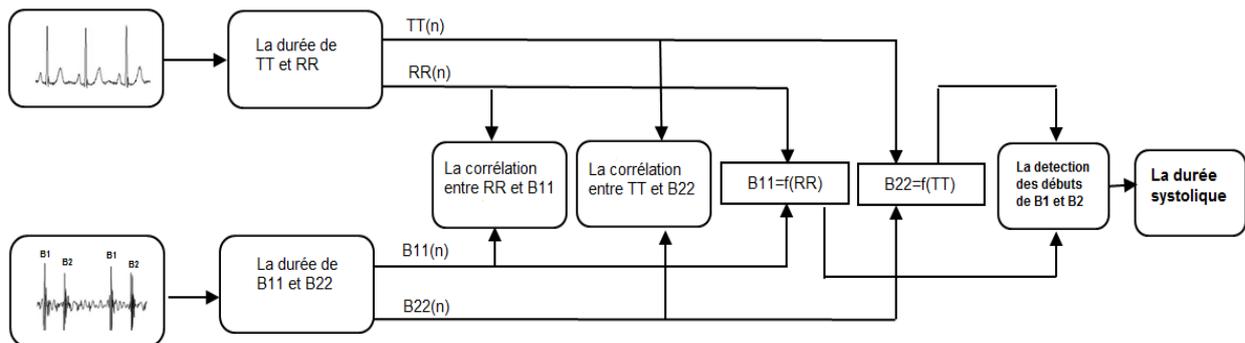


Figure IV.2: le diagramme synoptique de l'algorithme proposé

IV.2.1 annotation manuelle des signaux

Pour chaque enregistrement, deux fichiers d'annotations sont créés par deux experts. Le fichier du signal ECG contient les annotations de R -peak (R_p) et T-end (T_e). Le fichier du signal PCG contient les annotations des débuts des deux bruits cardiaques : $B1_b$, $B2_b$, voir figure IV.1. Les résultats des annotations faites par les deux experts sont comparés avec ceux obtenus par l'application de notre algorithme. Les paramètres du signal ECG peuvent être détectés automatiquement en utilisant les différentes méthodes décrites dans la littérature. Par exemple, Rajendra et al. (2016) développe un algorithme pour la détection des points morphologiques du signal ECG en utilisant l'énergie non linéaire. Chenchen et al. (2015), proposent une nouvelle méthode de détection des ondes R en temps réel pour la télémétrie ECG ambulatoire sans fil. Une étude comparative a été réalisée par Parul et al. (2012).

Après la détection des R -peak (R_p) et T-end(T_e), les débuts des premiers bruits cardiaques ($B1_b$) ainsi que les débuts des seconds bruits cardiaques ($B2_b$) sont annotés manuellement. Ceci fait, on peut calculer les intervalles RR-TT-B11-B22 en utilisant les équations suivantes (figure IV.3) :

$$RR(n) = R_p(n) - R_p(n - 1) \quad (IV.1)$$

$$TT(n) = T_e(n) - T_e(n - 1) \quad (IV.2)$$

$$B11(n) = B1_b(n) - B1_b(n - 1) \quad (IV.3)$$

$$B22(n) = B2_b(n) - B2_b(n - 1) \quad (IV.4)$$

Où $n = 2 \dots N - 1$

Nest le nombre de battements cardiaques pour chaque enregistrement.

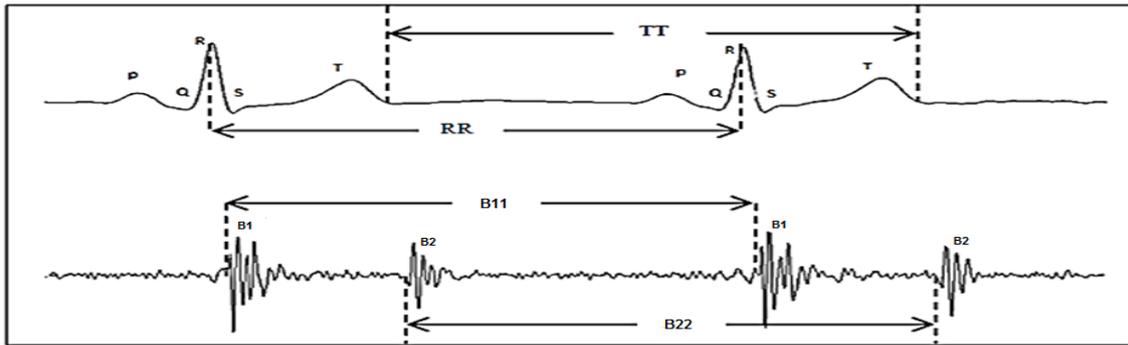


Figure IV.3: L'enregistrement simultané du signal PCG avec le signal ECG avec les intervalles calculés

IV.2.2 La corrélation et la définition des nuages de points

L'inter-corrélation entre les intervalles B11 et RR, et les intervalles B22 et TT est mesurée en utilisant les coefficients de corrélation de Pearson définis ci-après :

$$r_p(X, Y) = \frac{Cov(X, Y)}{\sigma_X \sigma_Y} \quad (IV.5)$$

$$Cov(X, Y) = \frac{1}{N} \sum_{i=1}^N (X(i) - \bar{X})(Y(i) - \bar{Y}) \quad (IV.6)$$

Dans cette étape, nous avons calculé $r_{p1}(RR, B11)$ et $r_{p2}(TT, B22)$. Où r_{p1} et r_{p2} représentent respectivement l'inter-corrélation entre les intervalles RR et B11, et les intervalles TT et B22. Les figures IV. 4 jusqu'à IV.7 représentent le nuage de point des deux cas sélectionnés pour cette étude (un cas normal et un autre pathologique).

Nous remarquons clairement que pour chaque cas, le coefficient de corrélation est proche de 1. Ceci indique que les variables sont positivement linéaires. Pour chaque figure (les figures de IV. 4 jusqu'à IV. 7). Les variables de droite montrent les données en cause, et à gauche leur droite de régression linéaire. Ces tracés sont très utiles pour mesurer la durée systolique à partir du signal PCG.

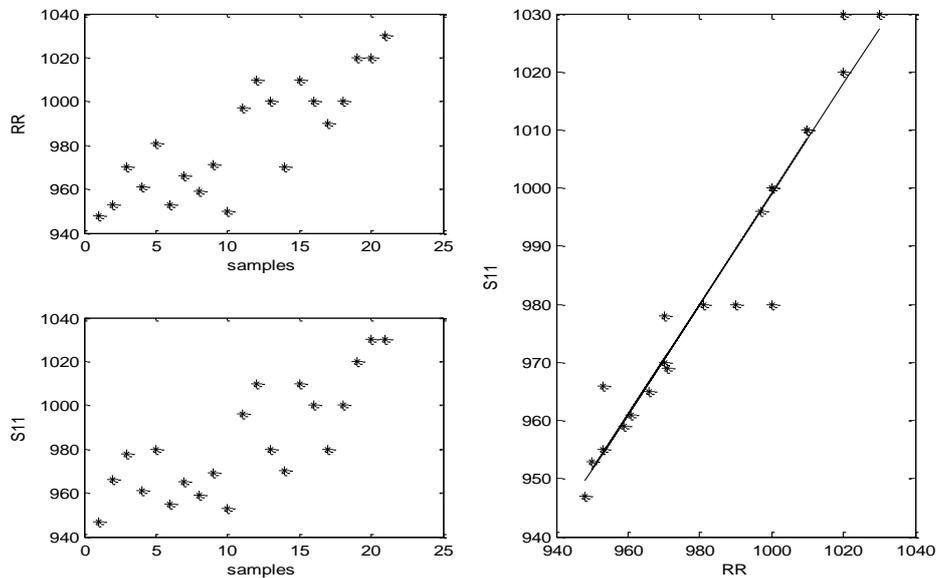


Figure IV.4: Série réelle simultanée des intervalles RR et B11 ainsi que le nuage de point correspondant pour le cas normal ($r_p = 0.97$) et ($B11_A = 0.95 * RR + 49$).

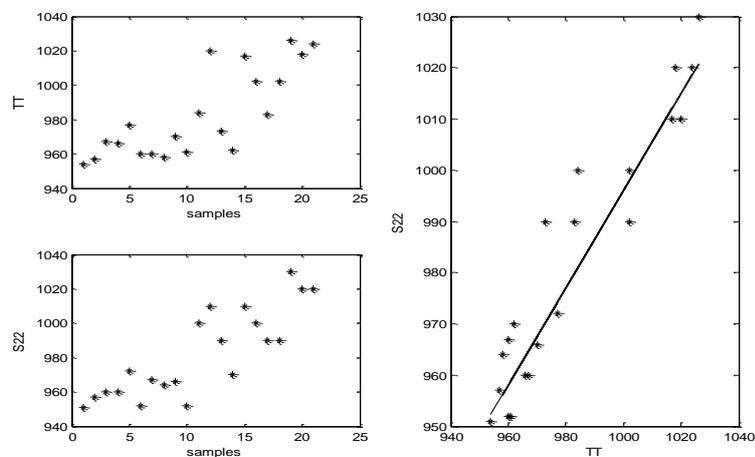


Figure IV. 5 : Série réelle simultanée des intervalles TT et B22 et le nuage de point correspondant pour le cas normal($r_p = 0.95$) et ($B22_A = 0.95 * TT + 46$)

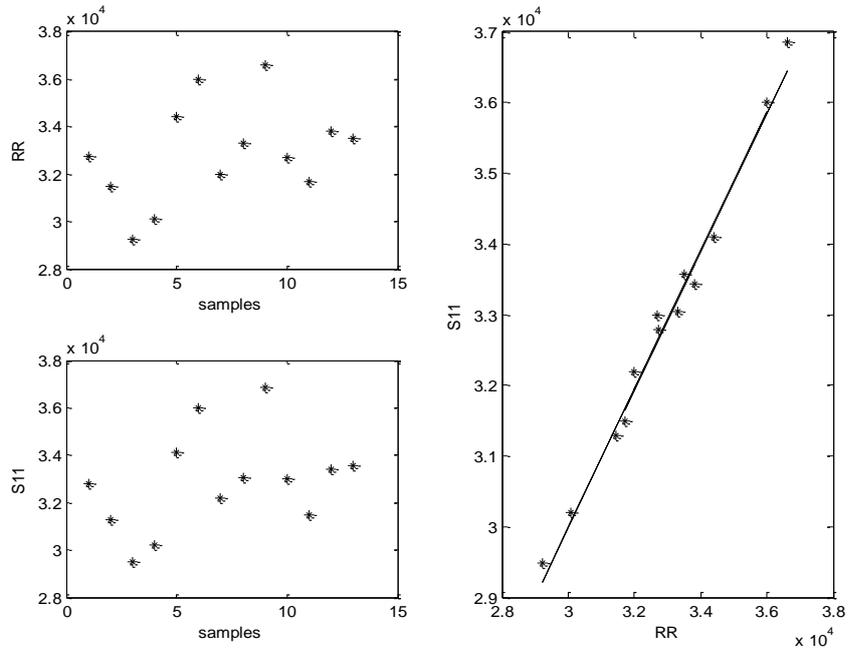


Figure IV.6: série réelle simultanée des intervalles RR et B11 et le nuage de point correspondant pour le cas pathologique ($r_p = 0.98$) et ($B11_A = 0.98 * RR + 58$).

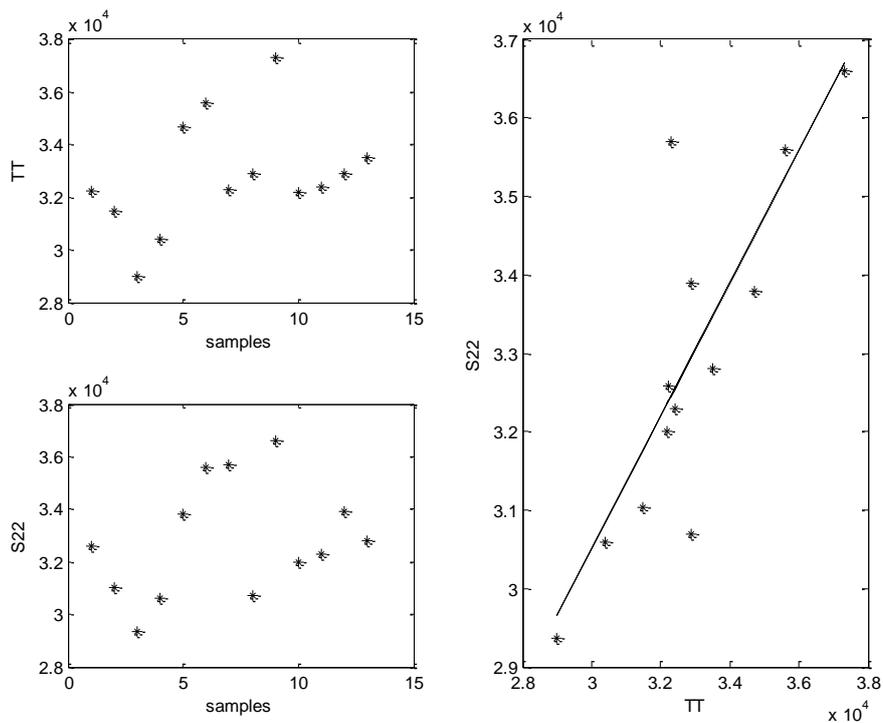


Figure IV.7 : série réelle simultanée des intervalles TT et B22 et le nuage correspondant pour le cas pathologique ($r_p = 0.89$) et ($B22_A = 0.85 * TT + 50$).

IV.2.3 La mesure automatique des intervalles B11 et B22 à partir du signal ECG

Les droites de régression linéaire obtenues à partir des figures IV.4 jusqu'à IV.7 peuvent être exprimées comme suit :

$$B11_A(i) = a_1 * RR(i) + b_1 \quad (IV.7)$$

$$B22_A(i) = a_2 * TT(i) + b_2 \quad (IV.8)$$

Où $B11_A$ et $B22_A$ représentent la mesure automatique de B11 et B22 à partir des intervalles RR et TT .

RR et TT représentent respectivement l'intervalle entre deux complexes QRS successifs et l'intervalle entre deux ondes T successives.

IV.2.4 La mesure de l'intervalle de la durée systolique

Dans ce travail, la durée systolique est déterminée à partir des signaux ECG et PCG. Elle est donnée par :

$$Syst(i) = B2_b(i) - B1_b(i) \quad (IV.9)$$

Avec ($B1_b(1)$ et $B2_b(1)$) sont respectivement les débuts des premiers et des seconds bruits cardiaques.

IV.2.5. Description de l'algorithme proposé

L'algorithme proposé est résumé par les étapes ci-dessous. Les deux signaux (ECG et PCG) sont inclus. Nous utilisons les formules IV.7 et IV.8 afin de calculer $B11_A(i)$ et $B22_A(i)$. Nous effectuons également un calcul récursif pour déterminer les débuts des premiers et des seconds bruits cardiaques (étape 4). L'intervalle de la durée systolique est mesuré en utilisant la formule IV.9, comme mentionné à l'étape 5.

1. Départ avec $i=1$
2. Identifier le début du premier et du second bruit cardiaque ($B1_b(1)$ et $B2_b(1)$)
3. Calculer $B11_A(i)$ et $B22_A(i)$ en utilisant les formules 7 et 8
4. Calculer $B1_b(i + 1) = B1_b(i) + B11_A(i)$ et $B2_b(i + 1) = B2_b(i) + B22_A(i)$
5. Calculer l'intervalle de la durée systolique $Syst(i) = B2_b(i) - B1_b(i)$
6. poser $i=i+1$
7. itérer l'algorithme à partir de l'étape 3

Avec ($B1_b(1)$ et $B2_b(1)$) sont respectivement le début du premier et second bruit cardiaque.

IV.3. Résultats expérimentaux et discussions

Les différentes méthodes développées dans cette étude sont testées sur deux enregistrements simultanés des signaux ECG et PCG (cas normal et un autre pathologique). Le signal pathologique utilisé pour la réalisation de cette étude représente une sténose aortique qui se manifeste par un rétrécissement de la valve aortique au niveau du cœur.

Comme indiqué dans la section IV.2.2 et observé sur les figures IV.4 jusqu'à IV.7, nous avons démontré qu'il existe une très forte corrélation et linéarité entre les intervalles RR et B11 ainsi que les intervalles TT et B22 (Tableau IV.1). Ces résultats de corrélation sont exploités afin de développer les équations de régressions linéaires mentionnés en section IV.2.3.

	r_{p1}	r_{p2}
Normal	0.97	0.95
SA	0.98	0.89

Tableau IV.1 : les coefficients de corrélation correspondant à la corrélation de RR, TT avec B11 et B22 respectivement (pour le cas normal et le cas pathologique)

En conséquence, nous pouvons mesurer automatiquement B11 et B22 par la simple utilisation des intervalles RR et TT (Formules IV.7 et IV.8), pour mesurer par la suite l'intervalle de la durée systolique (formule IV.9).

Afin d'évaluer les résultats obtenus par les experts et notre algorithme, nous comparons les mesures automatiques obtenus aux mesures manuelles effectuées par les deux experts sur les tableaux IV.2 et IV.3.

Le tableau IV.2 illustre les résultats du premier signal (cas normal) qui comprend 22 cycles, alors que le tableau IV.3 illustre les résultats du deuxième signal (cas pathologique) qui comprend 14 cycles. Chaque tableau est divisé en deux parties : la première comprend les résultats concernant le premier bruit cardiaque, et la deuxième partie comprend les résultats obtenus pour le deuxième bruit cardiaque.

Ces tableaux donnent les détails des résultats obtenus par les experts, ainsi que les résultats obtenus par la méthode développée.

		PREMIER ENREGISTREMENT																					
		1	2	3	4	5	6	7	8	9	10	11	12	13	14	15	16	17	18	19	20	21	22
B1	E1	261	1208	1274	3152	4113	5093	6048	7013	7972	8941	9894	10890	11900	12880	13850	14860	15860	16840	17840	18860	19890	20920
	E2	280	1205	2163	3135	4105	5087	6037	7007	7964	8935	9883	10880	11890	12870	13830	14860	15850	16850	17830	18865	19880	20900
	AUT	252	1201	2155	3126	4088	5069	6023	6990	7950	8921	9873	10869	11878	12877	13847	14856	15855	16844	17843	18861	19879	20907
B2	E1	599	1550	2507	3467	4427	5399	6351	7318	8282	9248	10200	11200	12210	13190	14149	15170	16150	17170	18130	19190	20210	21230
	E2	607	1530	2510	3470	4425	5397	6355	7319	8292	9250	10210	11190	12220	13180	14140	15160	16140	17140	18180	19150	20230	21240
	AUT	595	1547	2502	3467	4430	5404	6362	7320	8277	9244	10203	11184	12199	13169	14129	15141	16139	17119	18117	19138	20151	21169

Tableau IV.2 : Comparaison des résultats obtenus par les deux experts avec le résultat obtenu par la méthode développée pour le cas normal

		DEUXIEME ENREGISTREMENT													
		1	2	3	4	5	6	7	8	9	10	11	12	13	14
B1	E1	14570	47530	78820	108300	138500	172600	208600	240800	273850	310700	343700	375200	408630	442200
	E2	14560	47880	78810	107900	139000	172700	208900	240700	273900	309000	344010	375400	408800	442400
	AUT	14591	47246	78657	107872	137950	172242	208102	240042	273256	309704	342330	373976	407680	441090
B2	E1	28720	61300	92330	121700	152300	186100	221700	254000	288100	324700	356700	389000	422900	455700
	E2	29230	61720	92890	122200	152800	187500	222700	255000	288600	325300	357300	389300	423400	456300
	AUT	28301	60696	92446	122096	152936	187431	222691	255146	288111	324816	357186	389726	422691	456166

Tableau IV.3 : Comparaison des résultats obtenus par les deux experts avec le résultat obtenu par la méthode développée pour le cas pathologique

La durée systolique est déterminée à partir des résultats donnés dans les tableaux ci-dessous en utilisant la formule IV.9.

Le tableau ci-après donne les résultats de durée systolique de l'expert1 ainsi que l'expert 2 et celle calculée par la méthode développée pour le cas normal (tableau IV.4) et le cas pathologique (tableau IV.5).

		PREMIER ENREGISTREMENT																					
		1	2	3	4	5	6	7	8	9	10	11	12	13	14	15	16	17	18	19	20	21	22
DS	E1	0.338	0.342	0.333	0.315	0.315	0.306	0.303	0.305	0.310	0.307	0.306	0.310	0.310	0.310	0.299	0.310	0.290	0.330	0.290	0.330	0.320	0.310
	E2	0.327	0.325	0.347	0.335	0.320	0.310	0.318	0.312	0.328	0.315	0.327	0.310	0.330	0.310	0.310	0.300	0.290	0.290	0.350	0.285	0.350	0.340
	AUT	0.343	0.346	0.347	0.341	0.342	0.335	0.339	0.330	0.327	0.323	0.330	0.315	0.321	0.292	0.282	0.285	0.284	0.275	0.274	0.277	0.272	0.262
EDS	E1-E2	0.011	0.017	0.014	0.02	0.006	0.004	0.015	0.007	0.018	0.008	0.021	0	0.02	0	0.011	0.01	0	0.04	0.06	0.045	0.03	0.03
	AUT-E1	0.005	0.004	0.014	0.026	0.028	0.029	0.036	0.025	0.017	0.016	0.024	0.005	0.011	0.018	0.017	0.025	0.006	0.055	0.016	0.053	0.048	0.048
	AUT-E2	0.016	0.021	0	0.006	0.022	0.025	0.21	0.018	0.001	0.008	0.003	0.005	0.009	0.018	0.028	0.015	0.006	0.015	0.076	0.008	0.078	0.078

Tableau IV.4 : Comparaison de la durée systolique calculée par les deux experts et la durée systolique obtenue automatiquement (cas normal)

		DEUXIEME ENREGISTREMENT													
		1	2	3	4	5	6	7	8	9	10	11	12	13	14
DS	E1	0.32	0.312	0.306	0.303	0.312	0.306	0.297	0.299	0.323	0.317	0.294	0.312	0.323	0.306
	E2	0.332	0.313	0.319	0.324	0.319	0.335	0.312	0.324	0.333	0.369	0.301	0.315	0.331	0.315
	AUT	0.310	0.304	0.312	0.322	0.339	0.344	0.330	0.342	0.336	0.342	0.336	0.357	0.340	0.341
EDS	E1-E2	0.011	0.001	0.012	0.02	0	0.029	0.015	0.024	0.010	0.052	0.006	0.002	0.007	0.009
	AUT-E1	0.009	0.007	0.006	0.018	0.026	0.038	0.033	0.043	0.013	0.025	0.042	0.044	0.016	0.035
	AUT-E2	0.021	0.008	0.006	0.001	0.026	0.008	0.017	0.018	0.003	0.026	0.035	0.041	0.009	0.026

Tableau IV.5 : Comparaison de la durée systolique calculée par les deux experts et la durée systolique obtenue automatiquement (cas pathologique)

Sur les tableaux IV.6, IV.7 et IV.8, nous représentons par la moyenne \pm l'écart-type, la différence entre les mesures automatiques et les mesures manuelles ainsi que la différence entre les mesures des deux experts précités.

$B1_b$		expert1-expert2	Automatic-expert1	Automatic-expert2
Enregistrement (No.)	Total (No. of beats)	$mean \pm SD$ ($min - max$)	$mean \pm SD$ ($min - max$)	$mean \pm SD$ ($min - max$)
1 (Cas normal)	22	0.010 ± 0.0051 (0 - 0.02)	0.013 ± 0.0091 (0.001 - 0.026)	0.010 ± 0.0062 (0.001 - 0.028)
2 (Cas anormal)	14	0.004 ± 0.0093 (0 - 0.038)	0.012 ± 0.0090 (0 - 0.031)	0.0171 ± 0.0111 (0 - 0.038)

Tableau VI.6 : La différence de la moyenne entre les mesures automatiques et manuelles de $B1_b$ exprimée par moyenne \pm l'écart-type ($B1_b$ représente le début du premier bruit cardiaque).

$B2_b$		expert1-expert2	Automatic-expert1	Automatic-expert2
Enregistrement (No.)	Total (No. of beats)	$mean \pm SD$ ($min - max$)	$mean \pm SD$ ($min - max$)	$mean \pm SD$ ($min - max$)
1 (Cas normal)	22	0.010 ± 0.0126 (0.001 - 0.050)	0.011 ± 0.0198 (0 - 0.061)	0.011 ± 0.0223 (0.001 - 0.079)
2 (Cas anormal)	14	0.012 ± 0.0063 (0.0006 - 0.022)	0.011 ± 0.0089 (0 - 0.030)	0.009 ± 0.0071 (0 - 0.023)

Tableau IV. 7: La différence de la moyenne entre les mesures automatiques et manuelles de $B2_b$ exprimée par moyenne \pm l'écart-type ($B2_b$ représente le début du deuxième bruit cardiaque).

Systolic time interval duration (Syst)		expert1-expert2	Automatic-expert1	Automatic-expert2
Enregistrement (No.)	Total (No. of beats)	$mean \pm SD$ ($min - max$)	$mean \pm SD$ ($min - max$)	$mean \pm SD$ ($min - max$)
1 (Cas normal)	22	0.0175 ± 0.0154 (0 - 0.06)	0.0239 ± 0.0156 (0.004 - 0.055)	0.0216 ± 0.0239 (0 - 0.078)
2 (Cas anormal)	14	0.0145 ± 0.0125 (0 - 0.0521)	0.0226 ± 0.0144 (0.004 - 0.0442)	0.0171 ± 0.0119 (0 - 0.0419)

Tableau IV.8: Résultats obtenus avec les mesures manuelles et automatiques. La différence entre les mesures automatiques et manuelles de l'intervalle de la durée systolique et entre les deux experts sont exprimés par moyenne \pm l'écart-type

Les figures IV. 8 et IV. 9 comparent la performance de l'algorithme proposé pour la mesure de l'intervalle de la durée systolique avec les mesures manuelles en termes de moyenne et d'écart-type. (Représentation en box plot).

A partir des résultats obtenus, nous pouvons constater que l'écart-type de l'erreur entre les mesures manuelles et automatiques est aux alentours de 10ms (0.010s), ce qui est comparable à l'étude de Laguna et al. (1990).

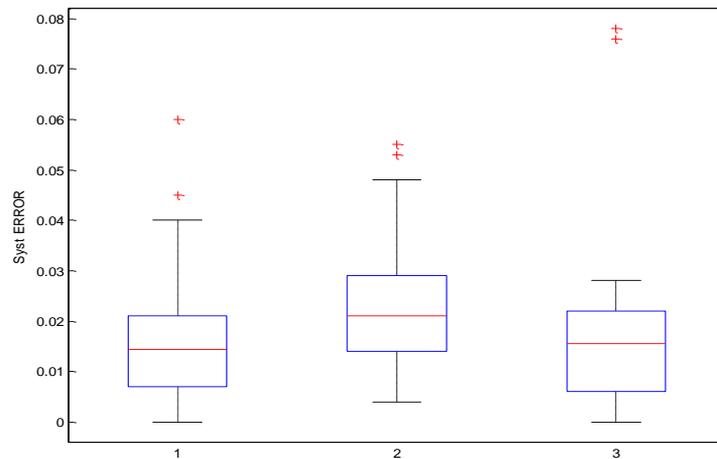


Figure IV.8: Evaluation des performances de l'algorithme proposé pour la mesure manuelle de l'intervalle de la durée systolique par une représentation en box plot (cas normal)

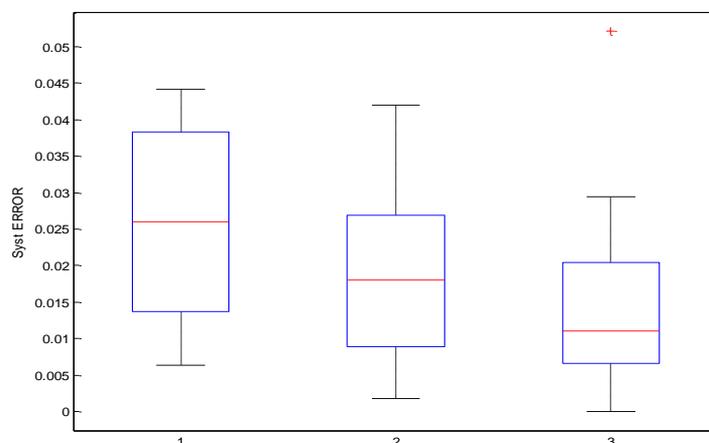


Figure IV.9: Evaluation des performances de l'algorithme proposé pour la mesure manuelle de l'intervalle de la durée systolique par une représentation en box plot (cas pathologique).

IV.4. La segmentation des bruits cardiaques basée sur la détection de l'enveloppe du signal PCG

Le schéma bloc de la figure IV.10 représente les étapes de l'algorithme permettant la segmentation des bruits cardiaques.

En effet, la figure suivante regroupe les étapes permettant la segmentation du signal PCG à partir du signal ECG :

- définition du début des complexes QRS et la fin des ondes T - détection de l'enveloppe du signal PCG plus un processus de lissage ;
- élimination des fluctuations de la ligne de base ;
- définition du début des bruits cardiaques B1 et B2 ;
- le calcul de la dérivée de l'enveloppe du signal PCG ;
- détection des maximums ;
- définition de la fin des bruits cardiaques B1 et B2 ;

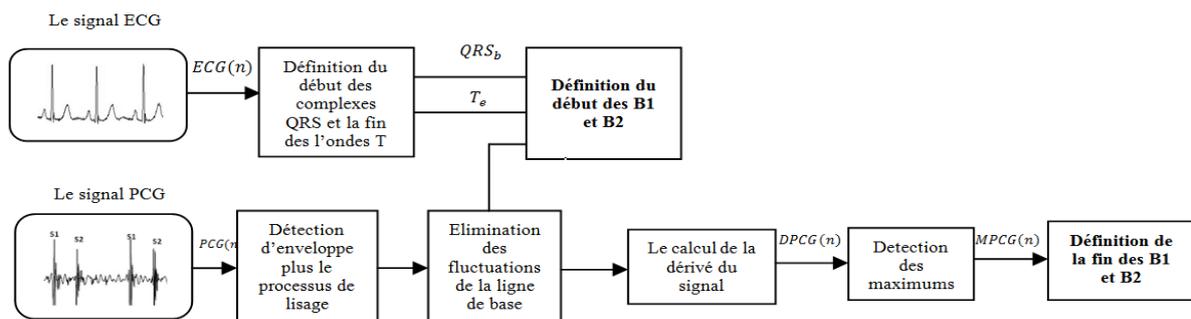


Figure IV.10: Le diagramme synoptique de l'algorithme proposé

VI.4.1. Définition du début des complexes QRS et la fin des ondes T

La première étape de cet algorithme consiste à faire une annotation du début des complexes QRS ainsi que la fin des ondes T du signal ECG. Plusieurs travaux ont été réalisés dans ce domaine. Nous citons dans un premier lieu la méthode décrite dans la littérature par Laguna et al. (1990). Cette dernière comporte essentiellement les étapes suivantes :

- l'utilisation d'un seuillage adaptatif pour la détection des complexes QRS ;
- définition des ondes R et Q ;
- définition du début des complexes QRS ;

- la définition des pics et des fins de l'onde T ;

Par la suite, les méthodes de Hadj Slimane et al., (2005a) ; Hadj Slimane et al., (2005b) ont permis la détection du début des complexes QRS et la fin des ondes T. Cette méthode est résumée principalement dans les cinq étapes suivantes :

- Un filtrage passe-haut ;
- La décomposition de signal en modes empiriques ;
- Une transformée non linéaire ;
- Une intégration ;
- Et un filtrage passe-bas.

VI.4.2. Détection et lissage de l'enveloppe du signal PCG (EPCG)

La détection de l'enveloppe du signal PCG est effectuée en calculant le module du signal analytique du PCG. En outre, un signal analytique est un signal où la partie réelle est le signal original, et la partie imaginaire est la transformée d'Hilbert du signal original.[<http://www.mathworks.com/help/dsp/examples/envelope-detection.html>]

$$\widehat{PCG}(t) = PCG(t) + jPCG_h(t) \quad (IV.10)$$

Avec

$$PCG_h = [H(t)] = \frac{1}{\pi} \int \frac{PCG(\tau)}{\tau-t} dt \quad (IV.11)$$

L'enveloppe du signal PCG est soumise à un filtre passe bas de type Butterworth, du 3^{ème} ordre, la fréquence de coupure étant égale à 10Hz, afin de lisser l'enveloppe du signal PCG. La figure VI.11 représente le signal PCG ainsi que l'enveloppe détectée après le processus de lissage.

IV.4.3. Elimination des fluctuations de la ligne de base

L'élimination des fluctuations de la ligne de base est effectuée par l'utilisation d'un seuil fixe (TH). En effet, Le choix de la valeur du seuil est un paramètre important. Il contribue au compromis entre l'élimination des fluctuations de la ligne de base et sa possibilité à modifier la durée du bruit cardiaque. Ce choix de la valeur du seuil est fixé de façon minimale afin d'éliminer ces fluctuations.

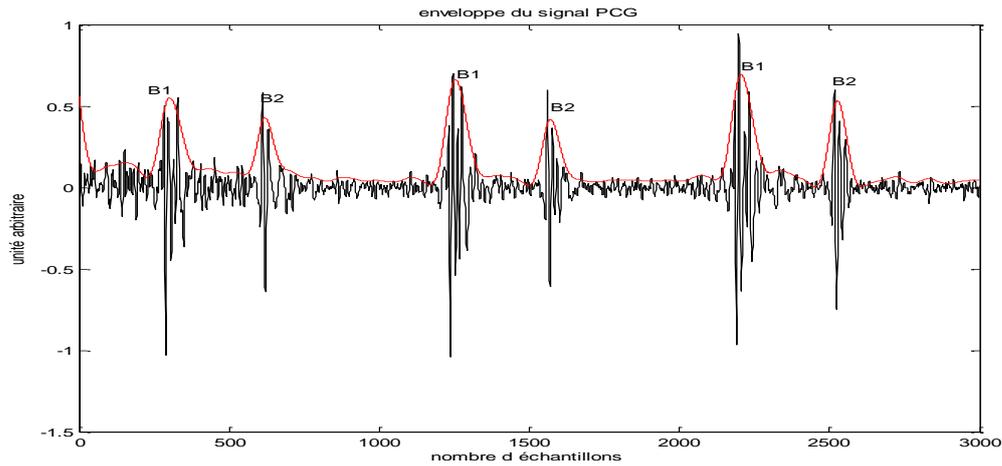


Figure IV.11: le signal phonocardiogramme (noir), l'enveloppe du signal après lissage (rouge)

Le seuil représenté sur la figure 12.a. contribue à l'élimination de 38% de l'amplitude maximale du signal EPCG.

$$TH = 0.038 * \max(EPCG) \quad (IV.12)$$

$$EPCG_T = EPCG - TH \quad (IV.13)$$

Avec: $EPCG_T$ représente l'enveloppe du signal PCG après le processus d'élimination des fluctuations de la ligne de base.

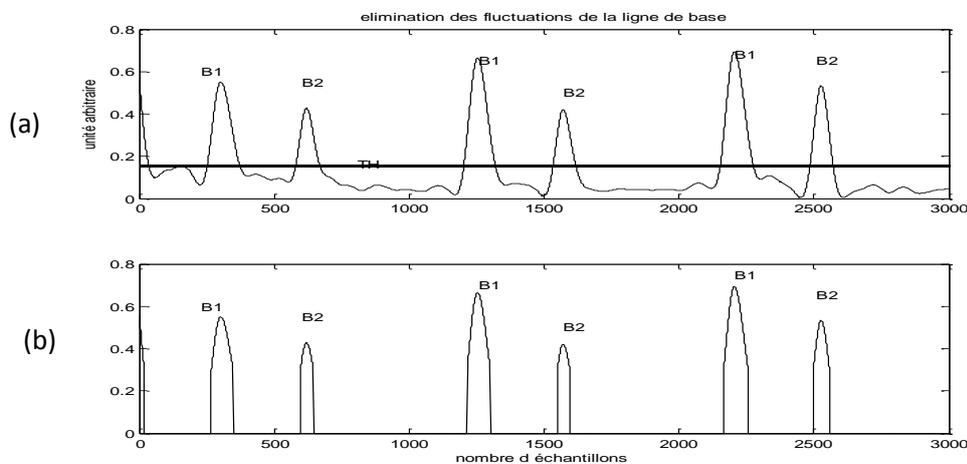


Figure IV.12: élimination des fluctuations de la ligne de base de l'enveloppe du signal PCG. (a) EPCG avec seuillage. (b) le résultat après le seuillage

IV.4.4. Définition du début des bruits cardiaques B1 et B2 à partir du signal ECG

La définition des bruits cardiaques dans ce qui suit est focalisée sur l'utilisation du signal ECG comme référence. Dans un cycle cardiaque, la dépolarisation ventriculaire coïncide avec l'ouverture des valves sigmoïdes (Aortiques et pulmonaire). De ce fait, le début du complexe QRS est pris comme référence par rapport au premier bruit cardiaque. Cela va permettre la localisation du début du premier bruit cardiaque (DB1). La dépolarisation ventriculaire coïncide avec la fermeture des valves auriculo-ventriculaires (tricuspide et mitrale), la fin de l'onde T est prise comme référence par rapport au deuxième bruit cardiaque, ce qui permet la localisation du début du second bruit cardiaque (DB2).

La localisation du début du complexe QRS et la fin de l'onde T sur le signal ECG fait l'objectif de plusieurs travaux depuis longtemps. Plusieurs travaux ont contribué à la détection des ondes ECG par des algorithmes performants. Ces travaux ont été même testés par la suite. (Hadj Slimane et al., 2006).

En effet, l'identification des DB1 est déterminée après un certain temps du début du complexe QRS, alors l'identification des DB2 est détecté juste après la fin de l'onde T (figure IV.13).

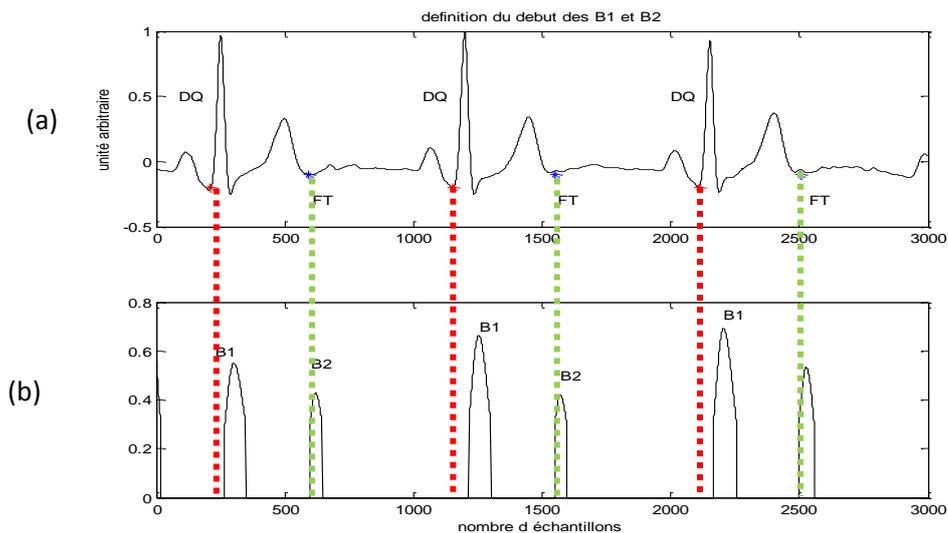


Figure IV. 13 : Définition du début des bruits cardiaques B1 et B2 à partir du signal ECG: a) le signal ECG avec annotation des DQ (rouge) et FT (bleu). b) projection des DQ et FT sur le signal EPCG.

VI.4.4.1. Définition du début de B1 (DB1)

- 1) Début avec $i=1$
- 2) $k = DQ(i)$
- 3) si $EPCG(k+1) > EPCG(k) \ \& \ EPCG > 0$ alors $pos(i)=k$
- 4) sinon $k=k+1$
- 5) $i=i+1$
- 6) aller à 3

VI.4.4.2. Définition du début de B2 (DB2)

Pour la définition du deuxième bruit cardiaque, ce même algorithme a été utilisé en remplaçant le vecteur du début des complexes QRS par un autre vecteur qui contient les valeurs de la fin des ondes T nommé : 'FT'

VI.4.5. Le calcul de la dérivée de l'enveloppe du signal PCG (DPCG)

Cette étape est basée sur le calcul de la dérivée première de l'enveloppe du signal phonocardiogramme (Hadj Slimane., 2006). L'équation récursive permettant de calculer la dérivée du signal PCG est donnée par la relation suivante (figure IV.14.b):

$$DPCG(k) = -2 * Epcg(k - 2) - Epcg(k - 1) + Epcg(k + 1) + 2 * Epcg(k + 2) \quad (IV.14)$$

VI.4.6 Détection des maximums des bruits cardiaques (MB1 & MB2) (figure IV.14.c)

La projection du point d'intersection de la dérivée avec la ligne de base sur EPCG va permettre la détection des MB1 et MB2. En effet la FB1 est détectée à partir du maximum de MB1 alors que la FB2 est détectée à partir du maximum de MB2.

VI.4.7. Définition de la fin des bruits cardiaques FB1et FB2

Afin de définir la fin des bruits cardiaques FB1 et FB2, les amplitudes de MB1 et MB2 sont calculées. A partir de ces amplitudes on peut obtenir précisément la fin de chaque bruit cardiaque.

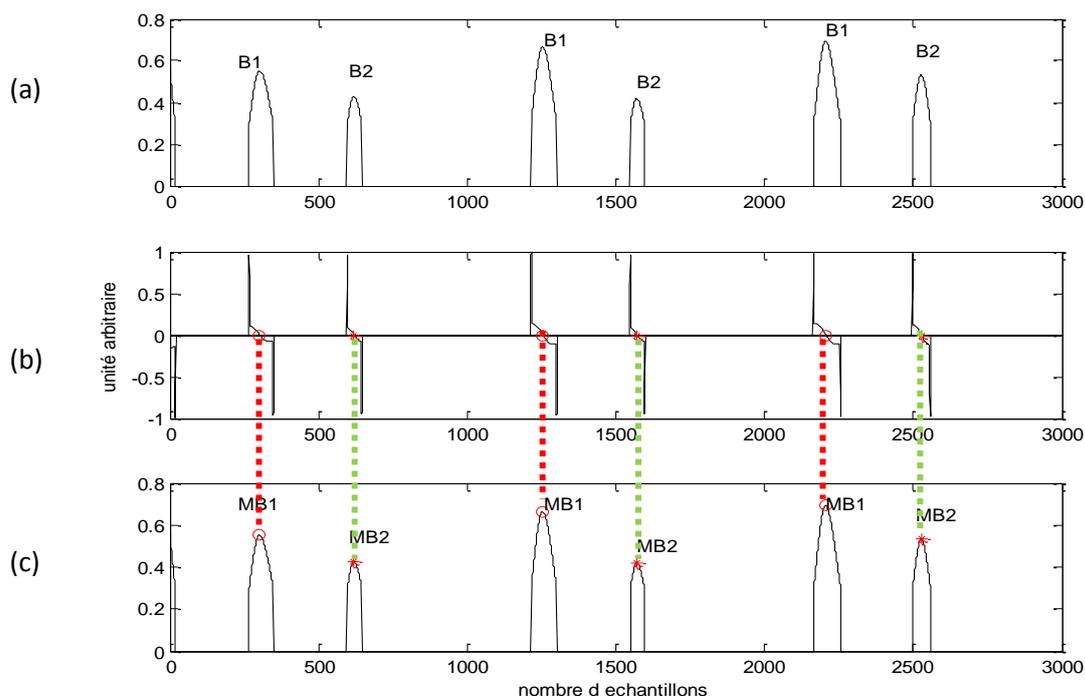


Figure IV.14 : Détection des pics du signal EPCG en utilisant la dérivée du signal (a) l'enveloppe du signal phonocardiogramme (EPCG) (b) la dérivée du signal EPCG (c) la détection des pics

VI.4.8. Résultats expérimentaux et discussions

Les différentes méthodes développées dans cette partie ont été testées sur les mêmes enregistrements précédents : (cas normale et cas pathologique).

La première étape consiste à faire une détection des paramètres du signal ECG (début des complexes QRS et fin de l'onde T). La projection de ces derniers sur l'enveloppe du signal PCG permet d'avoir une bonne localisation des bruits cardiaques.

Afin de déterminer la durée de chaque bruit cardiaque, la fin des B1 et B2 est détectée par le calcul de la dérivée première du signal $EPCG_T$

Les tableaux IV.9 et VI.10 comparent pour chaque enregistrement la durée de B1 et B2 effectuée par les deux experts, et la durée calculée par l'algorithme proposé.

Nous retrouvons dans les tableaux IV.11 et IV.12 les mesures effectuées pour la comparaison du calcul de la durée systolique. En effet l'erreur effectuée entre les mesures des deux experts et l'erreur effectuée entre les experts et la mesure automatique sont données.

La comparaison des résultats manuels et automatiques sont représentés sur les tableaux IV.13, IV.14 et IV.15 par la moyenne et l'écart-type ainsi que la valeur minimale et maximale.

		PREMIER ENREGISTREMENT																					
		1	2	3	4	5	6	7	8	9	10	11	12	13	14	15	16	17	18	19	20	21	22
B1	E1	261	1208	1274	3152	4113	5093	6048	7013	7972	8941	9894	10890	11900	12880	13850	14860	15860	16840	17840	18860	19890	20920
	E2	280	1205	2163	3135	4105	5087	6037	7007	7964	8935	9883	10880	11890	12870	13830	14860	15850	16850	17830	18865	19880	20900
	AUT	267	1216	2166	3135	4097	5077	6032	6999	7956	8930	9880	10873	11882	12870	13834	14845	15848	16834	17837	18859	19880	20907
B2	E1	599	1550	2507	3467	4427	5399	6351	7318	8282	9248	10200	11200	12210	13190	14149	15170	16150	17170	18130	19190	20210	21230
	E2	607	1530	2510	3470	4425	5397	6355	7319	8292	9250	10210	11190	12220	13180	14140	15160	16140	17140	18180	19150	20230	21240
	AUT	597	1549	2506	3473	4439	5416	6376	7336	8294	9264	10225	11214	12229	13202	14170	15183	16183	17166	18182	19197	20217	21236

Tableau VI.9 : Comparaison des résultats obtenus par les deux experts avec le résultat obtenu par la méthode développée pour le cas normal

		DEUXIEME ENREGISTREMENT													
		1	2	3	4	5	6	7	8	9	10	11	12	13	14
B1	E1	14570	47530	78820	108300	138500	172600	208600	240800	273850	310700	343700	375200	408630	442200
	E2	14560	47880	78810	107900	139000	172700	208900	240700	273900	309000	344010	375400	408800	442400
	AUT	14290	47020	78480	107700	137800	172200	208200	240200	273491	310100	342800	374500	408300	441800
B2	E1	28720	61300	92330	121700	152300	186100	221700	254000	288100	324700	356700	389000	422900	455700
	E2	29230	61720	92890	122200	152800	187500	222700	255000	288600	325300	357300	389300	423400	456300
	AUT	28740	61126	92372	121682	151902	186287	222147	254564	287608	324801	356769	388993	422166	455698

Tableau VI.10 : Comparaison des résultats obtenus par les deux experts avec le résultat obtenu par la méthode développée pour le cas pathologique

		PREMIER ENREGISTREMENT																					
		1	2	3	4	5	6	7	8	9	10	11	12	13	14	15	16	17	18	19	20	21	22
DS	E1	0.338	0.342	0.333	0.315	0.315	0.306	0.303	0.305	0.310	0.307	0.306	0.310	0.310	0.310	0.299	0.310	0.290	0.330	0.290	0.330	0.320	0.310
	E2	0.327	0.325	0.347	0.335	0.320	0.310	0.318	0.312	0.328	0.315	0.327	0.310	0.330	0.310	0.310	0.300	0.290	0.290	0.350	0.285	0.350	0.340
	AUT	0.33	0.333	0.34	0.338	0.342	0.339	0.344	0.337	0.338	0.334	0.345	0.341	0.347	0.332	0.336	0.338	0.335	0.332	0.345	0.338	0.337	0.329
EDS	E1-E2	0.011	0.017	0.014	0.02	0.006	0.004	0.015	0.007	0.018	0.008	0.021	0	0.02	0	0.011	0.01	0	0.04	0.06	0.045	0.03	0.03
	AUT-E1	0.008	0.009	0.007	0.023	0.028	0.033	0.041	0.032	0.028	0.027	0.039	0.031	0.037	0.022	0.037	0.028	0.045	0.002	0.055	0.008	0.017	0.019
	AUT-E2	0.003	0.008	0.007	0.003	0.022	0.029	0.026	0.025	0.01	0.019	0.018	0.031	0.017	0.022	0.026	0.038	0.045	0.042	0.005	0.053	0.013	0.011

Tableau VI.11 : Comparaison de la durée systolique calculée par les deux experts et la durée systolique obtenue automatiquement (cas normal)

		DEUXIEME ENREGISTREMENT													
		1	2	3	4	5	6	7	8	9	10	11	12	13	14
DS	E1	0.32	0.312	0.306	0.303	0.312	0.306	0.297	0.299	0.323	0.317	0.294	0.312	0.323	0.306
	E2	0.332	0.313	0.319	0.324	0.319	0.335	0.312	0.324	0.333	0.369	0.301	0.315	0.331	0.315
	AUT	0.327	0.319	0.315	0.317	0.319	0.319	0.316	0.325	0.320	0.333	0.316	0.328	0.314	0.315
EDS	E1-E2	0.011	0.001	0.012	0.02	0	0.029	0.015	0.024	0.010	0.052	0.006	0.002	0.007	0.009
	AUT-E1	0.006	0.007	0.008	0.013	0.006	0.01	0.019	0.026	0.003	0.015	0.021	0.015	0.009	0.009
	AUT-E2	0.004	0.006	0.004	0.007	0.006	0.016	0.003	0.001	0.013	0.036	0.015	0.013	0.016	4,54E-05

Tableau VI.12: Comparaison de la durée systolique calculée par les deux experts et la durée systolique obtenue automatiquement (cas pathologique)

$B1_b$		expert1-expert2	Automatic-expert1	Automatic-expert2
Enregistrement (No.)	Total (No. of beats)	$mean \pm SD$ ($min - max$)	$mean \pm SD$ ($min - max$)	$mean \pm SD$ ($min - max$)
1 (Cas normal)	22	0.001 ± 0.0051 (0 - 0.02)	0.0116 ± 0.0048 (0.001 - 0.018)	0.0065 ± 0.0045 (0 - 0.016)
2 (Cas anormal)	14	0.0072 ± 0.0096 (0 - 0.038)	0.011 ± 0.0040 (0.006 - 0.02)	0.0145 ± 0.0077 (0.004 - 0.002)

Tableau VI.13 : La différence de la moyenne entre les mesures automatiques et manuelles de $B1_b$ exprimée par moyenne \pm l'écart-type ($B1_b$ représente le début du premier bruit cardiaque).

$B2_b$		expert1-expert2	Automatic-expert1	Automatic-expert2
Enregistrement (No.)	Total (No. of beats)	$mean \pm SD$ ($min - max$)	$mean \pm SD$ ($min - max$)	$mean \pm SD$ ($min - max$)
1 (Cas normal)	22	0.010 ± 0.0126 (0.001 - 0.050)	0.0145 ± 0.0118 (0.001 - 0.052)	0.017 ± 0.0121 (0.002 - 0.047)
2 (Cas anormal)	14	0.014 ± 0.0066 (0.006 - 0.03)	0.0052 ± 0.0055 (0 - 0.016)	0.014 ± 0.0066 (0.006 - 0.027)

Tableau VI.14: La différence de la moyenne entre les mesures automatiques et manuelles de $B2_b$ exprimée par moyenne \pm l'écart-type ($B2_b$ représente le début du deuxième bruit cardiaque).

Systolic time interval duration (Syst)		expert1-expert2	Automatic-expert1	Automatic-expert2
Enregistrement (No.)	Total (No. of beats)	$mean \pm SD$ ($min - max$)	$mean \pm SD$ ($min - max$)	$mean \pm SD$ ($min - max$)
1 (Cas normal)	22	0.0175 ± 0.0154 (0 - 0.06)	0.0256 ± 0.013 (0.002 - 0.055)	0.0216 ± 0.014 (0.003 - 0.053)
2 (Cas anormal)	14	0.0145 ± 0.0125 (0 - 0.0521)	0.0122 ± 0.0066 (0.003 - 0.026)	0.01 ± 0.009 (0 - 0.036)

Tableau VI.15: Résultats obtenus avec les mesures manuelles et automatiques. La différence entre les mesures automatiques et manuelles de l'intervalle de la durée systolique et entre les deux experts sont exprimés par moyenne \pm l'écart-type

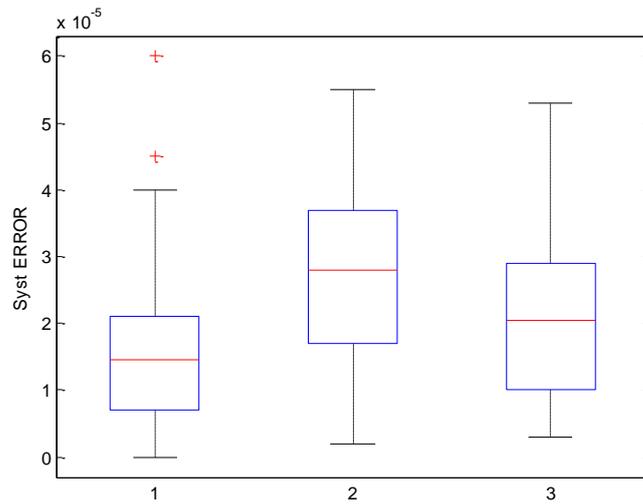


Figure IV.15: Evaluation des performances de l'algorithme proposé pour la mesure manuelle de l'intervalle de la durée systolique par une représentation en box plot (cas normal)

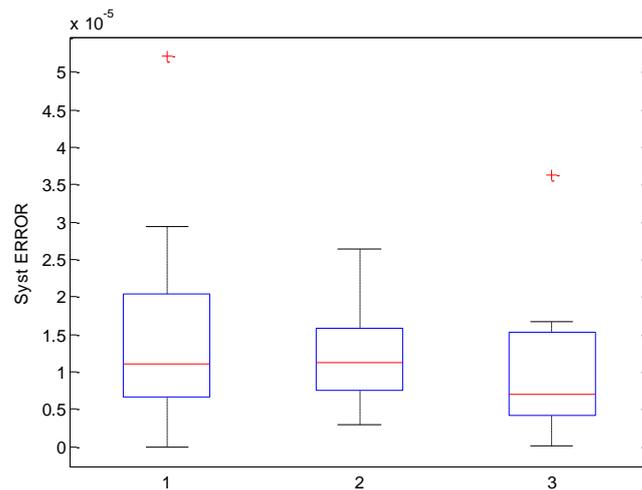


Figure IV.16: Evaluation des performances de l'algorithme proposé pour la mesure manuelle de l'intervalle de la durée systolique par une représentation en box plot (cas pathologique)

IV.3. Conclusion

Dans ce chapitre, une élaboration de deux nouvelles approches est effectuée pour la localisation du premier et du second bruit cardiaque. La première est basée principalement sur la corrélation entre le signal ECG et le signal PCG ; alors que la deuxième approche est basée sur la projection du complexe QRS et de l'onde T sur le signal PCG. Au titre du chapitre suivant, une évaluation de la corrélation entre les paramètres du signal ECG et les paramètres du signal PCG sera faite.

Chapitre V

Etude corrélative entre les paramètres du signal ECG et les paramètres du signal PCG

V.1. Introduction

Dans ce chapitre, nous établissons une corrélation entre les différents paramètres du signal ECG et les paramètres du signal PCG. L'évaluation de l'interaction entre les paramètres de ces deux signaux vont nous permettre à rendre plus facile et plus fiable l'aide au diagnostic des arythmies cardiaques.

V.2. La corrélation (Zarrouk, 2012)

La corrélation est une technique mathématique qui a pour rôle d'étudier la relation existante entre deux variables quantitatives. Une corrélation peut être positive ou négative.

La corrélation positive signifie qu'à toute augmentation au niveau de X correspond une augmentation au niveau de Y. Ceci veut dire que les deux variables varient dans le même sens et avec une intensité similaire.

Une corrélation négative signifie qu'à toute augmentation au niveau de X correspond une diminution au niveau de Y. Ceci veut dire que les deux variables varient dans deux sens opposés et avec une intensité similaire.

V.2.1. Relation et dépendance entre deux variables

Lorsque l'on écrit $Y = f(X)$, on postule que Y est la variable dépendante (à expliquer) et que X est la variable indépendante (explicative).

Cela signifie que les valeurs de X permettent de prédire les valeurs de Y, mais il n'est pas certain que la réciprocité soit vraie, donc la notion de dépendance n'est pas symétrique.

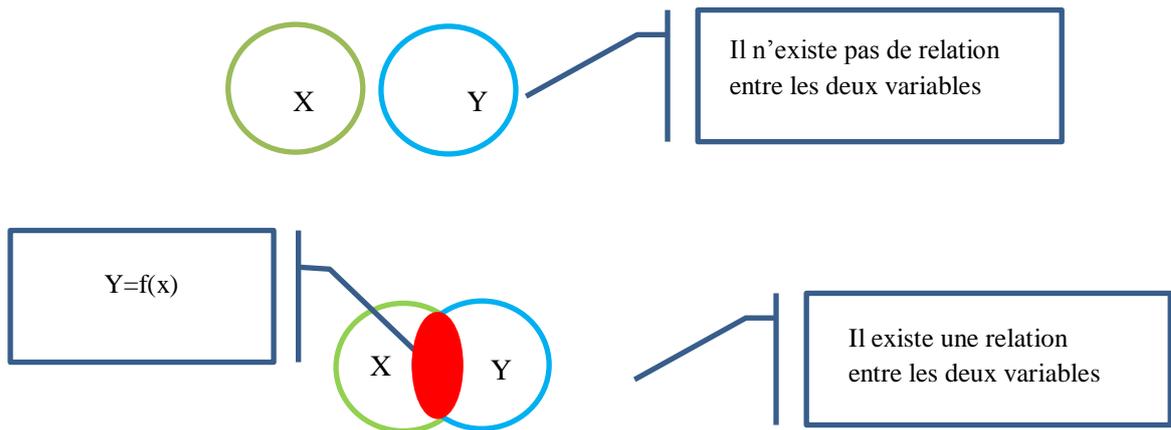


Figure V.1 : Relation et dépendance entre deux variables

V.2.2. Le diagramme de corrélation

Le diagramme de corrélation permet d'établir l'existence d'une relation entre deux variables ; c'est à dire un diagramme croisant les modalités de X et de Y .

Chaque élément i est représenté par le point de coordonnées (X_i, Y_i) . L'ensemble des points forme un nuage de points dont la forme permet de caractériser la relation à l'aide de trois critères : intensité de la relation, forme de la relation et le sens de la relation.

a) L'intensité de la relation

La figure ci-après illustre le nuage de point que peut avoir la relation entre X et Y en terme d'intensité. L'intensité de la relation peut être faible, forte ou complètement absente.

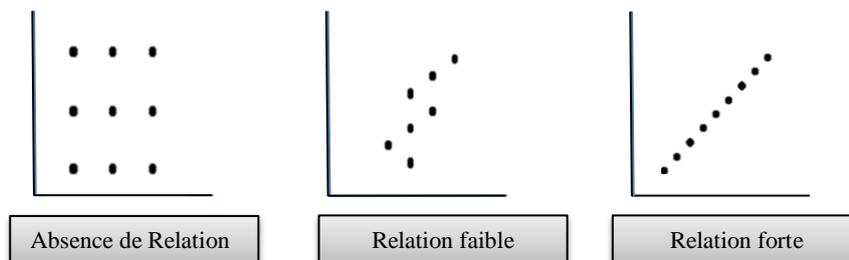


Figure V.2 : l'intensité de la relation entre deux variables

b) La forme de la relation

La figure V.3 illustre le nuage de point que peut avoir la forme de la relation entre X et Y. la relation peut être non-linéaire et non-monotone, non-linéaire et monotone, ou linéaire et monotone.

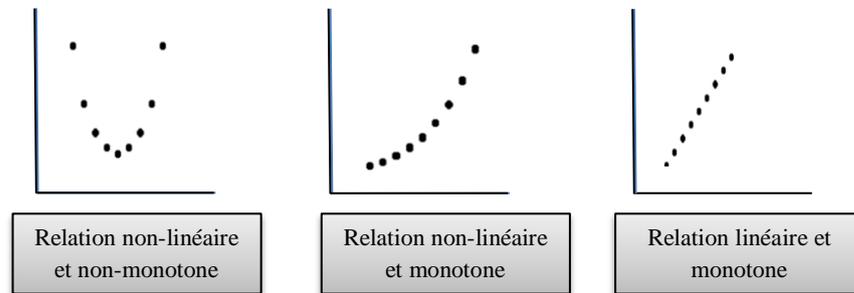


Figure V.3: La forme de relation entre deux variables

c) Le sens de la relation

La figure V.4 illustre le nuage de point que peut avoir le sens de la relation entre X et Y. la relation peut être linéaire positive, linéaire négative, non-linéaire positive et non-linéaire négative.

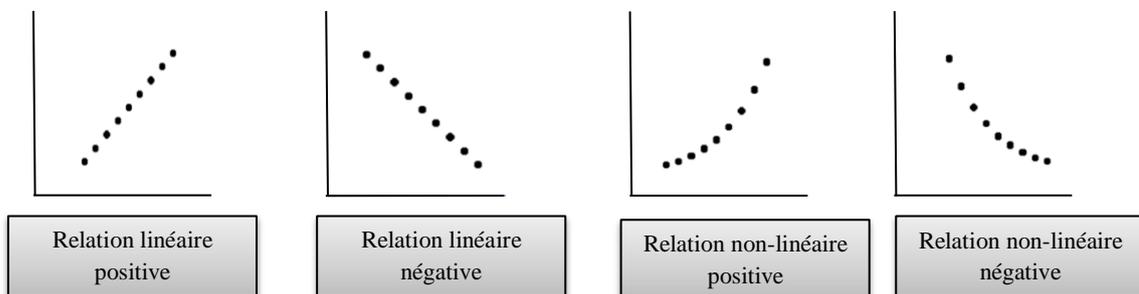


Figure V.4 : Le sens de la relation

V.3. Définition du coefficient de corrélation

Le coefficient de corrélation indique le degré d'association entre deux variables X et Y. le coefficient est compris entre -1 et +1

Corrélation positive $\leftrightarrow 0 < r < +1$: relation proportionnelle

Corrélation négative $\leftrightarrow -1 < r < 0$: relation inversement proportionnelle

Si $(0.0 < r < 0.5)$: relation très faible

Si $(0.5 < r < 0.7)$: relation Faible

Si $(0.7 < r < 0.8)$: relation Modérée

Si $(0.8 < r < 0.9)$: relation Élevée

Si $(0.9 < r < 1.0)$: relation Très élevée

V.4. Les différents outils d'analyse corrélative appliqués au signal ECG et PCG

Les différents outils d'analyse corrélative appliqués au signal ECG et PCG se manifestent par le calcul du coefficient de corrélation de Pearson et de Spearman.

V.4.1. Le coefficient de Bravais-Pearson

Le coefficient de corrélation de Bravais-Pearson est un indice statistique qui exprime l'intensité et le sens (positif ou négatif) de la relation linéaire entre deux variables quantitatives. C'est une mesure de la liaison linéaire, c'est à dire de la capacité de prédire une variable x par une autre y à l'aide d'un modèle linéaire.

Il permet de mesurer l'intensité de la liaison entre deux caractères quantitatifs. En revanche, ce coefficient est nul ($r_p = 0$) lorsqu'il n'y a pas de relation linéaire entre les variables (ce qui n'exclut pas l'existence d'une relation autre que linéaire). Par ailleurs, le coefficient est de signe positif si la relation est positive (directe, croissante) et de signe négatif si la relation est négative (inverse, décroissante).

Le coefficient r de Bravais-Pearson entre deux variables X et Y se calcule à partir de la covariance et des écart-types en appliquant la formule suivante (chapitre IV):

$$r_p(X, Y) = \frac{Cov(X, Y)}{\sigma_X \sigma_Y} \quad (V.1)$$

$$Cov(X, Y) = \frac{1}{N} \sum_{i=1}^N (X(i) - \bar{X})(Y(i) - \bar{Y}) \quad (V.2)$$

V.4.2. Le coefficient de corrélation de rang de Spearman

La corrélation de Spearman consiste à trouver un coefficient de corrélation, non pas entre les valeurs prises par les deux variables mais entre les rangs de ces valeurs. Elle estime à quel point la relation entre deux variables peut être décrite par une fonction monotone.

Dans la mesure où il n'y a pas de données répétées, une corrélation de Spearman parfaite de +1 ou -1 est obtenue quand l'une des variables est une fonction monotone parfaite de l'autre.

Remarque : Un coefficient de corrélation de Spearman de 1 est obtenu quand les deux variables comparées ont une relation parfaitement monotone, même si cette relation n'est pas linéaire. En revanche, la corrélation de Pearson (linéaire) n'est pas parfaite.

Le principe à la base du coefficient de corrélation de Spearman est simple. Après avoir attribué à chaque valeur de $X(i)$ et $Y(i)$ un Rang $R(X(i))$ et $R(Y(i))$; on considère la série bivariée $\{(R(X(i)), R(Y(i))); i = 1, \dots, n\}$. Le coefficient de corrélation de rang de Spearman est défini comme le coefficient de corrélation de Bravais-Pearson de cette dernière série :

$$r_s(X, Y) = \frac{\frac{1}{N} \sum_{i=1}^N (R(X(i)) - \overline{R_X})(R(Y(i)) - \overline{R_Y})}{\sqrt{\frac{1}{n} \sum_{i=1}^n (R(X(i)) - \overline{R_X})^2} \sqrt{\frac{1}{n} \sum_{i=1}^n (R(Y(i)) - \overline{R_Y})^2}} \quad (V.3)$$

Avec :

$\overline{R_X}$ et $\overline{R_Y}$ sont respectivement les moyennes arithmétiques des rangs $R(X(i))$ et $R(Y(i))$; ($i=1, \dots, n$)

$$\overline{R_X} = \overline{R_Y} = \frac{1}{n} \sum_{i=1}^n R(X(i)) = \frac{1}{n} \sum_{i=1}^n R(Y(i)) \quad (V.4)$$

V.5. la corrélation entre les différents paramètres

Les différents paramètres sont extraits à partir de l'enregistrement simultané des signaux ECG et PCG (cas normal et cas pathologique). Deux coefficients de corrélation sont calculés (coefficient de corrélation de Pearson, et le coefficient de corrélation Spearman).

La figure suivante illustre les différents paramètres :

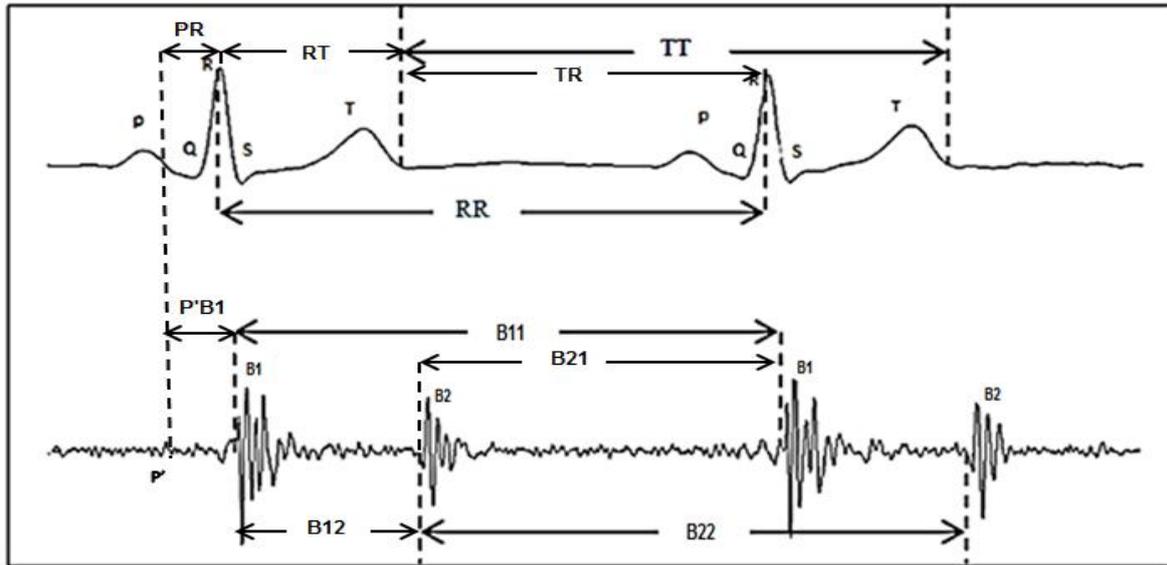


Figure V.5: Les différents paramètres extraits à partir du signal ECG et du signal PCG

V.6. Résultats et discussion

Nous avons calculé le coefficient de Pearson et de Spearman entre les différents paramètres du signal ECG et du signal PCG. Cette étude est réalisée pour deux cas différents de signaux (cas normal et cas pathologique(SA)).

Les paramètres de ces signaux ont été extraits de façon automatique (voir chapitre IV). La figure V.5 représente les différents paramètres extraits à partir du signal ECG et du signal PCG.

Le tableau ci-après réuni les différents coefficients de corrélation entre les différentes séries. Les coefficients les plus élevés sont marqués pour la représentation de leur nuage de point dans les figures ci-dessous.

N.B : Le coefficient de corrélation correspondant à Pearson est noté par R_p , et le coefficient de corrélation correspondant à Spearman est noté R_s .

Paramètres du signal ECG	Paramètre du signal PCG	Le coefficient de corrélation			
		Cas normal		Cas pathologique	
		r_p	r_s	r_p	r_s
RR	B11	0.96	0.97	0.99	0.98
	B22	0.97	0.94	0.79	0.70
	B21	0.96	0.97	0.99	0.98
	B12	0.35	0.33	0.03	0.19
	P'B1	0.35	0.08	-0.02	0.19
TT	B11	0.96	0.94	0.97	0.92
	B22	0.94	0.91	0.82	0.62
	B21	0.97	0.94	0.98	0.94
	B12	0.20	0.27	0.08	0.11
	P'B1	0.3	0.09	-0.5	0.07
RT	B11	0.06	0.07	0.2	0.3
	B22	0.05	0.12	0.04	-0.18
	B21	0.68	0.54	0.85	0.53
	B12	0.68	0.54	0.75	0.53
	P'B1	0.39	0.16	-0.5	0.01
TR	B11	0.96	0.96	0.98	0.99
	B22	0.96	0.92	0.80	0.58
	B21	0.99	0.99	0.99	0.99
	B12	0.25	0.17	0.11	0.28
	P'B1	-0.18	-0.1	0.3	0.2
PR	B11	0.2	-0.03	-0.02	0.01
	B22	0.14	-0.10	-0.02	0.19
	B21	0.24	-0.02	-0.5	0.05
	B12	0.01	0.07	0.08	0.008
	P'B1	0.86	0.82	0.99	0.99

Tableau V.1 : les coefficients de corrélation entre les différents paramètres.

a) Le cycle cardiaque (B11/RR)

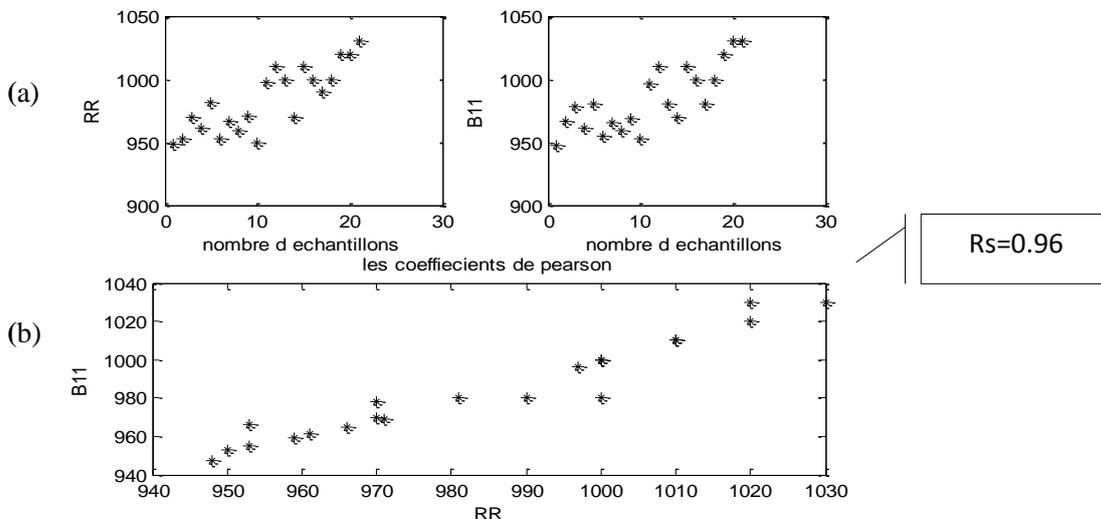
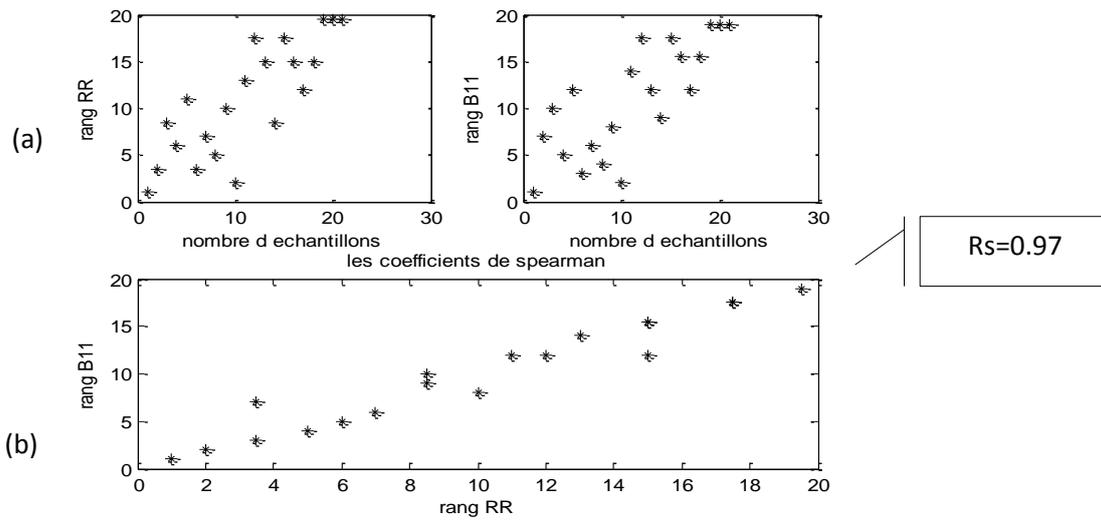
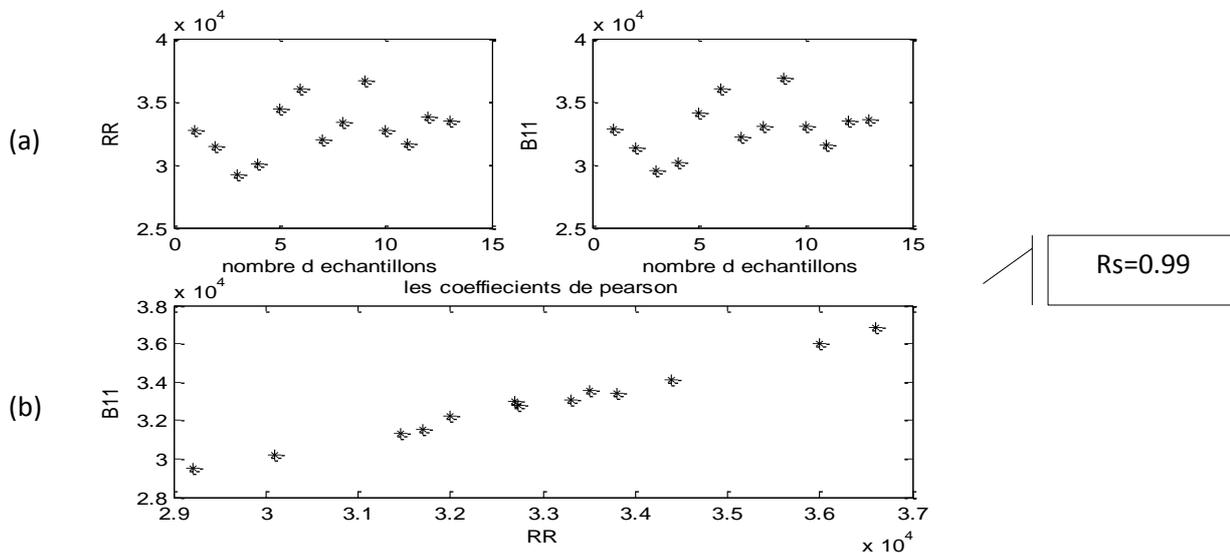


Figure V.6 : (a) la représentation de deux séries réelles des intervalles RR et B11. (b) le nuage de point correspondant au coefficient de Pearson pour le cas normal



FigureV.7: (a) la représentation de deux séries réelles des intervalles RR et B11
 (b) le nuage de point correspondant au coefficient de Spearman pour le cas normal



FigureV.8 : (a) la représentation de deux séries réelles des intervalles RR et B11
 (b) le nuage de point correspondant au coefficient de Pearson pour le cas pathologique

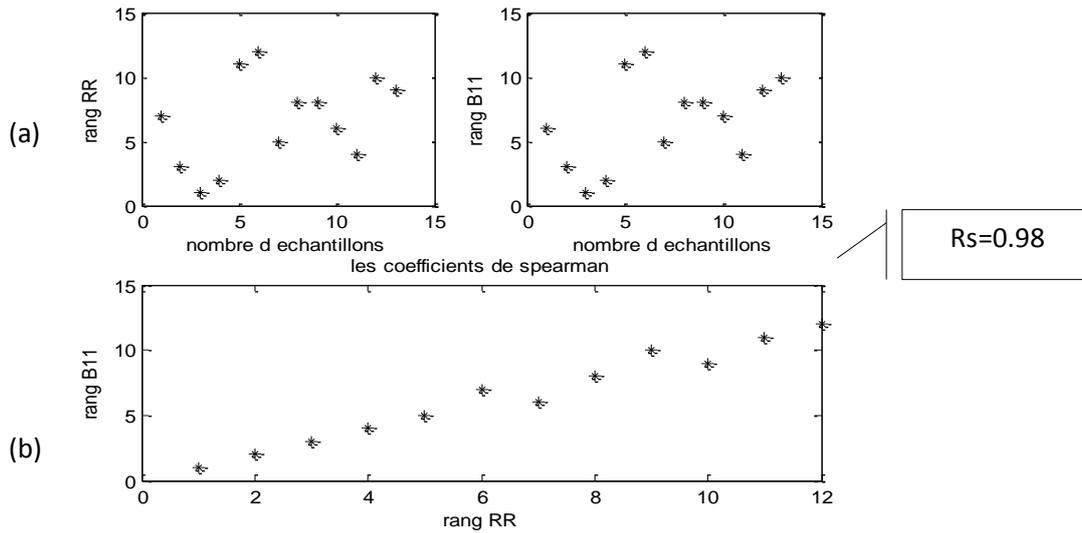


Figure V.9 : (a) la représentation de deux séries réelles des intervalles RR et B11
 (b) le nuage de point correspondant au rang de Spearman pour le cas pathologique

b). La durée systolique (B12/RT)

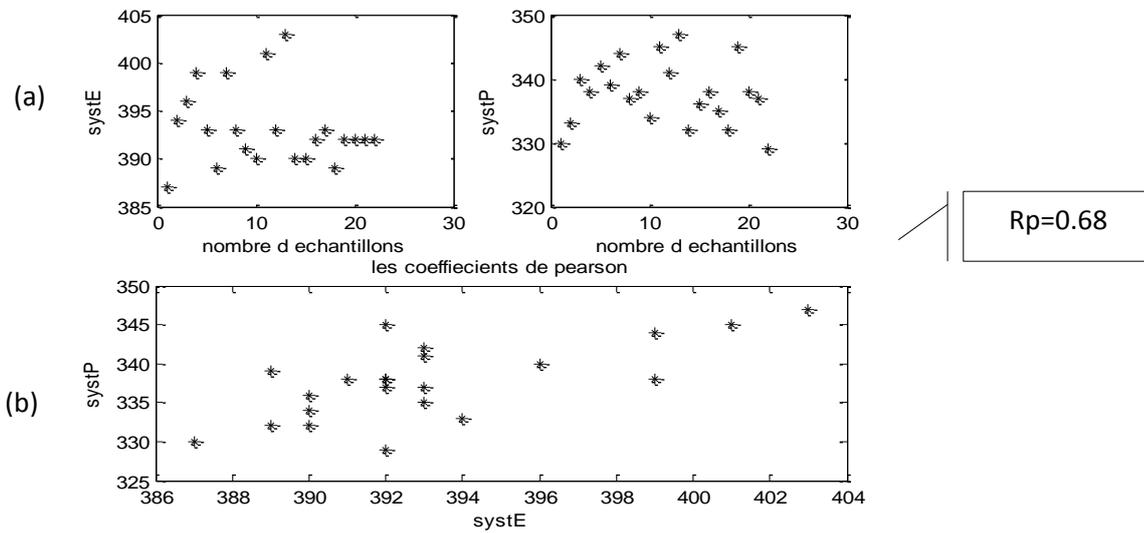


Figure V.10 : (a) la représentation de deux séries réelles des intervalles B12 (systP) et RT (systE)
 (b) le nuage de point correspondant au coefficient de Pearson pour le cas normal

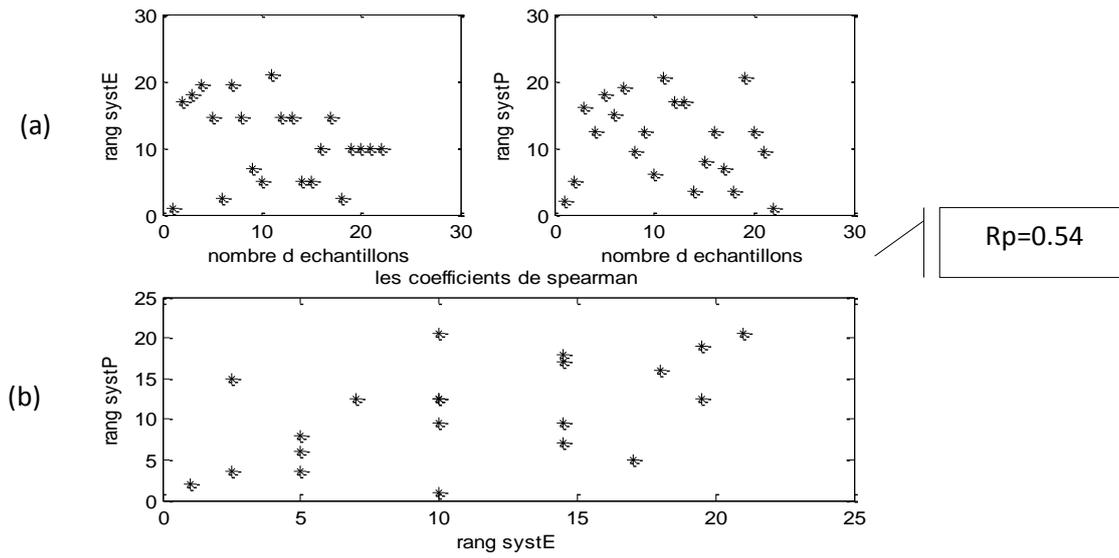


Figure V.11 : (a) la représentation de deux séries réelles des intervalles B12 (systP) et RT (systE)
 (b) le nuage de point correspondant au coefficient de Spearman pour le cas normal

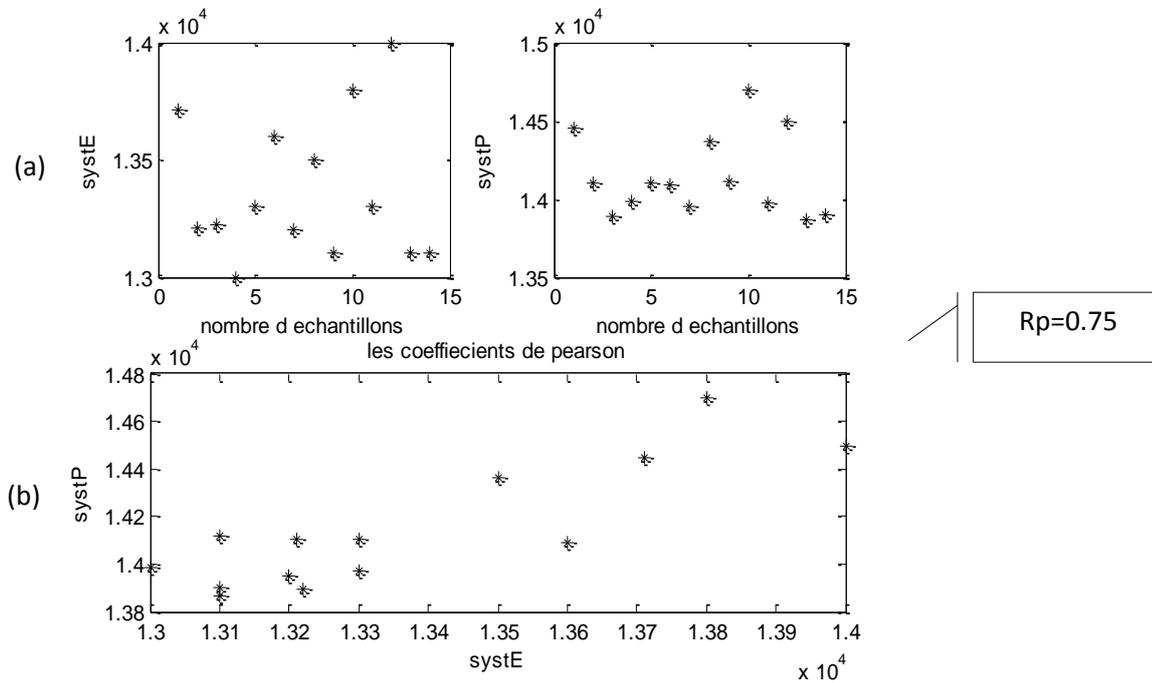


Figure V.12 : (a) la représentation de deux séries réelles des intervalles B12 (systP) et RT (systE)
 (b) le nuage de point correspondant au coefficient de Pearson pour le cas pathologique

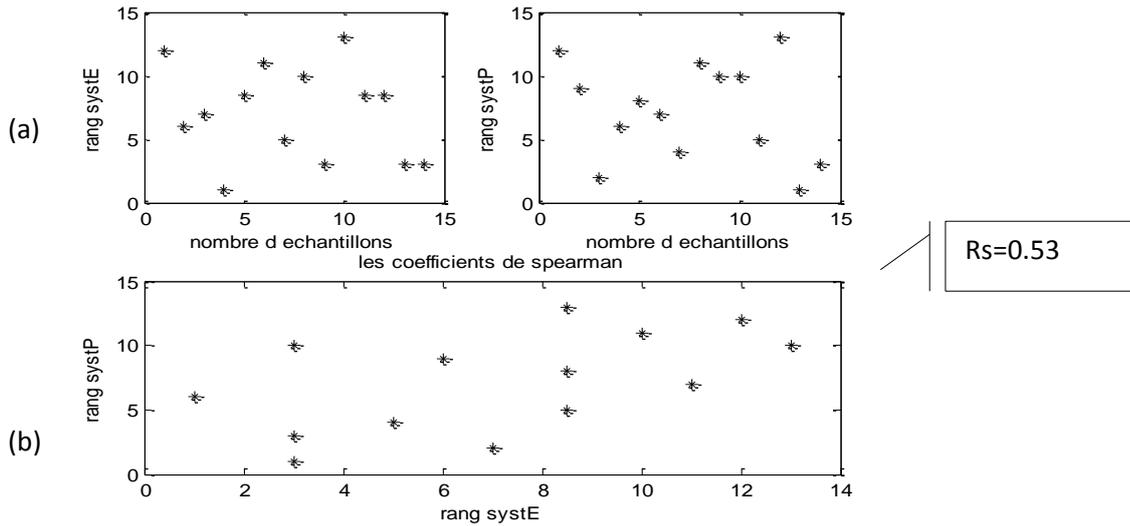


Figure V.13 : (a) la représentation de deux séries réelles des intervalles B12 (systP) et RT (systE)
 (b) le nuage de point correspondant au coefficient de Spearman pour le cas pathologique

c. La durée diastolique (B21/TR)

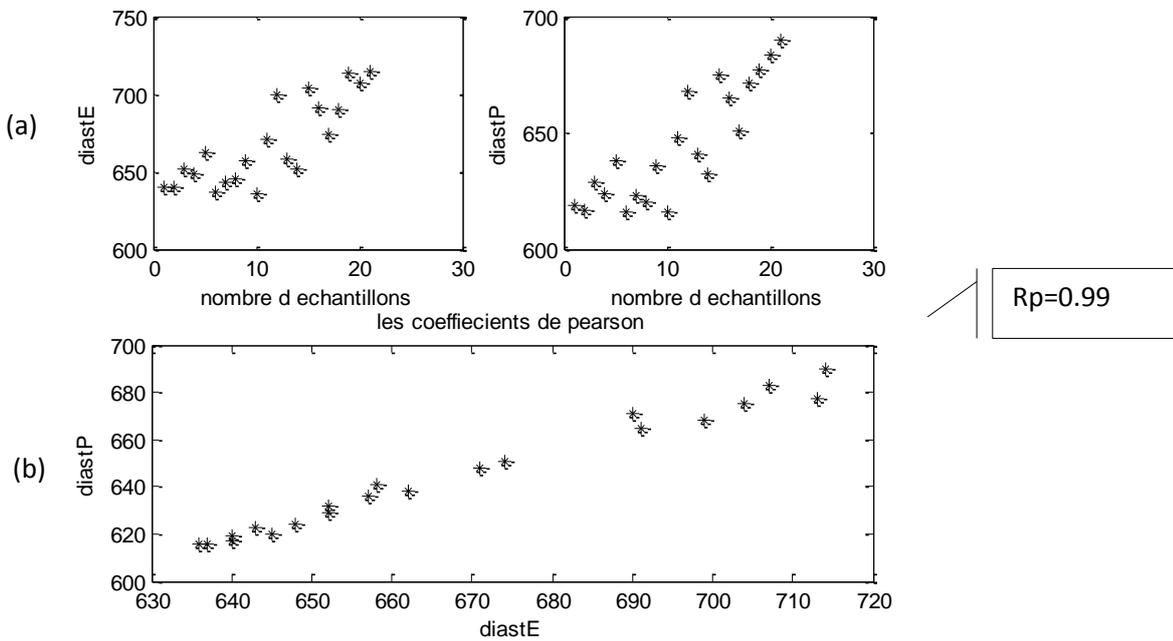


Figure V.14: (a) la représentation de deux séries réelles des intervalles B21 (diastP) et TR (diastE)
 (b) le nuage de point correspondant au coefficient de Pearson pour le cas normal

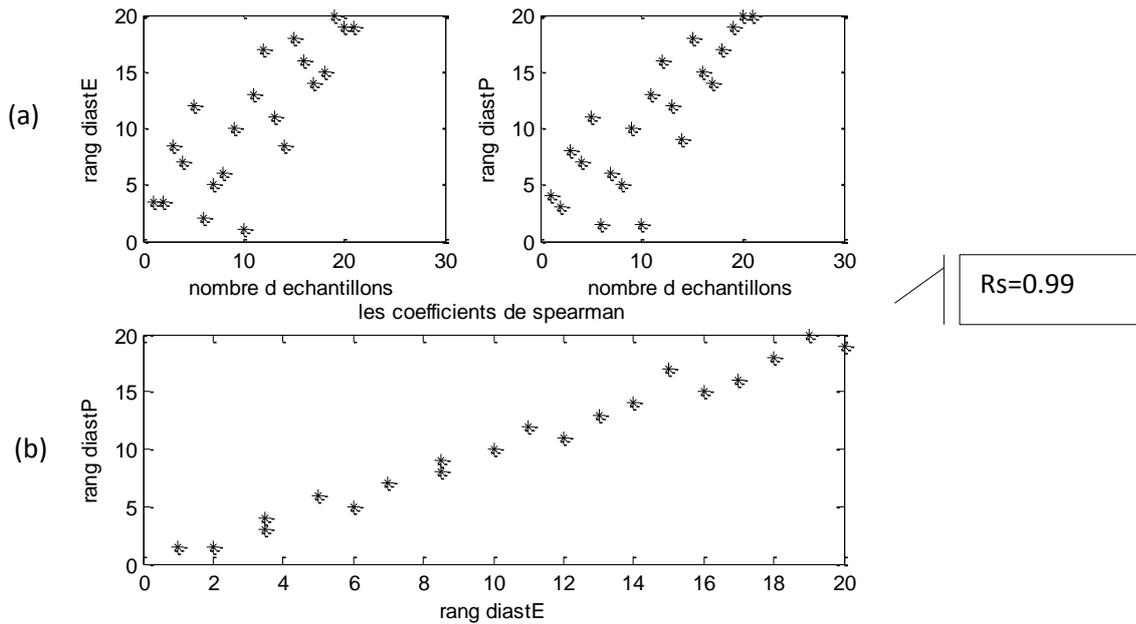


Figure V.15: (a) la représentation de deux séries réelles des intervalles B21 (diastP) et TR (diastE)
 (b) le nuage de point correspondant au coefficient de Spearman pour le cas normal

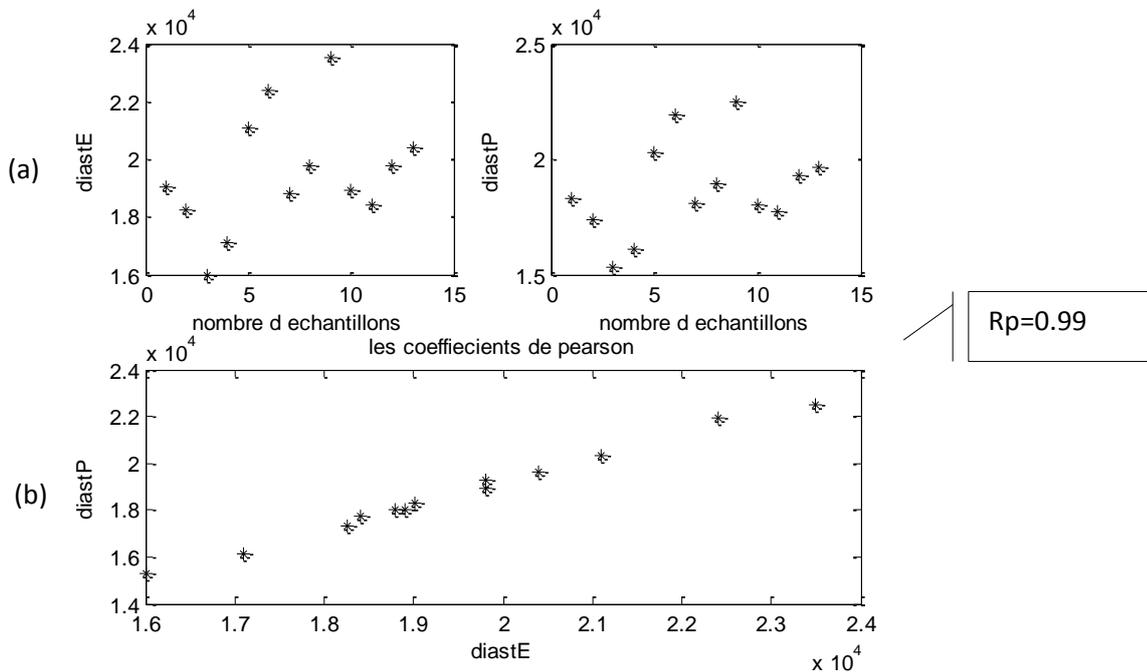


Figure V.16 (a) la représentation de deux séries réelles des intervalles B21 (diastP) et TR (diastE)
 (b) le nuage de point correspondant au coefficient de Pearson pour le cas pathologique

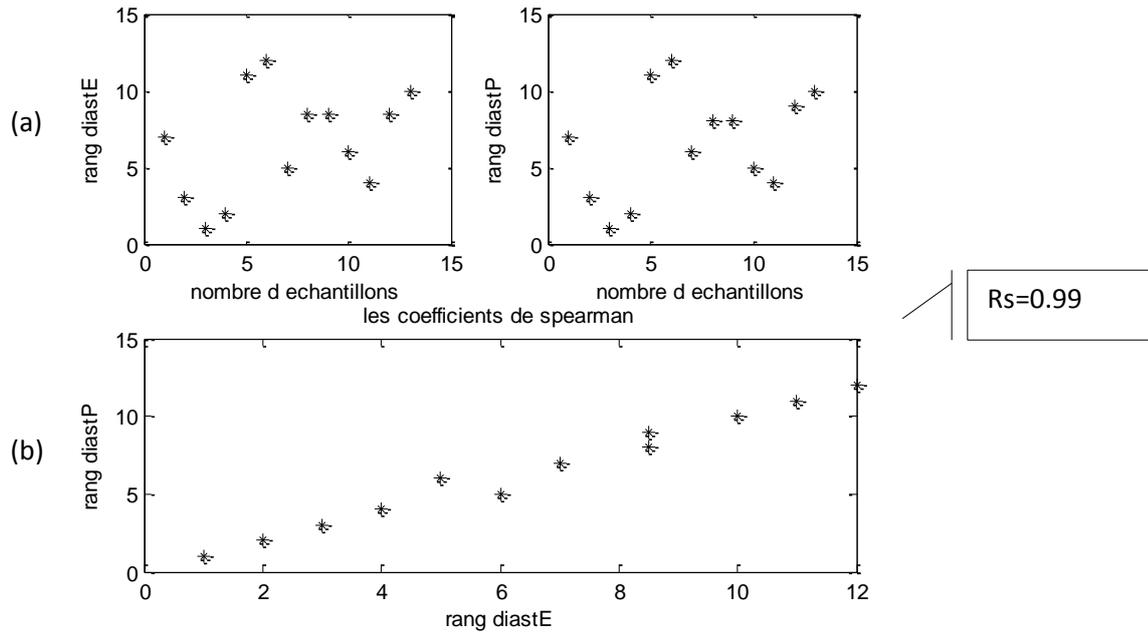


Figure V.17 : (a) la représentation de deux séries réelles des intervalles B21 (diastP) et TR (diastE)
 (b) le nuage de point correspondant au coefficient de Spearman pour le cas pathologique

d. l'intervalle B22 et TT

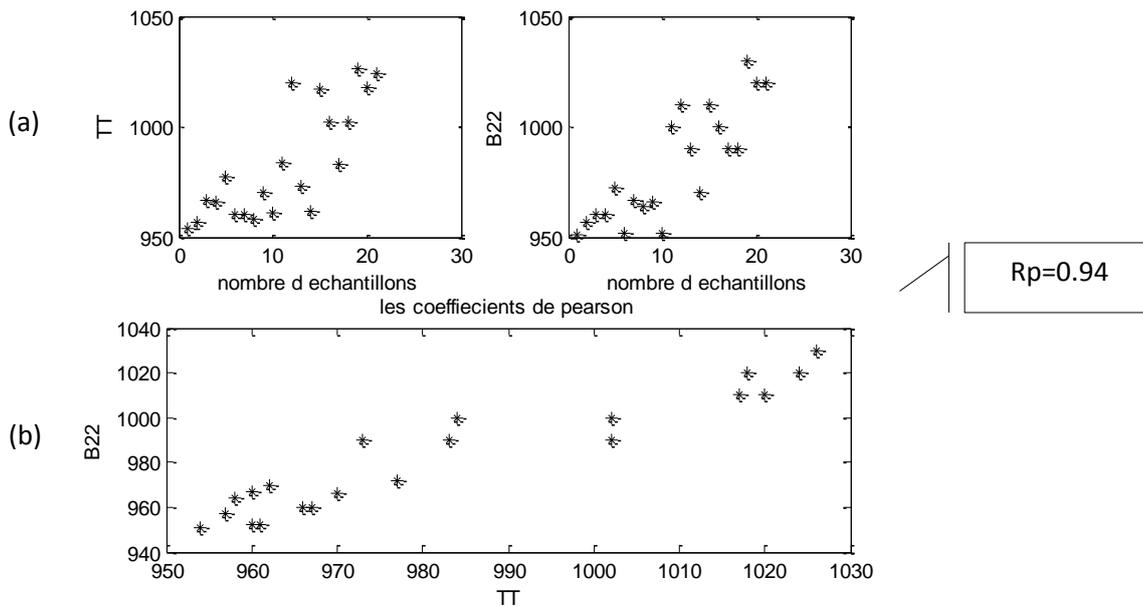


Figure V.18 : (a) la représentation de deux séries réelles des intervalles B21 (diastP) et TR (diastE)
 (b) le nuage de point correspondant au coefficient de Pearson pour le cas normal

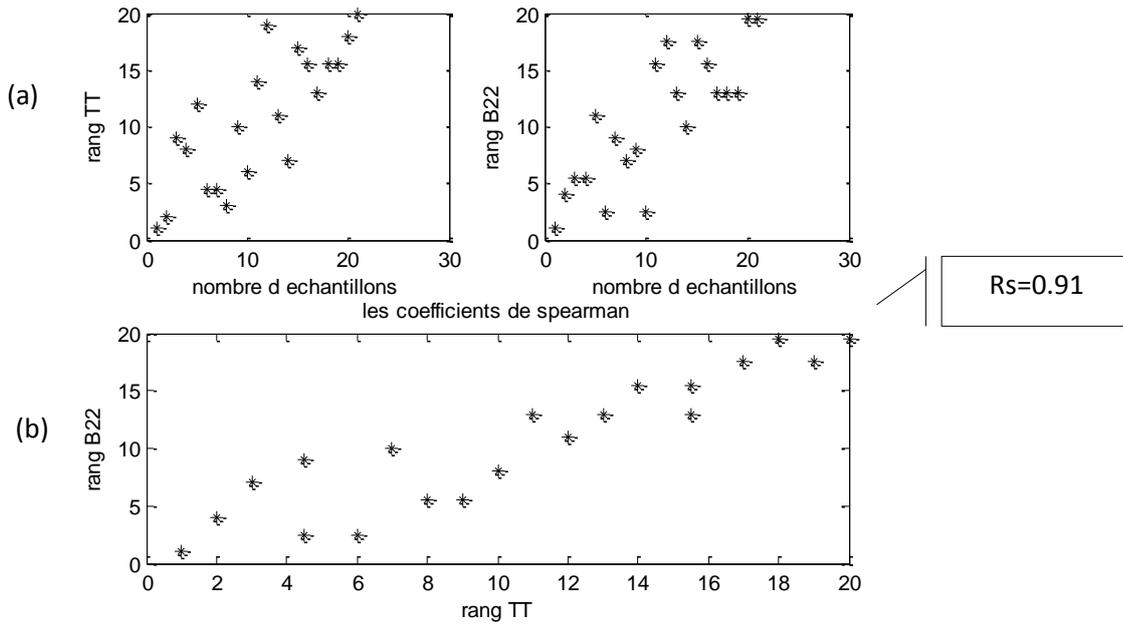


Figure V.19: (a) la représentation de deux séries réelles des intervalles B21 (diastP) et TR (diastE). (b) le nuage de point correspondant au coefficient de Spearman pour le cas normal

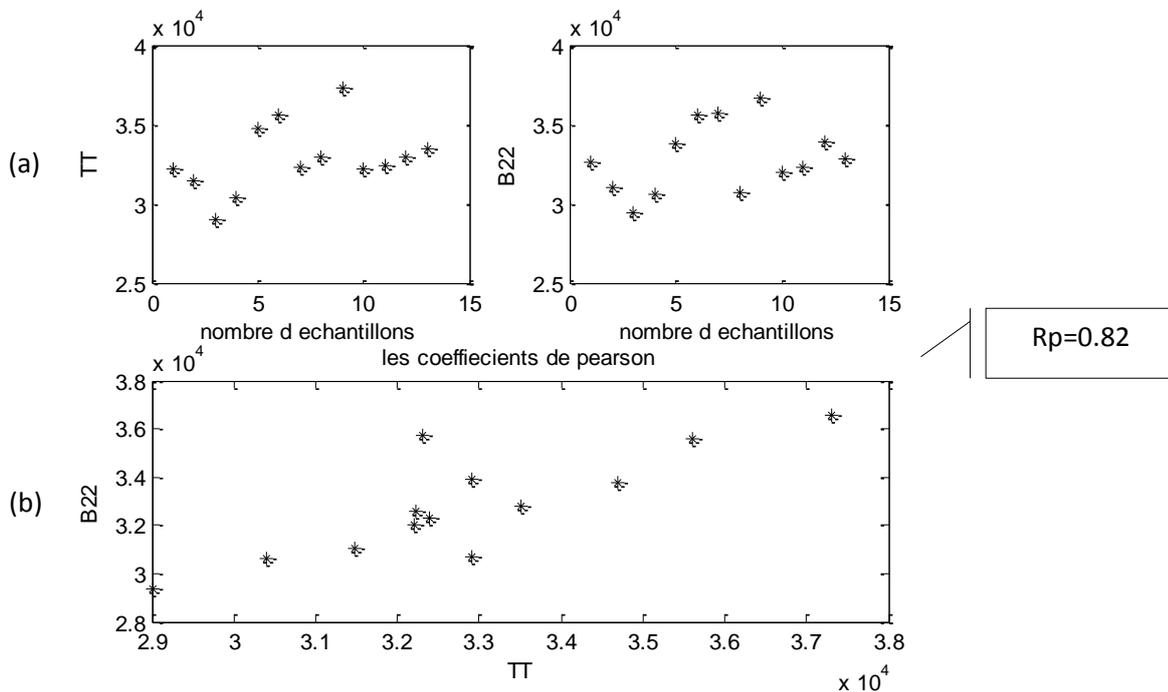


Figure V.20 : (a) la représentation de deux séries réelles des intervalles B21 (diastP) et TR (diastE). (b) le nuage de point correspondant au coefficient de Pearson pour le cas pathologique

g. L'intervalle TT et B11

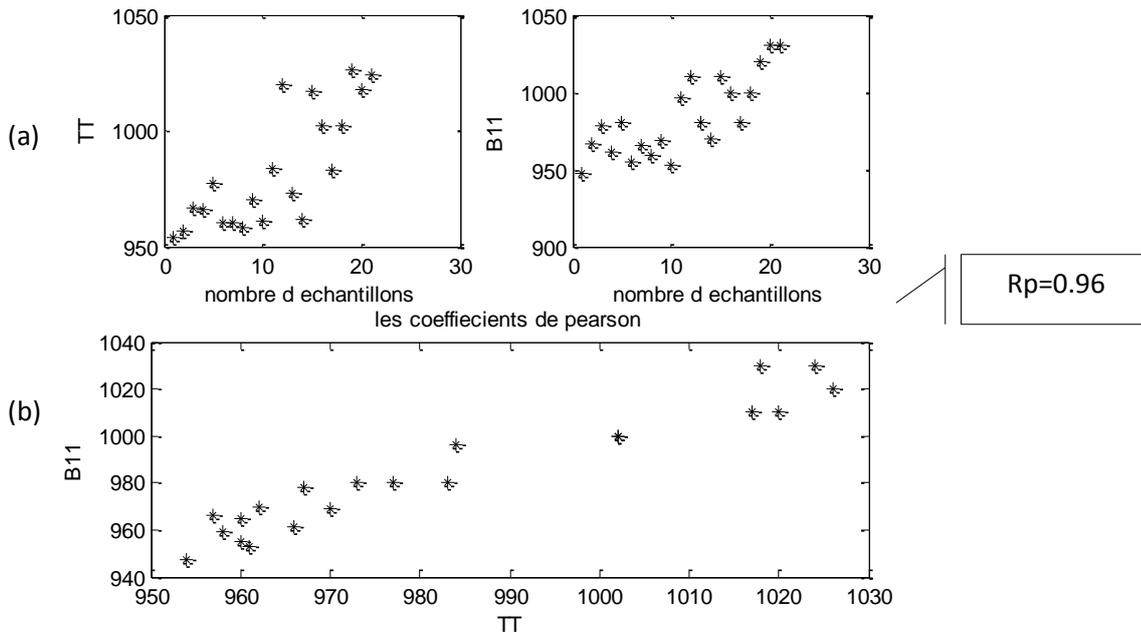


Figure V.21: (a) la représentation de deux séries réelles des points TT et B11. (b) le nuage de point correspondant au coefficient de Pearson pour le cas normal

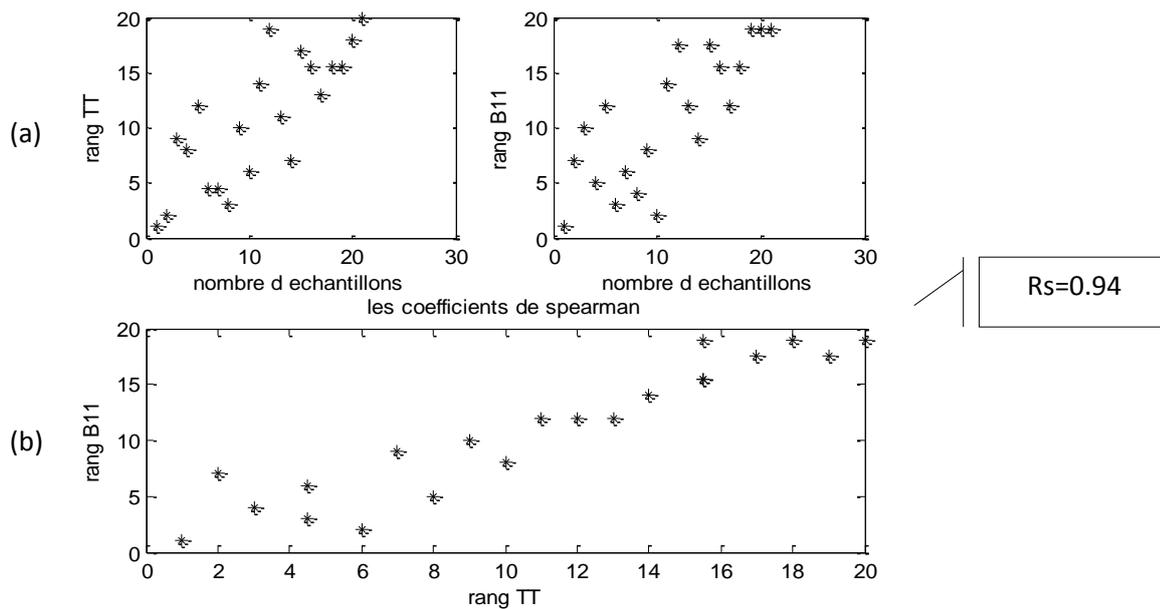
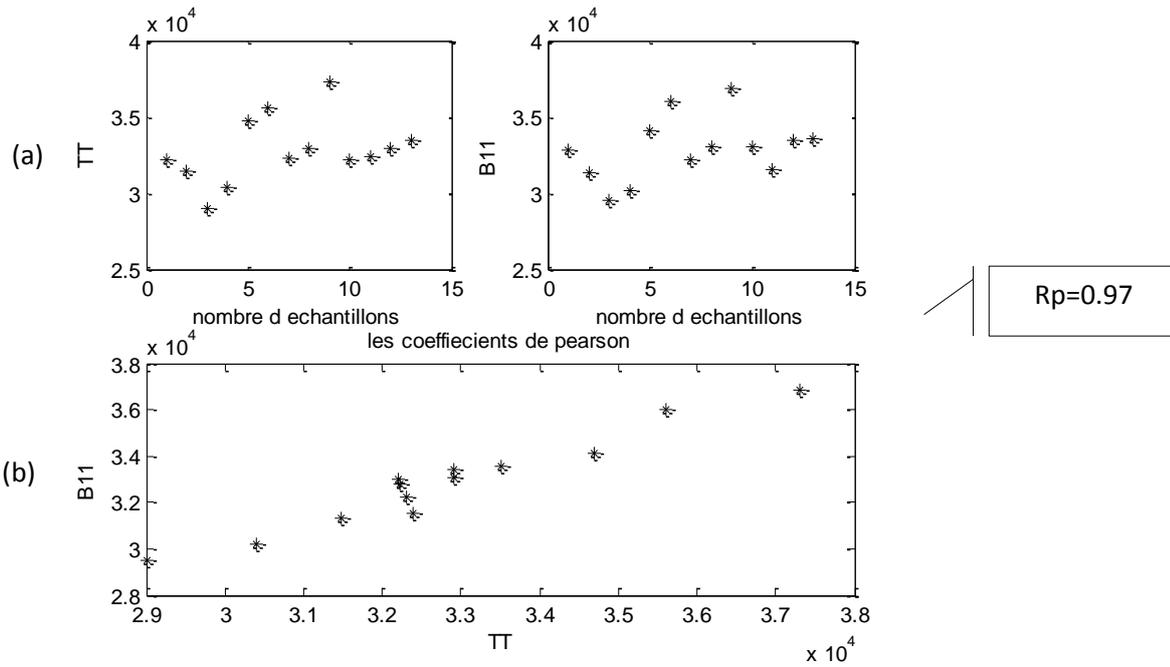
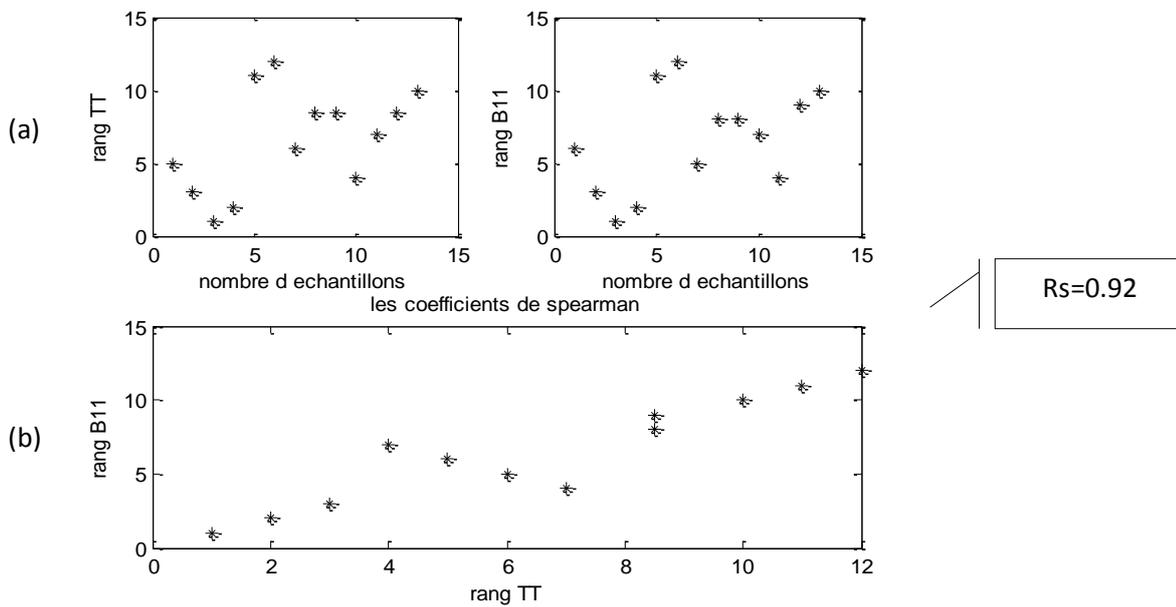


Figure V.22: (a) la représentation de deux séries réelles des points TT et B11. (b) le nuage de point correspondant au coefficient de Spearman pour le cas normal



FigureV.23: (a) la représentation de deux séries réelles des points TT et B11. (b) le nuage de point correspondant au coefficient de Pearson pour le cas pathologique



FigureV.24 : (a) la représentation de deux séries réelles des points TT et B11. (b) le nuage de point correspondant au coefficient de Spearman pour le cas pathologique

h. L'intervalle RR / B22

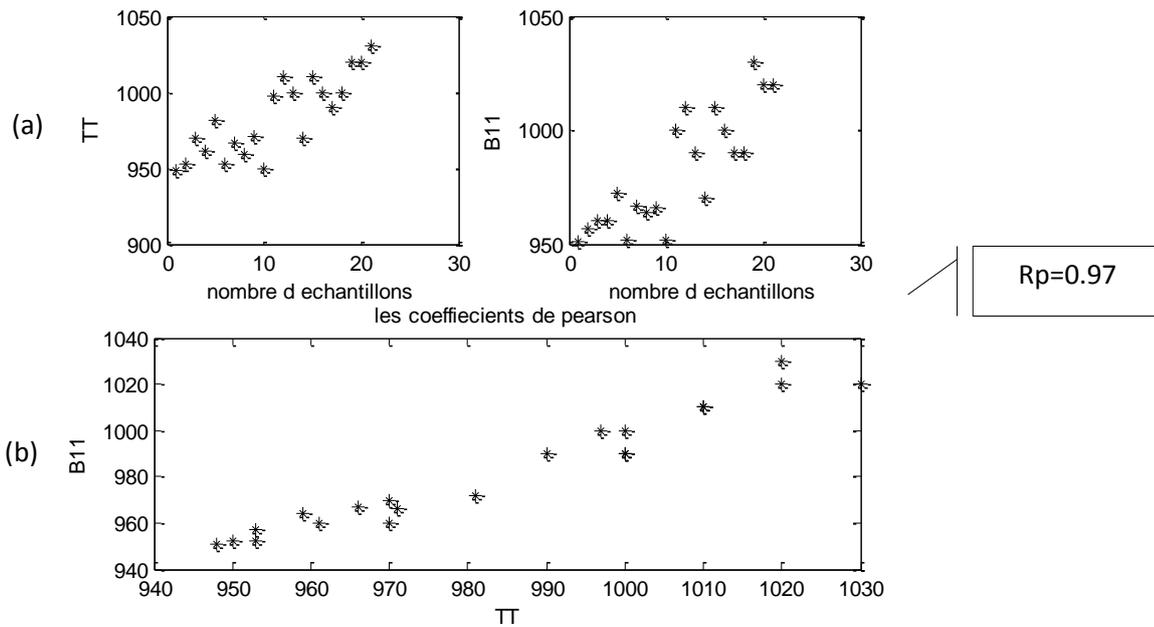


Figure V.25: (a) la représentation de deux séries réelles des points RR et B22. (b) le nuage de point correspondant au coefficient de Pearson pour le cas normal

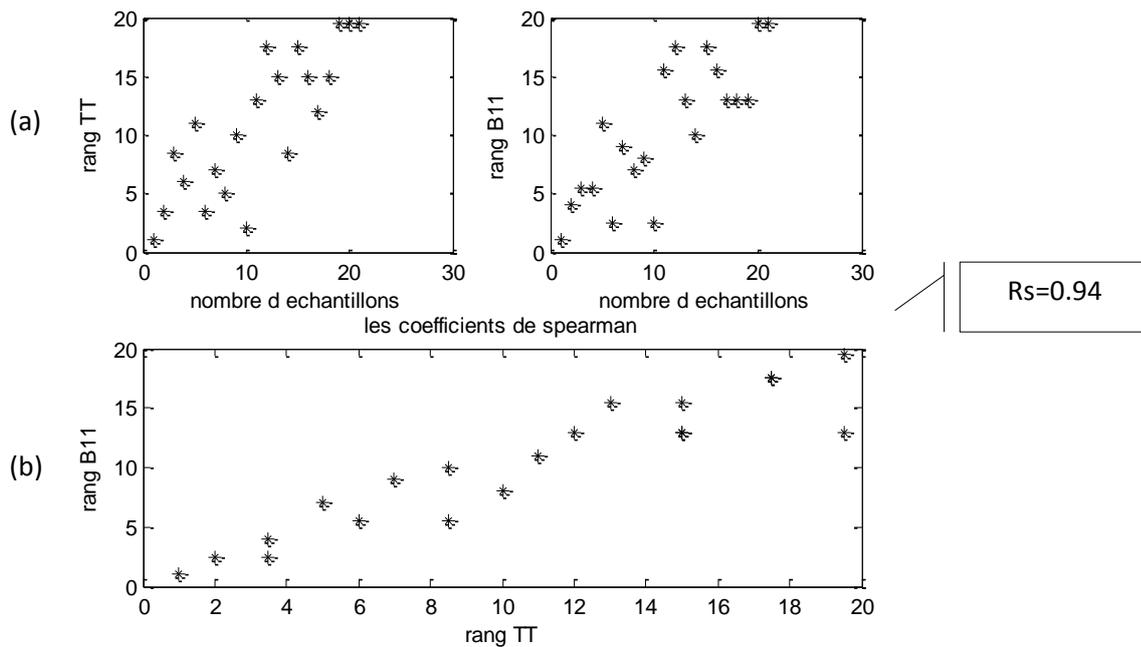
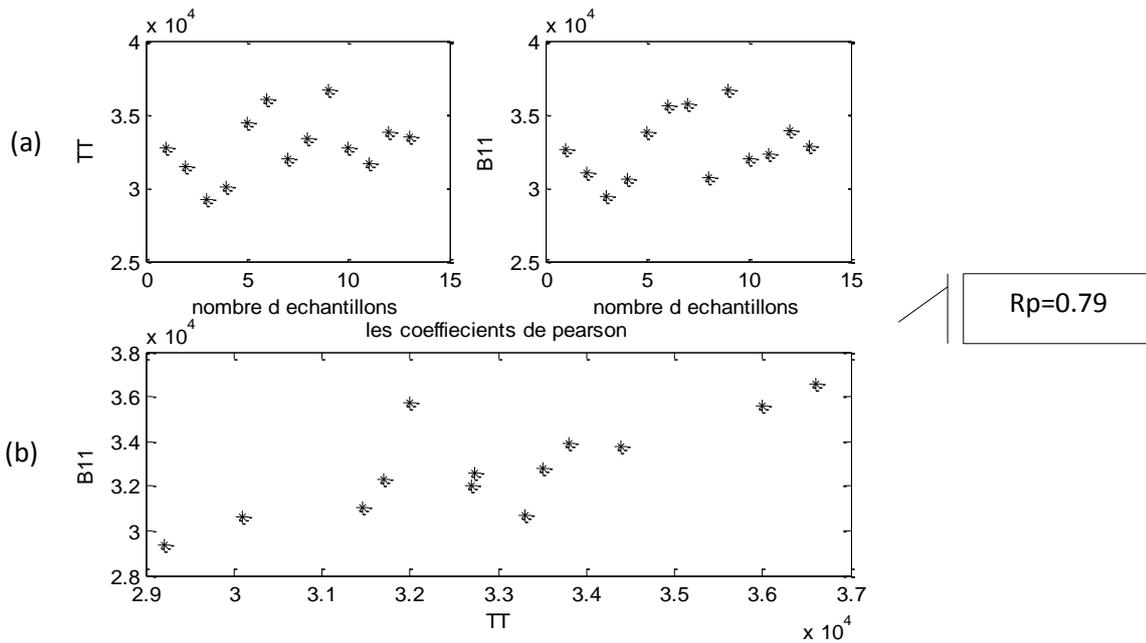
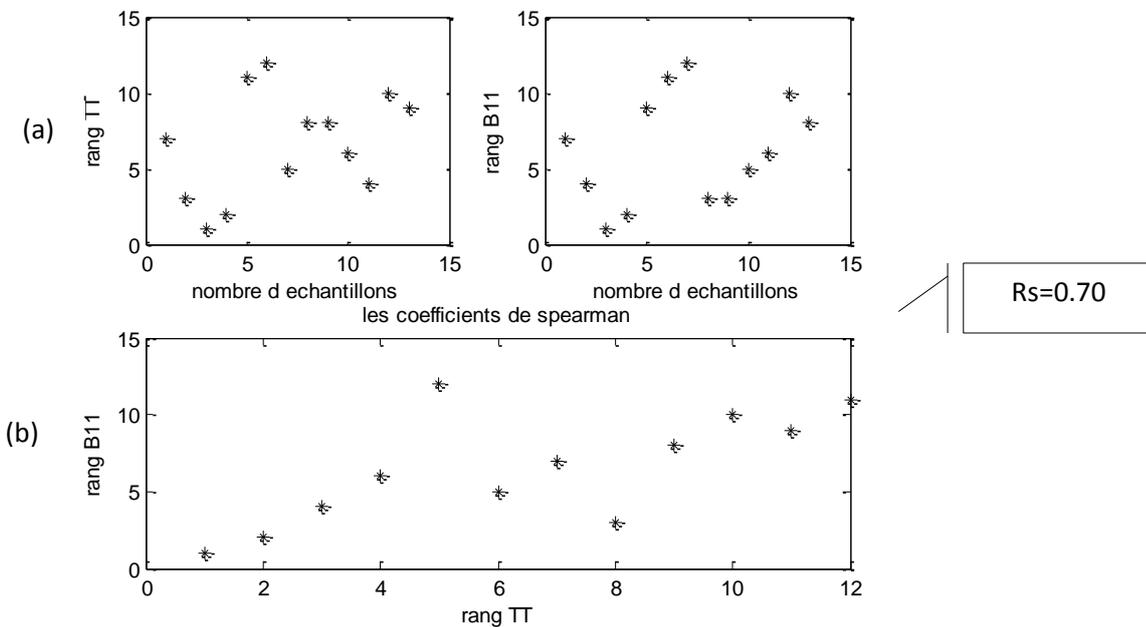


Figure V.26: (a) la représentation de deux séries réelles des points RR et B22. (b) le nuage de point correspondant au coefficient de Spearman pour le cas normal



FigureV.27: (a) la représentation de deux séries réelles des points RR et B22. (b) le nuage de point correspondant au coefficient de Pearson pour le cas pathologique



FigureV.28 : (a) la représentation de deux séries réelles des points RR et B22. (b) le nuage de point correspondant au coefficient de Spearman pour le cas pathologique

A travers l'étude présentée, nous remarquons que les coefficients de corrélation (calculés par les deux méthodes) entre les différents paramètres extraits à partir du signal ECG et du signal PCG sont très significatifs. Et ceci nous permet d'établir plusieurs relations permettant l'analyse du signal PCG par de nouvelles méthodes.

V.7. Conclusion

A travers ce chapitre une étude succincte sur le calcul du coefficient de corrélation entre les différents paramètres du signal ECG et du signal PCG est réalisée.

En fait cette étude a mis en exergue les différents coefficients de corrélation calculés notamment entre :

- Le cycle cardiaque (B11/RR)
- La durée systolique (B12/RT)
- La durée diastolique (B21/TR)
- l'intervalle B22 et TT
- L'intervalle TT et B11
- L'intervalle RR et B22

Chacun de ces derniers sont représentés par deux séries réelles des points avec le nuage de point correspondant aux coefficients (Pearson, Spearman).

CONCLUSION GENERALE

Cette thèse a été consacrée à l'étude de l'influence des variations des paramètres du signal ECG sur le signal PCG

Comme première étape, une carte d'acquisition des signaux ECG et PCG a été conçue. Elle a servi à l'enregistrement de différents signaux. Les différents signaux enregistrés, les signaux envoyés par le Boston Children Hospital ainsi que les signaux téléchargés gratuitement de site (Signal_data_files, 2006) ont été utilisés pour tester les différents algorithmes développés dans le cadre de cette thèse.

La deuxième étape de notre travail nous a amené à faire une analyse simultanée du signal ECG et du signal PCG afin de trouver l'interaction entre les deux signaux en question.

Nous avons pu déduire de nos résultats qu'il existe une forte corrélation entre les paramètres du signal ECG et les paramètres du signal PCG. D'une part nous avons exploité la corrélation existante entre les différents paramètres des signaux ECG et PCG afin de développer un algorithme très efficace pour la localisation du premier et du second bruit cardiaque (B1 et B2). D'autre part le lien existant entre ces deux signaux a été exploité directement pour extraire les bruits cardiaques. Ces approches se distinguent par la simplicité de leur implémentation, en plus des bons résultats qu'elles délivrent.

En effet, la première méthode est basée sur la corrélation entre les signaux ECG et PCG. En effet cette dernière a permis de quantifier des relations linéaires entre les deux signaux, ce qui met en évidence les fortes relations existantes entre l'activité électrique et l'activité mécanique du cœur. La méthode suivante permet une localisation des bruits cardiaques en utilisant la projection des paramètres du signal ECG sur le signal PCG. Nous avons pu valider que le bruit B1 apparaît 0.04s après le début du complexe QRS, et que le bruit B2 apparaît instantanément avec l'onde T.

Une étude statistique est effectuée par la suite, afin de quantifier la relation linéaire existant entre les deux signaux (ECG et PCG).

Les résultats obtenus démontrent la forte liaison existante entre le signal ECG et le signal PCG. Ces résultats importants sont exploités pour détecter la durée systolique.

En perspective, il serait intéressant d'approfondir les recherches sur l'interaction entre le signal ECG et le PCG. Des améliorations peuvent être faites au niveau de l'acquisition et de la localisation de la fin des bruits cardiaques en créant une interface permettant d'afficher les informations du patient, les signaux ECG et PCG, et la segmentation.

Les différents algorithmes développés dans le cadre de cette thèse, après des tests de validation à grande échelle, vont servir à l'élaboration d'un logiciel d'aide au diagnostic de cas pathologiques.

Bibliographie

Department of cardiology, *Boston Children's Hospital*, [online]

<http://www.childrenshospital.org/centers-and-services/department-of-cardiology> (17/01/2014)

<http://www.mathworks.com/help/dsp/examples/envelope-detection.html> (21/02/2014)

Signal_data_files (2006) [online] http://people.ucalgary.ca/~ranga/enel563/SIGNAL_DATA_FILES/, Department of Electrical and Computer Engineering, university of Calgary, Canada (03/01/2014)

<http://www.vulgaris-medical.com/encyclopedie-medicale/valves-cardiaques> (15/01/2014)

Adam D. Timmis. A.N., avec collaboration de lan, D. (2011)'En bref cardiologie', Sullivan Traduction de la 3^{ème} édition anglaise par René Krémer édition DeBoeckK Université 2001.

Ahmad, W., Hayee, M.I., Fitzakerley, Burns, S. and Nordehn, G. (2011) 'Heart murmur detection/classification using Cochlea-Like Pre-Processing and Artificial Intelligence', *Int. J. of Biomedical Engineering and Technology*, Vol. 7, No. 1, pp.87–96

Andrew, R. H., David, G., François, J. (2011)'Maitriser l'ECG de la théorie à la clinique' 3^{ème}ed.,Elseiver Masson.

Atbi A., Debbal S.M. (2013) 'Segmentation of pathological signals phonocardiogram by using the shannon energy envelopram', *AJCM*, Vol. 2, pp. 1-14

Boutana D., Benidir M., Barakat B. (2011) 'Segmentation and identification of some pathological phonocardiogram signals using time frequency analysis', *IET Signal Process*, Vol. 5, Iss. 6, pp. 527-537.

Bravo-Zanoguera M. E. (2009) 'Simultaneous Capture and Display of Electrocardiogram and Multi-Site Phonocardiogram', *IEEE Transactions Biomedical Engineering*,pp26-28

Cabasson, A. (2008) 'Estimation et analyse des intervalles cardiaques', Thèse de doctorat obtenue à l'école doctorale STIC, Université de Nice – Sophia Antipolis, France. [online] <https://tel.archives-ouvertes.fr/tel-00357389/document>

Chenchen, D., Yan, D. and Feifan, C. (2015) 'A real-time R-wave detection method wireless ambulatory ECG telemetry', *Int. J. of Biomedical Engineering and Technology*, Vol. 19, No. 1, pp.26–39.

David .E.N., Neil R .G. (2006) 'cardiologie', traduction et adaptation de l'anglais Dr Nicolas Mansencal, préface à l'éditionfrançaise Pr OLivierDubourg,ELSEIVER, editeurdragosbobu, cardiology)

Debbal, S.M., MezianeTani, A. (2016) 'Heart sounds analysis murmurs', *Int. J. of Medical Engineering and Informatics*, Vol. 8, No. 1, pp.49–62.

Debbal S.M., Bereksi R.F. (2008) 'Computerized heart sounds analysis', *Computers in Biology and Medicine*, Vol. 38, pp. 263-280.

Djebbari A., Bereksi R.F. (2000) 'Short-time Fourier transform analysis of the phonocardiogram signal',*The 7th IEEE International Conference on Electronics, Circuits and Systems (ICECS 2000)*, December, pp. 844–847.

Djebbari, A. (2013)' chapitre1:' Synthesis of time-frequency analysis methods applied to phonocardiogram signal', these de Doctorat,Université de Tlemcen

- Elaine N. Marieb, K., H. (2012) 'Chapter 18: The Cardiovascular system: The Heart. Human Anatomy & Physiology', 8th ed. San Francisco: *Pearson Benjamin cummings*.
- Fandi R., Hadj slimane.Z. (2014) 'Extraction du premier bruit cardiaque via l'exploitation du premier bruit cardiaque (B1)', *Biomedical Engineering International Conférence (BiomecIC'14)*, Octobre, Algérie. Tlemcen.
- Fandi R., hadj slimane.Z. (2014) 'l'exploitation de l'onde T en vue d'extraire le deuxième bruit cardiaque (B2)', *International Conférence On Embedded Systèmes In Télécommunications And Instrumentation (icesti'14)*, octobre .Algérie. Tlemcen
- Fandi R., Hadj slimane., Z. (2014) 'Estimation de la densité spectrale de puissance du signal phonocardiogramme : comparaison entre les méthodes paramétriques et non paramétriques', *Journée Doctorale Génie Biologie*. Laboratoire de recherche Génie Biomédical Médicale, Université Abou BakrBelkaid, Faculté de Technologie, Tlemcen
- Farge., (2012), 'le livre de semiologie ', Université de Paris, Diderot/Paris 7.
- Guermoui M. (2012)'chapitre1 : Analyse spectrale du signal Phonocardiogramme(PCG)', Magister en électronique, Université de Batna,
- GuhanSeshadri, N.P., Geethanjali, B. and Pravin Kumar, S. (2016) 'Analysis of heart sounds using time-frequency visual representations', *Int. J. of Biomedical Engineering and Technology*, Vol. 21, No. 3, pp.205–228.
- Gupta C.N., Palaniappan R., Swaminathan S., Krishnan S.M. (2007) ' Neural network classification of homomorphic segmented heart sounds', *Applied Soft Computing* 7, pp. 286–297
- Hamaladji, R. (2006) 'Précis de sémiologie', 9^{ème} édition, office des publications universitaires
- Hadjslimane Z., Bereksi R.F., (2005a) 'Detection of QRS complex detection', *Journal of Mechanics in Medecine and Biology*, vol. 5, No.4, pp.507.
- Hadjslimane Z., Bereksi R.F., (2005b) 'detection of QRS complex by linear prediction', *Journal of Medical Engineering et Technology*.
- Hadj Slimane Z. (2006) 'Analyse et synthese de methodes de detection du complexe QRS du signal electrocardiogramme', thèse de Doctorat, Algerie, Tlemcen.
- Hamza cherif L. (2013) 'chapitre1 : Analyse spectro-temporelle des composantes internes du premier et second bruit cardiaque ', thèse de Doctorat, Université de Tlemcen.
- HamzaCherif, L., Debbal, S.M. and Bereksi-Reguig, F. (2010) 'Choice of the wavelet analyzing in the phonocardiogram signal analysis using the discrete and the packet wavelet transform', *Expert Systems with Applications*, Vol. 37, pp. 913–918.
- HamzaCherif, L. and Debbal, S.M. (2016) 'Algorithm for the estimation of pulmonary hypertension by heart sounds using a Hilbert transform', *Int. J. of Biomedical Engineering and Technology*, Vol. 20, No. 4, pp.356–368.
- Laguna, P., Thakor, N.V., Caminal, P., Jané, R., Hyung-Ro, Y., Bayés de Luna, A., Marti, V. and Josep, G. (1990) 'New algorithm for QT interval analysis in 24-hour Holter ECG: performance and applications', *Med. & Biol. Eng. &comput.*, Vol. 28, pp.67-73.
- Lehner, R.J. and Rangayyan, R.M. (1987) 'A three-channel microcomputer system for segmentation and characterization of the phonocardiogram', *IEEE Transactions Biomedical Engineering*, Vol. 34, pp. 485–489.
- Liang H., Lukkarinen S., Hartimo I. (1997) 'Heart sound segmentation algorithm based on heart sound envelopogram', *Computers in Cardiology*, pp. 105–108

- Malarvili, M.B., Kamarulafizam, I., Hussain, S. and Helmi, D. (2003) 'Heart Sound Segmentation Algorithm Based on Instantaneous Energy of Electrocardiogram', *IEEE Computers in Cardiology*, Vol. 30, pp. 327-330.
- Mittra, A.K., Choudhari, N.K. and Zadgaonkar, A.S. (2010a) 'Frequency-domain characterisation of fetal heart sound signals: an innovative approach', *Int. J. of Biomedical Engineering and Technology*, Vol. 4, No. 1, pp.49–64.
- Mittra, A.K. and Choudhari, N.K. (2010b) 'Time-domain analysis of fetal heart sound signals: a novel approach', *Int. J. of Biomedical Engineering and Technology*, Vol. 4, No. 4, pp.378–405.
- Moukadem A. (2011) 'Segmentation et Classification des signaux non-stationnaires: application au traitement des sons cardiaques et à l'aide au diagnostic', université de haute Alsace. Thèse de Doctorat. Mlhouse.
- Moukadem A., Dieterlen A., Hueber N., Brandt C. (2011) 'Localization of heart sounds based on S-transform and radial basis functions', *15TH Nordic- Baltic conference on biomedical engineering and medical physics IFMBE Proceedings*, Vol. 34, pp.168-171.
- Moussavi Z., Flores D., Thomas G. (2004) 'Heart Sound Cancellation Based on Multiscale Products and Linear Prediction', *Proceedings of the 26th Annual International Conference of the IEEE EMBS San Francisco, USA*.
- Parul, S., Amit, K. and Ravinder, N. (2012) 'Comparative analysis of QRS impulse detection', *Int. J. of Biomedical Engineering and Technology*, Vol. 9, No. 2, pp.177–187.
- Rajendra, G. and Kothari, A.G. (2016) 'An algorithm for detection of ECG morphological points using non-linear energy', *Int. J. of Biomedical Engineering and Technology*, Vol. 22, No. 1, pp.14–30.
- Samit, A. and Goutam, S. (2008) 'Classification of heart sounds using empirical mode decomposition based features', *Int. J. of Medical Engineering and Informatics*, Vol. 1, No. 1, pp.91–108
- Samjin, C. and Zhongwei, J. (2008) 'Comparison of envelope extraction algorithms for cardiac sound signal segmentation', *Expert systems with applications*, Vol. 34, pp. 1056–1069.
- Sejdic E., Jiang J.(2004) 'Comparative study of three time-frequency representations with applications to a novel correlation method', in *Proceedings of the IEEE International Conference on Acoustics, Speech and Signal Processing (ICASSP '04)*, vol. 2, pp. 633–636, Montreal, Quebec, Canada.
- Silbernagl S., Florian L., (2000) 'Atlas de poche', Paris, medecine-sciences flammarion.
- Zarrouk F. (2012) 'Etude de la relation entre deux variables (le coefficient de corrélation)', Cours de statistiques à distance, ISSEP Ksar-Said.

ANNEXE1

On cite dans cette annexe les sites web correspondants aux fiches techniques des composants électroniques utilisés dans le chapitre 2

Composant électronique	Site web
LM358	http://www.ti.com/lit/ds/symlink/lm158.pdf (10/02/2019)
BC549	http://www.mouser.com/ds/2/149/BC549-888525.pdf (10/02/2019)
AD8232	https://www.analog.com/media/en/technical-documentation/data-sheets/ad8232.pdf (10/02/2019)
ATmega328P	https://www.sparkfun.com/datasheets/Components/SMD/ATMega328.pdf (10/02/2019)

Résumé. L'étude simultanée de l'électrocardiogramme (ECG) et du signal phonocardiogramme PCG est très importante pour faciliter le diagnostic cardiaque. Le principal objectif de la présente étude est d'établir un champ de travail des différentes méthodes étudiées dans la littérature pour trouver le lien qui relie les paramètres du signal ECG aux paramètres du signal PCG. Dans un premier lieu, une étude pratique d'un système permettant l'enregistrement en temps réel du signal ECG et PCG a été achevée. Deux nouvelles approches permettant la segmentation du signal PCG en utilisant les paramètres du signal ECG sont présentées. Ces approches sont évaluées à l'aide des coefficients de corrélation de Pearson et de Spearman.

Mots clés: Electrocardiogramme, Phonocardiogramme, Corrélation. Durée systolique, premier bruit B1, deuxième bruit B2, complexe QRS, onde T.

Abstract: Simultaneous study of the electrocardiogram (ECG) and PCG phonocardiogram signal is very important to facilitate cardiac diagnosis. The main objective of the present study is to establish a field of work of the various methods studied in the literature to find the link that links the ECG signal parameters to the PCG signal parameters. Firstly, a practical study of a system allowing real-time recording of the completed ECG and PCG signal. Two new approaches for segmenting the PCG signal using the ECG signal parameters are presented. These approaches are evaluated using Pearson and Spearman correlation coefficients.

Key words: Electrocardiogram, phonocardiogram, correlation. Systolic duration, first noise B1, second noise B2, QRS complex, T wave.

ملخص: إن الدراسة المتزامنة لمخطط القلب الكهربائي ومخطط قياس الأصوات القلبية أمر مهم جداً لتسهيل تشخيص القلب ، والهدف الرئيسي من الدراسة الحالية هو إنشاء مجال عمل من الأساليب المختلفة التي تمت دراستها في الأدب للعثور على الرابط الذي يربط بين معلمات الإشارة في مخطط كهربية القلب إلى معلمات مخطط الإشارة الصوتية القلبية في المقام الأول ، دراسة تطبيقية لنظام يسمح بالتسجيل في الوقت الحقيقي للإشارة تخطيط القلب الكهربائي مخطط قياس الأصوات القلبية. يتم تقديم مقاربتين جديدتين لتقسيم مخطط الإشارة الصوتية القلبية باستخدام معلمات إشارة تخطيط كهربية القلب. يتم تقييم هذه الطرق باستخدام معاملات ارتباط بيرسون وسبيرمان

الكلمات المفتاحية: رسم القلب ومخطط قياس الأصوات القلبية ، ومخطط قياس الأصوات القلبية ، الصوت الأول ، مجمع QRS ، الموجة T ، الصوت الثاني ،