

الجمهورية الجزائرية الديمقراطية الشعبية
REPUBLIQUE ALGERIENNE DEMOCRATIQUE ET POPULAIRE
وزارة التعليم العالي و البحث 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: Bereksi Reguig Mohammed Anes

Sujet

**Etude et réalisation d'une plateforme d'exploration
cardiovasculaire "mesures et analyses"**

Soutenue publiquement, le 11/ 01/2018, devant le jury composé de :

M. Mohamed BENABDELLAH	Professeur	Univ. Tlemcen	Président
M. Fethi BEREKSI REGUIG	Professeur	Univ. Tlemcen	Directeur de thèse
M. Amine NAIT ALI	Professeur	Univ. Paris Est	Co- Directeur de thèse
M. Abdellatif RAHMOUN	Professeur	E.S.I.Sidi-Belabes	Examineur 1
M. Sidi-Mohammed DEBBAL	Professeur	Univ. Tlemcen	Examineur 2

Remerciements

Le seul moyen de se délivrer d'une tentation, c'est d'y céder paraît-il ! Alors j'y cède en disant en grand Merci aux personnes qui ont cru en moi et qui m'ont permis d'arriver au bout de cette thèse.

Ce travail a été réalisé au laboratoire de Génie Biomédical-Université Abou Bekr Belkaid à Tlemcen. Je tiens à remercier le directeur de laboratoire Monsieur FETHI BEREKSI REGUIG de nous avoir permis de travailler dans d'excellentes conditions dans une ambiance toujours sympathique.

J'adresse mes plus vifs remerciements au Professeur Fethi BEREKSI REGUIG qui fut pour moi un directeur de thèse attentif et disponible malgré ses nombreuses charges. Sa compétence, sa rigueur scientifique et sa clairvoyance m'ont beaucoup appris. Ils ont été et resteront des moteurs de mon travail de chercheur.

Je remercie tout particulièrement mon Co-encadreur Monsieur le Professeur Amine NAIT ALI de l'Université Paris Est Créteil, pour son implication durant cette thèse et son soutien permanent, et de m'avoir accueilli dans son laboratoire durant mon stage de courte durée et sa contribution sur ce projet pour les nombreux échanges scientifiques et les conseils prodigués.

Je souhaite également à remercier Monsieur le Professeur MOHAMMED BENABDELLAH (Département de génie biomédical à l'Université de Tlemcen), qui m'a fait l'honneur de présider ce jury.

Je voudrais également remercier et exprimer ma gratitude envers : Messieurs : Professeur ABDELLATIF RAHMOUN (Directeur de l'école supérieure d'informatique à Sidi-Belabes) et le Professeur SIDI MOHAMMED DEBBAL (Département de génie biomédical à l'Université de Tlemcen) pour avoir accepté d'examiner ce travail et donc faire partie du jury de soutenance

Je remercie vivement tous nos enseignants du département de génie biomédical.

Un grand merci à l'ensemble de doctorants du laboratoire de génie biomédical qui ont contribué à créer une ambiance de travail agréable et propice à la coopération et au partage d'expériences.

J'adresse mes plus sincères remerciements à ma famille : Mes parents, ma sœur, mon frère et tous mes proches et amis, qui m'ont accompagné, aidé, soutenu et encouragé tout au long de la réalisation de cette thèse.

Je tiens à présenter du fond du cœur mes reconnaissances et mes remerciements envers ma femme de m'avoir encouragé et supporté tout le long de mes années d'études et à qui je voudrais exprimer mes affections et mes grâces.

TABLE DES MATIERES

Table des figures.....	3
Liste des tableaux.....	7
Introduction générale.....	9
Chapitre I : Le système cardiovasculaire et son exploration.....	15
1 Introduction :.....	16
1.1 L'appareil circulatoire: le système cardio-vasculaire.....	16
1.1.1 Le cœur et l'exploration cardiaque :.....	17
1.1.1.1 L'électrocardiogramme (ECG) :.....	18
1.1.1.2 Le phonocardiogramme PCG :.....	21
1.1.2 La Circulation sanguine : le Système vasculaire et les paramètres Physiologiques de diagnostic vasculaire :.....	23
1.1.2.1 Circulation Pulmonaire et circulation Systémique.....	24
1.1.2.2 Système vasculaire et paramètres physiologiques de diagnostic.....	25
1.1.2.2.1 Classification des artères :.....	26
1.1.2.2.2 Les différentes fonctions des artères:.....	26
1.1.2.2.3 Hémodynamique circulatoire et paramètres physiologique de diagnostic vasculaire 28	
1.2 La photopléthysmographie:.....	31
1.2.1 Le photopléthysmogramme.....	32
1.2.2 Caractéristiques du signal PPG.....	33
1.3 Paramètres physiologiques pour l'exploration cardiovasculaire :.....	34
1.3.1 La mesure de la vitesse de l'onde de pouls.....	35
1.3.2 Détermination de l'indice d'augmentation et des points d'inflexion du signal PPG : 38	
2 Conclusion :.....	40
Chapitre II: Développement et mise en forme d'une plateforme d'exploration cardiovasculaire.....	42
2.1 Introduction :.....	43
2.2 Circuit de détection et de mise en forme du signal ECG :.....	43
2.3 Détection du signal Phonocardiogramme PCG :.....	48
2.3.1 Les microphones à Electret :.....	50
2.3.1.1. Capteur :.....	51
2.3.2 Circuit de pré amplification :.....	52
2.3.3 Circuit du filtre passe bande :.....	52
2.3.4 Circuit d'amplification et circuit d'offset :.....	52
2.3.5 Circuit d'amplification pour casque d'écoute :.....	53

2.4	Détection du signal PPG :.....	53
2.5	La carte d'acquisition :.....	56
2.5.1	Microcontrôleur :.....	56
2.5.2	Alimentation :.....	57
2.5.3	Les entrées sorties (E/S) :.....	57
2.5.4	Les entrées analogiques :.....	58
2.5.5	Converstisseur analogique numérique CAN :	59
2.5.6	UART :.....	59
2.6	Protocole d'acquisition et Interface graphique :.....	60
2.7	Conclusion :.....	64
Chapitre III : Traitement des grandeurs électrophysiologiques et physiologiques :		
Mesures et analyses des paramètres d'exploration cardiovasculaire.....		65
3.1	Introduction :	66
3.2	Traitement des grandeurs ECG, PCG et PPG :	66
3.2.1	Filtrage des signaux ECG, PCG et PPG :.....	66
3.2.1.1	Transformée en ondelette :	67
3.2.1.1.a	La transformée en ondelettes continue (TOC) :.....	68
3.2.1.1.b	La transformée en ondelettes discrète (TOD).....	68
3.2.1.1.c	La transformée en ondelettes stationnaire :	70
3.2.2	Implémentation de l'algorithme de filtrage des signaux ECG, PCG et PPG:	74
3.2.3	Détection des différents points d'intérêts dans le signal PPG et détection du pic R dans le signal ECG :	80
3.3	Les paramètres physiologiques d'intérêt dans l'exploration cardiovasculaire calculs et analyses :	83
3.3.1	Mesures et analyses du temps de transit de pouls et de la vitesse de l'onde de pouls :	83
3.3.1.a	Méthode de mesure du temps de transit de l'onde de pouls:	83
3.3.1.b	Méthode de mesure de la vitesse de l'onde de pouls VOP (ou PWV pulse wave velocity).....	84
3.3.1.c.1	Détermination de la variabilité de la fréquence cardiaque :.....	84
3.3.1.c.2	Analyse statistique des paramètres d'exploration Cardiovasculaire:.....	84
3.3.1.d	Résultats des mesures et d'analyses des paramètres cardiovasculaires:.....	85
3.3.2	Analyses du signal PPG:	90
3.3.2.1	Calcul de l'indice d'augmentation :.....	90
3.3.2.2	Calcul de la deuxième dérivée du signal PPG:.....	91
3.3.2.3	Résultats :	92
3.3	Conclusion.....	96
Conclusion générale.....		98
Références bibliographiques.....		101

TABLE DES FIGURES

FIGURE 1-1 : LE CŒUR.[3].....	18
FIGURE 1-2 : LE SYSTEME DE CONDUCTION ELECTRIQUE DU CŒUR [5].....	19
FIGURE 1-3 : LE SIGNAL ECG [6].....	20
FIGURE 1-4 : DERIVATIONS (PLACEMENT DES ELECTRODES) SUR LE CORPS ET TRACE DE CHAQUE DERIVATION[7].....	20
FIGURE 1-5 : LES POSITIONS DES FOYERS D'AUSCULTATIONS [10].....	22
FIGURE 1-6 : LE SIGNAL PCG.....	22
FIGURE 1-7 : CIRCULATION PULMONAIRE ET CIRCULATION SYSTEMIQUE. [13]	24
FIGURE 1-8 : ÉVOLUTION DE LA PRESSION DANS LA CIRCULATION SANGUINE.[18].....	28
FIGURE 1-9 : SCHEMA ILLUSTRATIF D'UNE COURBE D'EVOLUTION DE LA PRESSION ARTERIELLE HUMERALE (EN MMHG) [19].	30
FIGURE 1-10 : DESCRIPTION DES COMPOSANTES DU SIGNAL PPG. [22]	33
FIGURE 1-11: LE SIGNAL PPG. [25].....	34
FIGURE 1-12 : LA PROPAGATION DE L'ONDE DE POULS. [26].....	35
FIGURE 1-13 : LA PROPAGATION DE L'ONDE DE POULS. [27].....	36
FIGURE 1-14 : LES DIFFERENTES CONFIGURATIONS DE LA MESURE DU PTT AVEC ECG ET PPG. [33]	37
FIGURE 1-15 : MORPHOLOGIE DU SIGNAL PPG. [37].....	38
FIGURE 1-16 : LE SIGNAL PPG, LE 2NDPPG ET LE PROCESSUS DE DETECTION DE PIC.[38] [45].....	40

FIGURE 2 1: SCHEMA BLOC DE LA PLATEFORME D'EXPLORATION CARDIOVASCULAIRE.	43
FIGURE 2 2: DIFFERENTES DERIVATIONS POUR LA DETECTION DU SIGNAL ECG [47]	44
FIGURE 2 3: LA CARTE ELECTRONIQUE E-HEALTH SHIELD. [48]	45
FIGURE 2 4: SCHEMA ELECTRIQUE LA CARTE DE DETECTION DU SIGNAL ECG	46
FIGURE 2 5: FOYERS D'AUSCULTATION [50].....	48
FIGURE 2 6: LE SCHEMA ELECTRIQUE DE DETECTION DU SIGNAL PCG [50].....	49
FIGURE 2 7: SCHEMA ELECTRIQUE D'UN ELECTRET A 2 ET 3 FILS. [51].....	50
FIGURE 2 8: MICROS A ELECTRET 2 ET 3 FILS. [50].....	50
FIGURE 2 9: LE MICROPHONE A ELECTRET ET SON SCHEMA ELECTRIQUE	51
FIGURE 2 10: CAPTEUR UTILISE.	51
FIGURE 2 11: L'ALIMENTATION AMELIOREE D'UNE CAPSULE A DEUX PATTES.	52
FIGURE 2 12: CONFIGURATION DU CAPTEUR UTILISE POUR LA DETECTION DU SIGNAL PPG	54
FIGURE 2 13: LE SCHEMA ELECTRIQUE DU CIRCUIT DE POLARISATION DE LA LED EMETTRICE ET DU PHOTOTRANSISTOR	54
FIGURE 2 14: SCHEMA ELECTRIQUE DU 1ER ETAGE DE FILTRAGE ET AMPLIFICATION DU SIGNAL PPG	55
FIGURE 2 15: SCHEMA ELECTRIQUE DU DEUXIEME ETAGE DE FILTRAGE ET AMPLIFICATION DU SIGNAL PPG	55
FIGURE 2 16: LA CARTE D'ACQUISITION ARDUINO-UNO.....	56
FIGURE 2 17: LES BROCHES DE L'ATMEGA168. (ATMEGA168 ET ATMEGA328 SONT COMPATIBLES).....	58
FIGURE 2 18: LE SCHEMA BLOC DE L'AD328	59
FIGURE 2 19: L'ALGORITHME D'ACQUISITION DES SIGNAUX PPG, PCG, ECG....	61
FIGURE 2 20: L'ALGORITHME D'INTERFACE DEVELOPPE.....	63
FIGURE 2 21: INTERFACE GRAPHIQUE DEVELOPPE.....	64
FIGURE 3 1: COMPARAISON DES ONDELETTES AUX ONDES SINUSOÏDALES	67
FIGURE 3 2: LA TRANSFORMEE EN ONDELETTES [55]	68
FIGURE 3 3: PRINCIPE DE DECOMPOSITION EN BANC DE FILTRE.....	70
FIGURE 3 4: TOS : PARTITION FREQUENTIELLE ET COEFFICIENTS DE DETAILS – LARGEUR DE BANDES DE DETAILS ET APPROXIMATION – RESOLUTION TEMPS FREQUENCE.....	71

FIGURE 3 5: ALGORITHME DE DECOMPOSITION–RECONSTRUCTION PAR TOS.	72
FIGURE 3 6: SCHEMA SIMPLIFIE D’ANALYSE ET DE RECONSTRUCTION A UN SEUL NIVEAU PAR TOS	73
FIGURE 3 7 : PROCESSUS DE FILTRAGE DU SIGNAL PPG (A) SIGNAL PPG BRUITE, (B) PPG FILTRE A BASE DE UWT. AVEC L’ONDELETTE MERE BIOR (2-2).....	76
FIGURE 3 8: PROCESSUS DE FILTRAGE DU SIGNAL ECG (A) SIGNAL ECG BRUITE, (B) ECG FILTRE A BASE D’UWT. AVEC L’ONDELETTE MERE COIF5.....	77
FIGURE 3 9: PROCESSUS DE FILTRAGE DU SIGNAL PCG (A) SIGNAL PCG BRUITE, (B) PCG FILTRE A BASE DE UWT. AVEC L’ONDELETTE MERE BIOR (1-5).....	77
FIGURE 3 10: HISTOGRAMMES ILLUSTRANT LES RAPPORTS SNR OBTENUS AVEC DIFFERENTES ONDELETTES MERES POUR CHACUNE DES TRANSFORMEES UWT ET DWT APPLIQUEES POUR LE FILTRAGE DU SIGNAL PPG.....	79
FIGURE 3 11: HISTOGRAMMES ILLUSTRANT LES RAPPORTS SNR OBTENUS AVEC DIFFERENTES ONDELETTES MERES POUR CHACUNE DES TRANSFORMEES UWT ET DWT APPLIQUEES POUR LE FILTRAGE DU SIGNAL ECG.....	79
FIGURE 3 12: HISTOGRAMMES ILLUSTRANT LES RAPPORTS SNR OBTENUS AVEC DIFFERENTES ONDELETTES MERES POUR CHACUNE DES TRANSFORMEES UWT ET DWT APPLIQUEES POUR LE FILTRAGE DU SIGNAL PCG.....	80
FIGURE 3 13: DETECTION DES PICS R DANS LE SIGNAL ECG	82
FIGURE 3 14: DETECTION DES PICS SYSTOLIQUE DANS LE SIGNAL PPG.....	82
FIGURE 3 15: DETECTION DE POINT DIASTOLIQUE DANS LE SIGNAL PPG.....	82
FIGURE 3 16: DETECTION DE POINT D’INFLEXION DANS LE SIGNAL PPG.....	82
FIGURE 3 17 : DEFINITION DU PWTT.	83
FIGURE 3 18: VARIATIONS DE LA VITESSE DE L’ONDE DE POUVS PWV AVEC L’AGE.....	86
FIGURE 3 19 : VARIATIONS DE LA PWV ET DE LA VFC EN FONCTION DES CYCLES CARDIAQUES DANS LE GROUPE 1	87
FIGURE 3 20 : VARIATIONS DE LA PWV ET DE LA VFC EN FONCTION DES CYCLES CARDIAQUES DANS LE GROUPE2	87
FIGURE 3 21 : VARIATIONS DE LA PWV ET DE LA VFC EN FONCTION DES CYCLES CARDIAQUES DANS LE GROUPE3	88
FIGURE 3 22 : VARIATIONS DE LA PWV ET DE LA VFC EN FONCTION DES CYCLES CARDIAQUES DANS LE GROUPE4	88

FIGURE 3 23 : VARIATIONS DE LA PWV ET DE LA VFC EN FONCTION DES CYCLES CARDIAQUES DANS LE GROUPE5	88
FIGURE 3 24 : MODELISATION DES VARIATIONS DE LA PWV EN FONCTION DE L'AGE (A) MODELE DE REGRESSION LINEAIRE-(B) MODELE DE REGRESSION QUADRATIQUE –(C) MODELE DE REGRESSION CUBIQUE.....	89
FIGURE 3 25 : (A) LE SIGNAL PPG FILTRE, (B) LA PREMIERE DERIVEE DU SIGNAL PPG, (C) LA DEUXIEME DERIVEE DU SIGNAL PPG.....	92
FIGURE 3 26 : ANALYSE DE L'INDICE D'AUGMENTATIONS POUR DES SUJETS NORMAUX ET ANORMAUX A TRAVERS LES BOITES DE MOUSTACHE.....	94
FIGURE 3 27 : ANALYSE DES RAPPORTS (B/A) POUR DES SUJETS NORMAUX ET ANORMAUX A TRAVERS LES BOITES DE MOUSTACHE.	95

Liste des Tableaux

TABLEAU 3 1: LES VALEURS DU SNR POUR DIFFERENTES ONDELETTES MERES POUR CHACUNE DES TRANSFORMEES UWT ET DWT APPLIQUEES POUR LE FILTRAGE DU SIGNAL PPG.....	78
TABLEAU 3 2: LES VALEURS DU SNR POUR DIFFERENTES ONDELETTES MERES POUR CHACUNE DES TRANSFORMEES UWT ET DWT APPLIQUEES POUR LE FILTRAGE DU SIGNAL ECG	79
TABLEAU 3 3: LES VALEURS DU SNR POUR DIFFERENTES ONDELETTES MERES POUR CHACUNE DES TRANSFORMEES UWT ET DWT APPLIQUEES POUR LE FILTRAGE DU SIGNAL PCG.....	80
TABLEAU 3 4 : MESURES DU PTT, DE LA FC ET DE LA PWV POUR LES DIFFERENTS SUJETS.....	85
TABLEAU 3 5: LES DIFFERENTS MODELES DE REGRESSIONS UTILISES ET LES VALEURS DE NORMES RESIDUELLES OBTENUES	90
TABLEAU 3 6: RESULTATS OBTENUS SUR LES PICS SYSTOLIQUES, DIASTOLIQUES, POINT D'INFLEXION, LA VALEUR DE L'INDICE D'AUGMENTATION ET LE RAPPORT B/A POUR DIFFERENTS SUJETS.....	93

Introduction Générale :

Introduction générale

Introduction Générale :

Les maladies cardiovasculaires représentent la première cause de mortalité en Algérie et sont responsables d'un décès sur quatre, selon une récente étude réalisée par l'Institut national de Santé publique (INSP) et l'Organisation mondiale de la santé (OMS). En effet dans cette même référence il est reporté qu'à travers une étude épidémiologique sur l'évaluation de la prise en charge de l'hypercholestérolémie (excès de cholestérol), menée récemment à Tlemcen (Ouest de l'Algérie) auprès de 1.000 patients a permis de mieux comprendre la répartition des principaux facteurs favorisant les maladies cardiovasculaires, à savoir l'hypertension artérielle (HTA), la sédentarité (40% de la population), le tabagisme (17%), le diabète (6,8%), l'obésité et l'hypercholestérolémie.

L'étude a révélé que ces facteurs de risque étaient sous-estimés chez la population algérienne, citant à ce titre la dyslipidémie (taux de graisse trop élevé dans le sang), découverte fortuitement chez 3 patients sur 4 au cours d'un examen systématique. L'obésité touche 51% de la population adulte, soit plus d'un Algérien sur deux, selon la même étude qui révèle en outre que 40% d'hommes et 66% de femmes sont obèses ou en surpoids.

Aussi, l'étude a révélé que l'hypertension artérielle, méconnue chez deux patients sur trois, atteint 36% de la population adulte et dépasse 50% chez les patients de plus 55 ans. Les dyslipidémies, c'est-à-dire l'excès de cholestérol ou de triglycérides dans le sang, sont dominées par l'hypercholestérolémie qui atteint, en moyenne, près d'un adulte sur six (plus de 1,5 million d'Algériens) soit 29% de la population après 65 ans.

Il faut noter que l'hypercholestérolémie est l'une des principales causes de l'athérosclérose [1]. En fait, à travers cette étude il apparaît fondamental que les outils mis en œuvre pour l'exploration du système cardiovasculaire doivent être efficaces, facile à exploiter et abordable en terme de coût (pour le corps médical) pour le dépistage de ces pathologies qui prennent de plus en plus de l'ampleur au sein de notre population. Cette exploration s'inscrit dans le cadre de l'exploration fonctionnelle cardiovasculaire.

L'exploration fonctionnelle cardiovasculaire est une activité médico-technique qui a pour objet d'étudier les variations d'un ou plusieurs paramètres physiologiques dans le système cardiovasculaire provoquées par l'application d'un stimulus ou par une

Introduction Générale :

variation de situation. C'est alors évaluer une fonction pour savoir si elle est normale ou non.

Dans le cadre de cette thèse on s'intéresse à la conception et la réalisation d'une plateforme d'exploration cardio-vasculaire. L'exploration cardiaque est faite à travers la détection, le traitement et l'analyse respectivement du signal physiologique: le phonocardiogramme PCG et du signal électrophysiologique: l'électrocardiogramme ECG. Cependant l'exploration vasculaire particulièrement le dépistage des sténoses aortiques et l'appréciation du degré de leur sévérité est faite à travers l'exploitation du signal Photopléthysmogramme PPG ainsi que la vélocité sanguine vasculaire.

Au niveau de l'électrocardiogramme, Il est connu que l'électrocardiographie est un outil important dans le diagnostic des pathologies cardiaques. Elle permet la détection, l'enregistrement et l'analyse du signal Electrocardiogramme ECG qui en fait traduit l'activité électrique du cœur. En fait, ce signal regroupe un ensemble d'ondes (P, QRS et T) qui sont en corrélation directe avec l'activité cardiaque. Ces ondes occupent des localisations temporelles traduisant des intervalles qui sont généralement différentes pour un même signal provenant d'un même sujet sain ou présentant une pathologie cardiaque. Ces intervalles comme R-R, Q-T, P-Q ou encore le segment S-T et le complexe QRS sont d'un intérêt diagnostic certain et varient de différentes manières dans différentes pathologies. De même leurs contenus fréquentiels varient pour différents cas pathologiques.

Dans cette thèse, on s'intéresse dans une première étape, à l'analyse de la variabilité de la fréquence cardiaque (VFC). Elle est définie par la variation temporelle entre deux battements cardiaques consécutifs (R-R). La VFC correspond à l'équilibre entre les influences sympathiques et parasympathiques sur le rythme intrinsèque du nœud sino-auriculaire. Elle est influencée par les facteurs de style de vie, y compris l'activité physique, les habitudes alimentaires, le mode de sommeil, le tabagisme et certaines maladies cardiaques. Dans une deuxième étape à la mesure de deux paramètres cardiovasculaires qui sont le temps de transit et la vitesse de l'onde de pouls (VOP), qui sont des paramètres révélateurs de présence des sténoses artérielles qui peuvent engendrer de sérieux problèmes cardio-vasculaires. Ces paramètres sont détectés par les mesures et analyses simultanées des signaux ECG et PPG.

Au niveau du signal phonocardiogramme PCG, Le signal Phonocardiogramme traduit l'activité sonore du cœur (sons cardiaques). Il est admis que les sons cardiaques ont une

Introduction Générale :

origine mixte: valvulaire et musculaire, associant les sons valvulaires (générés lors de l'ouverture et de la fermeture des valvules auriculoventriculaires) et des valves d'éjection et la répercussion, sur le muscle ventriculaire, des phénomènes circulatoires notamment des flux sanguins intracardiaques.

Le signal PCG est constitué par une succession de bruits connus par bruit B1 (ou S1), Bruit B2 (ou S2), Bruit B3 (ou S3) et le Bruit B4 (ou S4). Cependant les plus prédominants et les plus exploités en exploration cardiaque sont les bruits B1 et B2. Le bruit B1, correspond à la fermeture de la valve mitrale et à l'ouverture des sigmoïdes aortiques, alors que le bruit B2 est initiée par la fermeture des sigmoïdes aortiques. Il marque la fin de la contraction cardiaque avec la fermeture des valves d'éjection aortiques et pulmonaires

Ce signal est exploité dans l'exploration de l'activité hémodynamique en vue de décrire les états physiopathologiques liés aux sténoses aortiques et d'en apprécier leur degré de sévérité.

Au niveau du signal photoplethysmogramme PPG, Le signal PPG fournit des indications sur d'autres paramètres physiologiques et de santé importants, notamment la pression sanguine artérielle, le débit cardiaque, la respiration ou encore l'état de vasomotricité des vaisseaux sanguins. L'allure de l'onde PPG fournit des informations sur la santé des artères, notamment dans le cas d'une occlusion engendrée lors d'une athérosclérose, en d'autres termes lorsque les artères vieillissent et que des dépôts lipidiques obstruent leur paroi interne. Les artères deviennent plus rigides avec l'âge, provoquant une augmentation de pression artérielle. Ce raidissement des vaisseaux va impliquer une propagation plus rapide de l'onde PPG entre le cœur et la périphérie [22] (connue par Vitesse d'onde de Pouls VOP). Dans ce contexte plusieurs travaux ont été mené pour étudier les caractéristiques et les différents points d'intérêt dans un signal PPG afin d'améliorer le diagnostic dans le domaine cardio-vasculaire tel que le temps de transit de l'onde de pouls PTT, la vitesse de l'onde de pouls (VOP) (ou pulse wave velocity PWV), l'indice d'augmentation et l'exploitation des différents points d'inflexion dans la morphologie du signal PPG.

En fait, la VOP est définie par la vitesse avec laquelle l'onde de pouls traverse un segment artériel à partir du cœur. Elle est calculée à partir de la distance D parcourue par les ondes de pression (onde de pouls) se propageant du cœur à un point spécifique ou la mesure est faite, divisée par le PTT. Sa mesure a une signification clinique pour

Introduction Générale :

le diagnostic de la rigidité artérielle, et le diagnostic auxiliaire d'hypertension, de diabète et de coronaropathie coronarienne. En outre, la VOP peut refléter non seulement les maladies cérébrovasculaires, l'insuffisance cardiaque congestive, la maladie vasculaire périphérique et l'insuffisance rénale, mais aussi l'arythmie, les anomalies de l'hormone de croissance, le tabagisme, la dysfonction thyroïdienne et d'autres informations physiologiques [28]. Ainsi, par exemple l'augmentation de la rigidité artérielle augmente la pression systolique centrale, et diminue la pression de perfusion à travers les artères coronaires, ce qui augmente le risque de crises cardiaques, d'insuffisance cardiaque et d'accident vasculaire cérébral (AVC) [29].

Plusieurs méthodes existent pour acquérir les données nécessaires pour calculer la VOP. Chacune de ces méthodes utilise différents paramètres et différentes approches pour traiter ces données pour obtenir un résultat significatif. Comme par exemple celle proposée par Yan Chen [36]. Il a utilisé deux ondes d'impulsion indépendantes (deux signaux PPG un détecté au niveau du lobule de l'oreille et l'autre au niveau de l'orteil). Leurs relations temporelles ont été étudiées à travers l'analyse de leurs morphologies pour mieux comprendre la propagation et la réflexion de l'onde pulsée dans le système artériel. Yang Lin [28] a développé un instrument pour détecter l'onde artérielle radiale et l'onde impulsionnelle du doigt PPG de façon synchrone, afin de calculer la tension artérielle systolique / diastolique (SBP / DBP) et la VOP. Martin Jelinek [37] a analysé les signaux phonocardiogrammes enregistrés sur différents sites du corps à l'aide de phonoendoscopes électroniques pour estimer le VOP.

Toutefois, la méthode la plus couramment utilisée pour mesurer le PTT est d'utiliser le complexe QRS (plus précisément le pic R) de l'ECG comme référence de temps avec le PPG [32], [33]. Cependant, si l'on doit utiliser cette approche, il faut synchroniser correctement l'ECG et le PPG. Le problème peut se produire en particulier dans le traitement de ces deux signaux (ECG et PPG) où le filtrage peut introduire un décalage de phase entre les deux. Il est donc nécessaire d'accorder plus d'attention à cette étape de traitement.

En fait, la plupart des auteurs réclament l'efficacité de leurs méthodes dans la mesure de la VOP bien que différents dispositifs et références de mesures soient utilisés. Cependant, la mesure de la VOP utilisant les signaux ECG et PPG reste la plus utilisée en raison de sa simplicité et des possibilités de surveiller simultanément l'ECG et le PPG pour en déduire des paramètres physiologiques d'intérêt diagnostic en exploration

Introduction Générale :

cardiovasculaire. Le signal PCG quant à lui constitue une complémentarité avec le PPG pour déduire les pressions artérielles.

Au vu de ce qui précède il est clair, que le développement d'une plateforme permettant la détection, le traitement et l'analyse des signaux ECG, PCG et PPG constituera un outil important pour l'exploration fonctionnelle cardiovasculaire. C'est l'objectif de cette thèse.

Après cette introduction générale, le reste du document est constitué de trois chapitres et une conclusion générale.

Le premier chapitre explore en premier lieu des notions de bases sur le système cardiovasculaire en mettant en exergue la description des signaux ECG, PCG et PPG. Cette description est suivie par une description du système vasculaire puis par une description des paramètres physiologiques d'intérêt dans l'exploration cardiovasculaire.

Le second chapitre présente une étude détaillée sur le développement et la mise en forme de la plateforme d'exploration cardiovasculaire proposée dans cette thèse. En fait, il s'agit dans une première étape à la description et à la mise en forme du hardware utilisé pour la détection et l'acquisition des grandeurs d'intérêts dans l'exploration cardiovasculaire : l'ECG, le PCG et le PPG. Dans la deuxième étape la description des différents outils de traitements et d'analyse de ces grandeurs est faite.

Le dernier chapitre présente dans un premier temps l'étape relative au traitement numérique des signaux ECG, PCG et PPG; il s'agit du filtrage en vue d'améliorer le rapport signal sur bruit et permettre pour l'étape suivante la détection de certains paramètres pertinents qui peuvent être exploités pour l'exploration cardiovasculaire. Une étude assez approfondie sur cette opération de filtrage en exploitant respectivement les ondelettes discrètes (DWT discrete wavelet transform) et les ondelettes sans décimation (UWT undecimated wavelet transform) est menée.

La deuxième partie de ce chapitre porte sur les résultats obtenus relatifs à la mesure et l'analyse des paramètres d'exploration cardiovasculaire. Ainsi, on s'intéresse dans une première phase à l'extraction de certains paramètres caractéristiques pour l'exploration cardiovasculaire comme par exemple le temps de transit de l'onde de pouls (PTT : pulse transit time), la vitesse de l'onde de pouls (PWV : pulse wave velocity) ou encore le rythme cardiaque (HR : heart rate) pour ne citer que ceux-là.

Introduction Générale :

Dans une deuxième phase l'analyse de ces différents paramètres dans différentes situations physiopathologiques en fonction de l'âge.

Une conclusion générale clôture ce mémoire de thèse. Cette conclusion synthétise nos résultats et expose quelques perspectives qui ouvrent des voies pour des développements et des recherches ultérieures possibles.

Chapitre I

Le système cardiovasculaire et son exploration

Chapitre I. Le système cardiovasculaire et son exploration

1 Introduction :

L'exploration fonctionnelle est par définition une activité médico-technique dont l'objectif est d'étudier les changements d'un ou plusieurs paramètres physiologiques relatifs à une fonction ou structure anatomique en vue d'un diagnostic. Dans le cas du système cardiovasculaire elle consiste à déterminer des paramètres physiologiques décrivant l'activité cardiaque et l'activité vasculaire et évaluer leurs variations pour un diagnostic donné. Ces paramètres physiologiques peuvent être déterminés par exemple à travers les signaux ECG, PCG ou encore PPG.

Ainsi et pour mieux comprendre ces paramètres physiologiques, on commence ce chapitre d'abord par décrire le système cardiovasculaire, mettant en exergue la description des signaux ECG, PCG et PPG. Cette description est suivie par une description du système vasculaire puis par une description des paramètres physiologiques d'intérêt dans l'exploration cardiovasculaire.

1.1 L'appareil circulatoire : le système cardio-vasculaire

L'appareil circulatoire comporte le système cardio-vasculaire qui transporte le sang, et le système lymphatique qui distribue la lymphe dans tout le corps. C'est un réseau de vaisseaux sanguins qui transporte les éléments nutritifs sous la forme des acides aminés, électrolytes, lymphe (fluide contenant des globules blancs), hormones, et sang oxygéné aux tissus et aux organes du corps humain. Ceci maintient l'homéostasie, le système immunitaire, la température corporelle et les niveaux de pH qui sont stabilisés.

Le réseau cardio-vasculaire humain est un système en boucle fermé qui permet le transport de sang oxygéné aux tissus et aux organes du corps humain et le sang De-oxygéné aux organes respiratoires. Le cœur qui, en fait constitue l'élément central dans le système cardio-vasculaire, pompe approximativement 5litres de sang à travers le réseau cardio-vasculaire aux organes vitaux du corps humain fournissant ainsi les éléments nutritifs et l'oxygène qui sont nécessaires, et puis transportant les déchets, les produits chimiques nocifs et le gaz carbonique à partir d'eux. Le système cardiovasculaire comporte : le système pulmonaire ; le système coronaire et le système systémique.

L'association du système pulmonaire avec le système coronaire forme un système connu sous le nom de système cardio-pulmonaire.

Chapitre I. Le système cardiovasculaire et son exploration

Le système cardio-vasculaire en plus du cœur ; est une interconnexion des artères et des veines qui s'embranchent à différents niveaux pour atteindre toutes les parties du corps humain par l'intermédiaire d'un réseau complexe de vaisseaux [2].

1.1.1 Le cœur et l'exploration cardiaque :

Le cœur est un organe musculaire creux situé dans la cage thoracique, dans un espace appelé médiastin antérieur. Il se trouve plus précisément entre les deux poumons, en arrière du sternum, en avant de la colonne vertébrale et au-dessus du diaphragme. Il est fait d'un muscle strié particulier appelé myocarde.

Le cœur (voir figure 1.1 ci-dessous) est composé de quatre cavités cardiaques : l'oreillette droite (OD), l'oreillette gauche (OG), le ventricule droit (VD) et le ventricule gauche (VG).

Les oreillettes, aussi appelées auricules ou atriums, sont les cavités cardiaques responsables du recueil du sang provenant de l'organisme. Leurs parois sont minces et peu musclées, mais elles possèdent une grande capacité de dilatation. On parle ainsi d'un rôle de pompe « aspirante » : elles recueillent le sang qui arrive au niveau du cœur pour l'expulser en direction des ventricules.

A noter que chaque oreillette n'éjecte du sang que dans le ventricule lui correspondant à travers des valvules: l'oreillette droite communique avec le ventricule droit (à travers la valvule auriculo-ventriculaire : valvule Tricuspide), et l'oreillette gauche avec le ventricule gauche (à travers la valvule auriculo-ventriculaire : valvule Mitrale). De même, le ventricule Gauche éjecte le sang (oxygéné) dans la crosse aortique à travers la valvule Aortique et le ventricule droit éjecte le sang (désoxygéné) dans l'artère pulmonaire à travers la valvule pulmonaire. De plus, l'oreillette droite est séparée de l'oreillette gauche par une paroi appelée septum interauriculaire.

Les ventricules sont les cavités cardiaques responsables de l'expulsion du sang en dehors du cœur. Leurs parois sont épaisses et très musclées. On parle ainsi de pompes « refoulantes » : elles expulsent le sang vers les différents tissus et organes de l'organisme. Le ventricule droit est séparé du ventricule gauche par une paroi appelée septum interventriculaire. [3]

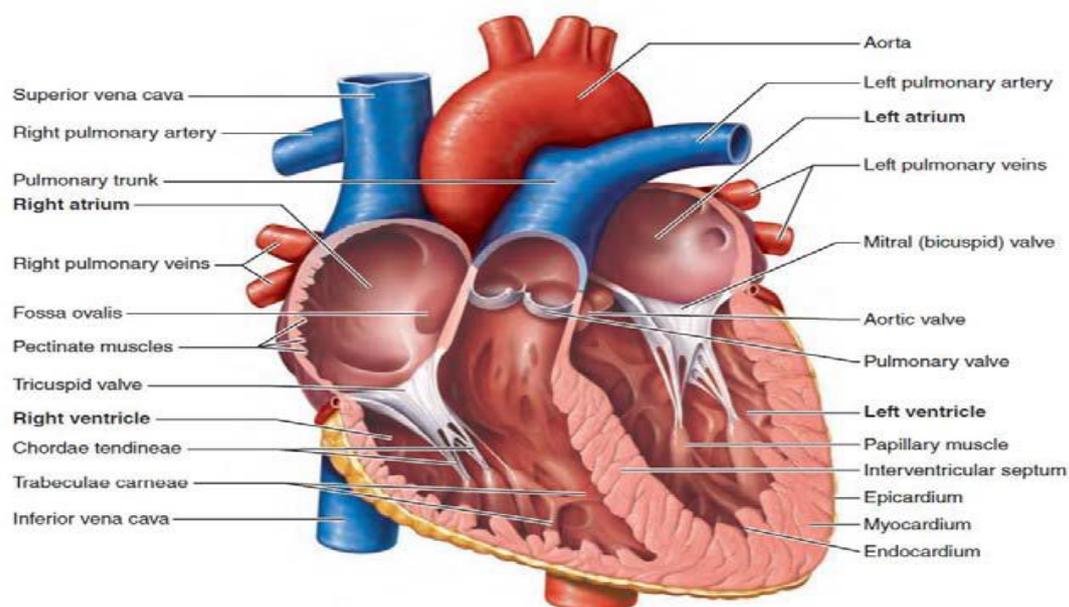


Figure 1-1 : le cœur.[3]

La contraction périodique automatique du cœur permet la circulation du sang. Cette contraction automatique est entretenue à travers une impulsion périodique qui prend naissance au niveau du nœud sinusal (SA) connu par pacemaker (situé au niveau de l'oreillette droite (Voir figure1.2) et qui se propage à travers les différentes parties du cœur. Cette activité électrophysiologique génère un signal connu par électrocardiogramme (ECG) qui peut être détecté à la surface du corps. De même, de ces contractions périodiques résultent une activité mécanique du cœur (action de pompage du sang+ fermeture et ouverture des différentes valvules + contraction et relâchement des oreillettes et ventricules) qui génère un signal audible connu par Phonocardiogramme (PCG) qui peut être détecté à la surface du corps.

1.1.1.1 L'électrocardiogramme (ECG) :

L'électrocardiogramme (ECG), traduit l'activité électrique du cœur. Il a été introduit dans la pratique clinique par Einthoven en 1901. Cette activité électrique (voir figure 1.2 ci-dessous) prend naissance au niveau du nœud sinusal (SA) et se propage à travers le nœud auriculo-ventriculaire (AV) puis le réseau de Purkinje pour une stimulation électrique de l'ensemble des cavités du cœur. Cette propagation de séquences électriques génère ainsi une succession d'ondes (connues aussi par déflexions) qui, en fait constituent le signal ECG. Ces ondes sont respectivement P, Q, R, S, T et U (voir figure 1.3 ci-dessous). Elles sont définies comme suit [4] :

L'onde P: représente la dépolarisation auriculaire (ou la systole auriculaire),

Chapitre I. Le système cardiovasculaire et son exploration

L'onde Q : est la première déflexion négative qui suit l'onde P. Sa durée peut atteindre 0.2sec.

L'onde R : représente la première déflexion positive qui suit l'onde P ; elle est de grande amplitude car la masse des ventricules est supérieure à celle des oreillettes.

L'onde S : représente la déflexion négative qui suit l'onde R.

Le complexe QRS : correspond à la dépolarisation ventriculaire ou (la systole ventriculaire), précédant l'effet mécanique de contraction (entre 0.06 et 0.1 seconde).

L'onde T : suit le complexe QRS elle représente la repolarisation des ventricules ; plus longue en durée que la dépolarisation (la vitesse de conduction de l'onde de repolarisation est plus faible que celle de l'onde de dépolarisation).

L'onde U : est une déflexion positive qui est parfois observée après l'onde T mais elle n'est pas utilisée pour le diagnostic.

Le segment ST : fait suite au QRS et est normalement isoélectrique.

L'intervalle QT : il correspond à la durée électrique de la contraction cardiaque (systole). Et sa durée est de 0.38 seconde.

L'intervalle PR ou l'intervalle PQ habituellement entre 0,12 et 0,20 seconde.

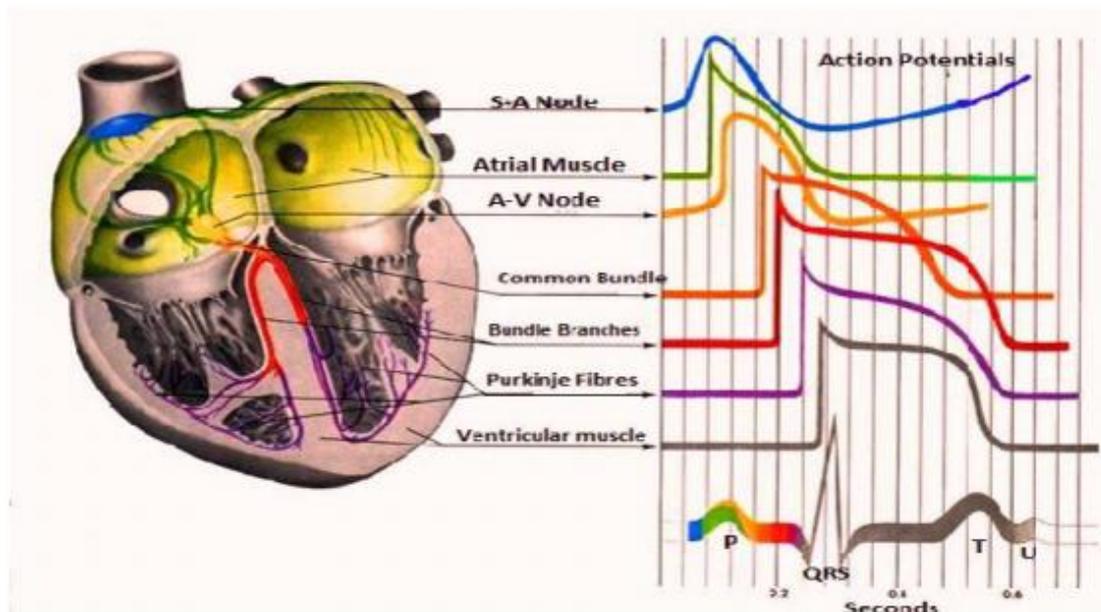


Figure 1-2 : le système de conduction électrique du Cœur [5]

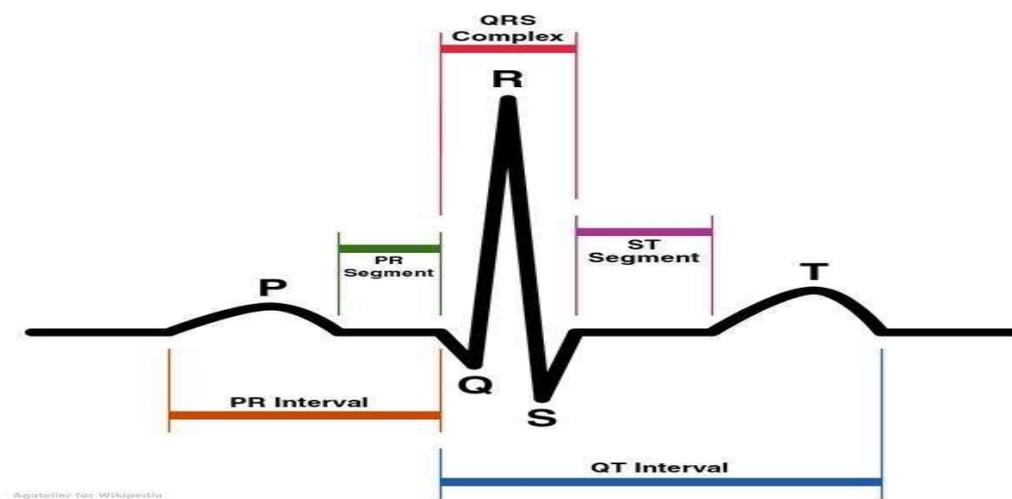


Figure 1-3 : le signal ECG [6]

Ce signal peut être détecté à travers des électrodes convenablement disposées sur le corps (connues par dérivations standards de Goldberger). Ainsi, on retrouve des électrocardiographes avec une seule dérivation ou plusieurs allant jusqu'à douze dérivations; La différence étant dans les signaux ECG détectés. En effet, quoique les morphologies sont les mêmes, les amplitudes et/ou l'apparition des ondes peuvent être différentes. Ainsi, on retrouve (voir figure 1.4 ci-dessous) six dérivations thoraciques (ou précordiales: V1,V2,V3,V4,V5, et V6) et six autres des membres (I,II,III, aVL,aVR et aVF).



Figure 1-4 : Dérivations (placement des électrodes) sur le corps et tracé de chaque dérivation [7]

Aujourd'hui, l'électrocardiographie est une technique relativement peu coûteuse, permettant à l'aide d'un examen indolore et sans danger, de surveiller l'appareil cardio-circulatoire, notamment pour la détection des troubles du rythme à travers l'analyse de la variabilité de la fréquence cardiaque (VFC) et la prévention de l'infarctus du myocarde [8] ou encore le diagnostic de différentes pathologies

Chapitre I. Le système cardiovasculaire et son exploration

cardiaques liées à l'activité électrophysiologique à travers l'analyse des différentes ondes et intervalles du signal ECG. En effet, la VFC est une mesure non invasive, pratique et reproductible de la fonction du système nerveux autonome. Bien que le rythme cardiaque soit raisonnablement stable, le temps entre deux pics (R-R) peut être très différent. La VFC est la variation temporelle entre deux battements cardiaques consécutifs. On pense que la VFC correspond à l'équilibre entre les influences sympathiques et parasympathiques sur le rythme intrinsèque du nœud sino-auriculaire. Il est influencé par les facteurs de style de vie, y compris l'activité physique, les habitudes alimentaires, le mode de sommeil, le tabagisme et certaines maladies cardiaques [9].

Chez les adultes, la diminution de la VFC est associée à un risque plus élevé des problèmes cardiaques, y compris la mort, la VFC est aussi un prédicteur de l'hypertension.

Les changements de VFC sont causés par les facteurs de style de vie précédant l'apparition de troubles cardiovasculaires.

Ainsi, la mesure de la VFC et de ses composantes est d'un grand intérêt pour les praticiens et spécialistes de la santé publique, afin de prévoir et d'évaluer le risque des événements cardio-métaboliques liés aux facteurs de style de vie.

1.1.1.2 Le phonocardiogramme PCG :

Le signal Phonocardiogramme traduit l'activité sonore du cœur (sons cardiaques). Il est admis que les sons cardiaques ont une origine mixte: valvulaire et musculaire, associant les sons valvulaires (générés lors de l'ouverture et de la fermeture des valvules auriculoventriculaires) et des valves d'éjection et la répercussion, sur le muscle ventriculaire, des phénomènes circulatoires notamment des flux sanguins intracardiaques.

Le PCG est détecté à travers un microphone convenablement disposé sur le thorax. Ces dispositions sont connues par foyers d'auscultations. Tel que c'est illustré sur la figure 1.5 ci-dessous ces foyers sont connus par le Foyer Mitrale FM, Foyer Tricuspidé FT, Foyer Aortique FA, Foyer Pulmonaire FP.

Chapitre I. Le système cardiovasculaire et son exploration

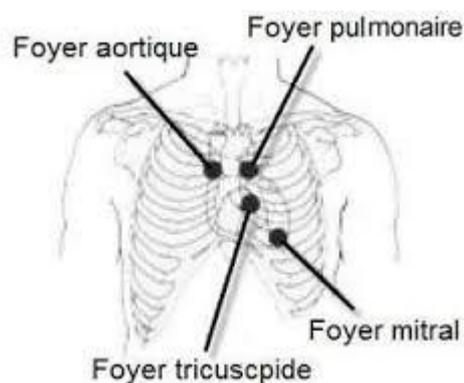


Figure 1-5 : les positions des foyers d'auscultations [10]

Le PCG est constitué par une succession de bruits connus par bruit B1 (ou S1), Bruit B2 (ou S2), Bruit B3 (ou S3) et le Bruit B4 (ou S4). Cependant les plus prédominants et les plus exploités en exploration cardiaque sont B1 et B2 (voir figure 1.6 ci-dessous). Le bruit B1, correspond à la fermeture de la valve mitrale et à l'ouverture des sigmoïdes aortiques, alors que le bruit B2 est initiée par la fermeture des sigmoïdes aortiques. Il marque la fin de la contraction cardiaque avec la fermeture des valves d'éjection aortiques et pulmonaires. Ces bruits cardiaques limitent la systole (contraction), alors que normalement la période de repos cardiaque (diastole) n'est pas audible [11].

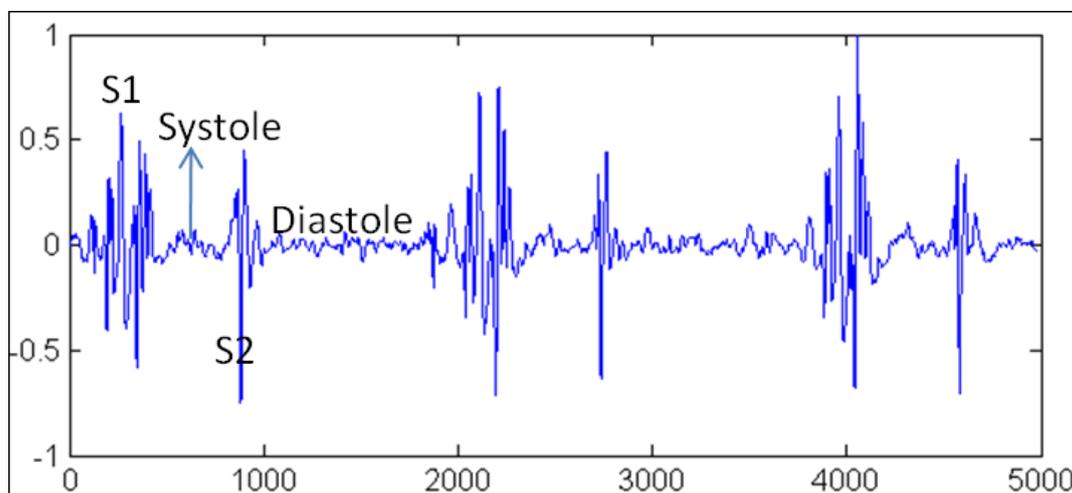


Figure 1-6 : Le signal PCG

Le signal PCG confirme, et surtout, affine les données de l'auscultation. Il apporte des renseignements complémentaires sur les activités sonores quant à la chronologie des signes pathologiques dans la révolution cardiaque, en les situant par rapport aux bruits normaux du cœur [12]. Communément Il est utilisé pour le diagnostic des valvulopathies.

Chapitre I. Le système cardiovasculaire et son exploration

Chacun des bruits B1 et B2 contient des composantes internes décrivant l'évolution de l'activité mécanique et hémodynamique à travers les cavités du cœur. En effet, et grâce aux études d'enregistrement simultané du PCG et de l'échocardiographie il est bien établi que la première vibration rapide du premier bruit du cœur B1 correspond à la fermeture de la valve mitrale. Pour B1 les composantes vibratoires suivantes sont liées notamment à la fermeture un peu retardée des valves tricuspides et surtout aux composantes (survenant entre 8 et 12 ms plus tard) vibratoires liées à l'ouverture des valves sigmoïdes aortiques et pulmonaires sous l'effet d'une augmentation rapide de la pression intraventriculaire gauche. Il en est de même pour la première composante du bruit B2 qui signale la fermeture des valves sigmoïdes aortiques.

1.1.2 La Circulation sanguine : le Système vasculaire et les paramètres

Physiologiques de diagnostic vasculaire :

À chaque battement, le cœur pompe de façon simultanée le sang à travers un système vasculaire dans deux circulations (voir figure 1.7 ci-dessous): la circulation pulmonaire ou petite circulation et la circulation systémique ou grande circulation.

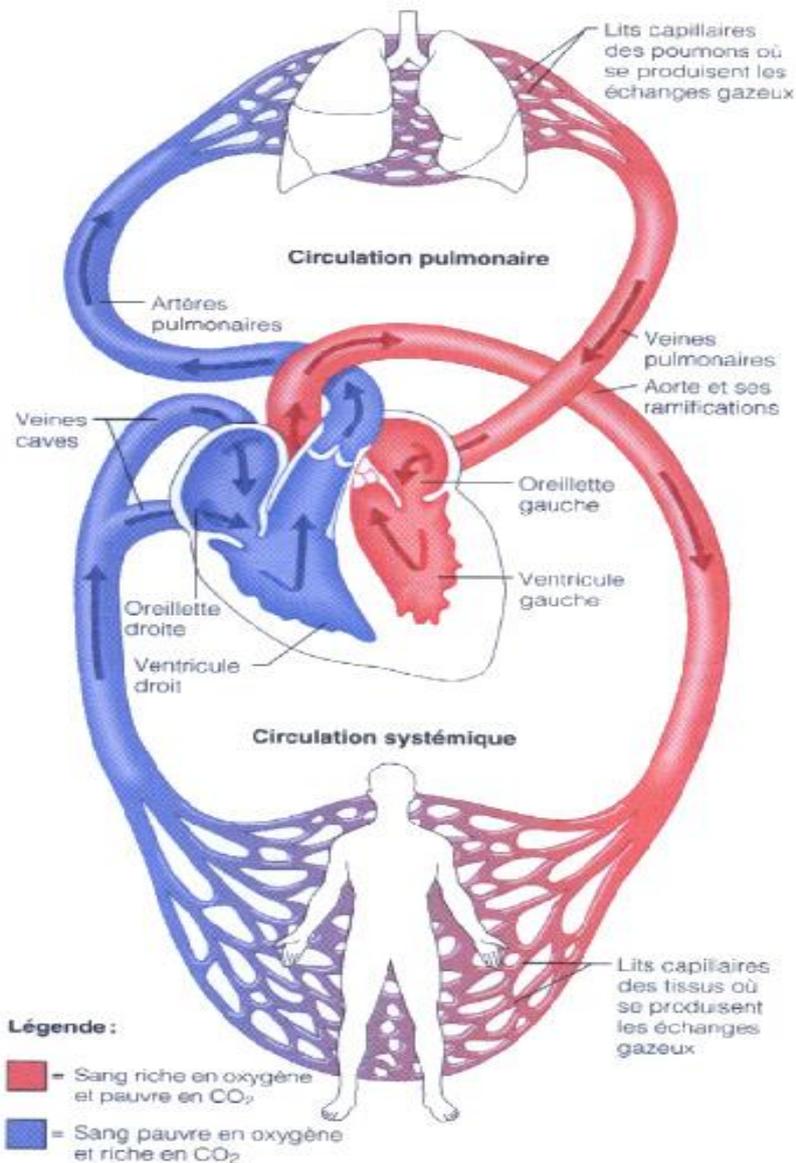


Figure 1-7 : Circulation pulmonaire et circulation systémique. [13]

1.1.2.1 Circulation Pulmonaire et circulation Systémique

La circulation pulmonaire permet le transport du sang du cœur vers les poumons où le gaz carbonique (déchet métabolique des cellules) est libéré et l'oxygène est emmagasiné dans le sang.

La circulation systémique transporte le sang oxygéné du cœur vers les cellules et permet le transport des déchets métaboliques des cellules vers les systèmes de transformation et d'excrétion.

Contrairement à la circulation systémique, les artères transportent le sang à basse teneur en oxygène et les veines transportent le sang oxygéné (il s'agit des veines pulmonaires gauches cependant les veines pulmonaires droites transportent le sang riche en CO₂). Les artères pulmonaires se distinguent aussi des artères systémiques par

Chapitre I. Le système cardiovasculaire et son exploration

une paroi plus minces, la présence de moins de tissus élastiques dans la paroi et un diamètre plus grand ce qui contribuent à réduire la résistance au débit. La faible résistance demande donc moins de pression pour faire circuler le sang.

1.1.2.2 Système vasculaire et paramètres physiologiques de diagnostic

Le système vasculaire se compose d'un réseau de vaisseaux (les artères, les veines, les capillaires) qui assure le transport à travers le corps du sang et de toutes les substances chimiques et éléments biologiques qui le composent [14].

Les artères (voir figure 1.7 ci-dessus) se subdivisent graduellement en branches de plus en plus petites pour finalement devenir des capillaires. Ce sont des vaisseaux à paroi mince qui permettent un échange optimal entre les cellules et les constituants du sang.

L'aorte est la plus grande artère qui reçoit le sang directement du ventricule gauche. Elle se subdivise en trois portions [15] :

- Aorte ascendante: Elle constitue le segment initial de l'aorte. Elle émerge du Ventricule Gauche, duquel elle est séparée par la valve sigmoïde aortique.
- L'aorte horizontale passe au-dessus de l'artère pulmonaire et de la bronche souche gauche. Trois vaisseaux naissent de cette section de l'aorte : le tronc artériel brachio-céphalique, l'artère carotide primitive gauche et l'artère sous-clavière gauche, qui tous trois irriguent la tête et les bras.
- L'aorte descendante traverse le médiastin, en arrière du cœur et en avant de l'œsophage. Elle traverse ensuite le diaphragme et devient l'aorte abdominale. Ainsi, la totalité des vaisseaux irriguant les organes abdominaux sont issus de l'aorte abdominale. L'aorte se termine en bifurquant en deux branches en regard de la 4ème vertèbre lombaire : les artères iliaques droite et gauche. Celles-ci irriguent le bassin et se termine par les artères irriguant les membres inférieurs [5].

De même, Le tronc pulmonaire émerge du ventricule droit et se divise rapidement en artères pulmonaires droite et gauche. La division des artères se fait successivement jusqu'aux capillaires pulmonaires qui forment une enveloppe autour des alvéoles. Les capillaires s'unissent pour former des veinules puis des veines pulmonaires qui émergent des poumons en quatre grandes veines pulmonaires ramenant le sang oxygéné à l'oreillette gauche.

Chapitre I. Le système cardiovasculaire et son exploration

1.1.2.2.1 Classification des artères :

La structure de la paroi artérielle varie le long de l'arbre artériel. L'âge, les espèces, les adaptations locales et les maladies influencent également cette structure. Néanmoins, nous pouvons dissocier deux grands types d'artères : les artères élastiques et les artères musculaires.

Les artères élastiques, comme l'aorte, les carotides communes, les iliaques communes, sont proches du cœur et ont un large diamètre. Chez les personnes, le diamètre de la lumière de ces artères mesure de 10 à 20 mm et leur épaisseur de paroi de 500 μm à 2 mm, en rapport avec les pressions hémodynamiques importantes auxquelles elles sont soumises (120 à 140 mmHg). Ces artères sont très élastiques du fait de leur composition élevée en élastine (~40%). Les artères pulmonaires proximales sont aussi des artères élastiques, mais se distinguent par le fait qu'elles sont exposées à des pressions beaucoup plus basses (10 à 20mmHg). Le rôle principal des artères élastiques est d'amortir l'éjection cardiaque et de servir de relais diastolique à la contraction, du fait de leur déformation élastique.

Les artères musculaires, comme les coronaires, les artères cérébrales, les artères rénales et les artères des membres supérieurs et inférieurs (à destinée musculo-cutanée), sont moins élastiques (~ 10% d'élastine) et contiennent davantage de cellules musculaires lisses. Chez les personnes, le diamètre de la lumière de ces artères mesure de 1 à 10 mm et leur épaisseur de paroi est de l'ordre de 150 μm à 1 mm. Le rôle principal de ces artères est de transporter le sang en périphérie et de s'adapter à la demande métabolique en modifiant leur diamètre.

Des artères de transition, comme les carotides externes, présentent des caractéristiques des deux types, élastique et musculaire. En aval des artères musculaires, sont situées les artérioles (50 à 500 μm de diamètre, chez les personnes), dont la structure est essentiellement musculaire. Leur rôle est de réguler les débits régionaux puisqu'elles sont le siège des résistances hémodynamiques, mais aussi de protéger les fragiles capillaires face aux pressions artérielles moyennes et pulsatiles [16].

1.1.2.2.2 Les différentes fonctions des artères :

Le rôle du système artériel est d'assurer un débit sanguin continu vers les organes et les tissus de l'organisme. Pour réaliser cet objectif les artères de gros calibre possèdent deux fonctions principales. La première est la fonction « conduit » ou

Chapitre I. Le système cardiovasculaire et son exploration

« transport » qui permet au système vasculaire d'assurer son rôle de connexion entre le cœur et les organes. La deuxième est la fonction d'« amortissement » qui transforme le débit sanguin pulsé provenant du cœur en un débit continu au niveau des tissus. Pour mieux comprendre les différentes fonctions d'une artère, il est donc nécessaire de déterminer sa géométrie, de caractériser les propriétés mécaniques de sa paroi, et de quantifier le flux sanguin et la pression artérielle dans sa lumière.

L'artère joue un rôle d'une conduite qui assure l'apport du flux sanguin du cœur vers la périphérie et permet ainsi une oxygénation tissulaire adéquate. La mesure du débit sanguin dans une zone vasculaire permet une évaluation quantitative de sa fonction.

La loi de Poiseuille (eq1.1) permet de relier, en régime laminaire, le débit sanguin Q à la différence de pression ΔP entre l'entrée et la sortie du vaisseau, telle que :

$$Q = \frac{\pi r^4}{8nL} \Delta P \quad (\text{eq 1- 1})$$

Où r est le rayon du vaisseau, L sa longueur et n la viscosité du sang.

D'un point de vue hémodynamique, la fonction conduite ou transport d'une artère est liée au gradient moyen de pression artérielle (PAM) que détermine le débit sanguin (Q). Le rapport de ces deux paramètres exprime la résistance vasculaire ($R = PAM/Q$). Comme les artères de gros calibre opposent une très faible résistance au débit sanguin, le gradient de pression moyenne entre l'aorte ascendante et les artères périphériques est considéré comme négligeable et la valeur de la pression artérielle moyenne (PAM) est considérée comme quasi constante pour l'ensemble des artères de gros calibre. En règle générale, PAM et R augmentent avec l'âge, mais cela de manière relativement faible.

Selon la loi de Poiseuille, l'importance du diamètre est donc prépondérante dans la résistance d'un vaisseau, les autres facteurs sont relativement constants. Les gros troncs artériels présentent donc une très faible résistance et la majeure partie des résistances à l'écoulement se fait dans les artéριοles. [16][17]

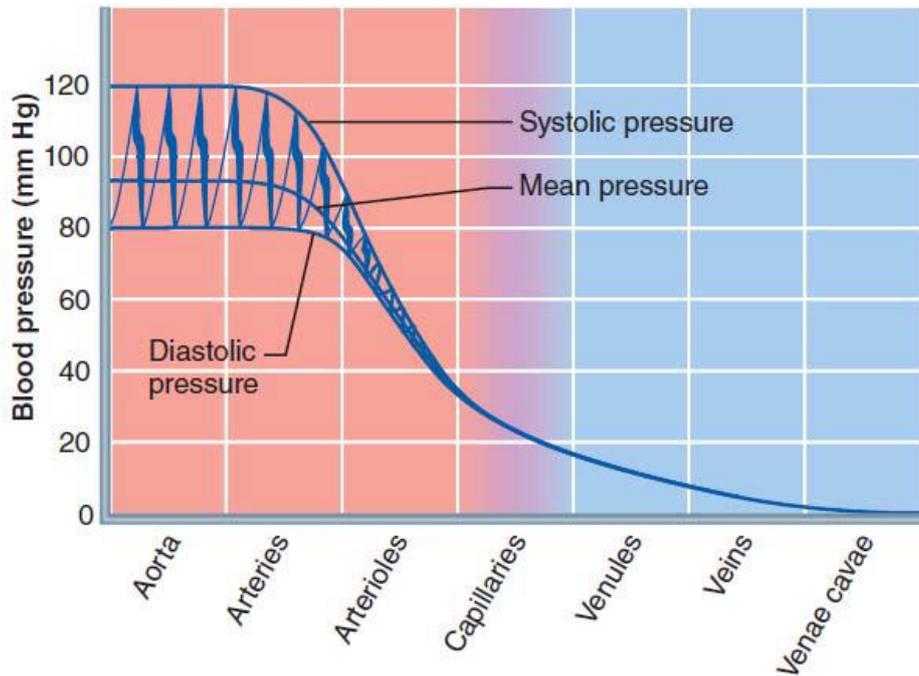


Figure 1-8 : Évolution de la pression dans la circulation sanguine. [18]

En outre, la paroi vasculaire est exposée à des contraintes de cisaillement qui agissent dans la direction longitudinale, à l'interface sang-endothélium. Elles sont directement liées au profil de vitesse de l'écoulement sanguin et à la viscosité sanguine.

Dans les situations physiologiques, ces contraintes de cisaillement moyennes sont remarquablement constantes et proches de 1.5 Pa chez l'homme, quel que soit la partie du réseau vasculaire considérée : artérielle, capillaire ou veineuse (voir figure 1.8 ci-dessus). Une modification des contraintes de cisaillement s'accompagne de modifications sensibles de la morphologie et des métabolismes des cellules endothéliales. L'existence de cisaillements oscillatoires ou chroniquement abaissés, peut influencer le degré et la localisation des lésions de l'intima dans des territoires prédisposés, (comme la bifurcation carotidienne) dans le développement de l'athérosclérose. [16][17].

1.1.2.2.3 Hémodynamique circulatoire et paramètres physiologique de diagnostic vasculaire

Le rôle hydraulique essentiel des artères de gros calibre est lié à leur élasticité et aux propriétés d'amortissement qui en découlent. La fonction d'amortissement de la paroi artérielle permet la transformation du débit sanguin pulsé sortant du cœur en un débit continu dans les tissus périphériques. En effet, l'aorte ascendante reçoit, à l'ouverture des valves sigmoïdes, un volume éjecté dans l'aorte de l'ordre de 80 mL, sous une pression pulsée croissant de 80 à 150 mmHg. À la fin de la systole, environ

Chapitre I. Le système cardiovasculaire et son exploration

50 % du volume éjecté se sont écoulés à la périphérie tandis qu'un tiers du volume éjecté s'accumule autour de la paroi artérielle du fait de son élasticité. La rétraction élastique de la paroi qui intervient pendant la diastole détermine l'écoulement du sang à la périphérie pendant celle-ci, assurant ainsi un flux artériel tissulaire continu. Cet effet connu par « effet Winkessel », qui caractérise l'hémodynamique du système cardiovasculaire à haute pression, est par définition dû aux propriétés viscoélastiques de la paroi artérielle lesquelles sont très liées à l'âge.

Lors de l'éjection ventriculaire, le volume systolique induit une onde de choc sur la paroi aortique. Cette onde se propage le long du système artériel à une vitesse donnée, la vitesse de l'onde du pouls (VOP). Arrivée à l'extrémité du système artériel, l'onde de pression est réfléchiée et revient ainsi vers le cœur avec un niveau d'amortissement plus ou moins marqué. De la sommation de l'onde incidente et de l'onde réfléchiée le long du système vasculaire, résulte le fait que les pressions systolique et pulsée périphériques (i.e. brachiale) sont constamment supérieures aux pressions systolique et pulsée centrales (i.e. carotide et aortique). Ainsi, la pression systolique est influencée non seulement par le volume d'éjection systolique et l'élasticité artérielle mais aussi par le régime des ondes de réflexion. Pour une éjection ventriculaire donnée, une augmentation de la rigidité des artères survient électivement avec l'âge. Celle-ci est responsable d'une accélération de la VOP, dont la conséquence principale est un retour plus précoce des ondes de pression réfléchiées vers le cœur. La superposition des ondes réfléchiées aux ondes incidentes tend ainsi à augmenter le niveau de pression systolique aortique. La pression diastolique, qui est dépendante à la fois du calibre des artérioles et de la rigidité des gros troncs artériels, tend au contraire à s'abaisser en cas de rigidité aortique accrue. Ainsi, une altération des propriétés viscoélastiques des artères de gros calibre est responsable, au cours du vieillissement, ou des problèmes d'athérosclérose à la fois d'une élévation du pic de pression systolique et d'une diminution de la pression de fin de diastole. Ce phénomène survient même sans modification de la pression artérielle moyenne. L'augmentation de la pression différentielle (ou pulsée – PP –) qui en résulte peut ainsi être considérée comme un marqueur clinique de la réduction des propriétés viscoélastiques du système artériel. L'ensemble de ces modifications, augmentation de la pression pulsée et accélération de la vitesse de l'onde du pouls, est étroitement liée au vieillissement et à l'athérosclérose. En définitive, ce sont surtout les modifications des constituants de la paroi des artères qui changent leurs propriétés mécaniques et provoquent l'altération de la fonction

Chapitre I. Le système cardiovasculaire et son exploration

d'amortissement. Cependant, les modifications de la morphologie de l'onde de pression et l'augmentation de la pression pulsée qui en résulte sont-elles mêmes des conséquences physiopathologiques, car elles participent de manière importante à l'élévation de la post-charge cardiaque.

Il faut aussi noter que la pression artérielle varie au cours du cycle cardiaque (voir figure 1.9). Elle augmente au cours de la systole ventriculaire (1), pour atteindre un pic de pression qui est la pression artérielle systolique (PAS) mesurée (2). Elle diminue ensuite pendant la diastole ventriculaire (3). L'incisure dicrote (4) correspond à la fermeture des valves aortiques, qui est suivie par l'onde catacrote correspondant à la réflexion de l'onde de pression sur la périphérie du système artériel. Puis, la pression diminue pendant la diastole générale (5) pour atteindre un minimum de pression correspondant à la pression artérielle diastolique (PAD) mesurée (6).

Notons que les valeurs caractéristiques de la pression artérielle (PAS, PAD) peuvent être mesurées par un sphygmomanomètre manuel ou automatique.

Cependant, la pression artérielle peut aussi être enregistrée sur plusieurs cycles cardiaques en continu, soit de manière invasive à l'aide d'un cathéter inséré en position intra-artérielle, soit de manière non invasive par tonométrie d'aplanation.

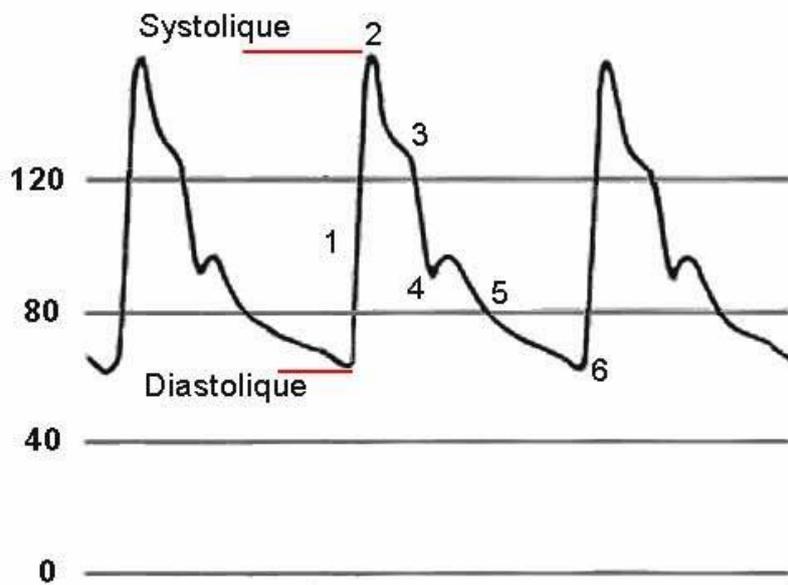


Figure 1-9 : Schéma illustratif d'une courbe d'évolution de la pression artérielle humérale (en mmHg) [19].

La forme de cette courbe de pression peut varier. En effet, la pression artérielle augmente avec l'âge, surtout la PAS. L'augmentation de la rigidité des artères avec l'âge entraîne un retour de l'onde réfléchie plus précoce dans le cycle, venant ainsi s'ajouter au pic systolique ou à la montée en pression. De plus, la pression systolique

Chapitre I. Le système cardiovasculaire et son exploration

dépend du débit cardiaque et de l'élasticité des artères, la pression diastolique dépend, quant à elle, de la vitesse d'écoulement du sang.

Les valeurs normales chez l'homme sont comprises entre 100 et 140 mmHg (~ 13.33 et 18.66 kPa) pour la PAS, et entre 60 et 90 mmHg (~ 8.00 et 12.0 kPa) pour la PAD. La pression artérielle moyenne (PAM) n'est pas la moyenne arithmétique entre la PAD et la PAS, car la pression est plus proche de la PAD que de la PAS pendant la plus grande partie du cycle cardiaque. Comme expliqué un peu plus haut, la PAM est supposée constante dans tout le réseau artériel compte tenu que les artères opposent très peu de résistance à l'écoulement du sang. Ainsi, l'élasticité des parois artérielles leur permet de transformer le débit discontinu pulsé du sang en un débit continu, la paroi artérielle se détend pendant la montée systolique. Puis, après la fermeture des valves aortiques, la paroi se rétracte et permet de restituer une énergie qui génère un flux, y compris pendant la diastole.

La morphologie de la courbe de pression est similaire à celle de la vitesse de l'onde de pouls qui se propage à travers le système vasculaire. Cette onde de pouls induit des variations de volume sanguin dans les vaisseaux à travers les cycles cardiaques. Ces variations de volume peuvent être détectées à la surface du corps par une technique connue par Photopléthysmographie. Le signal détecté est connu par Photopléthysmogramme PPG. Par conséquent l'analyse du PPG va permettre de déterminer plusieurs paramètres physiologiques particulièrement la VOP et éventuellement les pressions permettant ainsi une exploration vasculaire.

1.2 La photopléthysmographie:

La pléthysmographie [20] dans le domaine médical est une technique de mesure qui permet détecter de manière non-invasive les variations de volume (volume d'air pour la pléthysmographie respiratoire ; ou volume sanguin pour pléthysmographie vasculaire) dans un tissu.

Dépendant de la technique utilisée pour détecter ces variations de volume, on retrouve principalement celles qui utilisent

- les mesures d'impédances : connue par pléthysmographie par impédance couramment utilisée pour les mesures en explorations respiratoires
- les mesures optoélectronique : connue par Photopléthysmographie couramment utilisé pour les explorations vasculaires.

Chapitre I. Le système cardiovasculaire et son exploration

Dans ce travail de thèse on s'intéresse à la photopléthysmographie en vue d'une exploration vasculaire.

1.2.1 Le photopléthysmogramme

Le signal détecté à travers la technique photopléthysmographique est le Photopléthysmogramme PPG. Il s'agit du signal qui traduit les variations de volume du sang d'un vaisseau sanguin compte tenu de la circulation de l'onde artérielle (onde de pouls) dans ce vaisseau. Ce signal est obtenu à travers la propagation et/ou la réflexion d'une lumière à une longueur d'onde déterminée à travers le vaisseau sanguin. En effet, la loi de Beer Lambert [21] (voir équation 1.2) exprime que l'intensité de lumière transmise à travers une matière absorbante diminue de manière inversement proportionnelle et que plus la distance parcourue est grande moins est l'intensité de lumière transmise.

$$A = -\log(I/I_0) = \varepsilon \cdot C \cdot l \quad (\text{eq 1-2})$$

- I/I_0 est la transmittance (sans unité).
- A est l'absorbance ou densité optique à une longueur d'onde λ (sans unité).
- ε est le coefficient d'extinction molaire, exprimée en $\text{L} \cdot \text{mol}^{-1} \cdot \text{cm}^{-1}$.
- l est la longueur du trajet optique dans la solution traversée, elle correspond à l'épaisseur de la cuvette utilisée (en cm).
- C est la concentration molaire de la solution (en $\text{mol} \cdot \text{L}^{-1}$)]

Ainsi dans le cas d'un vaisseau sanguin, la lumière (peut être obtenue en utilisant une diode électroluminescente LED) peut être transmise à travers un lit capillaire. Compte tenu que les pulsations artérielles (onde de pouls) remplissent le lit capillaire, le changement de volume du vaisseau modifie l'absorption, la réflexion et la diffusion de la lumière. La longueur d'onde choisie est le rouge ou l'infrarouge compte tenu de leurs propriétés d'absorptions dans le sang. Compte tenu de la loi de Beer-Lambert cette modification sera alors proportionnelle à cette variation de volume. La lumière détectée après transmission à travers le lit capillaire (principe de détection par transmission), ou encore après réflexion à travers le lit capillaire (principe de réflexion) est convertie en signal électrique à travers un phototransistor ou photodiode (à la même longueur d'onde de la lumière transmise). Ce signal est le photoplethysmogramme (PPG).

Très souvent, pour une facilité d'emploi et pour certaines applications comme l'oxymétrie (mesure de la saturation en oxygène en utilisant deux lumières : Rouge et

Chapitre I. Le système cardiovasculaire et son exploration

infrarouge) le PPG est détecté soit sur l'index, soit sur les orteils soit le lobule de l'oreille (détection par transmission). Toutefois, il est possible de le détecter n'importe où sur le corps moyennant une disposition correcte du capteur émetteur et du capteur récepteur (cas de détection par réflexion).

1.2.2 Caractéristiques du signal PPG

Le signal photoplethysmogramme PPG à sa détection (sortie du Photodétecteur) est constitué de deux composantes ; une composante continue (DC) et une composante alternative (AC) (voir figure I.10).

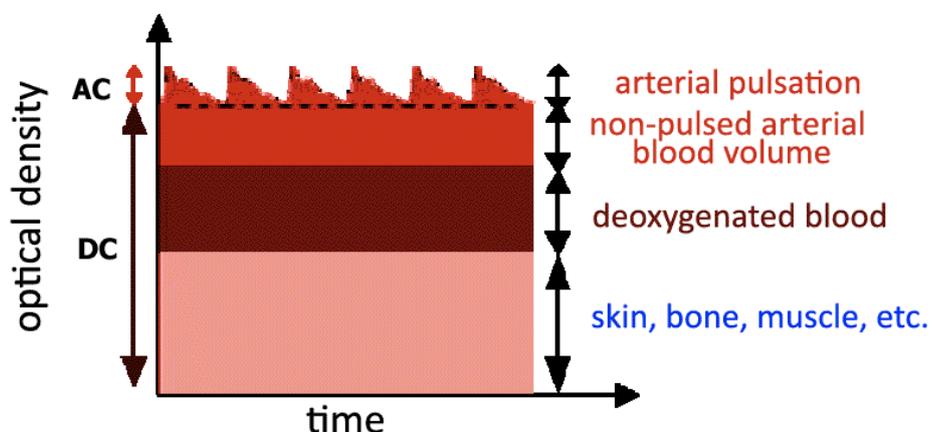


Figure 1-10 : description des composantes du signal PPG. [22]

La composante continue du signal reflète le volume sanguin moyen dans les tissus et est liée à des paramètres physiologiques comme l'activation du système nerveux sympathique, la respiration, ou la thermorégulation. Cependant La composante AC est dû à la pulsation artérielle et se décompose en deux phases (voir figure 1.11).

Durant la première phase l'intensité du signal croit et atteint son maximum durant la phase systolique. Ce pic d'amplitude est exploité pour déduire la fréquence cardiaque instantanée, en mesurant l'intervalle de temps entre deux pics consécutifs. En suite quand le cœur termine son cycle systolique, le signal PPG décroît (phase deux) et rentre dans la phase diastolique.

Les artères qui se sont élargies pendant la systole se contractent, ce retour élastique naturel assure une pression minimale non nulle qui implique que la circulation du sang est toujours continue. [20] [23] [24]

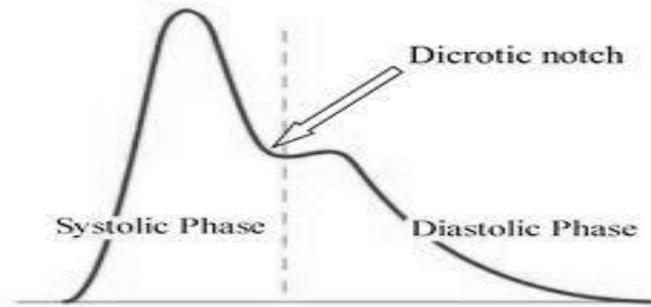


Figure 1-11: le signal PPG. [25]

Un rebond est souvent observable sur le signal PPG qui sépare la phase systolique de la phase diastolique et qui correspond à l'onde dicrote (voir figure 1.11). Cette onde apparaît lorsque la valve aortique, pour empêcher le reflux de sang, se referme. Le sang qui retourne vers le cœur rebondit sur les parois de la valve, générant ainsi une légère augmentation du volume sanguin.

A travers ce signal, différents paramètres physiologiques peuvent être déterminés pour une exploration des vaisseaux sanguins comme par exemple l'indice d'augmentation (ou encore Augmentation Index AI). De même d'autres paramètres peuvent être aussi déterminés en exploitant ce signal avec le signal ECG et/ou PCG ; il s'agit dans ce cas particulièrement de la vitesse de l'onde de pouls (VOP) ou encore la pression artérielle.

1.3 Paramètres physiologiques pour l'exploration cardiovasculaire :

Différents paramètres physiologiques peuvent être déterminés en exploitant les signaux ECG, PCG et PPG. Comme expliqué ci-dessus, le signal ECG permet à travers l'analyse de ces différentes ondes et intervalles le diagnostic des arythmies cardiaques, et d'autres pathologies liées à l'activité électrique du cœur. Aussi, le signal PCG permet à travers l'analyse des différents bruits le constituant le diagnostic des valvulopathies.

De même le signal PPG permet à travers l'analyse de sa morphologie l'exploration des vaisseaux artériels particulièrement leur compliance à travers le coefficient Indice d'Augmentation (*Augmentation Index AI*). En fait, l'exploitation de ces trois signaux conduit à la détermination de plusieurs paramètres (comme le temps de transit PTT, la VOP ; le AI et le rapport b/a) permettant l'exploration du système cardiovasculaire.

Chapitre I. Le système cardiovasculaire et son exploration

1.3.1 La mesure de la vitesse de l'onde de pouls

La vitesse de l'onde de pouls (VOP ou encore pulse wave velocity PWV) est un indice de rigidité artérielle. Elle est définie par la vitesse avec laquelle l'onde de pouls traverse un segment artériel à partir du cœur.

La valeur de la PWV reflète l'artériosclérose qui est le marqueur de risque cardiovasculaire du corps entier. La mesure de la PWV a une signification clinique pour le diagnostic auxiliaire d'hypertension, de diabète et de coronaropathie coronarienne. En outre, la PWV peut refléter non seulement les maladies cérébrovasculaires, l'insuffisance cardiaque congestive, la maladie vasculaire périphérique et l'insuffisance rénale, mais aussi l'arythmie, les anomalies de l'hormone de croissance, le tabagisme, la dysfonction thyroïdienne et d'autres informations physiologiques [26].

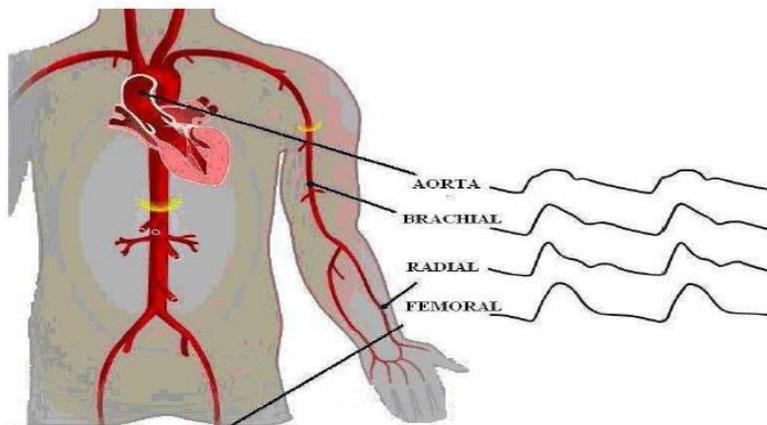


Figure 1-12 : la propagation de l'onde de pouls. [26]

L'état des grandes artères est la clé pour une meilleure prévention et le diagnostic des maladies cardio-vasculaires. La raideur artérielle est une cause majeure de maladies cardiovasculaires. L'augmentation de la rigidité artérielle augmente la pression systolique centrale, et diminue la pression de perfusion à travers les artères coronaires, ce qui augmente le risque de crises cardiaques, d'insuffisance cardiaque et d'accident vasculaire cérébral [27].

La PWV est une technique bien établie pour obtenir une mesure de la rigidité artérielle entre deux endroits dans l'arbre artériel.

La vitesse de propagation de l'onde de pouls varie en fonction du site de mesure et est principalement affectée par la raideur des parois artérielles. Plus les artères sont rigides, plus le PWV est rapide et vice versa [28].

Comme indiqué précédemment, la PWV est la vitesse à laquelle les ondes de pression sont transmises de l'aorte à travers l'arbre vasculaire. Vidmar [29] a défini dans

Chapitre I. Le système cardiovasculaire et son exploration

son livre que le temps pris par ces ondes de pression avant de se propager du cœur à un point spécifié sur le corps où la lecture est prise, communément le doigt ou le lobule de l'oreille est le temps de transit de l'onde de pouls (ou encore pulse transit time PTT). Par conséquent, le PWV peut être calculé à partir de la distance D (Δx sur la figure 1.13) parcourue par les ondes de pression divisées par le PTT (Δt sur la figure 1.13) [28] (voir équation 1.3)

$$PWV = D/PTT \quad (\text{eq 1- 3})$$

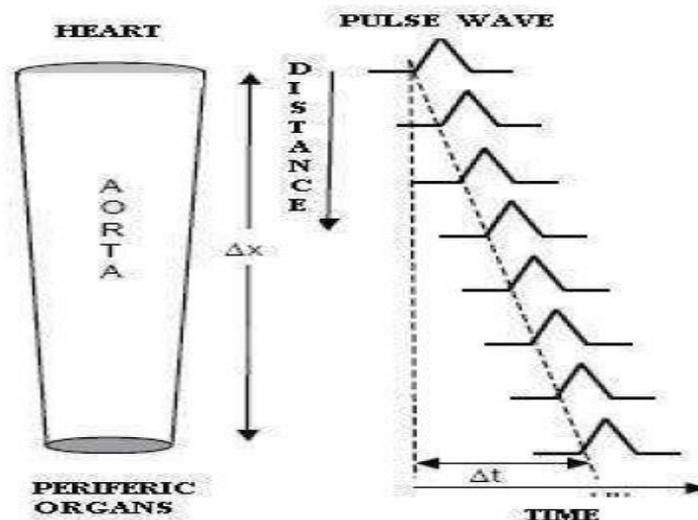


Figure 1-13 : La propagation de l'onde de pouls. [27]

Plusieurs méthodes existent pour acquérir les données nécessaires pour calculer la PWV.

Chacune de ces méthodes utilise différents paramètres et différentes approches pour traiter ces données pour obtenir un résultat significatif.

Cependant, la méthode la plus courante pour mesurer le PTT est d'utiliser le complexe QRS de l'ECG comme référence de temps avec le PPG [30], [31]. Le pic d'onde R de l'ECG, qui correspond à la systole des ventricules, est aigu et donc il est un point de référence approprié. Ce n'est peut-être pas la référence optimale à être utilisée telle que reporté par P. Fung [32]. En effet, le complexe QRS reflète une activité électrique du cœur, l'événement de dépolarisation qui représente le point d'expulsion du sang du ventricule gauche, toutefois un petit retard est observé avant l'initiation de la contraction mécanique. Ce retard est appelé la période de pré-éjection (PEP). Il est très difficile de mesurer le PEP (le PTT détecté dans ce cas inclut le PEP) qui a une valeur négligeable par rapport au PTT réel. On pense qu'il peut y avoir des disparités

Chapitre I. Le système cardiovasculaire et son exploration

en ce qui concerne la période de contraction iso-volumétrique du ventricule gauche, ce qui en fait une référence inappropriée comme référence temporelle [32]. Si l'on doit utiliser cette approche, on doit synchroniser correctement l'ECG et le PPG. Le problème peut se produire en particulier dans le traitement de ces deux signaux (ECG et PPG) où le filtrage peut introduire un décalage de phase entre les deux. Il est donc nécessaire d'accorder plus d'attention à cette étape de traitement.

Dong-Hyun Nam [33] a proposé une autre approche pour mesurer la PWV en utilisant toujours les signaux ECG et PPG. En fait, comme indiqué ci-dessus et illustré dans la figure 1.14 ci-dessous, la PWV peut être déterminé comme le rapport de la distance D et du PTT. La distance D est définie comme la différence entre la position aortique identifiée par R_D (en référence au point de départ de l'impulsion de l'artère radiale) et la position radiale du poignet (H_D). Cependant, étant donné que le grand axe de la valve aortique est approximativement situé sur le plan sagittal, l'emplacement de la valve aortique est remplacé par l'angle sternal qui peut être facilement palpée sur la surface du corps. Le PTT est alors déterminé comme la différence de temps entre le point de crête du signal ECG (R_p) et la valeur de déclenchement de l'onde de pouls de l'artère radiale (H_p sur le signal PPG).

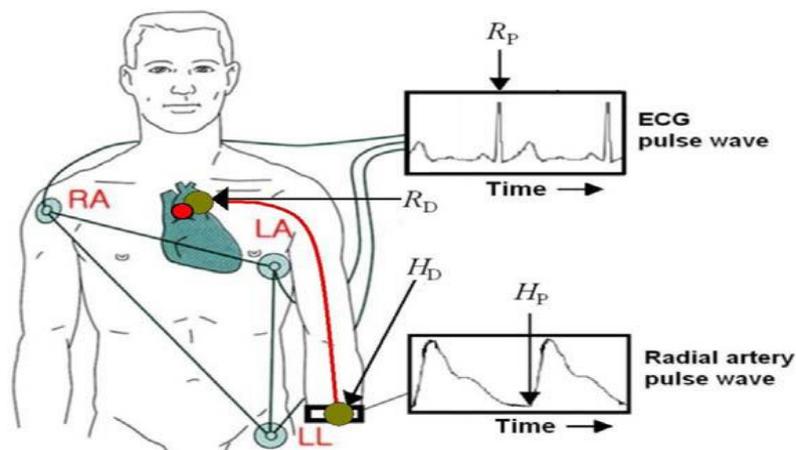


Figure 1-14: les différentes configurations de la mesure du PTT avec ECG et PPG [33]

Bien d'autres méthodes existent dans la littérature scientifique du domaine pour estimer la PWV. En effet, Yan Chen [34] a utilisé deux ondes d'impulsion indépendantes : l'une de l'oreille et l'autre du pied. Leurs relations temporelles sont étudiées par l'analyse des courbes de pouls afin de bien comprendre la propagation et la réflexion de l'onde pulsée dans le système artériel. Yang Lin [26] a développé un instrument pour détecter simultanément l'onde artérielle radiale et l'onde impulsionnelle

Chapitre I. Le système cardiovasculaire et son exploration

au niveau de l'index, et calculer les pressions artérielles systolique / diastolique et la PWV.

Dans une autre étude, Martin Jelinek [35] a exploité deux signaux PCG enregistrés simultanément à partir de différents points sur un corps humain à l'aide de phonoendoscopes électroniques pour estimer la PWV.

En fait, la plupart des auteurs réclament l'efficacité de leurs méthodes dans la mesure de PWV bien que différents matériels soient utilisés. Cependant, la mesure de la PWV utilisant les signaux ECG et PPG reste la plus utilisée en raison de sa simplicité et des possibilités de monitoring simultané de l'ECG et du PPG en vue d'exploration cardiovasculaire.

1.3.2 Détermination de l'indice d'augmentation et des points d'inflexion du signal PPG :

La figure I.15, et comme déjà indiqué auparavant, illustre la morphologie du signal PPG. Cette morphologie se compose de deux parties : une partie traduisant la phase systolique et une deuxième traduisant la phase diastolique. Elles sont caractérisées respectivement par [36] :

- l'amplitude de leurs pics : le pic systolique AP1 et le pic diastolique AP2,
- la durée totale de l'onde d'impulsion (TPT),
- le temps entre le point de départ de l'onde et le premier pic (TP1),
- le temps de l'onde (TP2)
- le temps d'inter-ondes du pic systolique (IWT).

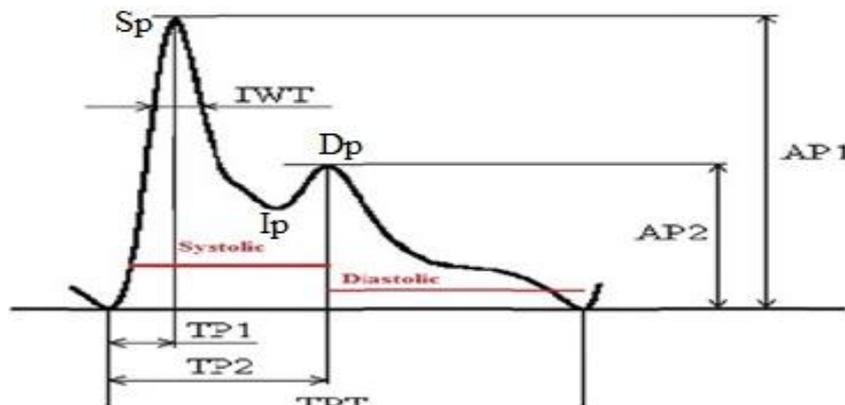


Figure 1-15 : Morphologie du signal PPG. [37]

Une fois ces caractéristiques morphologiques du signal PPG sont identifiées ; elles sont exploitées pour déterminer différents indices qui seront utilisés comme paramètres physiologiques en exploration vasculaire. Parmi ces paramètres, l'indice

Chapitre I. Le système cardiovasculaire et son exploration

d'augmentation (AI). Ce paramètre mesure la contribution de la réflexion ondulatoire sur la pression artérielle systolique. Il est obtenu en mesurant l'onde réfléchie provenant de la périphérie vers le centre. La réduction de la compliance des artères provoque un retour plus précoce de l'onde réfléchie, qui arrive en systole plutôt qu'en diastole. Cela provoque une augmentation disproportionnée de la pression systolique et une diminution de la tension artérielle diastolique et une perfusion coronarienne altérée. [38]

Globalement dans la plupart de la littérature scientifique du domaine le AI est déterminé à partir des différents points caractéristiques du signal PPG. Il s'agit des points Sp (point systolique), Dp (point diastolique) et Ip (point d'inflexion) (voir figure 1.15) . Ces derniers ont définis comme suit :

- Le Sp est un indicateur des variations pulsatiles du volume sanguin provoqué par le flux sanguin artériel autour du site de mesure,
- Le Dp désigne la pression diastolique minimale.
- L'Ip se réfère au point d'inflexion qui indique le début de l'onde de pression réfléchie.

Comme indiqué ci-dessus, différentes définitions peuvent être trouvées dans la littérature scientifique. Manimegalai.P [39] a défini l'indice d'augmentation (AI) comme le rapport exprimé par l'équation (I.4)

$$AI = \frac{(Sp - Ip)}{(Sp - Dp)} \quad (eq\ 1- 4)$$

Cependant Q. Yousef [40] l'a défini comme le rapport exprimé par l'équation (I.5):

$$AI = \frac{(Sp - Dp)}{(Ip - Dp)} \quad (eq\ 1- 5)$$

Ou encore Jose Luis Hernandez Caceres [41] qui l'a défini comme le rapport exprimé par l'équation (I.6):

$$AI = \frac{Ip}{Sp} \quad (eq\ 1- 6)$$

Toutes ces équations se réfèrent au même phénomène puisque l'AI est définie par la différence entre les pressions conduisant au deuxième et au premier pic dans le signal PPG. Cependant, en raison de l'aspect lisse du signal PPG dû à l'amortissement, de telles caractéristiques d'inflexion ne peuvent pas être facilement détectées. En effet, les points caractéristiques des signaux PPG tendent à être moins prononcés en raison des effets du vieillissement, de l'athérosclérose, de la rigidité artérielle, du diabète, etc. De plus, la localisation de ces points avec l'absence de l'encoche dicrotique et/ou du

Chapitre I. Le système cardiovasculaire et son exploration

point d'inflexion est un véritable défi. Dans ce cas, les méthodes basées sur l'analyse des contours d'impulsions peuvent être un substitut.

Deux approches principales ont été développées pour décrire les caractéristiques de la forme d'onde PPG par l'analyse du contour impulsif [42]. La première méthode est l'analyse des dérivées secondes (2^{ème} dérivées) du signal PPG (ce qui est noté par 2nddPPG dans le reste du texte). Le 2nddPPG représente la double différenciation de la forme d'onde PPG originale. Il est également connu sous le nom d'accélération PPG. Comme il est illustré sur la figure 1.16 ci-dessous et décrit en détail dans la référence [43], le 2nddPPG se compose de 5 ondes consécutives (a, b, c et d ondes) dans la partie systolique et (e) dans la partie diastolique. Alors que les signaux PPG reflètent une combinaison de volume et de changement de débit dans la microcirculation cutanée, ces ondes consécutives aident à l'analyse de la forme d'onde originale et aident ainsi à reconnaître les points d'intérêt sur la morphologie du PPG [44].

En effet, les dérivés du signal facilitent la compréhension de ses variations morphologiques, comme il est bien connu dans la littérature scientifique. Ainsi, les amplitudes relatives de ces ondes : b/a , c/a , d/a et e/a ont été utilisées comme indices dans l'exploration du système cardiovasculaire comme cela est reporté dans [38] [45].

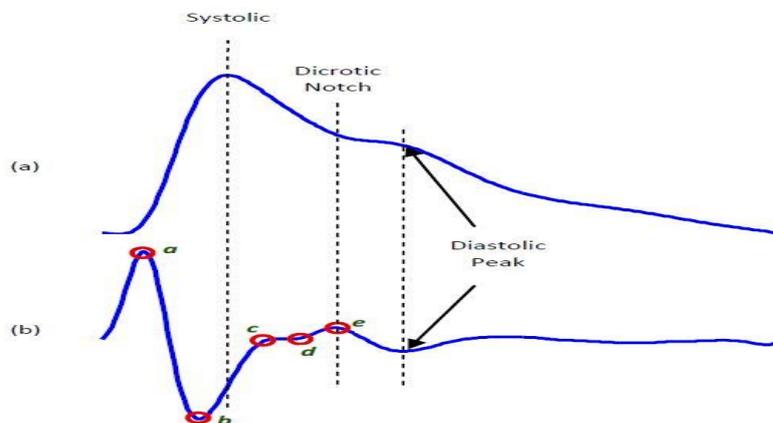


Figure 1-16 : le signal PPG, le 2nddPPG et le processus de détection de pic. [38] [45]

2 Conclusion :

Dans ce chapitre nous avons présenté des notions générales sur l'appareil circulatoire. En premier lieu nous avons décrit le système cardiaque et les signaux ECG et PCG qui décrivent l'exploration cardiaque. En deuxième lieu une description du système vasculaire a été menée mettant en exergue l'étude du signal PPG ainsi que la corrélation ECG-PPG afin de d'extraire différents points d'intérêts et éventuellement

Chapitre I. Le système cardiovasculaire et son exploration

la détermination de différents paramètres physiologiques qui peuvent être exploités pour décrire l'état du système cardiovasculaire.

Dans le chapitre qui va suivre, une description détaillée du dispositif réalisé est présentée et discutée.

Chapitre II

**Développement et mise en forme de la
plateforme d'exploration cardiovasculaire**

Chapitre II. Développement et mise en forme de la plateforme d'exploration cardiovasculaire

2.1 Introduction :

Dans ce chapitre le développement et la mise en forme de la plateforme d'exploration cardiovasculaire proposée dans cette thèse sont décrits et illustrés. En fait, il s'agit dans une première étape de la description et de la mise en forme du hardware utilisé pour la détection et l'acquisition des grandeurs d'intérêts dans l'exploration cardiovasculaire : l'ECG, le PCG et le PPG. Dans une deuxième étape la description des différents outils de traitements et d'analyse de ces grandeurs est faite. Le schéma bloc de la plateforme d'exploration cardiovasculaire est illustré sur la figure 2.1 ci-dessous.

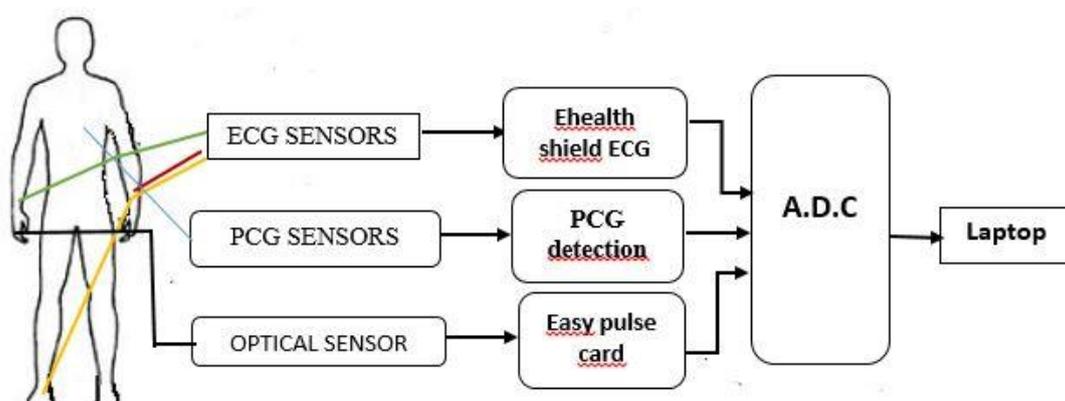


Figure 2 1: schéma bloc de la plateforme d'exploration cardiovasculaire.

Ainsi, la plateforme développée et mise en forme est constituée

- d'un circuit de détection et de mise en forme du signal ECG,
- d'un circuit de détection et de mise en forme du signal PCG,
- d'un circuit de détection et de mise en forme du signal PPG.
- d'une carte d'acquisition.

2.2 Circuit de détection et de mise en forme du signal ECG :

La détection du signal ECG se fait à travers des dérivations standards. Douze dérivations (six bipolaires des membres et six unipolaires thoraciques) sont généralement utilisées en électrocardiographie pour une exploration en électrophysiologie cardiaque ou les signaux ECG recueillis ont des ondes identiques mais des amplitudes différentes (voir Figure 2.2). Dans ce travail et en vue de simplifier le dispositif, une dérivation bipolaire est réalisée. Il s'agit de la dérivation bipolaire connue par I ou DI ou les électrodes sont fixées respectivement sur le poignet gauche,

Chapitre II. Développement et mise en forme de la plateforme d'exploration cardiovasculaire

le poignet droit, et le pied droit (pour minimiser la tension en mode commun). Cependant le signal ECG détecté est toujours contaminé par les bruits qui réduisent ainsi le rapport signal sur bruit (signal to noise ratio SNR). Ces bruits sont dus essentiellement aux contacts peau-électrodes, mouvements du patient, l'activité musculaire, et le réseau 50Hz [46]. Ces bruits vont influencer sur la ligne de base qui doit être isoélectrique ou encore la morphologie des différentes ondes du signal ECG.

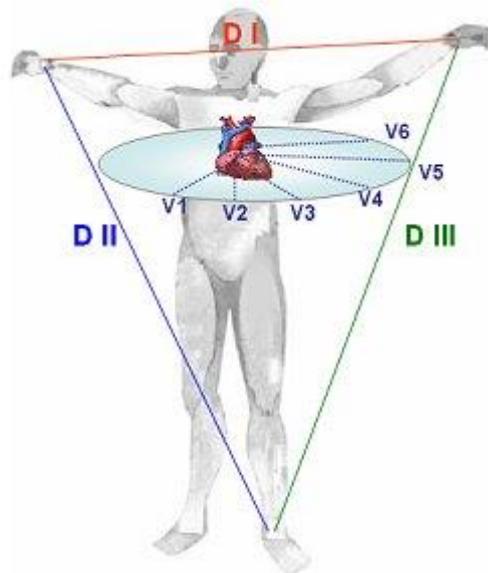


Figure 2 2: Différentes dérivations pour la détection du signal ECG [47]

En plus d'être contaminés par différentes sources de bruits, les signaux (ECG) sont variables de faible amplitude (environ $\pm 5mV$ lorsqu'ils sont détectés à la surface du corps) et occupent une bande de fréquence de 0.5 à 120Hz. Ainsi, pour une bonne détection de ces signaux il est important d'avoir une bonne amplification et un filtrage adéquat.

Dans ce travail de thèse, une carte analogique de détection et de mise en forme du signal ECG connu par « E-Health shield » [48] a été mise en forme et utilisée dans la plateforme d'exploration cardiovasculaire. La figure 2.3 ci-dessous illustre une telle carte. En plus du signal ECG, elle permet la détection des neuf autres grandeurs; Le taux d'oxygène dans le sang (SpO2), le débit d'air (respiration), la température corporelle, le taux du sucre dans le sang (glucomètre), la réponse galvanique de la peau, la pression sanguine (sphygmomanomètre), la position du patient (accéléromètre) et le signal EMG. Concernant la détection du signal ECG et comme cela est illustré sur le schéma électrique de cette carte sur la figure 2.4 (bloc détection ECG).

Chapitre II. Développement et mise en forme de la plateforme d'exploration cardiovasculaire

Elle est constituée principalement par un amplificateur d'instrumentation, des résistances d'adaptations, des circuits de tension de référence et une succession de filtres.

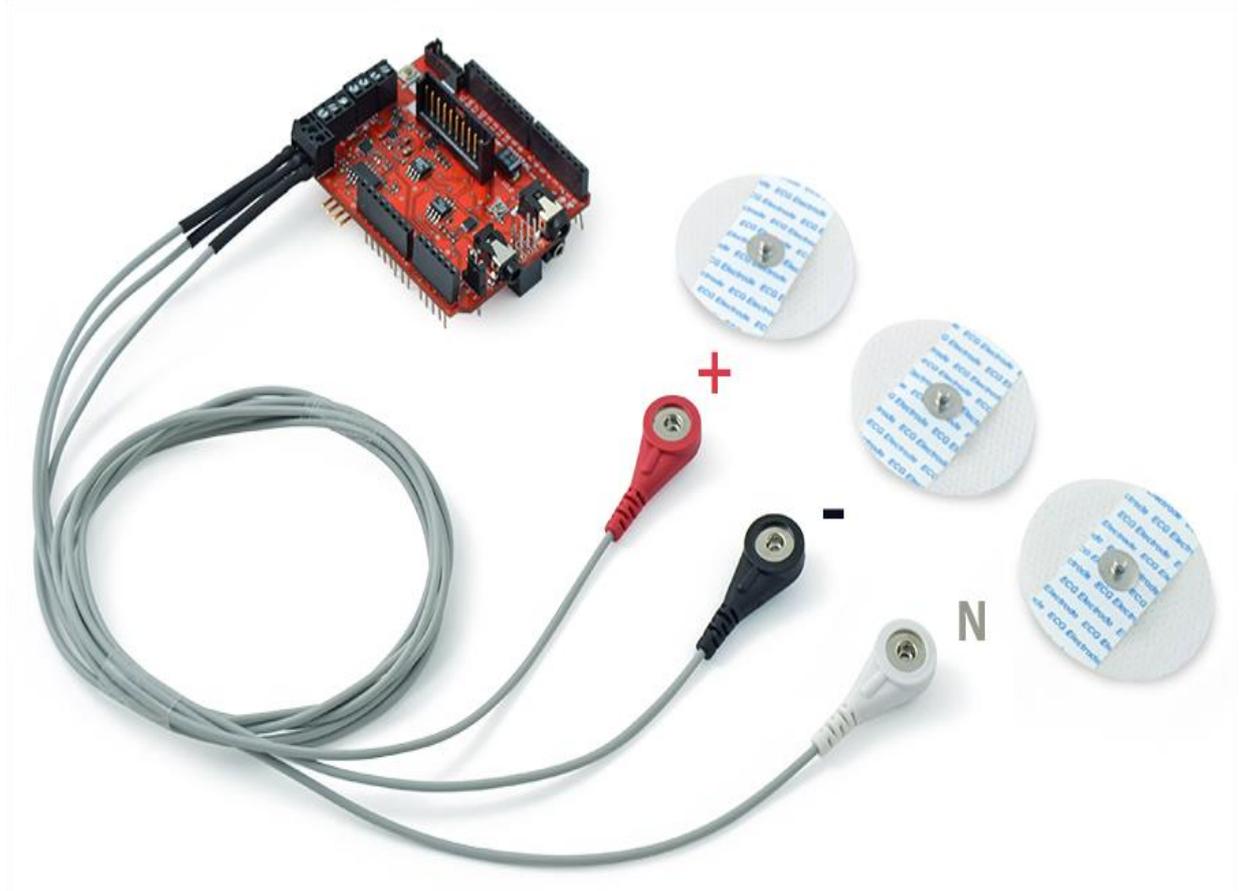


Figure 2 3: La carte électronique E-health shield. [48]

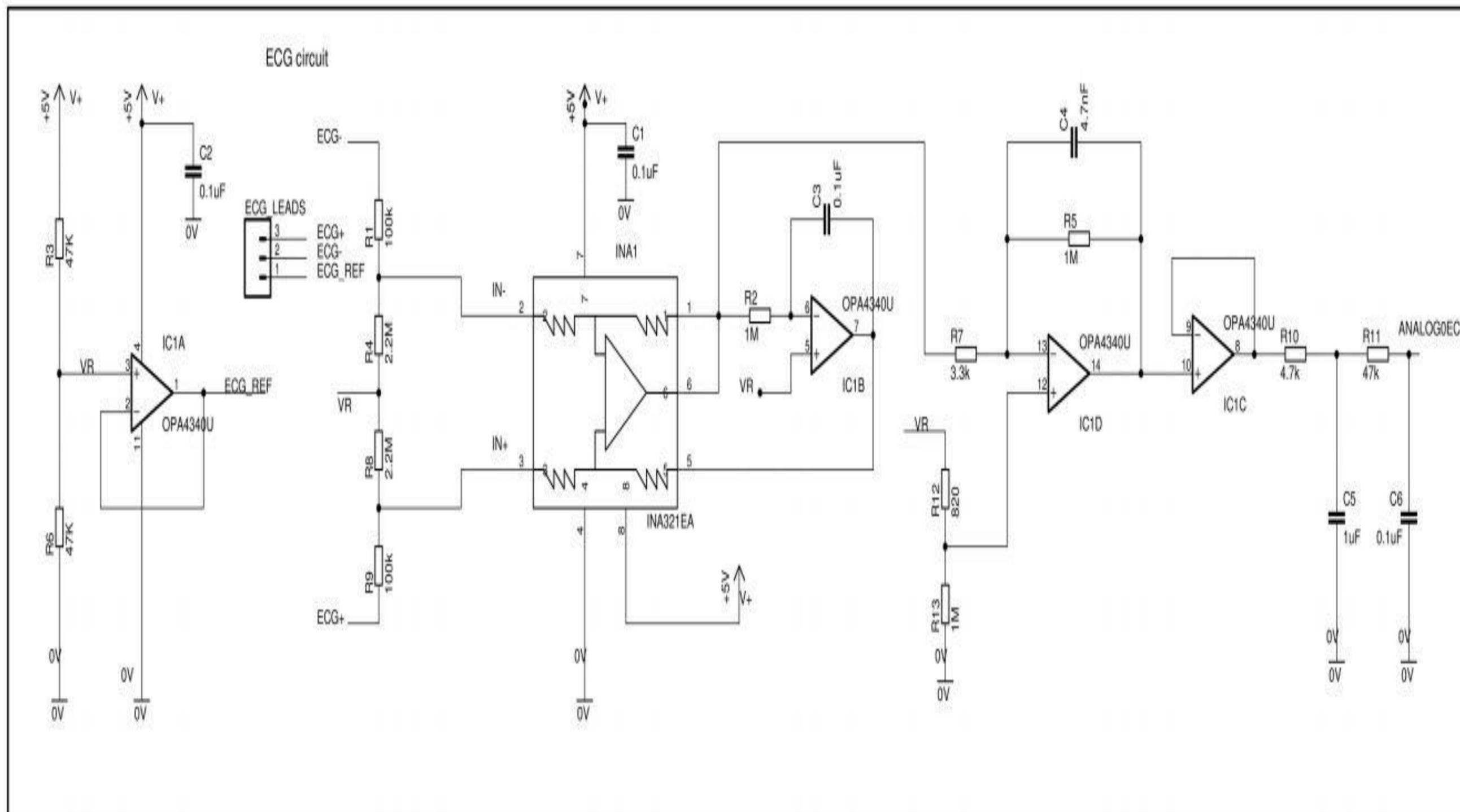


Figure 2 4: Schéma électrique de la carte de détection du signal ECG

Chapitre II. Développement et mise en forme de la plateforme d'exploration cardiovasculaire

La tension de référence est nécessaire pour décaler le signal ECG et permettre une acquisition du signal ECG à travers la carte d'acquisition Arduino en mode unipolaire. Cette tension V_R de 2.5V (voir figure 2.4) est générée à travers le diviseur de tension (R3,R6). Cette tension est appliquée à travers un suiveur (IC-1A) réalisé avec l'ampli op OPU4340U. La tension ainsi obtenue (ECGref) à la sortie de ce suiveur est injectée à travers l'électrode d'ECG au pied droit. La sortie des électrodes (ECG+, ECG-) de mesure de l'ECG est directement appliquée via un connecteur et les résistances R1-R4, R8-R9 aux entrées 2 et 3 d'un préamplificateur réalisé autour de l'amplificateur d'instrumentation INA321. Le gain de cet amplificateur est de 5, et son rapport de rejection en mode commun de 90db.

Le gain est déterminé par l'impédance entre les broches 1, 5, 6 ainsi que, ces couples de résistances constituent l'adaptation avec les électrodes par rapport à la tension de référence V_R . [49] Une tension de mode commun est générée à travers un filtrage passe bas du signal ECG détecté (broche6 de l'INA321) par rapport à la tension de référence V_R . Cette opération de filtrage est obtenue par le circuit UC-1B avec une fréquence de coupure d'environ 1.59 Hz en choisissant $R2=1M\Omega$ et $C3=0.1\mu F$. La tension de mode commun est réinjectée vers le préamplificateur d'instrumentation (broche5 de l'INA321). Cette façon de procéder réduit la perturbation de mode commun. La sortie du préamplificateur (broche 6) est directement appliquée au filtre passe bas actif réalisé autour de l'ampli op UC-1D. Le gain est fixé à environ 300 en choisissant $R7=3.3k$ et $R5=1M\Omega$ et la fréquence de coupure à environ 33Hz en choisissant en plus $C4=4.7nF$ en parallèle avec R5. La tension de référence obtenue à travers V_R et les résistances (R12, R13) appliquée à l'entrée non-inverseuse de l'UC-1D permet de localiser le signal ECG obtenu en sortie par rapport à cette tension de référence (signal Unipolaire). Le signal obtenu est bufférisé à travers un suiveur (UC1-C) puis filtré à travers deux filtres passe bas passif en cascade (R10,C5) et (R11,C6) de fréquences de coupures identiques égalent à 33Hz.

Le signal ainsi obtenu est appliqué à la carte d'acquisition Arduino pour être numérisé et transféré au PC pour un traitement numérique ultérieur et affichage.

Chapitre II. Développement et mise en forme de la plateforme d'exploration cardiovasculaire

2.3 Détection du signal Phonocardiogramme PCG :

La détection du signal PCG se fait à travers un capteur (principalement un microphone) disposé sur des positions convenablement situées sur le thorax. Ces positions sont connues par Foyers d'Auscultations comme cela est illustré sur la figure 2.5 ci-dessous.

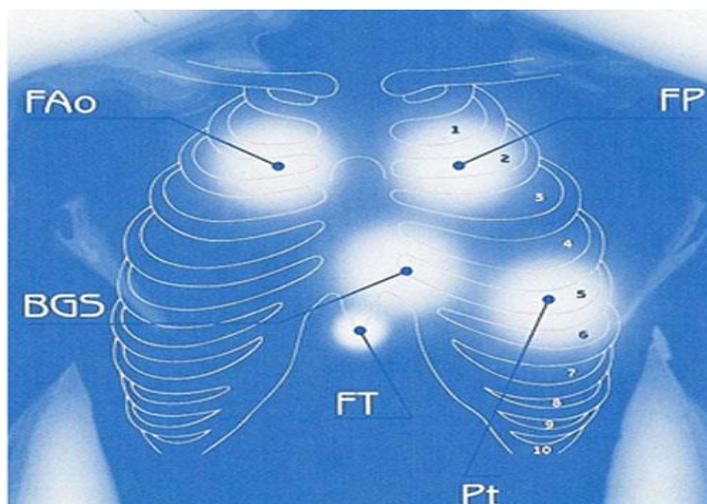


Figure 2 5: Foyers d'auscultation [50]

La figure 2-6 représente le schéma électrique du circuit électronique utilisé pour la détection du signal PCG. Le capteur utilisé est un microphone Electret. Il nécessite une alimentation pour son fonctionnement. Le signal issu de ce dernier est un signal de très faible amplitude (quelques dizaine de millivolts) ce qui rend son amplification nécessaire. Un préamplificateur inverseur est utilisé. Aussi le signal détecté est souvent noyé dans différentes types de bruits, une opération de filtrage est alors aussi nécessaire. Cette opération est réalisée à travers un filtre passe bande configuré en deux filtres en cascades : un filtre passe bas et un filtre passe haut. Le signal ainsi obtenu et pour être digitalisé à travers la carte d'acquisition Arduino, est appliqué à un autre amplificateur et un circuit d'offset pour le rendre unipolaire. La sortie de cet amplificateur peut aussi être appliquée respectivement à un haut-parleur pour générer une sortie audible du signal PCG et un autre amplificateur non inverseur avec gain réglable adapté à un casque d'écoute.

L'ensemble de ce circuit est alimenté à travers le port USB du PC (5V). Toutefois est compte tenu que les amplificateurs sont alimentés par des tensions ($\pm 5V$). L'alimentation du (-5V) est générée à partir du (5V) via le régulateur ICL7660. Une étude plus détaillée de ce circuit est présentée dans ce qui suit.

Chapitre II. Développement et mise en forme de la plateforme d'exploration cardiovasculaire

2.3.1 Les microphones à Electret :

Un microphone à électret est un microphone doté d'un composant appelé Electret, qui peut être assimilé à un condensateur. Ce dernier possède la particularité d'être polarisé de façon permanente au moment de sa fabrication. Permanente en théorie, car en pratique, la polarisation diminue au fil du temps, ce qui provoque une baisse lente mais progressive de la sensibilité du micro. L'impédance de sortie du composant électret interne est très élevée, et on ne peut pas y connecter directement une charge fortement capacitive ou d'impédance trop faible. A cause de cela, il est impossible de raccorder directement la cellule à l'entrée d'un préampli "classique", surtout si le câble de liaison est de grande longueur. Pour cette raison, la capsule à électret comporte dans son boîtier même, un petit étage électronique chargé d'abaisser cette haute impédance de sortie en une impédance de sortie plus faible et donc plus facilement exploitable. On trouve deux sortes de micros électret : Ceux à deux fils et ceux à trois fils

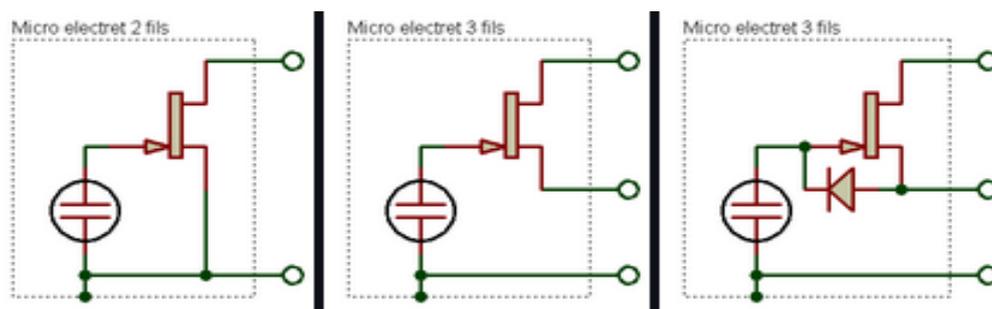


Figure 2 7: schéma électrique d'un électret a 2 et 3 fils. [51]

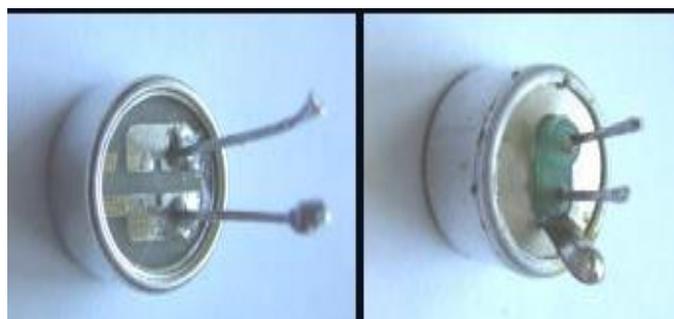


Figure 2 8: micros à électret 2 et 3 fils. [50]

Le principe de base consiste à fournir une tension continue au microphone, tout en récupérant de ce dernier la tension variable correspondant au signal audio. Que la capsule possède deux ou trois pattes, il y a toujours une patte qui est reliée électriquement au boîtier métallique du microphone, et qui correspond à la masse.

Chapitre II. Développement et mise en forme de la plateforme d'exploration cardiovasculaire

2.3.1.1. Capteur :

Le capteur utilisé est un Microphone à électret (ECM) .ce type de microphone présente des performances importantes en termes d'étendue de mesure et de sensibilité en outre il a une dimension réduite et un faible coût (**Figure2.9**).

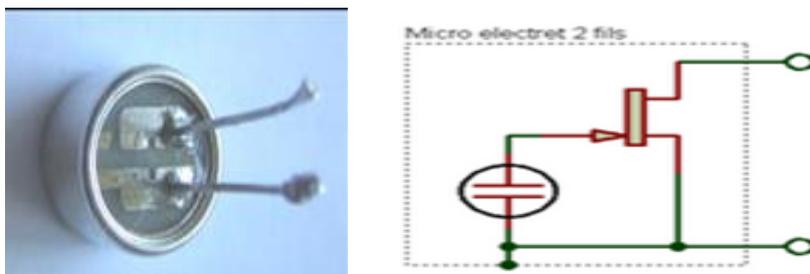


Figure 2 9: Le microphone a électret et son schéma électrique

Le signal sonore des bruits cardiaque et vasculaire est de très faible amplitude. Il ne peut pas être détecté clairement alors, une amplification mécanique est réalisée avant son amplification électrique. Cette amplification est accomplie à travers l'emplacement du microphone dans la tubulure faisant suite au pavillon d'un stéthoscope traditionnel (Figure2.10).



Figure 2 10: Capteur utilisé.

Les microphones à électret nécessitent toujours une alimentation afin de fonctionner correctement car ils comportent un composant actif (transistor) assurant une adaptation en impédance avec l'étage qui suit et qui est généralement un préamplificateur. Le circuit adopté dans ce dispositif pour l'alimentation de la capsule est une cellule de découplage illustrée sur la figure2.11 ci-dessous.

Chapitre II. Développement et mise en forme de la plateforme d'exploration cardiovasculaire

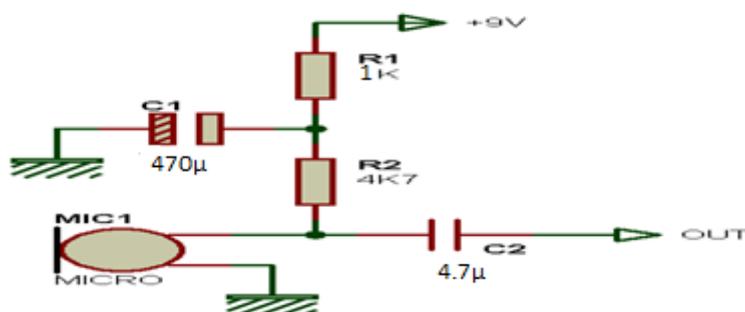


Figure 2 11: L'alimentation améliorée d'une capsule a deux pattes.

L'utilisation d'une cellule de découplage de type RC sur l'arrivée d'alimentation du microphone, comme la montre la figure 2.11, permet de minimiser le risque d'instabilité (bruit due à l'alimentation non filtrée) et d'éliminer la composante continue.

2.3.2 Circuit de pré amplification :

Compte tenu que le signal détecté par le microphone est très faible, de l'ordre de quelques dizaine de millivolts une pré-amplification est nécessaire. Le circuit utilisé est un simple amplificateur inverseur (voir figure 2.6) réalisé autour de l'amplificateur opérationnel ; le TL084 (U-1A). Le gain est donné par $(R4/R1)$. Il est fixé à 100.

2.3.3 Circuit du filtre passe bande :

La configuration du filtre passe bande utilisée (voir figure 2.6) dans cette carte est la succession en cascade d'un filtre passe bas passif de fréquence de coupure (fixée par $R5=9.1k$ et $C3=33nF$) d'environ 530 Hz et d'un filtre passe haut actif de gain unitaire et de fréquence de coupure (fixée par $R6$ et $R7$ de 200k et $C4$ et $C5$ de 47nF) d'environ 17Hz et réalisé à travers l'amplificateur opérationnel TL084 (U1-B). Le choix de la fréquence de coupure est dicté par la bande de fréquence du signal PCG qui varie approximativement entre 20 à 600 Hz. La structure choisie pour le filtre passe haut est celle de Sallen-Key. Elle a été choisie compte tenu de sa simplicité pour ajuster le taux d'amortissement indépendamment du gain et de la raideur de sa réponse en bande de coupure.

2.3.4 Circuit d'amplification et circuit d'offset :

Pour permettre l'acquisition du signal PCG à travers la carte d'acquisition Arduino, un circuit d'amplification suivi d'un circuit d'offset est réalisé.

L'amplification est assurée à travers l'amplificateur TL084 (U1-C) monté en inverseur avec un gain $(R8/R9)$ de 2.

Chapitre II. Développement et mise en forme de la plateforme d'exploration cardiovasculaire

Le signal PCG obtenu est simultanément appliqué à un haut-parleur (pour une sortie audible des bruits cardiaques) et un circuit d'offset pour le rendre unipolaire et permettre son acquisition à travers la carte Arduino. Ce circuit d'offset est réalisé en utilisant un potentiomètre (RV1) de 50 Ω alimenté par 5v.

2.3.5 Circuit d'amplification pour casque d'écoute :

Une sortie PCG adaptée pour un casque d'écoute est aussi prévue. Celle-ci est réalisée autour de l'amplificateur non-inverseur TL084 (U1-D) de gain réglable à travers le potentiomètre RV2 de 10k.

2.4 Détection du signal PPG :

Le signal PPG est détecté à l'aide d'une source lumineuse et d'un détecteur de lumière en exploitant les principes de la transmission et/ou la réflectance de la lumière. Pour la technique de détection du PPG par transmission, la lumière est émise dans le tissu et un détecteur de lumière est placé du côté opposé du tissu pour mesurer la lumière résultante. En raison de la profondeur de pénétration limitée de la lumière à travers le tissu d'organe, le principe de la transmittance pour la détection du signal PPG est applicable à une partie restreinte du corps, telle que le doigt ou le lobule d'oreille. Cependant, pour le principe de la réflectance, la source de lumière et le détecteur de lumière sont tous deux placés du même côté d'une partie de corps. La lumière est émise dans le tissu et la lumière réfléchiée est mesurée par le détecteur. Comme la lumière n'a pas à pénétrer le corps, la technique PPG de réflectance peut être appliquée à toutes les parties du corps humain. Dans les deux cas, la lumière détectée réfléchiée ou transmise à travers la partie du corps fluctue en fonction du flux sanguin pulsatile provoqué par le battement du cœur (pompage du sang par le cœur).

Le capteur utilisé dans notre étude fonctionne en mode transmission [52]. Les capteurs émetteur et détecteur sont disposés dans un boîtier fabriqué avec du caoutchouc silicone souple qui aide à maintenir les capteurs serrés au doigt. Le capteur émetteur de lumière est constitué par une LED IR et celui de la réception est un photodétecteur (photodiode ou phototransistor) opérant à la même longueur d'onde. Ainsi, quand un doigt est inséré dans le capteur, il est éclairé par la lumière infrarouge provenant de la LED. Le phototransistor reçoit la lumière transmise à travers le tissu de l'autre côté.

Chapitre II. Développement et mise en forme de la plateforme d'exploration cardiovasculaire

Plus ou moins de lumière est transmise en fonction du volume sanguin du tissu et des propriétés d'absorption, de réflexion et de diffusion du tissu et du sang sur son chemin. Par conséquent, l'intensité de la lumière transmise varie avec la pulsation du sang et en fonction des battements du cœur. Cette variation correspond alors au signal PPG.

La figure 2.12 ci-dessous illustre la configuration du capteur utilisé pour la détection du signal PPG.



Figure 2 12: Configuration du capteur utilisé pour la détection du signal PPG

La figure 2.13 ci-dessous représente le schéma électrique du circuit de polarisation de la LED émettrice et du phototransistor. Cette configuration de polarisation est telle que l'utilisateur à travers un signal (entrée « Enable ») fixé à un certain niveau (0v ou Vcc) qu'il peut générer va permettre ou bien d'alimenter la LED (polarisée en directe) donc émission de lumière ou encore de couper l'alimentation et par conséquent la LED est désactivée.

Le signal PPG est alors relevé sur le collecteur du phototransistor (sortie VSENSOR). Ce signal va être amplifié et filtré par deux étages identiques en cascade.

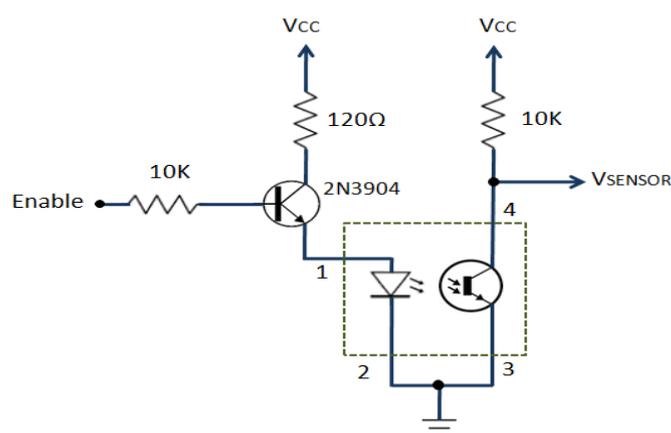


Figure 2 13: le schéma électrique du circuit de polarisation de la LED émettrice et du phototransistor

Chapitre II. Développement et mise en forme de la plateforme d'exploration cardiovasculaire

En fait, dans le premier étage (voir figure 2.14) le signal est d'abord filtré à travers un filtre passif (RC) pour minimiser la composante continue du signal PPG (issue du circuit de polarisation du phototransistor). La fréquence de coupure de ce filtre passe haut (HPF) est de 0,5 Hz et elle est fixée en choisissant les valeurs de R à 68K et de C à 4,7 μ F. Le signal filtré passe haut est ensuite amplifié par un amplificateur non-inverseur de gain $[(1+470k/47k)=48]$ et de bande passante limitée à 3.4Hz en disposant une capacité C=100nF en contre réaction entre l'entrée (-) et la sortie de l'amplificateur opérationnel. Cependant et pour obtenir un signal entièrement unipolaire (en vue de son acquisition par la carte d'acquisition), la « masse » de tous ces étages est reliée à une tension de référence (V_{ref}) de 2,0V. Cette tension est générée en utilisant une diode Zener ($V_z=2V$) polarisée en inverse à travers une résistance de 680 Ω . Le signal de sortie peut aussi être ajusté à travers le potentiomètre (P1) pour garantir une variation maximale unipolaire une fois le signal PPG filtré et amplifié dans le deuxième étage.

Le deuxième étage est identique au premier (voir figure 2.15) cependant et pour une bonne adaptation avec la carte d'acquisition un circuit tampon est ajouté.

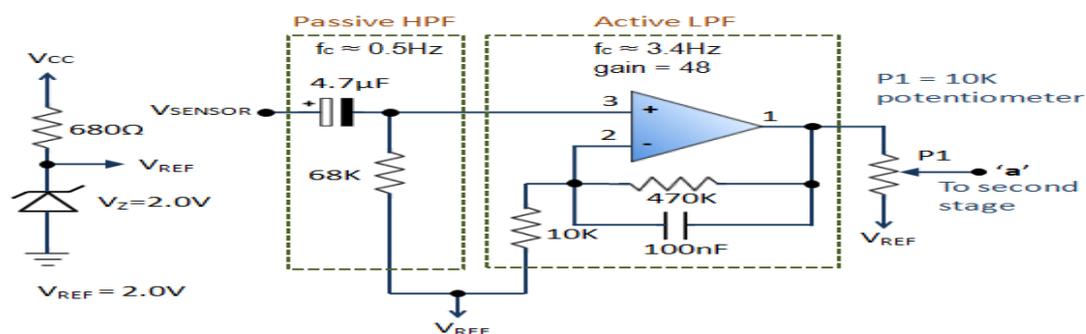


Figure 2 14: schéma électrique du 1er étage de filtrage et amplification du signal PPG

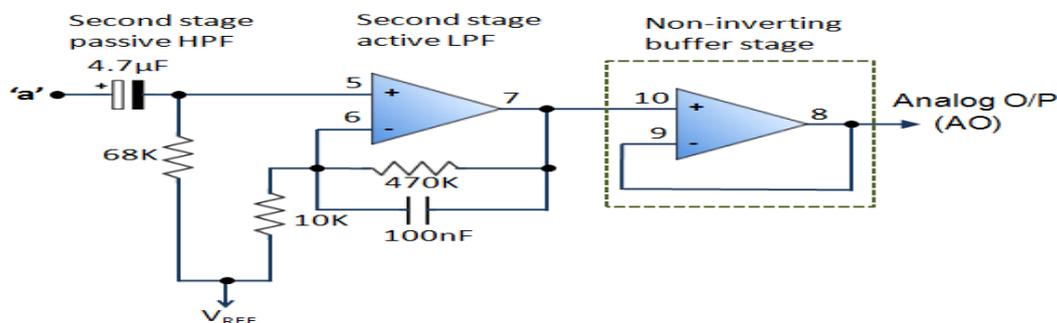


Figure 2 15: schéma électrique du deuxième étage de filtrage et amplification du signal PPG

Chapitre II. Développement et mise en forme de la plateforme d'exploration cardiovasculaire

2.5 La carte d'acquisition :

Les signaux ECG, PCG et PPG issus des cartes analogiques sont directement appliqués à une carte d'acquisition pour le multiplexage, la numérisation et le transfert des données numériques au PC pour le traitement et l'analyse. Comme déjà cité précédemment la carte utilisée dans ce travail et la carte d'acquisition Arduino [53].

C'est une carte d'acquisition à base du microcontrôleur 10 bits ATmega328 programmable avec le système de développement open source Arduino. Elle se présente comme illustré sur la figure 2.16 ci-dessous.

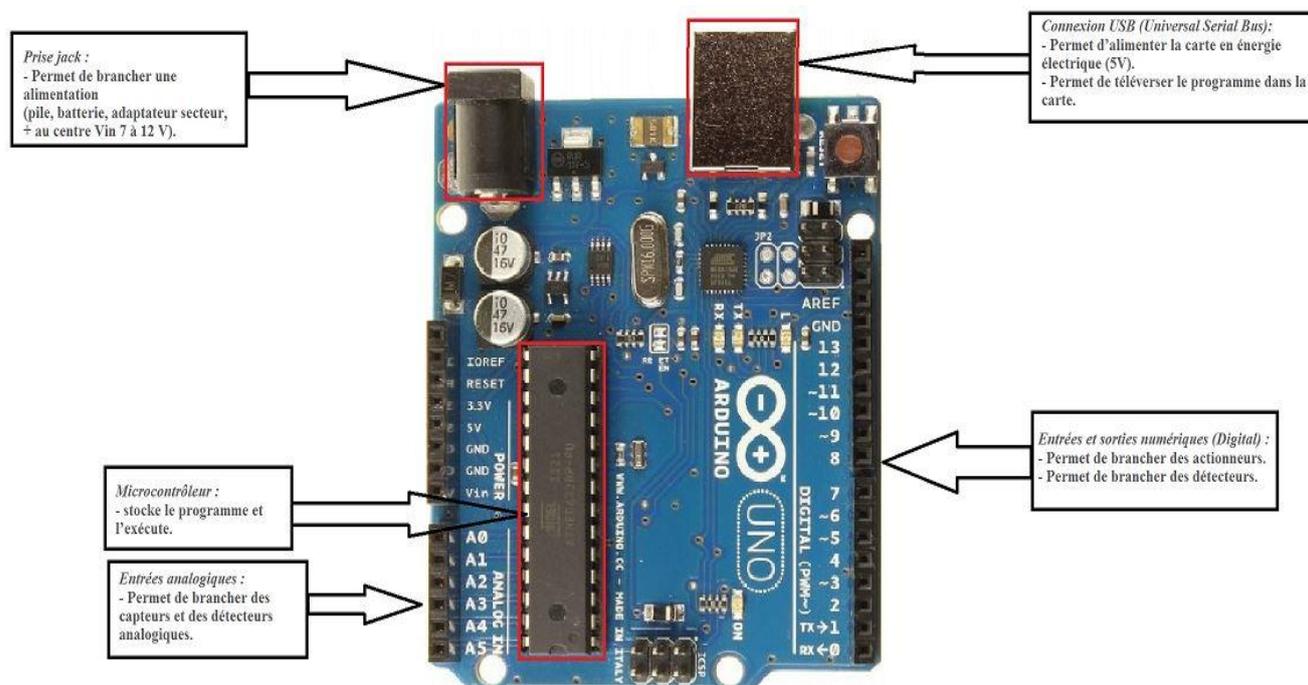


Figure 2 16: la carte d'acquisition Arduino-Uno

2.5.1 Microcontrôleur :

Le microcontrôleur ATmega328 est le MCU utilisé dans Arduino UNO R3 comme contrôleur principal. ATmega328 est un MCU de la famille AVR; Il s'agit d'un microcontrôleur à 10 bits, ce qui signifie que son architecture de bus de données et ses registres internes sont conçus pour gérer 8 signaux de données parallèles.

ATmega328 possède trois types de mémoire:

Mémoire flash: mémoire non volatile de 32 Ko. Ceci est utilisé pour stocker le programme, ce qui explique pourquoi on a pas besoin de téléverser le programme chaque fois quant débranche la carte arduino de sa source d'alimentation.

Chapitre II. Développement et mise en forme de la plateforme d'exploration cardiovasculaire

Mémoire SRAM: mémoire volatile de 2 Ko. Ceci est utilisé pour stocker les variables utilisées par l'application pendant son fonctionnement.

Mémoire EEPROM: mémoire non volatile de 1 Ko. Cela peut être utilisé pour stocker des données qui doivent être disponibles même après la mise hors tension de la carte, puis remise sous tension.

Ce MCU est un paquet DIP-28, ce qui signifie qu'il a 28 broches. Ces broches comprennent des broches d'alimentation et d'E/S. La plupart des broches sont multifonctions, Cela réduit le nombre de broches nécessaire, car le microcontrôleur ne nécessite pas une broche distincte pour chaque fonction. Il peut également rendre la conception des applications plus flexible, car une connexion E / S peut fournir plusieurs types de fonctionnalités.

2.5.2 Alimentation :

Le MCU accepte des tensions d'alimentation de 1.8 à 5.5 V. Cependant, il existe des restrictions sur la fréquence de fonctionnement; Par exemple, si on souhaite utiliser la fréquence d'horloge maximale de 20 MHz, on a besoin d'alimenter le MCU avec une tension d'alimentation d'au moins 4,5 V.

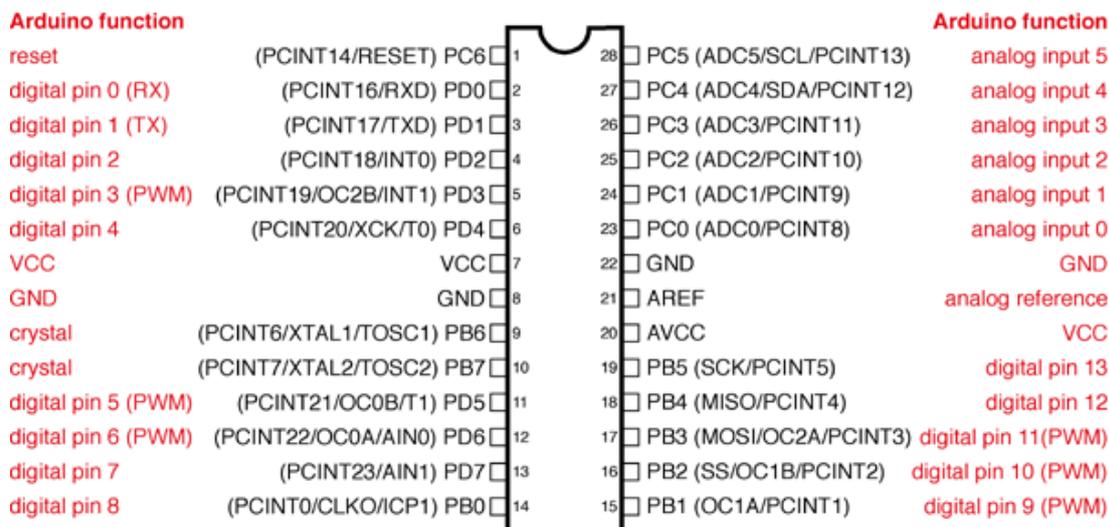
2.5.3 Les entrées sorties (E/S) :

Ce MCU possède trois ports: PORTC, PORTB et PORTD. Toutes les broches de ces ports peuvent être utilisées pour les E/S numériques à usage général ou pour les fonctions alternatives indiquées dans le brochage ci-dessous. Par exemple, PORTC pin0 à pin5 peut être une entrée ADC au lieu des E/S numériques.

Il existe également des broches qui peuvent être configurées en sortie PWM. Ces broches sont marquées avec "~" sur la carte Arduino.

Chapitre II. Développement et mise en forme de la plateforme d'exploration cardiovasculaire

Atmega168 Pin Mapping



Digital Pins 11, 12 & 13 are used by the ICSP header for MOSI, MISO, SCK connections (Atmega168 pins 17, 18 & 19). Avoid low-impedance loads on these pins when using the ICSP header.

Figure 2 17: Les broches de l'ATmega168. (ATmega168 et ATmega328 sont compatibles)

2.5.4 Les entrées analogiques :

Ce MCU dispose de six canaux: PORTC0 à PORTC5, avec un convertisseur A/D à 10 bits. Ces broches sont connectées à l'en-tête analogique sur la carte Arduino.

Chapitre II. Développement et mise en forme de la plateforme d'exploration cardiovasculaire

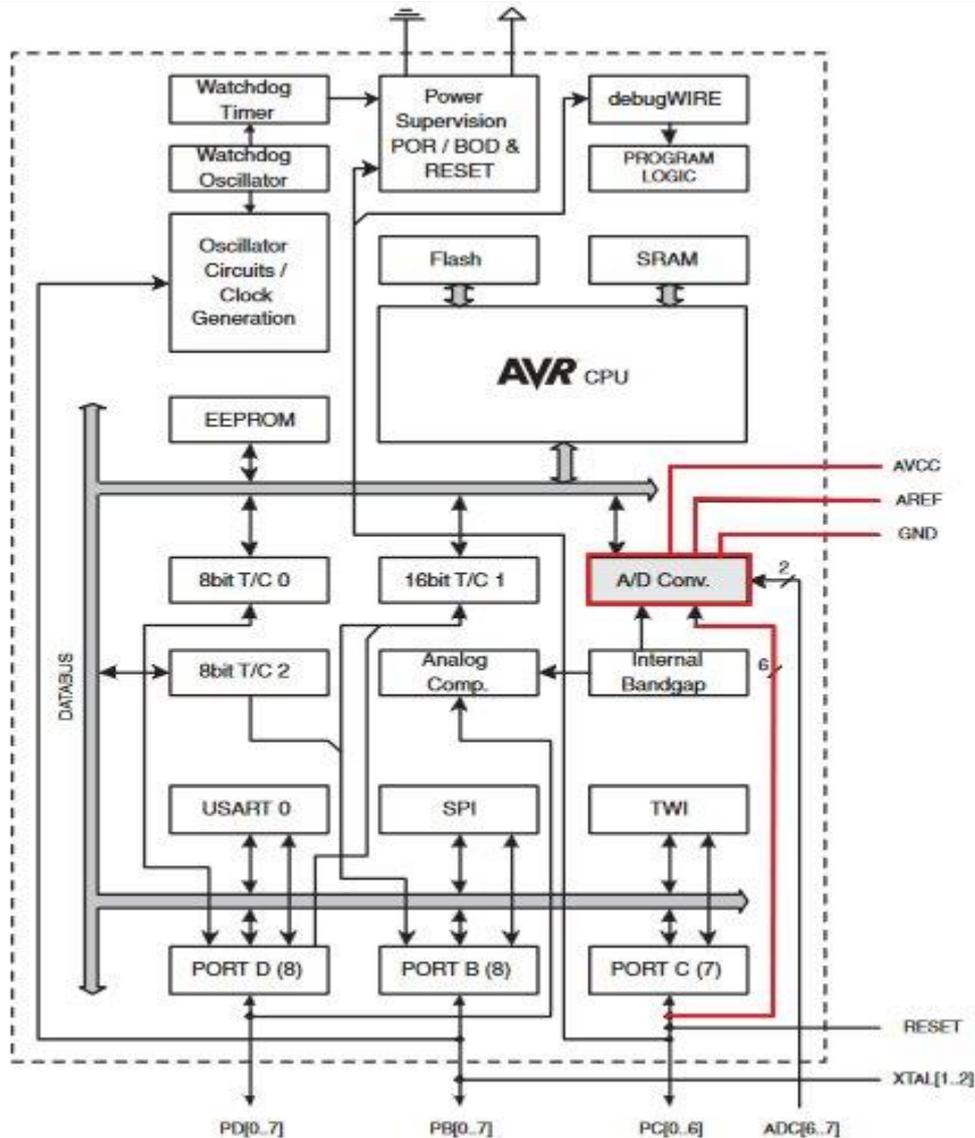


Figure 2 18: Le schéma bloc de L'AD328

Comme le montre le schéma bloc ci-dessus figure 2.18 (via les traces rouges), les broches liées à l'unité A/D sont:

AVCC: la broche de l'alimentation pour l'unité A / D.

AREF: la broche d'entrée utilisée.

2.5.5 Convertisseur analogique numérique CAN :

La carte Arduino dispose d'un CAN intégré dans son cœur : le microcontrôleur. Ce convertisseur est un convertisseur « à approximations successives ». [54]

2.5.6 UART :

Un UART (Universal Asynchronous Receiver / Transmitter) est une interface série. L'ATmega328 n'a qu'un seul module UART.

Chapitre II. Développement et mise en forme de la plateforme d'exploration cardiovasculaire

Les broches (RX, TX) de l'UART sont connectées à un circuit convertisseur USB-UART et également connectées à pin0 et pin1 dans l'en-tête numérique.

Dans notre application; les entrées A0 à A2 sont utilisés pour l'acquisition respectivement des signaux ECG, PPG et PCG. Ces données sont multiplexées de manière séquentielle par programmation pour être digitalisées à travers le convertisseur analogique/digital 10bits du microcontrôleur.

2.6 Protocole d'acquisition et Interface graphique :

Comme cela était présenté en ci-dessus, les signaux ECG, PCG et PPG une fois détectés, et mises en forme à travers les cartes analogiques respectives, sont appliqués à la carte d'acquisition Arduino-Uno à travers les entrées analogiques A0, A1 et A2 pour leur numérisation, interface au PC et traitement et analyse numérique. Les trois signaux sont numérisés de manière séquentielle par le convertisseur A/N de la carte d'acquisition.

La fréquence maximale d'échantillonnage disponible à travers la carte Arduino et de 10 Khz.

Compte tenu que la fréquence maximale des signaux ECG, PPG, PCG, sont respectivement, 120Hz, 5Hz, 550Hz. Un bon choix de la fréquence d'échantillonnage est primordial pour ne pas perdre l'information toute en respectant le théorème de Shannon. Cependant, l'acquisition et contrôler par le logiciel Labview et Arduino.

Les données numériques respectivement des signaux PPG, ECG et PCG sont acquises (Lu par le PC) à une fréquence d'échantillonnage de 5Khz. Les données acquises sont affichées sur l'interface graphique développée sous l'environnement Labview. (Figure 2.26)

La figure 2.19 ci-dessous décrit l'algorithme d'acquisition de ces trois signaux PPG ECG et PCG à travers la carte Arduino vers le PC.

Chapitre II. Développement et mise en forme de la plateforme d'exploration cardiovasculaire

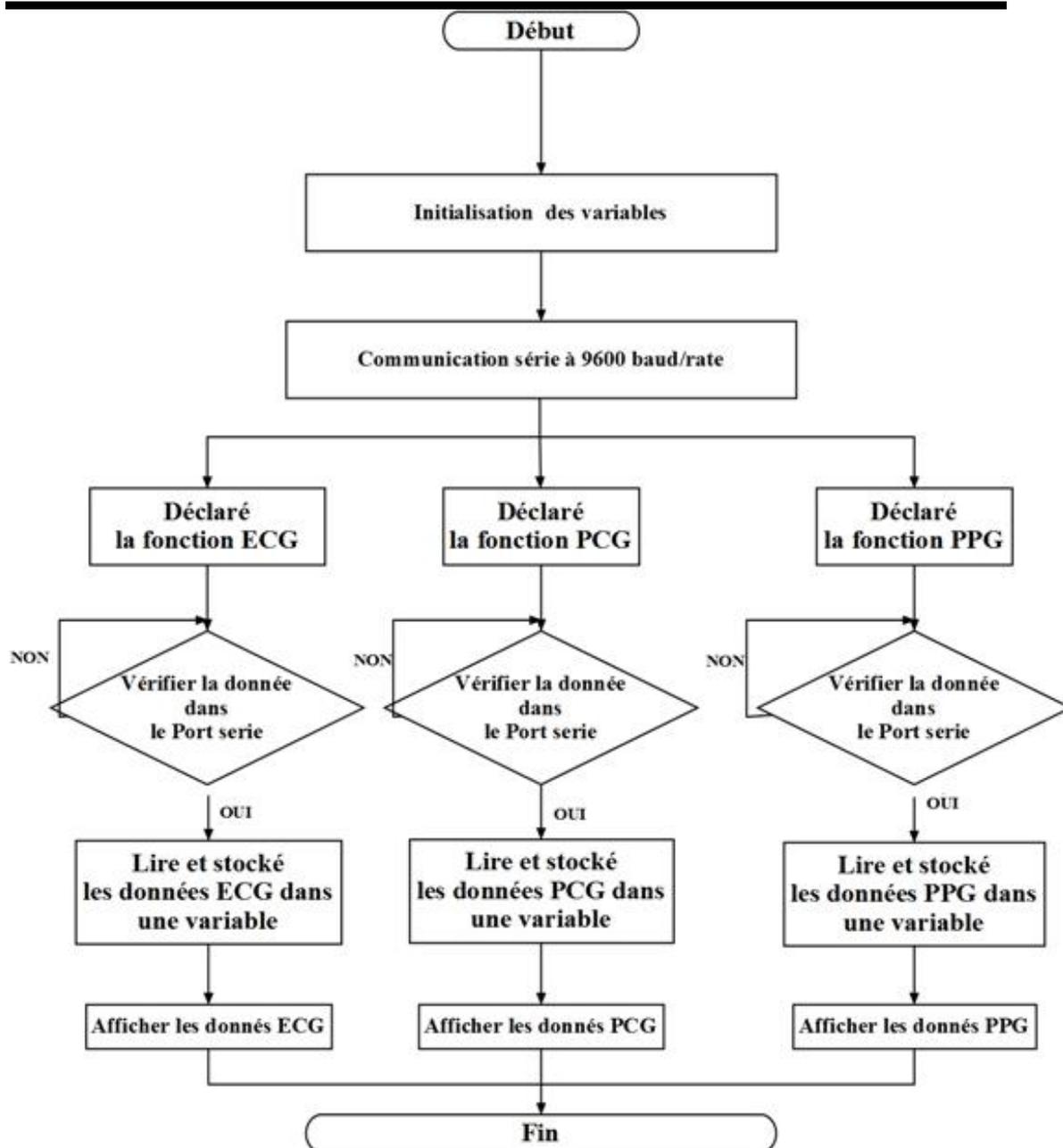


Figure 2 19: L'algorithme d'acquisition des signaux PPG, PCG, ECG

Les figures 2.20 et 2.21 ci-dessous, décrivent respectivement l'algorithme de l'interface développée (l'acquisition des signaux, leurs traitements et analyses) et l'interface graphique réalisée qui est mise à disposition de l'utilisateur pour accéder aux mesures réalisées. En fait, cette interface graphique offre au clinicien en plus des signaux ECG PPG et PCG qui sont détectés simultanément, d'autres paramètres physiologiques en relation avec le système cardiovasculaire tels que : les battements cardiaques, les différents points d'intérêts dans le signal PPG (le point systolique, le point diastolique et le point d'inflexion), le temps de transit et la vitesse de l'onde de pouls ainsi que l'indice d'augmentation.

Chapitre II. Développement et mise en forme de la plateforme d'exploration cardiovasculaire

En plus de ces paramètres physiologiques, le clinicien trouve sur cette interface un voyant lumineux lui indiquant l'état du sujet en cause (normal ou anormal). En fait, une palette de contrôle et de commande du dispositif disponible sur cette interface est mise à disposition du clinicien lui permettant :

- d'introduire les données du patient : âge, sexe, taille, la mesure de la distance entre le sternale et l'index du doigt.
- de lancer l'acquisition des signaux ECG, PCG et PPG une fois les électrodes disposées sur le patient.
- d'arrêter l'acquisition de ces signaux.
- de déterminer les seuils de détections des pics et les différents points d'intérêts.
- d'enregistrer toutes ses données et mesures dans un fichier.

Chapitre II. Développement et mise en forme de la plateforme d'exploration cardiovasculaire

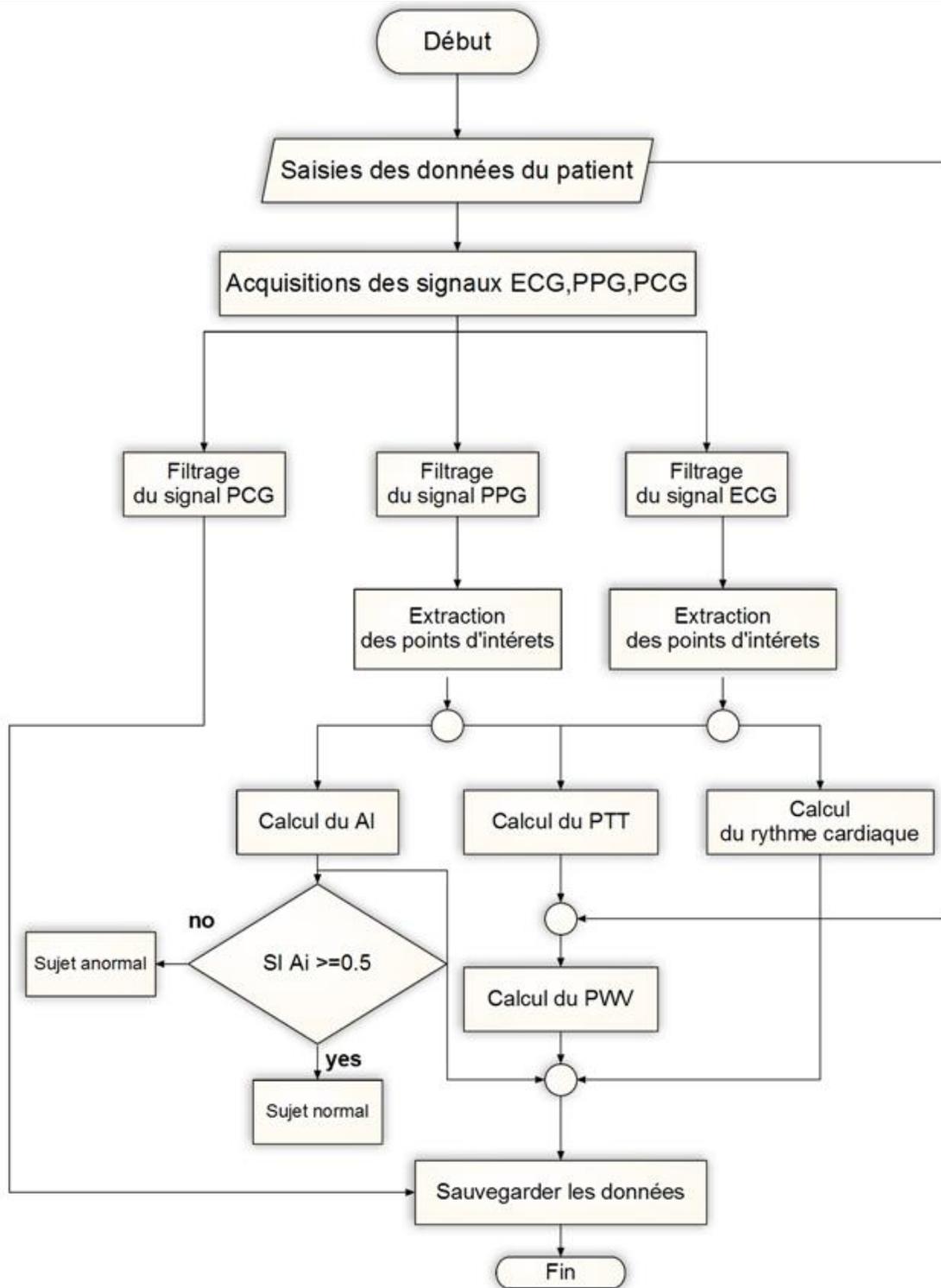


Figure 2 20: l'agorithme d'interface developpé

Chapitre II. Développement et mise en forme de la plateforme d'exploration cardiovasculaire

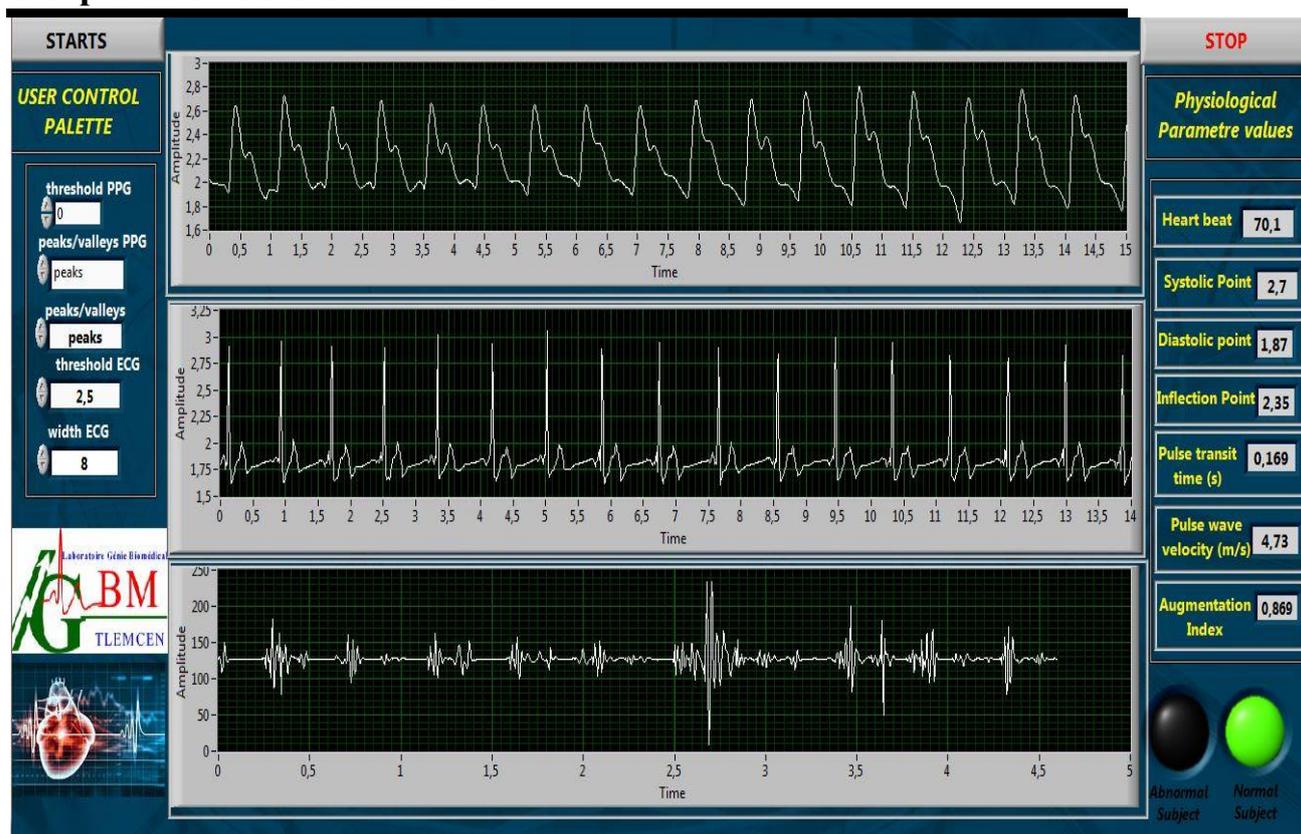


Figure 2 21: interface graphique développé

2.7 Conclusion :

A travers ce chapitre, la description du dispositif développé a été présentée d'une manière assez détaillée. En effet, cette description concernait les deux aspects le développement hardware et software. Au niveau hardware, les différents circuits électroniques de détections, de mise en forme et d'acquisition des signaux ECG, PCG et PPG ont été présentés et étudiés mettant en exergue l'importance du choix de ces circuits pour une détection optimale. Au niveau software, différents algorithmes permettant l'acquisition et l'interface de ces grandeurs avec le PC et avec l'utilisateur ont été présentées et décrits. Un intérêt particulier a été porté sur l'interface graphique développée et mise à disposition du clinicien pour interagir avec le dispositif en termes de mesure et d'accès aux différents paramètres physiologiques d'exploration cardiovasculaire.

Dans le chapitre qui va suivre on va présenter et évaluer les différentes méthodes de traitements et de calculs implémentées dans le dispositif réalisé pour déduire quelques paramètres d'intérêts clinique en exploration cardiovasculaire.

Chapitre III

**Traitement des grandeurs électrophysiologiques
et physiologiques : Mesures et analyses des
paramètres d'exploration cardiovasculaire**

3.1 Introduction :

Dans ce chapitre, on s'intéresse dans une première étape au traitement numérique des signaux ECG, PCG et PPG, puis en une deuxième étape à la mesure et l'analyse des paramètres d'exploration cardiovasculaire.

Dans cette première étape relative au traitement numérique des signaux ECG, PCG et PPG on s'intéresse au filtrage en vue d'améliorer le rapport signal sur bruit et permettre pour l'étape suivante la détection de certains paramètres pertinents qui peuvent être exploités pour l'exploration cardiovasculaire. Une étude assez approfondie sur cette opération de filtrage en exploitant respectivement les ondelettes discrètes (DWT discrete wavelet transform) et les ondelettes sans décimation (UWT undecimated wavelet transform) est menée.

Dans cette deuxième étape relative à la mesure et l'analyse des paramètres d'exploration cardiovasculaire on s'intéresse dans une première phase à l'extraction de certains paramètres caractéristiques pour l'exploration cardiovasculaire comme par exemple le temps de transit de l'onde de pouls (PTT : pulse transit time), la vitesse de l'onde de pouls (PWV : pulse wave velocity) ou encore le rythme cardiaque (HR : heart rate) pour ne citer que ceux-là. Dans une deuxième phase l'analyse de ces différents paramètres dans différentes situations physiopathologiques en fonction de l'âge.

3.2 Traitement des grandeurs ECG, PCG et PPG :

Les signaux ECG, PCG et PPG après leurs détections et le filtrage hardware puis leurs acquisitions à travers la carte Arduino restent contaminées par du bruit. Un traitement numérique de filtrage est alors proposé pour améliorer encore plus le rapport signal sur Bruit (SNR : signal to noise ratio).

3.2.1 Filtrage des signaux ECG, PCG et PPG :

Différentes approches de filtrage ont été utilisées dans la littérature scientifique pour le filtrage de ces signaux. Le choix de ces approches dépend principalement de la nature des paramètres à extraire de ces signaux dans différents domaines d'applications. Dans notre thèse, le traitement proposé consiste en un filtrage utilisant les ondelettes et plus particulièrement la version stationnaire des transformées d'ondelettes (SWT : stationary wavelet transform). Une description succincte de la théorie de ces transformées est présentée dans ce qui suit avant de décrire l'implémentation de cette transformée pour le filtrage des signaux ECG, PCG et PPG.

3.2.1.1 Transformée en ondelette :

Une ondelette est une forme d'onde de durée limitée et de valeur moyenne nulle. L'analyse en ondelettes utilise des combinaisons linéaires de fonctions de base (appelées ondelettes), localisées à la fois en temps et en fréquence (voir équation 3.1).

A la différence de l'analyse de Fourier qui, elle représente les signaux sous forme de combinaisons linéaires de sinus et de cosinus, et par conséquent les représentations sont localisées en fréquence, et pas en temps.

$$f(t) = \sum_{j,k} b_{j,k} w_{j,k}(t) \quad (\text{Eq 3- 1})$$

Où j et k sont respectivement des indices de dilatation (ou d'échelle) et de translation, et $w_{j,k}$ désigne une base d'ondelettes. Cette base d'ondelettes est une collection de fonctions obtenues en dilatant et en traduisant une fonction d'échelle θ et une ondelette mère ψ . En combinant les fonctions d'échelle et d'ondelettes, nous pouvons représenter n'importe quelle classe de signaux par (voir équation 3.2):

$$f(t) = \sum_{k=-\infty}^{\infty} c_k \theta(t - k) + \sum_{k=-\infty}^{\infty} \sum_{j=0}^{\infty} d_{j,k} \psi(2^j t - k) \quad (\text{Eq 3- 2})$$

Où j et k sont respectivement des indices de dilatation (ou d'échelle) et de translation, et c_k et $d_{j,k}$ désignent respectivement l'échelle et les détails.

En comparant les ondelettes aux ondes sinusoïdales, qui sont à la base de l'analyse de Fourier, on remarque que les sinusoides n'ont pas de durée limitée ; elles s'étendent de moins l'infini à plus l'infini. Elles sont régulières et prévisibles, cependant les ondelettes ont tendance à être irrégulières et asymétriques [55] (voir figure 3.1 ci-dessous).

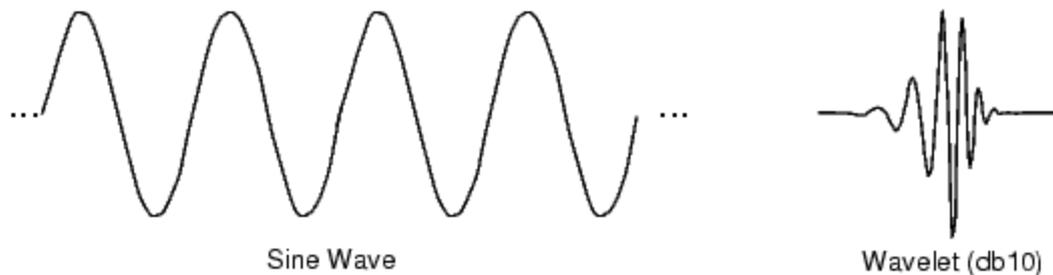


Figure 3 1: comparaison des ondelettes aux ondes sinusoïdales

Les signaux avec des morphologies qui varient brusquement pourraient être mieux analysés avec une ondelette irrégulière qu'avec une sinusoïde. En fait, l'analyse par ondelettes est une technique de fenêtrage avec des régions de taille variable (voir figure 3.2). Elle permet l'utilisation d'intervalles de temps longs quand on a besoin de mettre en relief le contenu basse fréquence du signal, et d'intervalles de temps courts quand on a besoin de mettre en relief le contenu haute fréquence du signal.

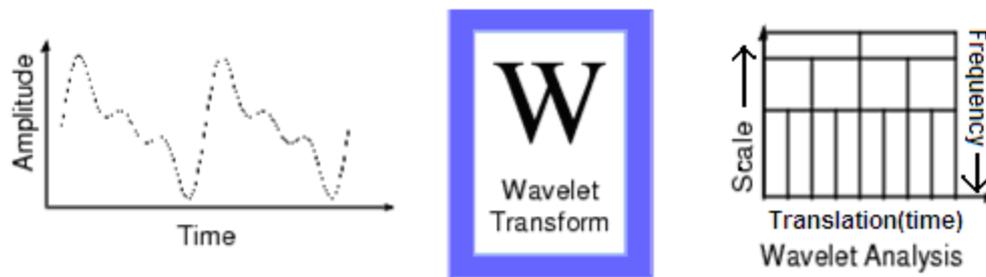


Figure 3 2: La Transformée en ondelettes [55]

Par conséquent, l'analyse par ondelettes est capable de révéler des informations utiles dans le signal ; telles que les tendances, les points de décomposition, les discontinuités, les dérivés et l'auto-similarité, mieux que certaines autres techniques de traitement de signal. Elle permet aussi de compresser ou de filtrer un signal sans dégradation appréciable.

L'analyse par ondelettes peut être menée de différentes manières dépendant des objectifs recherchés dans l'analyse et le traitement du signal. Ainsi, et à titre d'exemple, on retrouve l'analyse par transformées en ondelettes continues (TOC) ; l'analyse par transformées en ondelettes discrètes (TOD)

3.2.1.1.a La transformée en ondelettes continue (TOC) :

La transformée en ondelettes continue (TOC) utilise des translations et des dilatations de la fonction d'ondelette mère durant tout l'intervalle du temps de manière continue.

La TOC est alors défini par l'équation 3.3 ci-dessous :

$$TOC x(\tau, s) = \frac{1}{\sqrt{s}} \int_{-\infty}^{\infty} x(t) \psi^* \left(\frac{t-\tau}{s} \right) dt \quad (Eq 3- 3)$$

Cette transformation est en théorie infiniment redondante puisque l'ondelette est traduite de manière continue, cependant il existe des méthodes pour diminuer cette redondance l'une de ces méthodes consiste en l'emploi de la transformée en ondelettes discrète.

3.2.1.1.b La transformée en ondelettes discrète (TOD)

La transformée en ondelettes discrète (TOD) est produite pour surmonter le problème de redondance de la TOC. Cette redondance mobilise une grande quantité de ressource de calcul. La TOD au contraire, fournit suffisamment d'information, tant pour

**Chapitre III. Traitement des grandeurs électrophysiologiques et physiologiques :
Mesures et analyses des paramètres d'exploration cardiovasculaire.**

l'analyse que pour la reconstruction du signal original. Ceci en un temps de calcul notablement réduit. Elle est considérablement plus simple à implémenter que la TOC.

Dans ce qui suit, les concepts de base de la TOD, ses propriétés et les algorithmes utilisés pour la calculer sont introduits [55].

La TOD translate et dilate l'ondelette mère selon des valeurs discrètes. Ses coefficients respectivement d'échelle et de translation (s et τ) seront discrétisés tel que : $s = s_0^j$ et $\tau = n \tau_0 s_0^j$ avec $s_0 > 1$ et $\tau_0 > 0$ Fixés et appartenant à l'ensemble Z . Les familles d'ondelettes sont définies par l'équation 3.4 ci-dessous:

$$\psi_{j,n}(t) = \frac{1}{\sqrt{s_0^j}} \psi\left(\frac{t - n \tau_0 s_0^j}{s_0^j}\right) \quad (Eq\ 3-4)$$

La TOD est définie alors par l'équation 3-5 ci-dessous :

$$TOD\ x_{j,n} = \frac{1}{\sqrt{2^j}} \sum_n x[n] \psi[2^{-j} n - k] \quad (Eq\ 3-5)$$

Tel que :

s_0^j Facteur d'échelle, τ_0 Facteur de translation, avec $s_0 = 2$ $\tau_0 = 1$ dans le cas dyadique, $k = n\tau_0$ et $x[n]$ version discrète de $x(t)$.

Dans le cas de la discrétisation dyadique, les algorithmes de la TOD mettent généralement en jeu une procédure pyramidale très efficace (rapide) pour calculer les coefficients d'ondelettes. De tels algorithmes utilisent des bancs de filtres miroir en quadrature (QMF: Quadrature Mirror Filters).

3.2.1.1.b.1 Principe de décomposition en banc de filtre :

Le signal $\mathbf{x}(t)$ est décomposé en approximation \mathbf{A}_i et en détail \mathbf{D}_i en utilisant deux filtres \mathbf{h} et \mathbf{g} miroir en quadrature QMF suivis respectivement d'une décimation (s/s échantillonnage par 2). Le filtre \mathbf{h} est le filtre demi bande passe haut qui va générer les détails \mathbf{D}_i et le filtre \mathbf{g} est le filtre demi bande passe bas qui va générer les approximations \mathbf{A}_i . Ainsi pour l'approximation \mathbf{A}_1 la bande passante du filtre \mathbf{g} doit être $[0, \frac{\pi}{2}]$, cependant pour le détail \mathbf{D}_1 la bande passante du filtre \mathbf{h} doit être $[\frac{\pi}{2}, \pi]$ (voir figure 3.3). De même pour l'approximation \mathbf{A}_2 la bande passante du filtre \mathbf{g} doit être $[0, \frac{\pi}{4}]$ cependant pour le détail \mathbf{D}_2 la bande passante du filtre \mathbf{h} doit être $[\frac{\pi}{4}, \frac{\pi}{2}]$ ainsi de suite.

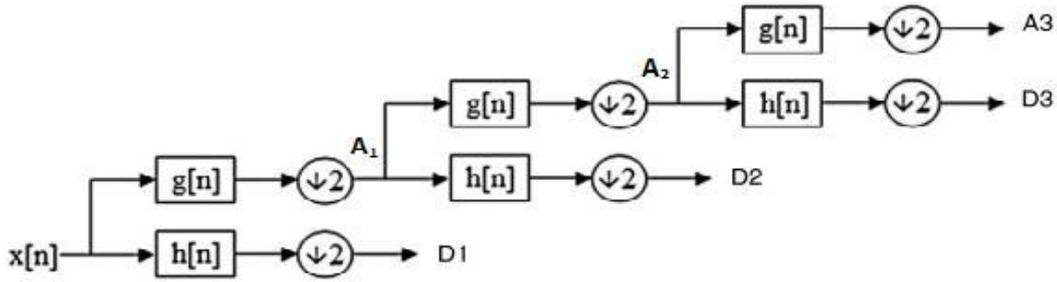


Figure 3 3: Principe de décomposition en banc de filtre

En fait $A[n]$ et $D[n]$ sont obtenus par les produits de convolution donnés par les équations 3-6 et 3-7:

$$A[n] = \sum g(2n - k)x[k] \quad (Eq\ 3- 6)$$

$$D[n] = \sum h(2n - k)x[k] \quad (Eq\ 3- 7)$$

Si on décompose le signal à plusieurs niveaux (voir équations 3.8 et 3.9), ce processus peut être utilisé pour les approximations, c.à.d chaque approximation est décomposée en approximation et en détail.

Dans ce cas, le signal est décomposé en plusieurs bandes de fréquences, le nombre de bandes de fréquence dépend du niveau de décomposition.[56]

$$A_{j+1}[n] = \sum g(2n - k)A_j[k] \quad (Eq\ 3- 8)$$

$$D_{j+1}[n] = \sum h(2n - k)A_j[k] \quad (Eq\ 3- 9)$$

L'indice j est l'indice de l'échelle, le passage de j à $j+1$ correspond à un sous échantillonnage par 2. Étant donné un entier L , il est évident que la suite $\mathbf{x}[n]= \mathbf{A}_0[n]$ est entièrement caractérisée par ses approximations $\mathbf{A}_L[n]$ à l'échelle L et ses détails $\mathbf{D}_j[n]$ $j=1, \dots, L$ aux échelles intermédiaires.

3.2.1.1.c. La transformée en ondelettes stationnaire :

La transformée en ondelettes stationnaire TOS (SWT : Stationary Wavelet Transform) constitue, en terme de redondance, une représentation intermédiaire entre la TOC à forte redondance et la TOD non redondante. Elle conserve un échantillonnage dyadique des échelles, et maintient de ce fait une non redondance fréquentielle, mais réalise un échantillonnage quasi continu et uniforme du temps. Elle présente un intérêt dans le cadre de notre étude car, contrairement à la TOD, les coefficients de sa

**Chapitre III. Traitement des grandeurs électrophysiologiques et physiologiques :
Mesures et analyses des paramètres d'exploration cardiovasculaire.**

décomposition ont le statut de signaux filtrés [57],[58]. La TOS est définie par le calcul des coefficients $\{cd_x(j, k)\}_{(j,k) \in \mathbb{Z}^2}$ donnés par l'équation 3.10:

$$cd_x(j, k) = \int_{-\infty}^{+\infty} x(t) \psi'_{j,k}(t) dt = \langle x, \psi'_{j,k} \rangle \quad (\text{Eq 3- 10})$$

Ou

$$\psi'_{j,k}(t) = 2^{-\frac{j}{2}} \psi_{0,0}(2^{-j}(t - k)) \quad (\text{Eq 3- 11})$$

La relation entre les bases d'ondelettes utilisées dans la TOD et la TOS est mise en œuvre en utilisant la formulation suivante (équation 3.12):

$$\psi_{j,k}(t) = \psi_{j,0}(t - 2^j k) \quad \psi'_{j,k}(t) = \psi_{j,0}(t - k) \quad (\text{Eq 3- 12})$$

Avec

$$\psi_{j,0}(t) = 2^{-\frac{j}{2}} \psi\left(\frac{t}{2^j}\right) \quad (\text{Eq 3- 13})$$

Ainsi, la TOS coïncide avec la TOC sur la grille uniforme et la TOD sur la grille dyadique où les $cd_x(j, k)$ (voir équation 3.14) ont la même résolution fréquentielle que les $d_x(j, k)$ (voir équation 3.15) mais partagent de l'information sur l'axe des temps (voir figure 3.4 ci-dessous):

$$cd_x(j, k) = CWT_x(a = 2^j, t = k) \quad (\text{Eq 3- 14})$$

$$cd_x(j, 2^j k) = d_x(j, k) \quad (\text{Eq 3- 15})$$

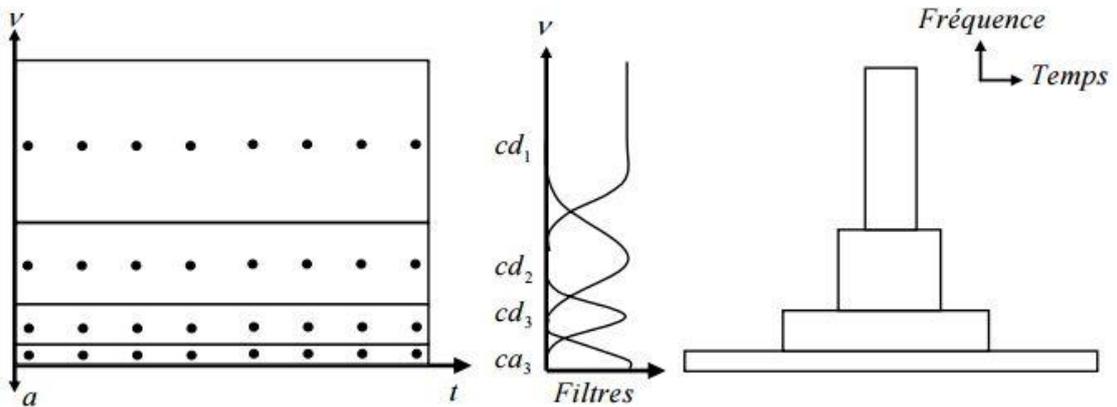


Figure 3 4: TOS : Partition fréquentielle et coefficients de détails – largeur de bandes de détails et approximation – résolution temps fréquence

La TOS présente l'avantage, par rapport à la TOD, d'être covariante par action de l'opérateur de translation en temps. Ceci résulte du fait qu'elle présente un

échantillonnage en temps identique à celui du signal. C'est également ce qui explique que les cd_j aient la propriété d'être des signaux filtrés.

3.2.1.1.c.1 L'algorithme à trous :

Lorsque l'ondelette $\psi_{0,0}$ d'analyse est construite à partir d'une analyse multi-résolution (AMR) associée aux filtres h et g , cette décomposition peut être effectuée par un algorithme récursif, l'algorithme pyramidal, à la différence notable que, les coefficients de la TOS respectent un échantillonnage temporel uniforme.[59] Le passage à une échelle inférieure ne s'accompagne pas d'une opération de décimation des coefficients d'approximation et de détail, mais de l'interpolation des filtres utilisés. En définissant, par analogie avec la TOD, les coefficients d'approximation de cette transformée (voir équation 3.16),

$$ca_x(j, k) = \int_{-\infty}^{\infty} x(t)\phi'_{j,k}(t)dt = \langle \phi'_{j,k} \rangle \text{ (Eq 3- 16)}$$

Les $ca_x(j, k)$ et $cd_x(j, k)$ (voir équations 3.17 et 3.18) s'obtiennent à partir du niveau précédent grâce à des versions interpolées de h_1 et g_1 , c'est-à-dire résultant de l'insertion de zéros entre les coefficients de ces filtres (d'où le nom d'algorithme à trous) :

$$ca_x(j, k) = [\uparrow 2^{j-1}[h_1] * ca_x(j - 1, .)](k) \text{ (Eq 3- 17)}$$

$$cd_x(j, k) = [\uparrow 2^{j-1}[g_1] * ca_x(j - 1, .)](k) \text{ (Eq 3- 18)}$$

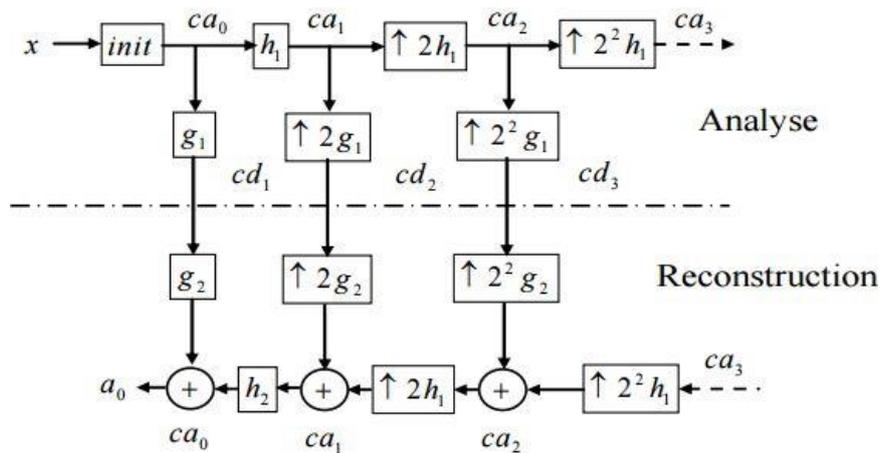


Figure 3 5: Algorithme de décomposition–reconstruction par TOS.

La structure complète de cet algorithme de décomposition (analyse) et de reconstruction par la TOS est illustrée sur la Figure 3.5, en utilisant les notations :

$$ca_j = \{ca_x(j, k)\} \text{ avec } k \in Z \quad (\text{Eq 3- 19})$$

$$cd_j = \{cd_x(j, k)\} \text{ avec } k \in Z \quad (\text{Eq 3- 20})$$

Dans le cas d'ondelettes orthogonales, la base duale est identique à la base de départ à un facteur multiplicatif près. Dans ce cas il existe un algorithme de reconstruction équivalent, basé sur l'utilisation des séquences h_2 et g_2 interpolées [60]. Le schéma simplifié d'analyse et de reconstruction à un seul niveau correspond alors à celui de la Figure 3.6 ci-dessous.

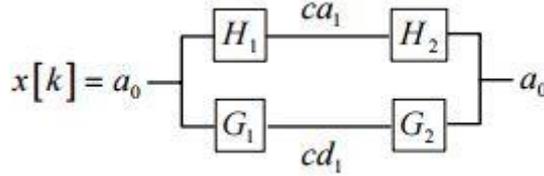


Figure 3 6: schéma simplifié d'analyse et de reconstruction à un seul niveau par TOS

3.2.1.1.c.2 Interprétation en banc de filtres :

Un des avantages de cette décomposition réside dans son interprétation en termes de banc de filtres. Ainsi, on peut exprimer les équations (3.17) et (3.18) respectivement sous les nouvelles formes données par les équations (3.21) et (3.22):

$$ca_x(i, k) = \uparrow 2^{i-1}[h_1] * \left(\uparrow 2^{i-2}[h_1] * \dots * 2[h_1] * [h_1] * x(k) \right) \quad (\text{Eq 3- 21})$$

$$cd_x(i, k) = \uparrow 2^{i-1}[g_1] * \left(\uparrow 2^{i-2}[h_1] * \dots * 2[h_1] * [h_1] * x(k) \right) \quad (\text{Eq 3- 22})$$

En définissant de manière itérative à partir de h_1 et g_1 deux séquences de filtres de longueur croissante :

$$\check{h}_{i+1}(k) = \left(\uparrow 2^i(h_1] * \check{h}_i \right)(k) \quad (\text{Eq 3- 23})$$

$$\check{g}_{i+1}(k) = \left(\uparrow 2^i(g_1] * \check{h}_i \right)(k) \quad (\text{Eq 3- 24})$$

Soit :

$$\check{H}_{i+1}(z) = H(z^{2^j})\check{H}_i(z) \quad (\text{Eq 3- 25})$$

$$\check{G}_{i+1}(z) = G(z^{2^j})\check{H}_i(z) \quad (\text{Eq 3- 26})$$

Avec la condition initiale $\check{H}_0(z)=1$, on peut exprimer [60] les signaux de détails et d'approximation comme résultant directement du filtrage du signal x par ce banc de filtres.

$$ca_x(j, k) = (\check{h}_i * x)(k) \text{ (Eq 3- 27)}$$

$$cd_x(j, k) = (\check{g}_i * x)(k) \text{ (Eq 3- 28)}$$

La formulation banc de filtres peut être intéressante lorsque l'on souhaite calculer uniquement un signal (ca_j ou cd_j): il est alors plus économique de déterminer directement le filtre correspondant.

3.2.2 Implémentation de l'algorithme de filtrage des signaux ECG, PCG et PPG:

Comme indiqué ci-dessus les signaux ECG, PCG et PPG et comme la plupart des signaux biomédicaux, tendent à ne pas être stationnaires. Au contraire, ils ont typiquement des caractéristiques temps-fréquence très complexes. Fréquemment, ils sont constitués de brèves composantes à haute fréquence étroitement espacées dans le temps, accompagnées de composantes permanentes à basse fréquence étroitement espacées en fréquence. Toute méthode d'analyse appropriée pour les traiter devrait donc présenter une bonne résolution de fréquence avec une résolution fine de temps, ce qui peut être obtenu à travers les transformées en ondelettes. En fait, les transformées en ondelettes agissent comme une sorte de microscope mathématique à travers lequel différentes parties des signaux sont examinées en ajustant la focalisation.

Dans notre étude deux méthodes de filtrage à base des transformées en ondelettes sont implémentées et évaluées pour le filtrage respectivement des signaux ECG, PCG et PPG. Il s'agit de la transformée en ondelettes discrète (DWT : discrete wavelet transform) et de la transformée en ondelettes stationnaires sans décimation (UWT : undecimated wavelet transform) connue par l'algorithme à trous.

Ces filtres sont implémentés sous environnement LabView en exploitant l'outil *WA denoise (Wavelet Analysis denoise) disponible* dans la boîte à outils ASPT (*Advanced Signal Processing Toolkit*).

L'outil *WA Denoise Virtuel Instrument* offre des possibilités dans la programmation pour spécifier le type de transformées soit DWT ou UWT; ou encore pour choisir l'ondelette mère et le niveau de décomposition à utiliser.

Cette étude comparative entre le filtrage par DWT et par UWT est menée en fonction de différentes ondelettes mères et différents rapport signal sur bruit (SNR : signal to noise ratio) des signaux ECG, PCG et PPG. L'évaluation du filtrage dans chaque cas est menée à travers le SNR avant et après filtrage pour chaque ondelette

Chapitre III. Traitement des grandeurs électrophysiologiques et physiologiques : Mesures et analyses des paramètres d'exploration cardiovasculaire.

mère utilisée. En fixant l'intervalle de fréquence du bruit à [1Hz-800Hz] pour les trois signaux

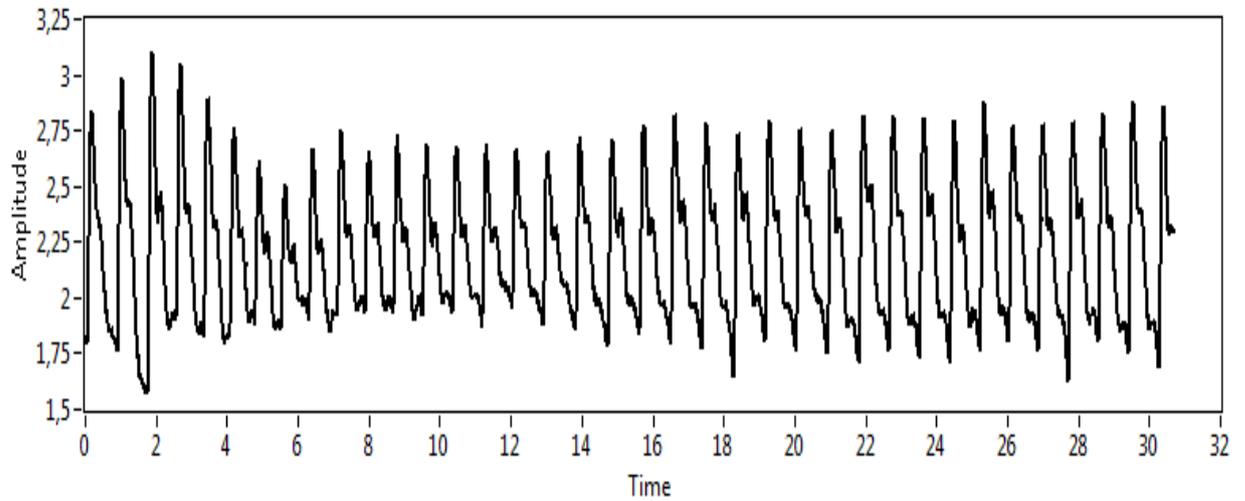
Il faut rappeler que le SNR est le rapport de la puissance du niveau du signal d'entrée à la puissance du niveau de bruit et est habituellement exprimé en dB. Il peut également être calculé en utilisant la valeur moyenne quadratique (RMS) de l'amplitude du signal et de l'amplitude du bruit comme défini dans l'équation (3-29) donnée ci-dessous [78]

$$SNR = 10 \log \left[\left(\frac{E_{signal}}{E_{bruit}} \right)^2 \right] \text{ (dB)} \quad (Eq \ 3- 29)$$

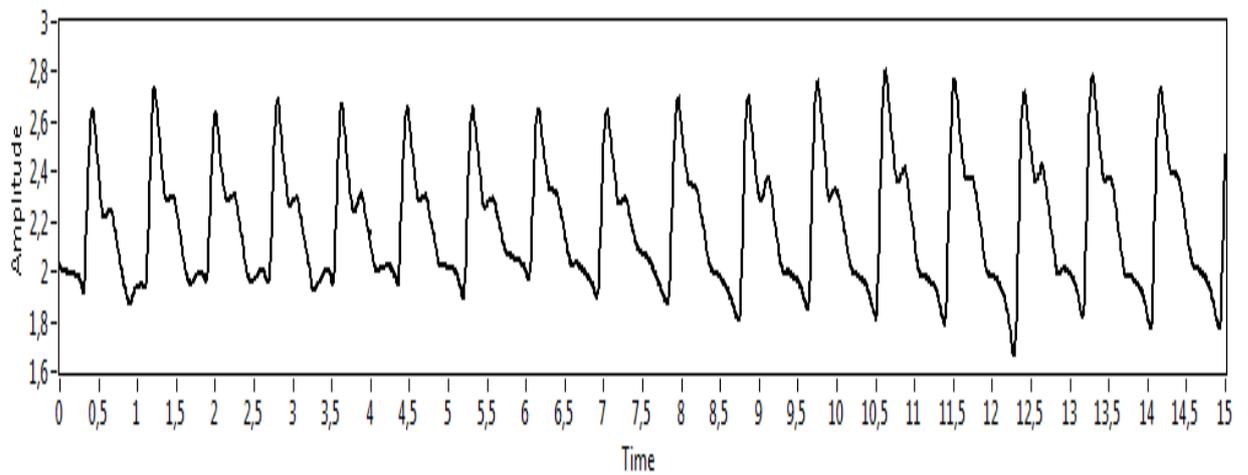
où : E_{signal} : Amplitude quadratique moyenne du signal.

E_{bruit} : Amplitude quadratique moyenne du bruit

Les figures 3.7 ; 3.8 et 3.9 illustrent respectivement des exemples des signaux PPG ; ECG et PCG bruités détectés et de leurs versions filtrées correspondantes en exploitant la UWT pour différentes ondelettes mères. On peut clairement noter dans chaque cas l'amélioration du rapport signal sur bruit après filtrage.

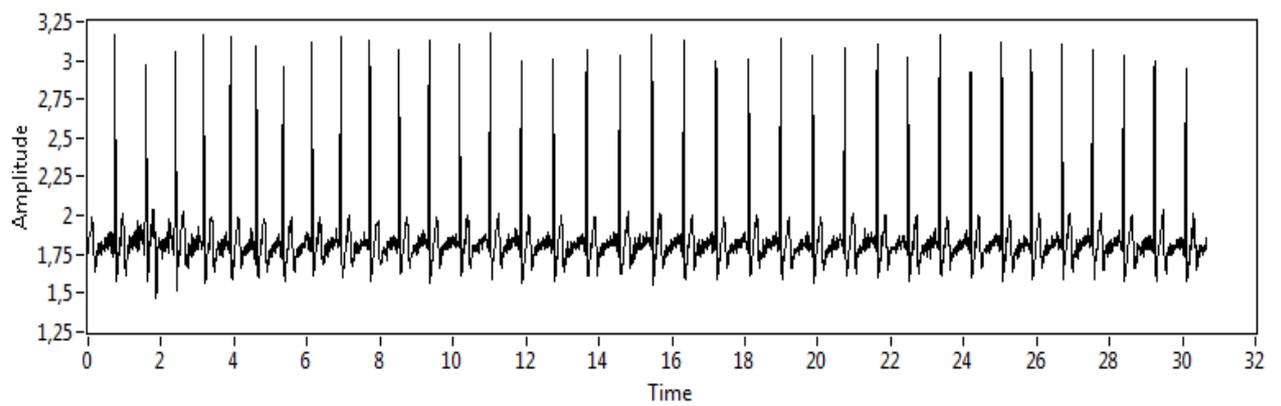


(a)



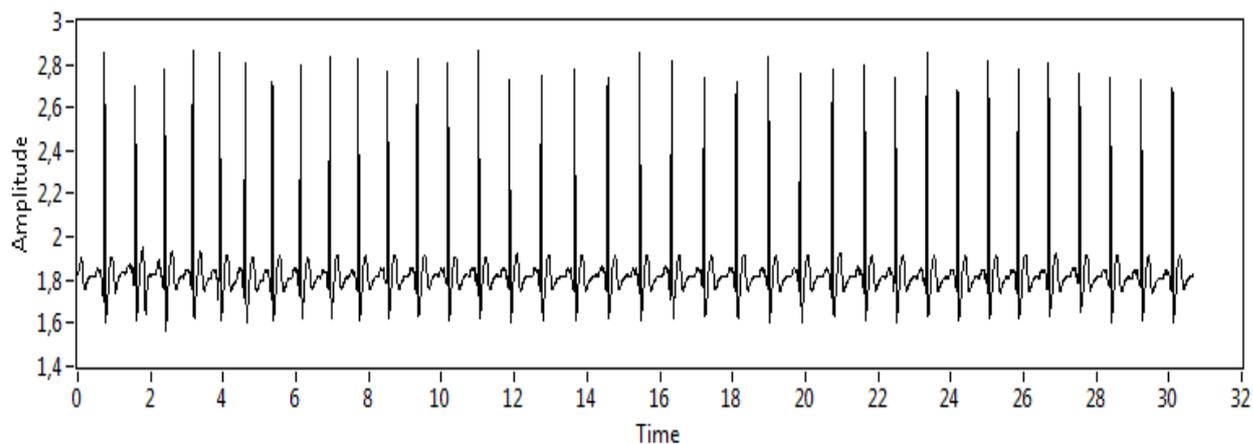
(b)

Figure 3 7 : Processus de filtrage du signal PPG (a) signal PPG bruité, (b) PPG filtré à base de UWT. Avec l'ondelette mère Bior (2-2)



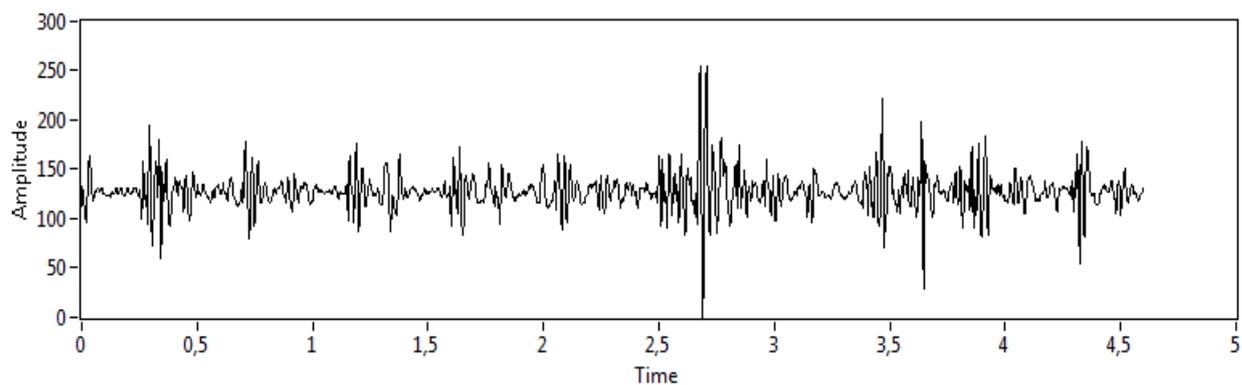
(a)

**Chapitre III. Traitement des grandeurs électrophysiologiques et physiologiques :
Mesures et analyses des paramètres d'exploration cardiovasculaire.**

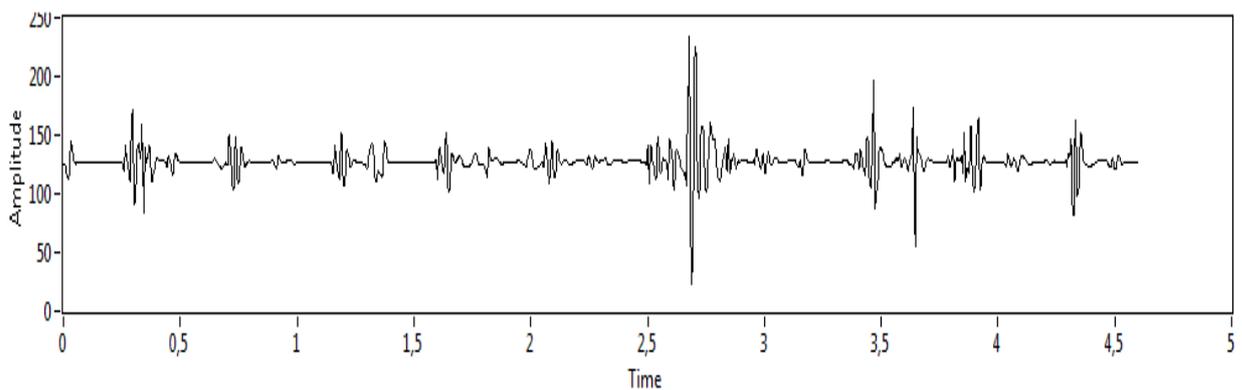


(b)

Figure 3 8: Processus de filtrage du signal ECG (a) signal ECG bruité, (b) ECG filtré à base d'UWT. Avec l'ondelette mère Coif5.



(a)



(b)

Figure 3 9: Processus de filtrage du signal PCG (a) signal PCG bruité, (b) PCG filtré à base de UWT. Avec l'ondelette mère Bior (1-5)

Comme cela était précisé plus haut, l'étude comparative entre la DWT et la UWT qui est menée pour le filtrage des signaux PPG, ECG et PCG est basée sur la

Chapitre III. Traitement des grandeurs électrophysiologiques et physiologiques : Mesures et analyses des paramètres d'exploration cardiovasculaire.

détermination du rapport SNR avant et après filtrage pour chaque ondelette mère étudiée dans chacune des décompositions d'ondelettes : l'UWT et le DWT.

Les tableaux 3.1, 3.2 et 3.3 résument les résultats obtenus pour cette étude respectivement pour les signaux PPG, ECG et PCG, sur 25 cycles. De même les figures 3.10 ; 3.11 et 3.12 illustrent ces résultats sous forme d'histogrammes pour chacun des signaux PPG, ECG et PCG.

A travers ces résultats on peut noter que les valeurs obtenues des SNRs en utilisant l'UWT sont plus élevées que celles obtenues en utilisant la DWT dans le processus de filtrage des signaux PPG, ECG, et PCG pour la majorité des ondelettes mères étudiées.

En effet, la valeur optimale de 84.55dB du SNR est obtenue en utilisant l'ondelette mère Bior(2-2) avec l'UWT pour le filtrage du signal PPG ; elle est de 33.25dB dans le cas du filtrage du signal ECG en utilisant l'UWT avec l'ondelette mère (Coif5) et de 51.25dB dans le cas du filtrage du signal PCG en utilisant l'UWT avec l'ondelette mère (Bior1-5). Il convient de souligner que le choix des types d'ondelettes est basé sur le fait que chacune de ces familles d'ondelettes est orthogonale (comme le cas du Haar, Db et Coif) ou Biorthogonal (comme le cas de Bior) avec des oscillations différentes.

Wavelet mother	UWT		DWT	
	Noisy PPG signal SNR (dB)	Denoised PPG signal SNR (dB)	Noisy PPG Signal SNR (dB)	Denoised PPG signal SNR (dB)
Db02	53.6838	75.7919	53.6838	68.90
Db03	53.6838	77.5416	53.6838	74.57
Db04	53.6838	77.5512	53.6838	75.1051
Haar	53.6838	73.50	53.6838	54.168
Bior(1-3)	53.6838	76.1917	53.6838	72.4872
Bior(1-5)	53.6838	77.3989	53.6838	74.3335
Bior(2-2)	53.6838	84.557	53.6838	72.8388
Bior(2-4)	53.6838	83.2373	53.6838	74.3335
Coif1	53.6838	78.5865	53.6838	69.3857
Coif5	53.6838	79.1927	53.6838	75.1246

Tableau 3 1: Les valeurs du SNR pour différentes ondelettes mères pour chacune des transformées UWT et DWT appliquées pour le filtrage du signal PPG.

**Chapitre III. Traitement des grandeurs électrophysiologiques et physiologiques :
Mesures et analyses des paramètres d'exploration cardiovasculaire.**

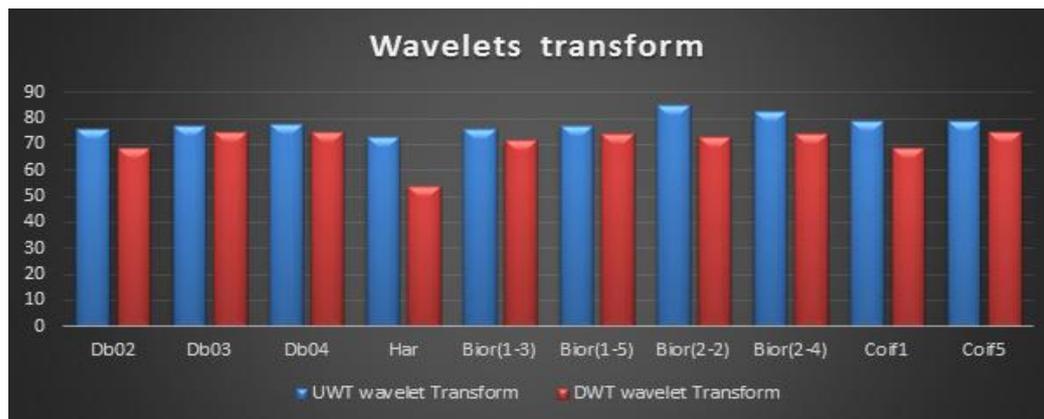


Figure 3 10: Histogrammes illustrant les rapports SNR obtenus avec différentes ondelettes mères pour chacune des transformées UWT et DWT appliquées pour le filtrage du signal PPG.

Wavelet mother	UWT		DWT	
	Noisy ECG signal SNR (dB)	Denosed ECG signal SNR (dB)	Noisy ECG Signal SNR (dB)	Denosed ECG signal SNR (dB)
Db02	29.82	32.28	29.82	31.56
Db03	29.82	32.63	29.82	32.11
Db04	29.82	33.11	29.82	32.91
Haar	29.82	31.55	29.82	31.21
Bior(1-3)	29.82	31.97	29.82	31.79
Bior(1-5)	29.82	32.78	29.82	32.54
Bior(2-2)	29.82	31.79	29.82	30.77
Bior(2-4)	29.82	32.21	29.82	31.55
Coif1	29.82	32.21	29.82	31.30
Coif5	29.82	33.25	29.82	32.26

Tableau 3 2: Les valeurs du SNR pour différentes ondelettes mères pour chacune des transformées UWT et DWT appliquées pour le filtrage du signal ECG

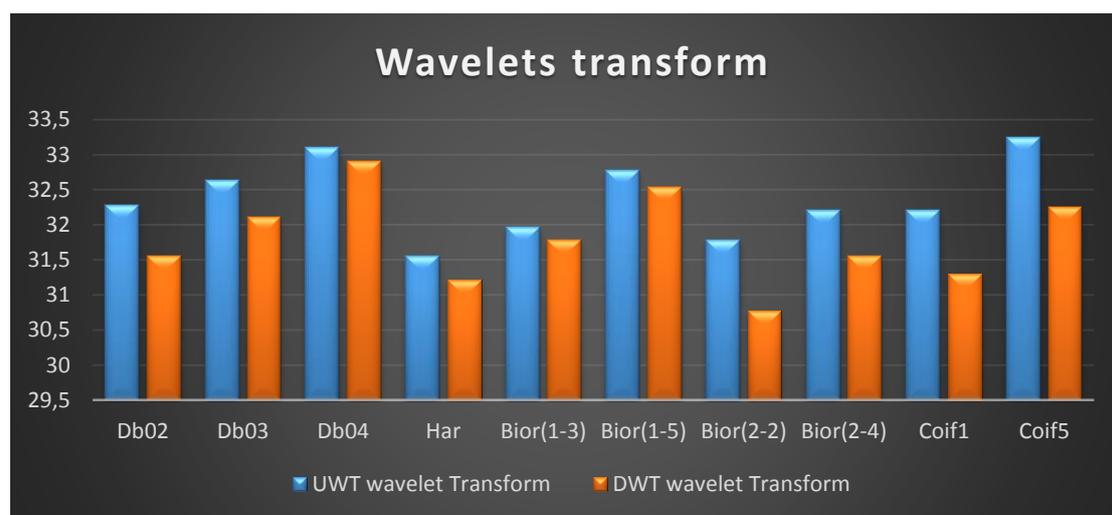


Figure 3 11: Histogrammes illustrant les rapports SNR obtenus avec différentes ondelettes mères pour chacune des transformées UWT et DWT appliquées pour le filtrage du signal ECG.

**Chapitre III. Traitement des grandeurs électrophysiologiques et physiologiques :
Mesures et analyses des paramètres d'exploration cardiovasculaire.**

Wavelet mother	UWT		DWT	
	Noisy PCG signal SNR (dB)	Denoised PCG signal SNR (dB)	Noisy PCG Signal SNR (dB)	Denoised PCG signal SNR (dB)
Db02	17.53	24.69	17.53	32.49
Db03	17.53	43.20	17.53	35.70
Db04	17.53	34.38	17.53	41.69
Haar	17.53	28.04	17.53	18.94
Bior(1-3)	17.53	27.60	17.53	37.43
Bior(1-5)	17.53	51.25	17.53	36.27
Bior(2-2)	17.53	21.85	17.53	15.42
Bior(2-4)	17.53	27.89	17.53	27.23
Coif1	17.53	24.99	17.53	19.97
Coif5	17.53	43.39	17.53	38.22

Tableau 3 3: Les valeurs du SNR pour différentes ondelettes mères pour chacune des transformées UWT et DWT appliquées pour le filtrage du signal_PCG.

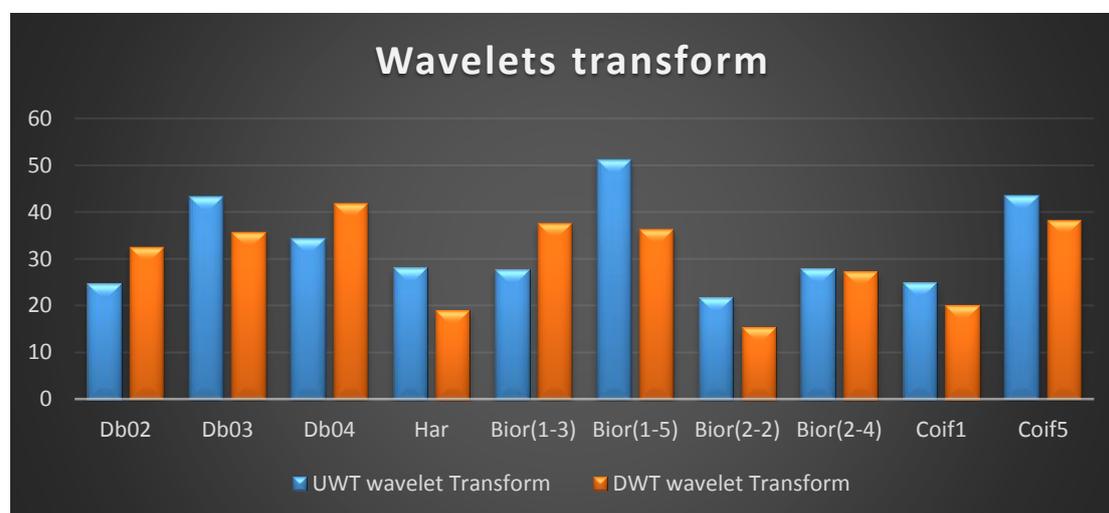


Figure 3 12: Histogrammes illustrant les rapports SNR obtenus avec différentes ondelettes mères pour chacune des transformées UWT et DWT appliquées pour le filtrage du signal PCG

Après cette étude comparative, il apparaît clairement que le choix est porté sur la décomposition en ondelette UWT avec respectivement les ondelettes mères Bior(2-2), Coif5 et Bior1-5 pour respectivement filtrer les signaux PPG, ECG et PCG. Les signaux ainsi filtrés sont exploités pour extraire différents points d'intérêts et par conséquent déduire les paramètres cardiovasculaires.

3.2.3 Détection des différents points d'intérêts dans le signal PPG et détection du pic R dans le signal ECG :

Une fois les signaux PPG, ECG et PCG filtrés, et dans le but de déterminer les paramètres cardiovasculaires, un ensemble de points d'intérêts sont détectés au niveau

Chapitre III. Traitement des grandeurs électrophysiologiques et physiologiques : Mesures et analyses des paramètres d'exploration cardiovasculaire.

de ces signaux. Il s'agit d'un certain nombre de points au niveau du signal PPG comme les pics systoliques, les pics diastoliques ainsi que les points d'inflexions et au niveau du signal ECG, le pic R. Un algorithme est alors développé et implémenté sous environnement LabView pour détecter ces différents points.

La fonction principale dans notre algorithme de détection est la fonction « waveform peak detection » disponible dans le toolbox de LabView. Celle-ci est adaptée et mise en forme pour permettre la détection respectivement des pics systoliques, diastoliques et points d'inflexions dans le signal PPG et le pic R dans le signal ECG. Cette fonction est réalisée à travers un algorithme qui est basé sur un polynôme quadratique dont les variables sont dans notre cas les échantillons (données) décrivant respectivement le signal PPG et le signal ECG. Le nombre de points de données (ou encore le nombre d'échantillons) utilisé dans l'ajustement du polynôme est spécifié par largeur dans le programme.

Pour chaque pic ou vallée, l'ajustement quadratique est testé en fonction d'un seuil. Les pics avec des hauteurs inférieures au seuil ou les vallées avec des creux supérieurs au seuil sont ignorés. Les pics et les vallées ne sont détectés qu'après que le programme de leurs détections aura traité environ la (largeur/2) des points de données au-delà de l'emplacement du pic ou de la vallée. [61]

Dans notre travail, la valeur du seuil est fixée empiriquement à 2.4 pour le PPG et à 2 pour l'ECG. La fonction génère un ensemble de couple de valeurs (x,y) (sous forme de tableaux) correspondant respectivement aux pics systoliques, diastoliques et points d'inflexions du signal PPG. De même, la fonction génère un ensemble de couple de valeurs (x,y) (sous forme d'un tableau) correspondant aux pics R dans le cas du signal ECG. Comme cela était décrit plus haut ces valeurs sont ensuite utilisées pour calculer les différents paramètres d'exploration cardiovasculaire. Des échantillons des résultats obtenus sont illustrés sur les figures 3.13 à 3.16 ci-dessous où on voit clairement que les différents pics et vallées sont bien détectés pour chaque signal (pics et vallées repérés par des croix rouges sur les signaux).

**Chapitre III. Traitement des grandeurs électrophysiologiques et physiologiques :
Mesures et analyses des paramètres d'exploration cardiovasculaire.**

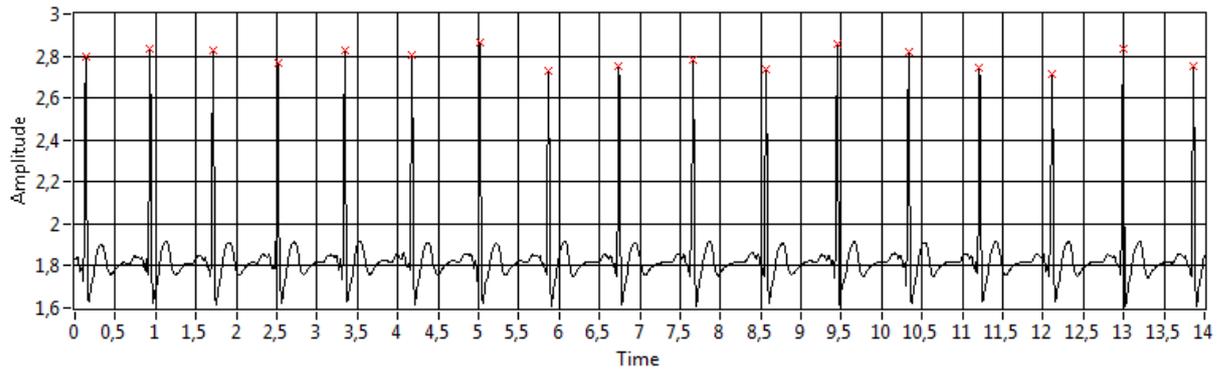


Figure 3 13: Détection des pics R dans le signal ECG

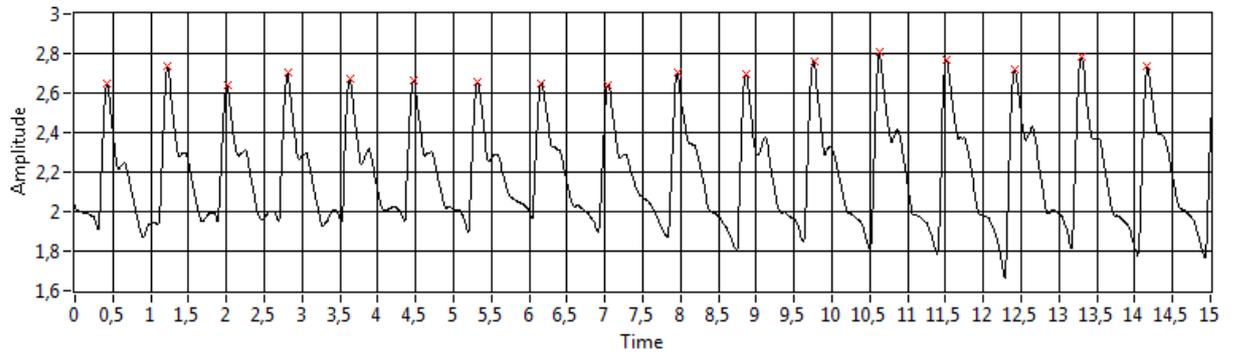


Figure 3 14: Détection des pics systolique dans le signal PPG

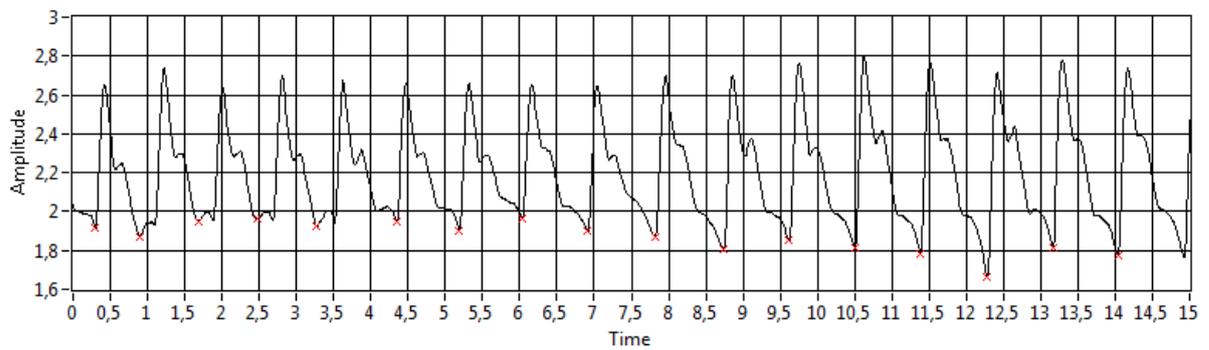


Figure 3 15: Détection de point diastolique dans le signal PPG

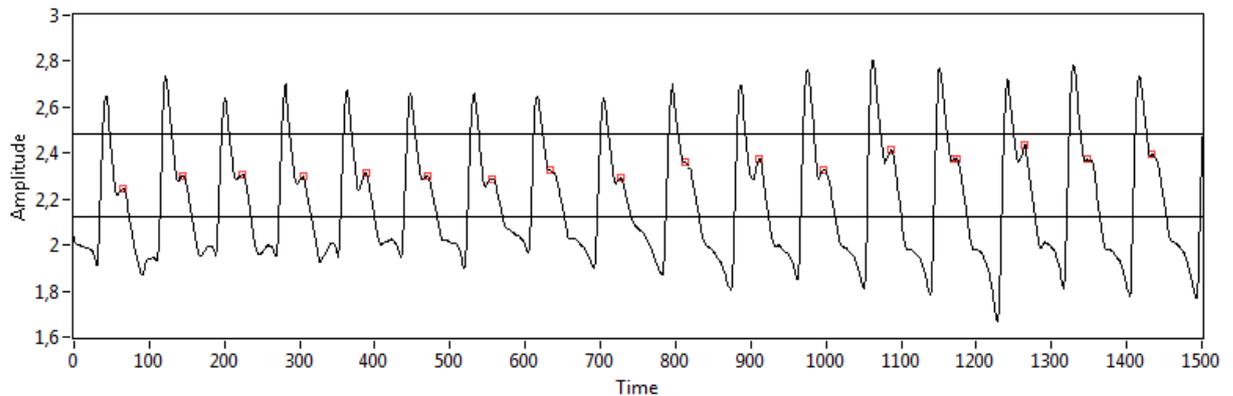


Figure 3 16: Détection de point d'inflexion dans le signal PPG

3.3. Les paramètres physiologiques d'intérêt dans l'exploration cardiovasculaire calculs et analyses :

3.3.1. Mesures et analyses du temps de transit de pouls et de la vitesse de l'onde de pouls :

3.3.1.a Méthode de mesure du temps de transit de l'onde de pouls:

Le concept de base dans la mesure du temps de transit de pouls TTP (ou pulse transit time PTT ou encore pulse wave transit time PWTT) est de mesurer l'intervalle de temps que fait l'onde de l'impulsion artérielle (onde de pouls) dans sa propagation à travers deux sites de mesure dans un segment vasculaire. Toutefois, en exploration cardiovasculaire, ces sites de mesure sont bien déterminés. Il s'agit de considérer très souvent, l'onde R du signal ECG comme point de départ de l'onde de pouls, car elle correspond approximativement à l'ouverture de la valve aortique (c'est-à-dire au début de l'éjection de l'onde de pouls dans le système vasculaire); le point d'arrivée de cette onde est considéré comme un point à la périphérie d'un arbre vasculaire tel que le bout du Doigt. Ce point est déterminé à travers le signal PPG détecté au niveau de l'index. En fait, est tel que c'est illustré sur la figure 3.17 ; la PWTT inclut la PEP (période de pré-éjection) et le temps de transit de l'onde de pouls dans l'artère (a-PWTT).

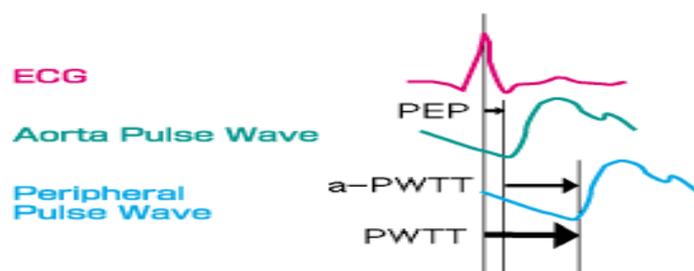


Figure 3 17 : Définition du PWTT.

En fait, le a-PWTT est le temps nécessaire à l'onde de pouls pour se déplacer de l'aorte à la périphérie. Il est directement lié à la pression artérielle. Malheureusement, il ne peut pas être mesuré directement. Nous ne pouvons mesurer que le PWTT, qui inclut aussi le PEP. La PEP est la période juste avant que le sang ne soit pompé dans l'aorte. De manière générale, les changements de PEP sur une courte période de temps sont négligeables dans la plupart des cas, donc nous pouvons supposer que PWTT correspond au a-PWTT.

Dans le système développé, ce temps est déterminé après que le pic R et le point diastolique (vallée) ne soient localisés respectivement sur le signal ECG et sur le signal PPG (voir figures 3.13 et 3.16 ci-dessus).

3.3.1.b Méthode de mesure de la vitesse de l'onde de pouls VOP (ou PWV pulse wave velocity).

Une fois le PWTT déterminé et la distance D mesurée (cette mesure est faite pour chaque sujet) entre l'incisure jugulaire du sternum et la cuticule de l'index de l'avant-bras droit, la PWV est calculée en utilisant l'équation 3-30 ci-dessous :

$$PWV = D/PWTT \quad (Eq\ 3-30)$$

3.3.1.c Méthodes d'Analyse de la vitesse de l'onde de pouls PWV

L'analyse de la PWV (considéré comme paramètre cardiovasculaire) est menée selon deux études ; d'abord sa corrélation ou encore l'étude de ses variations avec l'âge et la variabilité de la fréquence cardiaque VFC (aussi considéré comme paramètre cardiovasculaire), puis une étude de modélisation de ses variations. Une étude statistique de ces paramètres cardiovasculaires est aussi menée dans cette analyse. Les résultats de cette analyse ont été publiés dans la revue Journal of Mechanics in Medicine and Biology [62].

3.3.1.c.1 Détermination de la variabilité de la fréquence cardiaque :

Comme cela était expliqué en chapitre 1, la variabilité de la fréquence cardiaque VFC, est un des paramètres important dans l'exploration cardiaque, particulièrement les arythmies. Dans ce qui suit une étude de cette variabilité est menée à travers les signaux détectés par le dispositif réalisé. Il s'agit de montrer que cette variabilité peut être obtenue soit en utilisant le signal ECG, le signal PCG ou encore le signal PPG. En effet dans le système proposé, elle est obtenue respectivement par la mesure des intervalles R-R dans le signal ECG, et par la mesure de l'intervalle de temps entre deux pics systoliques du signal PPG ou encore entre deux bruits B1 successifs.

3.3.1.c.2 Analyse statistique des paramètres d'exploration Cardiovasculaire:

L'analyse statistique qui est menée dans ce qui suit concerne en une première étape, l'évaluation de la variation de la PWV pour des sujets d'âges et de fréquences cardiaques différents, puis dans une deuxième étape, la détermination d'un modèle de régression illustrant au mieux les variations de la PWV avec l'âge. La première est obtenue par une évaluation quantitative de ses variations à travers différents modèles de régression. Les modèles de régression linéaire (Eq3-31), cubique (Eq3-32) et encore quadratique (Eq3.33) sont utilisés dans cette étude :

$$Y = ax + b \quad (Eq\ 3-31)$$

**Chapitre III. Traitement des grandeurs électrophysiologiques et physiologiques :
Mesures et analyses des paramètres d'exploration cardiovasculaire.**

$$Y = ax^2 + bx + c \quad (\text{Eq 3- 32})$$

$$Y = ax^3 + bx^2 + c \quad (\text{Eq 3- 33})$$

Dans la section qui suit les différents résultats obtenus sur le temps de transit PTT, la vitesse de l'onde de pouls PWV et la variabilité de la fréquence cardiaques VFC sont présentés et analysés.

3.3.1.d Résultats des mesures et d'analyses des paramètres cardiovasculaires:

Dix-sept sujets d'âges différents ont été invités à participer à cette étude. Leurs ECG et PPG ont été simultanément acquis, traités et analysés à travers le dispositif réalisé. Ces sujets étaient âgés de 16 à 58 ans, en bonne santé. Les sujets étaient au repos lors de l'acquisition des signaux ECG et PPG. Le tableau 3.4 ci-dessous résume les résultats obtenus sur les mesures des PWTT, des PWV et des Fréquences cardiaques déterminées respectivement à partir des signaux ECG et PPG de chacun des sujets. Toutes les valeurs représentées correspondent à des valeurs moyennes sur plus de 30 cycles.

Subject	Age and gender	PTT (ms)	Heart beat from ECG in Beat/Min	Heart beat from PPG in Beat/Min	PWV m/s
01	16 (M)	180	70.82	70.89	4.88
02	18(M)	179.33	77.28	77.49	4.81
03	23(M)	157.05	64.15	64.18	5.95
04	25(M)	153	76.51	76.48	5.56
05	28(M)	151	66.86	66.80	5.95
06	28(M)	145.72	80.04	79.98	6.01
07	31(M)	144	68.93	69.02	5.98
08	35(M)	138.9	66.83	66.90	6.2
9	41(M)	124.6	83.35	83.73	6.5
10	45(M)	120.2	61.5	61.43	6.58
11	49(M)	130	73.03	73.14	6.23
12	51(M)	112	75.02	75.13	8.03
13	54(M)	106	83.72	83.74	8.39
14	54(M)	103.2	98.89	99.96	8.34
15	55(M)	100.5	86.84	87	8.4
16	57(M)	99.03	73.02	73.08	8.7
17	58(M)	97.55	88.09	88.13	9.4

Tableau 3 4 : Mesures du PTT, de la FC et de la PWV pour les différents sujets

A travers ces résultats, il apparaît clairement qu'il y a une forte corrélation entre la PWV, la FC et l'âge des sujets. En effet, on remarque que la PWV augmente avec l'âge. Elle varie de 4,88 m/s pour le sujet âgé de 16 ans à 9,4 m/s pour celui de 58 ans. Toutefois elle varie très peu entre 5.95m/s et 6.58m/s pour respectivement la tranche

Chapitre III. Traitement des grandeurs électrophysiologiques et physiologiques : Mesures et analyses des paramètres d'exploration cardiovasculaire.

d'âge de 23ans à 49ans. Ces résultats confirment ceux obtenus par Benetos [63], Pili [64], Nitzan [65] et Badi [66].

La figure 3.18 ci-dessous illustre cette analyse en représentant sur la même courbe les variations de la PWV en fonction de l'âge.

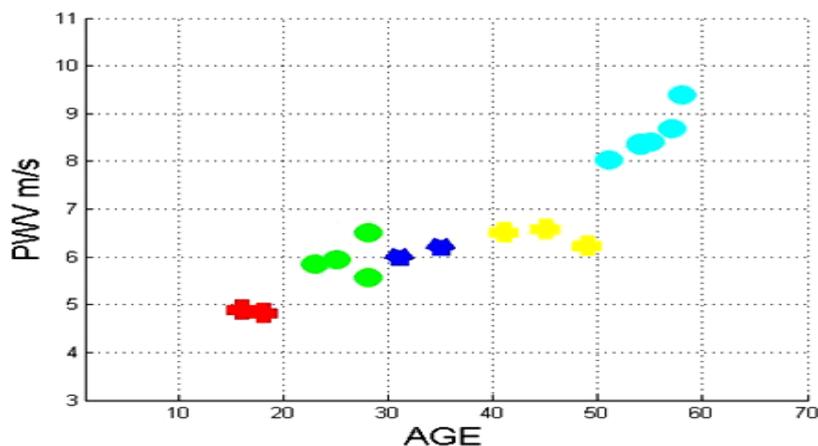


Figure 3 18: variations de la vitesse de l'onde de pouls PWV avec l'âge.

De cette analyse illustrée sur la figure 3.20, on peut faire apparaître cinq groupes d'âges différents. Il s'agit, du groupe1: âges entre 10 et 20 ans, du groupe2: âges entre 20 et 30 ans, du groupe3 : âges entre 30 et 40 ans du groupe4: âges entre 40 et 50 ans et enfin du groupe 5: âges entre 50 et 60 ans. Pour le premier groupe, la PWV varie entre 4m/s et 5m/s alors qu'elle augmente à 5,5m/s et 6,5m/s pour le deuxième groupe. On remarque qu'entre le deuxième et le troisième groupe, la PWV ne change pas de façon significative. Elle reste dans l'intervalle de 6-6,3m/s. Pour le groupe 4, la PWV augmente légèrement de 6,3m/s à 6,7m/s. Cependant, une forte augmentation des variations de la PWV est enregistrée pour le groupe 5. Elle augmente de 7,9m/s et 9,4m/s.

En conclusion, les plus faibles PWV sont enregistrées pour les sujets de tranche d'âges 10-20ans, alors qu'elles augmentent légèrement pour la tranche d'âges 20-50 ans où elle reste relativement constante entre 6 m/s et 6.7 m/s, et fortement pour la tranche d'âges 50-60ans. Ces résultats peuvent être expliqués par l'augmentation de la rigidité artérielle avec l'âge causée par la calcification médiane et la perte d'élasticité.

Une autre analyse a été menée sur les variations de PWV; cette fois il s'agit d'une étude de l'effet de la VFC sur la PWV. L'étude est menée sur les mêmes sujets (17 sujets) répartis en groupes tel que cela était présenté en ci-dessus. La VFC et les variations de la PWV sont étudiées sur les 30cycles de battements enregistrés pour

Chapitre III. Traitement des grandeurs électrophysiologiques et physiologiques : Mesures et analyses des paramètres d'exploration cardiovasculaire.

chaque sujet. Les résultats obtenus sont illustrés sur les figures 3.19 à 3.23 respectivement pour chaque groupe (de 1 à 5).

Comme on peut le remarquer sur la figure 3.19, pour l'exemple du groupe 1, les variations de la PWV restent très régulières sur les différents cycles cardiaques bien que la VFC augmente de manière significative tel qu'il apparaît entre les cycles 15 et 20 où l'on note une augmentation de la fréquence cardiaque de 75 à 95bat/min. Des remarques similaires peuvent être faites pour les autres groupes (groupes 2 à 5) tel que c'est illustré sur les figures 3.21 à 3.23. On peut donc conclure que la PWV n'est pas affectée par la VFC lorsqu'une petite augmentation de celle-ci est enregistrée.

Cependant, beaucoup plus de données devraient être enregistrées pour généraliser ce résultat. Ces résultats réconfortent ceux obtenus par Salvi [67] et Perkins [68] sur l'effet de la VFC sur la PWV.

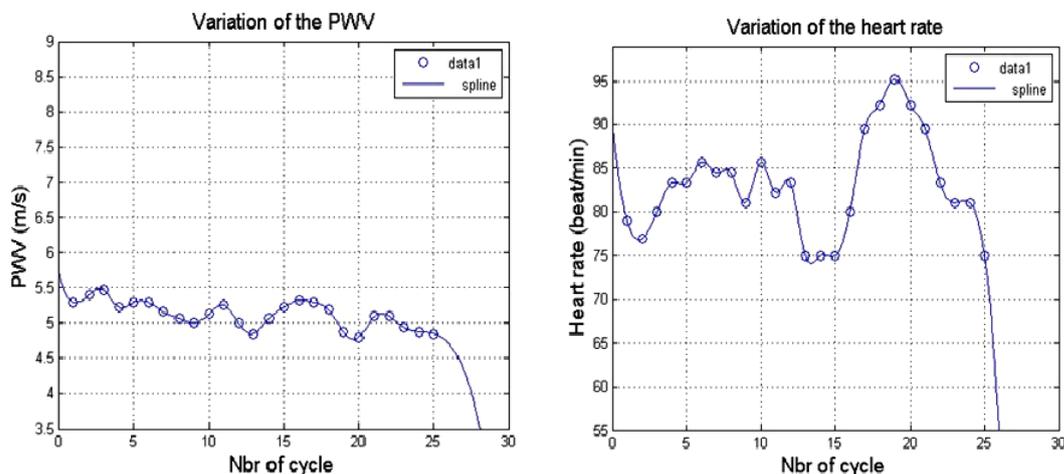


Figure 3 19 : variations de la PWV et de la VFC en fonction des cycles cardiaques dans le groupe 1

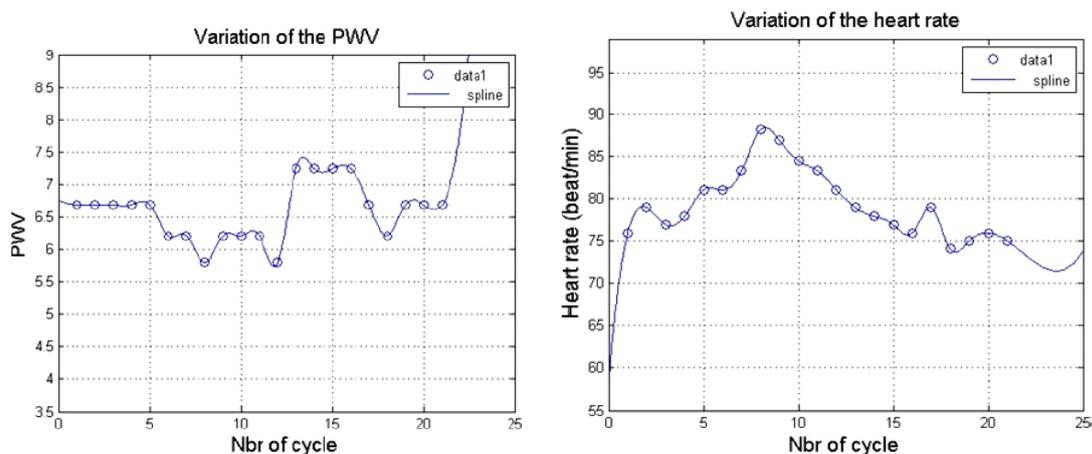


Figure 3 20 : variations de la PWV et de la VFC en fonction des cycles cardiaques dans le groupe 2

**Chapitre III. Traitement des grandeurs électrophysiologiques et physiologiques :
Mesures et analyses des paramètres d'exploration cardiovasculaire.**

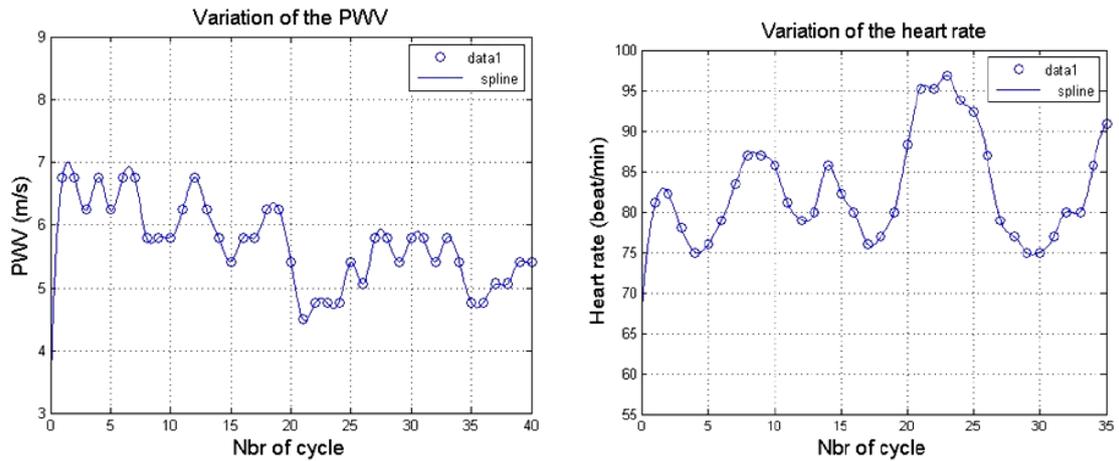


Figure 3 21 : variations de la PWV et de la VFC en fonction des cycles cardiaques dans le groupe3

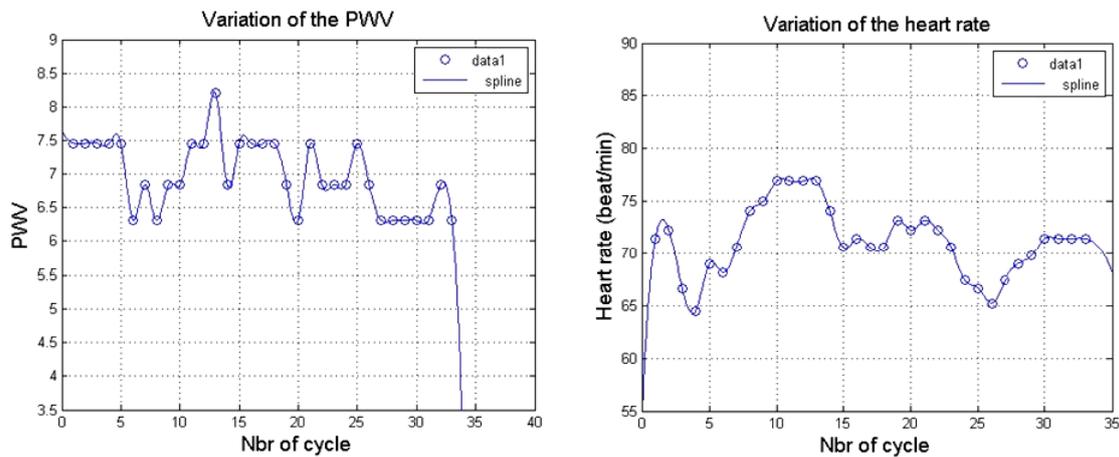


Figure 3 22 : variations de la PWV et de la VFC en fonction des cycles cardiaques dans le groupe4

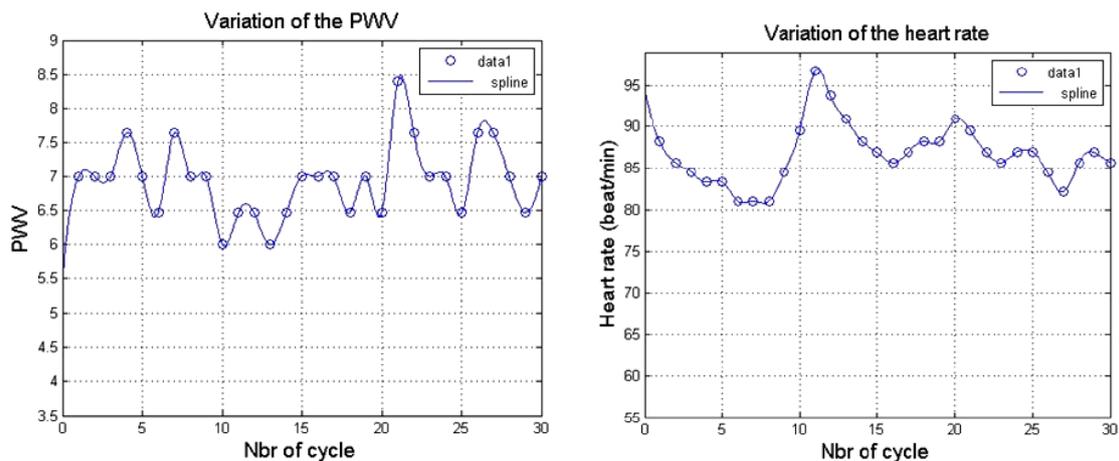


Figure 3 23 : variations de la PWV et de la VFC en fonction des cycles cardiaques dans le groupe5

Chapitre III. Traitement des grandeurs électrophysiologiques et physiologiques : Mesures et analyses des paramètres d'exploration cardiovasculaire.

Une étude plus détaillée a été aussi menée sur les variations de la PWV avec l'âge. C'est une étude de modélisation de ces variations de la PWV en fonction de l'âge en vue de déterminer le meilleur modèle qui pourrait s'adapter.

Comme cela était décrit en ci-dessus, trois modèles de régression (le modèle régression linéaire, le modèle de régression quadratique, et le modèle de régression cubique) ont été implémentés et étudiés pour cette modélisation. Pour chaque modèle utilisé la norme résiduelle est calculée pour permettre le choix du modèle le plus adapté. Les résultats obtenus par ces modèles sont illustrés sur les figures 3.24 (a) ; (b) et (c) pour respectivement les modèles de régression linéaire, de régression quadratique et de régression cubique. De même les valeurs obtenues pour la norme résiduelle de chaque modèle étudié sont résumées sur le tableau 3.5 ci-dessous. Pour chaque modèle, la norme résiduelle est calculée et présentée dans le tableau2. Selon les valeurs des normes résiduelles obtenues et tel que c'est illustré sur la figure 3.24, le modèle de régression cubique est le mieux adapté à ces variations.

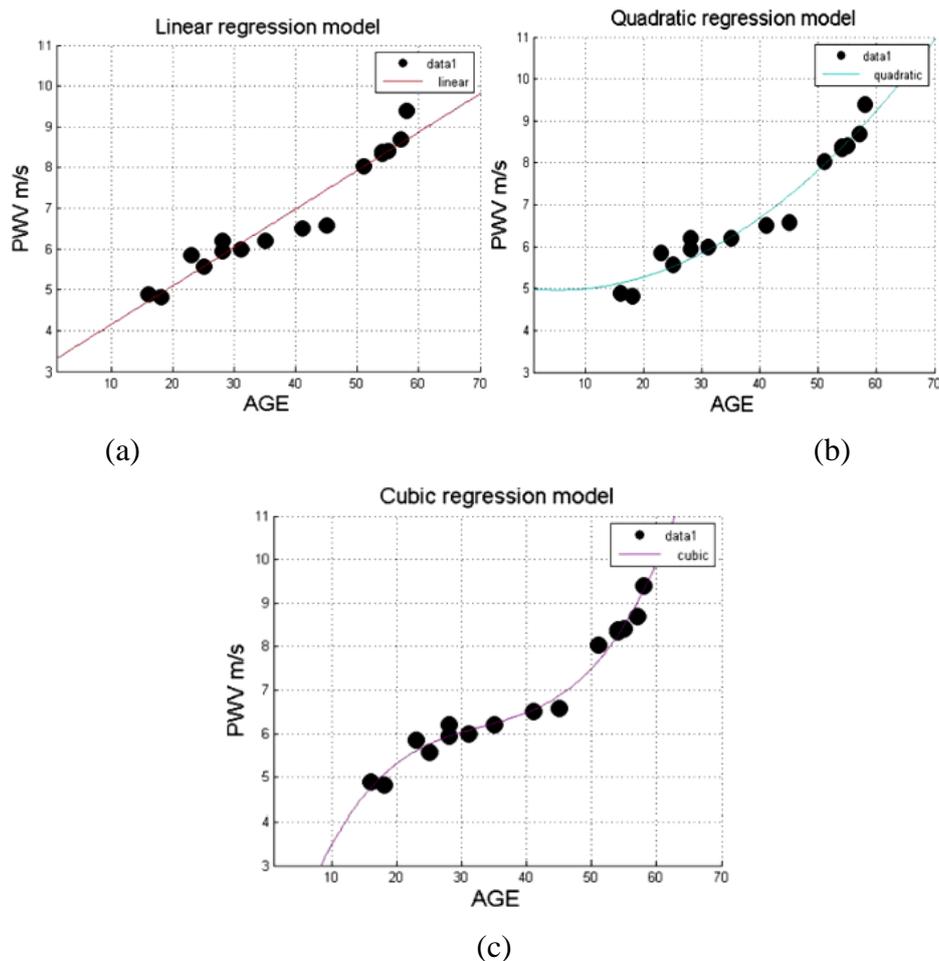


Figure 3 24 : modélisation des variations de la PWV en fonction de l'âge (a) modèle de régression linéaire-(b) modèle de régression quadratique –(c) modèle de régression cubique

**Chapitre III. Traitement des grandeurs électrophysiologiques et physiologiques :
Mesures et analyses des paramètres d'exploration cardiovasculaire.**

	PWV	Residual value
régression linéaire (a)	$Y = 0.09427 * x + 3.21$	1.4643
régression quadratique (b)	$Y = 0.0014 * x^2 - 0.01503 * x + 5.0072$	1.20
régression cubique (c)	$Y = 0.00013 * x^3 - 0.01391 * x^2 + 0.501 * x - 0.272$	0.78

Tableau 3 5: Les différents modèles de régressions utilisés et les valeurs de normes résiduelles obtenues

En plus de ces études et analyses menées sur la PWV, la VFC et l'âge, une étude plus approfondie sur le signal PPG a été aussi menée pour extraire d'autres paramètres cardiovasculaires. Cette étude est orientée vers particulièrement la morphologie du signal PPG par la détermination et la localisation des différents points d'inflexions sur ce signal.

3.3.2 Analyses du signal PPG :

Comme cela était décrit dans le chapitre un d'autres paramètres pertinents permettant une évaluation de système cardiovasculaire peuvent être extraits du signal PPG. Il s'agit dans notre étude de l'indice d'augmentation IA (Augmentation Index AI) et du rapport d'amplitudes relatives aux points d'inflexions dans le signal PPG. Les résultats obtenus de cette étude et analyse décrits dans ce qui suit ont été publiés dans la revue International Journal of Biomedical Engineering and Technology [69] .

3.3.2.1 Calcul de l'indice d'augmentation :

Comme décrit dans le premier chapitre, l'expression utilisée pour calculer l'indice d'augmentation IA (Augmentation Index AI) est donnée par l'équation (3-34) ci-dessous.

$$Ai = \frac{Pi}{Ps} \quad (Eq\ 3- 34)$$

Où : Pi : le point d'inflexion dans le signal PPG ou encore Ip (inflexion Point).

Ps : le point systolique dans le signal PPG ou encore Sp (Systolic Point)

La première partie de signal PPG avec le point d'inflexion Pi est générée par l'onde d'éjection du ventricule gauche. Le déplacement de cette onde dépend du débit du sang et de la raideur de l'artère centrale ; elle n'est pas influencée par les réflexions d'onde. La dernière partie du signal PPG, avec le point systolique, est générée par l'onde réfléchie arrivant pendant la systole et s'ajoutant à l'onde de pression. Cette augmentation de l'onde de pression dépend des propriétés élastiques de tout l'arbre artériel, de la vitesse de l'onde réfléchie, et de la distance au site réfléchissant principal.

D'après la formule de l'indice d'augmentation et la théorie du signal de PPG, il est clair que lorsque les artères deviennent plus rigides, l'AI devient moins important.

3.3.2.2 Calcul de la deuxième dérivée du signal PPG:

L'analyse du contour ou de la morphologie dépend principalement de la détection du point d'inflexion du PPG (deuxième pic) puisqu'il tend à être moins prononcé dans la plupart des cas, en particulier dans le cas de vieillissement et de diabète. Cependant, parmi les douze variables extraites de la deuxième dérivée du signal PPG [70], le rapport b/a est considéré comme un paramètre très prometteur dans l'aide à la prédiction de l'athérosclérose à haut risque.

Après l'acquisition et le filtrage du signal PPG, sa première dérivée et sa seconde dérivée ont été déterminées et évaluées (voir la figure 3.25) en déterminant les maximums, les vallées et le point d'inflexion. Le point d'inflexion du signal PPG est déterminé comme étant le premier maximum de sa première dérivée. Il est encore mieux localisé à travers la deuxième dérivée (second dérivative PPG-SDPPG) où apparaissent encore d'autres ondes localisant les autres points d'inflexions correspondant aux maximum et vallée sur le signal PPG. Les ondes obtenues (a),(b),(c),(d) correspond à la phase systolique et l'onde (e) à la phase diastolique, la hauteur relative de ces ondes (rapports b/a) de la SDPPG ont été évaluées et a été extraite.

Chapitre III. Traitement des grandeurs électrophysiologiques et physiologiques : Mesures et analyses des paramètres d'exploration cardiovasculaire.

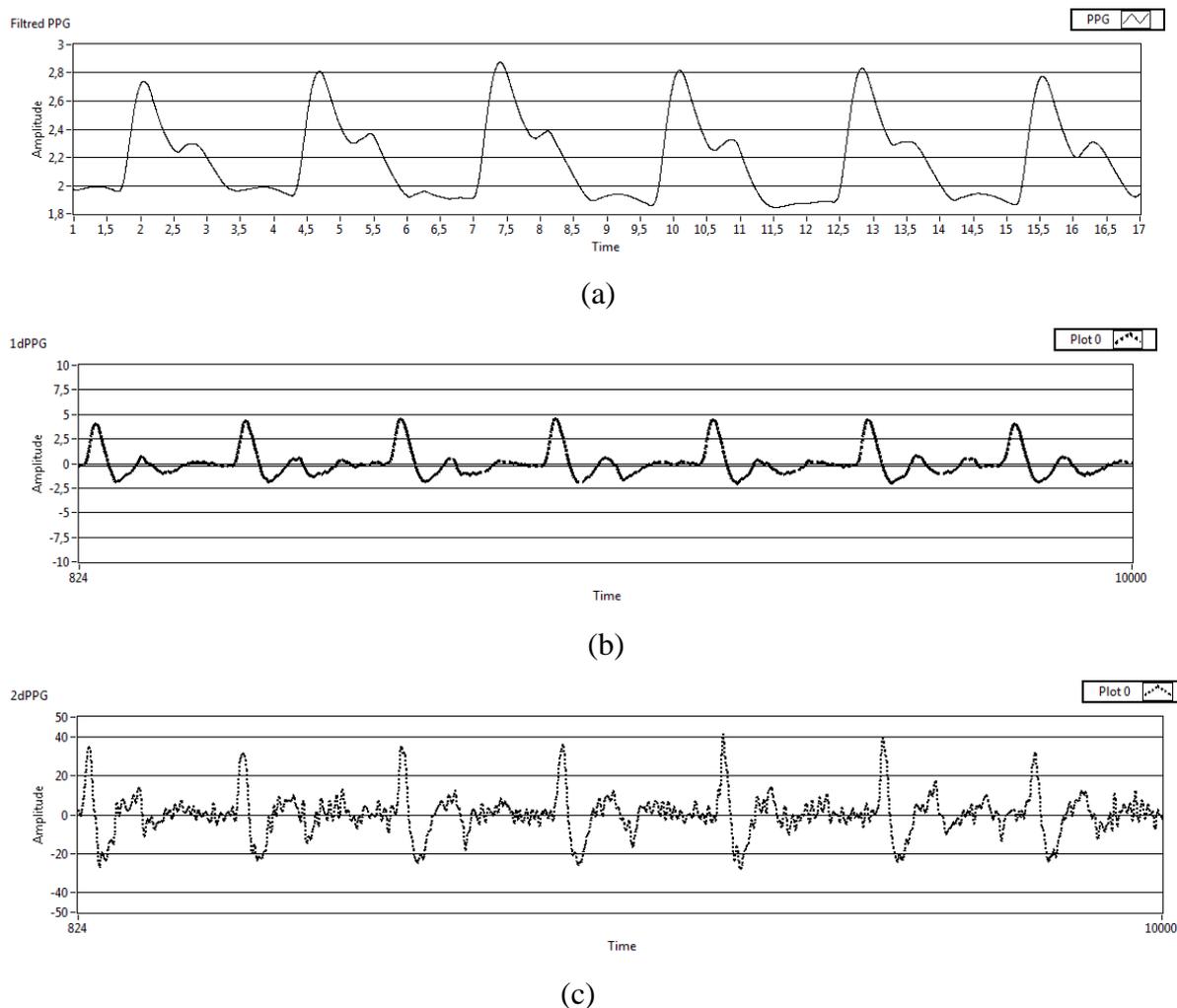


Figure 3 25 : (a) le signal PPG filtré, (b) la première dérivée du signal PPG, (c) la deuxième dérivée du signal PPG

3.3.2.3 Résultats :

L'étude exploitant la dérivée seconde du signal PPG a été menée sur différents sujets d'âges différents présentant ou pas des pathologies cardiovasculaires. En fait, les signaux PPG ont été relevés sur un échantillon de 24 sujets d'âges et de sexes différents (de 18 ans à 78ans) dont 12 présentent des pathologies cardiovasculaires (d'âges 38ans à 80ans). Pour chaque sujet les pics systoliques Sp , diastolique Dp , le point d'inflexion Ip , l'indice d'augmentation AI et le rapport b/a sont déterminés à partir de la dérivée seconde de leur signal PPG (SDPPG). Les valeurs obtenues de ces paramètres sont résumés sur le tableau 3.6 ci-dessous.

**Chapitre III. Traitement des grandeurs électrophysiologiques et physiologiques :
Mesures et analyses des paramètres d'exploration cardiovasculaire.**

	Subjects	Age and gender	Sp	Ip	Dp	Ai	b/a Ratio
Normal subjects	01	18 (M)	2.43	2.34	2.24	0.96	0.75
	02	24(M)	2.78	2.22	1.82	0.8	0.71
	03	25(F)	2.53	2.22	1.98	0.87	0.7
	04	25(F)	2.78	2.23	1.66	0.8	0.7
	05	25(H)	2.61	2.24	1.98	0.85	0.8
	06	26(H)	2.35	2.22	2.10	0.94	0.84
	07	27(F)	2.71	2.27	1.71	0.83	0.83
	08	29(F)	2.68	2.2	1.84	0.82	0.76
	09	32(H)	2.72	2.2	1.70	0.8	0.67
	10	33(H)	2.49	2.24	2.11	0.89	0.67
	11	54(F)	2.35	2.18	2.06	0.92	0.54
	12	78(F)	2.64	2.3	2.08	0.87	0.48
Abnormal subjects	01	38(H)	0.43	-0.31	-0.21	0.48	0.43
	02	48(H)	0.5	-0.2	-0.15	0.4	0.41
	03	59(H)	0.55	-0.24	-0.3	0.43	0.4
	04	70(M)	0.6	-0.29	-0.39	0.4	0.38
	05	80(M)	0.6	-0.09	-0.5	0.15	0.32
	06	40(M)	0.33	-0.15	-0.1	0.45	0.29
	07	46(M)	0.23	-0.11	-0.26	0.47	0.36
	08	68(M)	0.45	-0.12	-0.20	0.26	0.42
	09	60(M)	0.22	-0.08	-0.29	0.36	0.26
	10	69(M)	0.8	-0.16	-0.18	0.2	0.37
	11	78(M)	0.73	-0.14	-0.30	0.19	0.31
	12	72(M)	0.68	-0.19	-0.19	0.27	0.35

Tableau 3 6: résultats obtenus sur les pics systoliques, diastoliques, point d'inflexion, la valeur de l'indice d'augmentation et le rapport b/a pour différents sujets.

Pour mieux illustrer les variations de l'Ai pour le groupe de sujets analysés, des illustrations de boîtes de moustache sont utilisées. La figure 3.26 illustre ces résultats où (1) et (2) décrivent respectivement les boîtes de moustache illustrant les variations des valeurs de Ai pour des sujets ne présentant pas de pathologies (sujets sains) et celles des sujets présentant des pathologies cardiovasculaire (sujets anormaux).

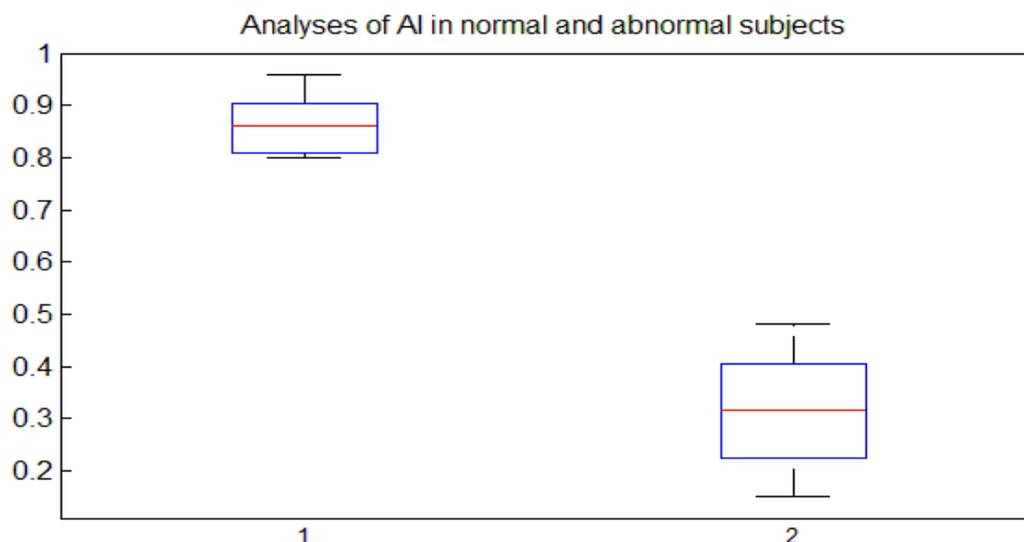


Figure 3 26 : Analyse de l'indice d'augmentations pour des sujets normaux et anormaux à travers les boîtes de moustache.

À partir de la figure ci-dessus, nous pouvons remarquer que la variation de l'AI pour les sujet normaux et anormaux n'est pas la même. On remarque que les variations de l'AI chez les sujets sains sont situées dans la gamme [0,8-0,96], tandis que celles des sujets anormaux sont situées dans la gamme [0,15-0,48]. En fait, pour les sujets sains le AI reste relativement constant autour d'une moyenne de 0.88 cependant celui des sujets anormaux diminue avec l'âge de 0.48 pour l'âge de 48ans à 0.15 pour l'âge de 80ans et ceci compte tenu de l'accroissement du degré de sévérité de la rigidité des parois artérielles avec l'âge.

De même et pour une meilleure appréciation des variations du rapport (b/a) pour l'échantillon analysé, des illustrations de boîtes de moustache sont utilisées. La figure 3.27 illustre ces résultats où (1) et (2) décrivent respectivement les boîtes de moustache illustrant les variations des rapports (b/a) pour des sujets ne présentant pas de pathologies (sujets sains) et celles des sujets présentant des pathologies cardiovasculaire (sujets anormaux).

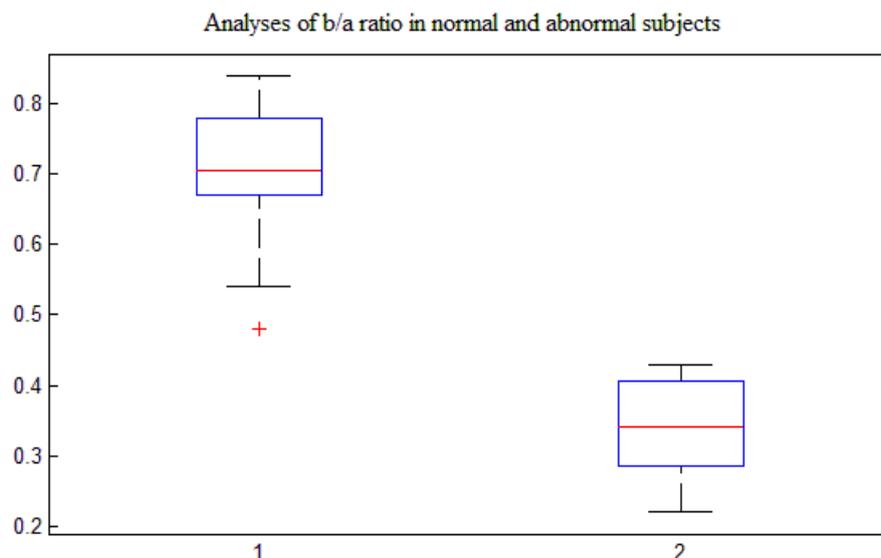


Figure 3 27 : Analyse des rapports (b/a) pour des sujets normaux et anormaux à travers les boites de moustache.

À partir de la figure ci-dessus, nous pouvons remarquer que les rapports (b/a) pour les sujets sains varient dans l'intervalle [0.48-0.84] indépendamment de l'âge et du sexe. Toutefois ces variations pour les sujets anormaux ces variations sont plus faibles et se situent dans l'intervalle [0.26-0.43]; là aussi indépendamment de l'âge et du sexe. Au fait, cette indépendance des variations du rapport (b/a) de l'âge du sujet est principalement due au fait que les amplitudes 'a' et 'b' sont inclus dans la composante systolique précoce, et sont principalement causées par la première réponse vasculaire à l'éjection du sang du cœur. Takazawa et al. [71] ont affirmé que le rapport (b/a) reflète la rigidité des grandes artères, sans aucune influence sur l'onde réfléchie. Par conséquent, la diminution du rapport (b/a) avec [(b/a) =0.54 pour l'âge de 54 ans, et (b/a)=0.48 pour l'âge de 78ans] telle qu'observée dans notre étude, peut indiquer une diminution de la distensibilité artérielle avec l'âge. Aussi, cette étude a montré que les rapports (b/a) pour les patients ayant un problème cardiovasculaire sont inférieurs à ceux des sujets normaux permettant ainsi de les identifier.

Ces résultats peuvent aussi se justifier par le fait que les sujets présentant des rigidités artérielles (très souvent de manière naturelle avec l'âge) présentent généralement des PPGs avec des encoches dicrotés moins prononcées. Ceci compte tenu que les vaisseaux deviennent plus rigides pendant le processus de vieillissement, dans ce cas l'onde réfléchie retourne plus vite et en raison de la sommation des ondes la forme résultante du signal PPG change.

Chapitre III. Traitement des grandeurs électrophysiologiques et physiologiques : Mesures et analyses des paramètres d'exploration cardiovasculaire.

Par conséquent, à partir de l'étude présentée en ci-dessus et compte tenu des résultats obtenus pour les deux paramètres, l'indice d'augmentation et le rapport b/a, il est confirmé que cette technique peut être appliquée pour évaluer le risque cardiovasculaire.

3.3 Conclusion

Nous avons décrit dans ce chapitre la dernière étape d'élaboration de notre système qui est le traitement numérique des signaux ECG, PCG, PPG ; l'extraction des paramètres cardiovasculaires et leurs analyses sous environnement LabView. Le traitement numérique des signaux ECG, PCG et PPG consistait en l'implémentation et l'évaluation des techniques des transformées d'ondelettes discrètes (DWT) et d'ondelettes stationnaires (SWT) pour le filtrage de ces signaux. Les résultats obtenus ont montré que les transformées d'ondelettes stationnaires, moyennant un choix approprié de l'ondelette mère, permettaient d'avoir un meilleur rapport signal sur bruit.

L'extraction et l'analyse des paramètres cardiovasculaires était basé sur l'analyse des signaux ECG, PCG et PPG d'abord séparément à travers l'extraction du rythme cardiaque puis en les combinant pour déduire le temps de transit de pouls et par conséquent déduire la vitesse de l'onde de pouls. En fait, la mesure du temps de transit était faite à travers la localisation du pic R dans le signal ECG et la vallée diastolique dans le signal PPG. D'autres paramètres cardiovasculaires ont été extraits du signal PPG. En fait, il a été montré que la dérivée seconde du signal PPG permettait de déterminer les différents pics et vallées ainsi que le point d'inflexion dans le signal PPG permettant ainsi de déduire l'indice d'augmentation IA et le rapport (b/a). Ces paramètres ont été analysés pour différents sujets d'âges et de sexes différents sains et présentant des problèmes cardiovasculaires. Les résultats obtenus sur une base de données de 24 sujets ont montré que ces paramètres pouvaient séparer entre les sujets sains et les sujets présentant des pathologies cardiovasculaire ou encore une rigidité de parois artérielle qu'on peut aussi voir avec l'accroissement de l'âge.

Conclusion générale

Conclusion générale

Dans cette thèse une plateforme d'exploration cardiovasculaire a été développée. L'exploration cardiaque est faite à travers la détection, le traitement et l'analyse respectivement du signal physiologique : le phonocardiogramme PCG et du signal électrophysiologique : l'électrocardiogramme ECG. Cependant l'exploration vasculaire particulièrement le dépistage des sténoses aortiques et l'appréciation du degré de leur sévérité est faite à travers l'exploitation du signal PPG ainsi que la vitesse sanguine vasculaire.

Dans le premier volet de notre travail, une description du dispositif développé a été présentée d'une manière assez détaillée. En effet, cette description concernait les deux aspects le développement hardware et software. Au niveau hardware, les différents circuits électroniques de détections, de mise en forme et d'acquisition des signaux ECG, PCG et PPG ont été présentés et étudiés mettant en exergue l'importance du choix de ces circuits pour une détection optimale. Au niveau software, différents algorithmes permettant l'acquisition et l'interface de ces grandeurs avec le PC et avec l'utilisateur ont été présentés et décrits. Un intérêt particulier a été porté sur l'interface graphique développée et mise à disposition du clinicien pour interagir avec le dispositif en termes de mesure et d'accès aux différents paramètres physiologiques d'exploration cardiovasculaire.

Le deuxième volet de notre travail, a concerné le traitement numérique des signaux ECG, PCG, PPG; l'extraction des paramètres cardiovasculaires et leurs analyses sous environnement LabView. Le traitement numérique des signaux ECG, PCG et PPG consistait en l'implémentation et l'évaluation des techniques des transformées d'ondelettes discrètes (DWT) et d'ondelettes stationnaires (SWT) pour le filtrage de ces signaux. Les résultats obtenus ont montré que les transformées d'ondelettes stationnaires, moyennant un choix approprié de l'ondelette mère, permettaient d'avoir un meilleur rapport signal sur bruit.

L'extraction et l'analyse des paramètres cardiovasculaires était basé sur l'analyse des signaux ECG, PCG et PPG d'abord séparément à travers l'extraction du rythme cardiaque puis en les combinant pour déduire le temps de transit de pouls et par conséquent déduire la vitesse de l'onde de pouls. En fait, la mesure du temps de transit était faite à travers la localisation du pic R dans le signal ECG et la vallée diastolique dans le signal PPG. D'autres paramètres cardiovasculaires ont été extraits du signal PPG. Il a été montré que la dérivée seconde du signal PPG permettait de déterminer les

Conclusion générale

différents pics et vallées ainsi que le point d'inflexion dans le signal PPG permettant ainsi de déduire l'indice d'augmentation A_i et le rapport (b/a) . Ces paramètres ont été analysés pour différents sujets d'âges et de sexes différents sains et présentant des problèmes cardiovasculaires. Les résultats obtenus sur une base de données de 24 sujets ont montré que ces paramètres pouvaient séparer entre les sujets sains et les sujets présentant des pathologies cardiovasculaire ou encore une rigidité des parois artérielles qu'on peut aussi voir avec l'accroissement de l'âge.

Cette thèse nous ouvre plusieurs perspectives, notamment pour les études à venir, que l'on résume comme suit :

1. La détection de signaux physiologiques :

La détection des signaux physiologique représente l'élément majeur pour poser un bon diagnostic. Le placement des capteurs sur le corps a un impact sur l'état de l'utilisateur, ce qui peut influencer les résultats.

A ce stade, nous proposons la miniaturisation des capteurs, qui est un facteur important pour être acceptés par l'utilisateur,

2. Les modalités de détection des problèmes cardiovasculaire :

Les signaux physiologiques ne sont pas la seule modalité pour la détection des problèmes cardiovasculaire. Dans les futurs travaux, nous pouvons avantageusement d'utiliser d'autres moyens de diagnostic des problèmes cardiovasculaire telles que l'utilisation en associé à notre plateforme le vélocimètre Doppler (BIDI) et la mesure de la tension artérielle ainsi que la mesure de la saturation en oxygène. L'association de ces différents paramètres dans une seule plateforme et aussi la mesure simultanée de ces derniers porte une grande aide au clinicien pour poser son diagnostic.

3. Méthode de traitement et mesure :

Dans le présent travail, tous les signaux physiologiques ont été traités de la même manière vu les caractéristiques différentes des signaux physiologiques, nous proposons d'analyser ces derniers différemment, c-à-d pas de la même façon, afin d'extraire des paramètres pertinents de chaque signal. Et aussi en prévoit de prendre d'autres mesures au milieu hospitalier pour des sujets sains et pathologique dans le but d'enrichir notre base de donnée.

Références bibliographiques

Références bibliographiques

- [1] Site web: <https://www.algerie1.com/actualite/les-maladies-cardiovasculaires-premiere-cause-de-mortalite-en-algerie/>
- [2] J. Tu et al., "Computational Hemodynamics Theory, "Modelling and Applications" Biological and Medical Physics, Biomedical Engineering, 2015, DOI 10.1007/978-94-017-9594-4_2.
- [3] Site web: <https://bio.m2osw.com/gcartable/cardiologie/coeur.htm>
- [4] Badir Benkrelifa Lahouaria « Étude et Réalisation d'une Interface Homme Machine dédiée à la Spectrophotométrie d'absorption Moléculaire : Application à la Télé Surveillance des Insuffisants Rénaux et cardiaques » thèse de doctorat université de Tlemcen, 2014
- [5] B. N. Patel, D. N. Shah "Evaluating ECG Capturing Using Sound-Card of PC/Laptop", International Journal of Instrumentation and Control Systems (IJICS) Vol.4, No.1, January 2014 DOI : 10.5121/ijics.2014.4102 11
- [6] Site web "http://www.futura-sciences.com/sante/definitions/medecine/electrocardiogramme-3353/"
- [7] L. Wang, X. Geng, "Behavioral Biometrics for Human Identification: Intelligent Applications", University of Melbourne, Australia, Medical Information Science Reference. 2010. 2, 58
- [8] A.Gabasson « Analyse Des Périodes P-P Et P-R Dans Electrocardiogrammes » Thèse De Master En Spatialité Signal Et Télécommunication. Université Nice Sofia Antipolis, Année 2004-2005.
- [9] Marsac J, Heart rate variability, "A cardiometabolic risk marker with public health Implications" Bull Acad Nat Med 197(1):175–186, 2013.
- [10] site web https://www.infirmiers.com/etudiants-en-ifsu/cours/ue-4.4-s2_therapeutiques-et-contribution-au-diagnostic-medical.html
- [11] Ali Moukadem, « Segmentation et classification des signaux non-stationnaires : application au traitement des sons cardiaque et à l'aide au diagnostic», Université de Haute Alsace-Mulhouse, 2011. Français.
- [12] A. Atbi, F. Meziani, and S.M debbal « Séparation des Bruits et des Souffles Cardiaques » The INTERNATIONAL CONFERENCE ON ELECTRONICS & OIL: FROM THEORY TO APPLICATIONS, Ouargla, Algeria, March 05-06, 2013.
- [13] site web : http://histoire-de-coeur-tpe.e-monsite.com/pages/categorie_generale/fonctionnement-du-coeur.html
- [14] BRET Marie-Annick « Cours l'appareil circulatoire » institut de formation de soins infirmiers, la région Auvergne Rhône-Alpes, 2009
- [15] CHUM - Direction des soins infirmiers « Cours Système cardiaque / Anatomie-physiologie cardiaque » 2007
- [16] Ingrid Masson. « Contribution à la modélisation mécanique du comportement dynamique, hyper-élastique et anisotrope de la paroi artérielle. Médecine humaine et pathologie », Université Paris-Est, 2008. Français. <NNT : 2008PEST0043>. <tel 00461684>

Références bibliographiques

- [17] Michel Safar « Vulnérabilité et vieillissement : comment les prévenir, les retarder ou les maîtriser ? » Éditions scientifiques et médicales Elsevier SAS, 2002.
- [18] E. N. MARIEB, “Human anatomy & physiology”, 9th ed. Boston: Pearson, 2013.
- [19] Boutouyrie, P., C. Bussy, P. Lacolley, X. Girerd, B. Laloux and S. Laurent, “Association between local pulse pressure, mean blood pressure, and large-artery remodeling”, *Circulation* 100(13), 1387-93, 1999
- [20] Mohamed Elgendi “On the Analysis of Fingertip Photoplethysmogram Signals” [Curr Cardiol Rev.](#) 2012 Feb; 8(1): 14–25. doi: [10.2174/157340312801215782](https://doi.org/10.2174/157340312801215782)
- [21] D. Di Benedetto, P. Breuil, « Spectrophotométrie D’absorption Dans L’ultraviolet Et Le Visible » P 2 795v2, *Technique De L’ingénieur*.
- [23] Frédéric BOUSEFSAF « Mesure sans contact de l’activité cardiaque par analyse du flux vidéo issu d’une caméra numérique : extraction de paramètres physiologiques et application à l’estimation du stress ». Thèse de doctorat, LCOMS, Université de Lorraine (2014).
- [22] Site web “<https://www.angioscan.ru/en/radiascan/devices/radiascan-501/16science/publish>”
- [24] Toshiyo Tamura, Yuka Maeda, Masaki Sekine and Masaki Yoshida “Wearable Photoplethysmographic Sensors Past and Present” *Electronics* 2014, 3, 282-302; doi:10.3390/electronics3020282.
- [25] site web “http://jeffreymlevinemd.com/wpcontent/uploads/2010/02/Arterial-Pulsation-Wave-Form_WEB2.jpg”
- [26] Yang Lin, Zhang Song, Yang Yimin “Study of Pulse Wave Velocity Noninvasive Detecting Instrument Based on Radial Artery and Finger Photoplethysmography Pulse Wave” College of Life Science and Bioengineering, Beijing University of Technology, Beijing 100124, 2008.
- [27] R Gonzalez, O Morales, J Delgado, JM Padilla, JM Ferrero, J Saiz “Automatic Brachial Ankle Pulse Wave Velocity Measurements for Vascular Damage Assessments” Universidad Politecnica de Valencia, Spain, InstitutoTecnologico de Morelia, Mexico 2008.
- [28] Salvi, P, Magnani, E, Valbusa, F, Agnoletti, D, Alecu, C, Joly, L, & Benetos, A. “Comparative study of methodologies for PWV estimation”. *Journal of Human Hypertension*, 22(10), 669-677.2008
- [29] R. J. Vidmar, “Physiology and biophysics of the circulation”, 2nd Ed., Year Book Medical Publishers, Inc., U.S.A, 1972, ch. 10.
- [30] Nitzan M, Khanokh B, Slovik Y, “The difference in pulse transit time to the toe” *Physiological measurement IPEM* 2001 vol 23; N°1
- [31] Rehab Mustafa Badi, Elmuataz Elmansi Abdalla “Patterns of digital volume pulse waveform and pulse transit time in young and older individuals” *Sudan J.M.S* Volume 2 p/231 Issue 4 December 2007.
- [32] P. Fung, G. Dumont, C. Ries, C. Mott, M. Ansermino, “Continuous Noninvasive Blood Pressure Measurement by Pulse Transit Time,” *Proceedings of the 26th Annual International Conference of the IEEE EMBS San Francisco, CA, USA, September 1-5, 2004.*

Références bibliographiques

- [33] Dong-Hyun Nam "Measurement of Spatial Pulse Wave Velocity by Using a Clip-Type Pulsimeter Equipped with a Hall Sensor and Photoplethysmography" *Sensors* 2013, 13, 4714-4723; doi:10.3390/s130404714
- [34] Yan Chen, Changyun Wen, Haitao Tang, Linda Xiuzhen Teng "The Relationship between Different Pulse Wave Velocity and Systolic/Diastolic" School of Electrical and Electronic Engineering Nanyang Technological University, Singapore 2008 .
- [35] Martin Jelinek, Josef Dobeš, Lubomír Poušek, Karel Huna "using a phonocardiography in a pulse wave velocity measurement" *Acta in Prague, Institute of Biomedical Engineering, Prague, Czech Republic, CTU in Prague, FEE, Department of Radioelectronics, Prague, Czech Republic.*2004.
- [36] D. KOPAS, « Parameters Describing the Pulse Wave » physiological research pre-press article 2010
- [37] K Pilt, K Meigas, R Ferenets, K Temitski and M Viigimaa "Photoplethysmographic signal waveform index for detection of increased arterial stiffness" Department of Biomedical Engineering, Tallinn University of Technology, Ehitajate tee 5, 19086 Tallinn, Estonia, 2014.
- [38] Mohamed Elgendi "On the Analysis of Fingertip Photoplethysmogram Signals" *CurrCardiol Rev.* 2012 Feb; 8(1): 14–25.
- [39] Manimegalai.P, Delpha Jacob, K. Thanushkodi " An Early Prediction of Cardiac Risk using Augmentation Index Developed based on a Comparative Study" *International Journal of Computer Applications (0975 – 8887) Volume 49– No.15, July 2012*
- [40] Q. Yousef, M. B. I. Reaz, M. A. M. Ali "The Analysis of PPG Morphology: Investigating the Effects of Aging on Arterial Compliance" *MEASUREMENT SCIENCE REVIEW*, Volume 12, No. 6, 2012.
- [41] Jose Luis Hernandez Caceres PhD « on age dependence of peripheral augmentation index » *Rev Electron Biomed / Electron J Biomed* 2013; 1:50-55.
- [42] Rubins U, Grube J and Kukulis I."Photoplethysmography Analysis of Artery Properties in Patients with Cardiovascular Diseases". *IFMBE proceedings*, 2008; pp 319-322.
- [43] Challoner J. "Photoelectric plethysmography for estimating cutaneous blood flow Non-Invasive Physiological Measurements", ed P Rolfé (London: Academic), 1979; pp 127–151
- [44] Y. K. Qawqzeh, M. B. I. Reaz, M. A. M. Ali, "The analysis of PPG contour in the assessment of atherosclerosis for erectile dysfunction subjects", *wseas transactions on biology and biomedicine*, 2010.
- [45] Mohamed Elgendi "Standard Terminologies for Photoplethysmogram Signals", *Curr Cardiol Rev.* 2012 Aug; 8(3): 215–219. Published online 2012 Aug
-
- [46] Noureddine BELGACEM «Classification des battements cardiaques, Application à la biométrie» Thèse de doctorat, GBM, Université de Tlemcen (2013).
- [47] site web <http://pages.videotron.com/angkor/3%20ECG2.htm>
- [48] site web: <http://www.cooking-hacks.com/documentation/tutorials/ehealth-biometric-sensor-platform-arduino-raspberry-pi-medical>.

Références bibliographiques

- [49] fiche technique [INA321].
- [50] Djamel Djeldjli, Bereksi Reguig F, « réalisation d'une plateforme d'analyse des bruits de korotkoff en vue de la mesure des pressions artérielles systolique et diastolique » : Master Instrumentation Biomédicale Juin 2015, Université de Tlemcen
- [51] Site web http://www.sonelecmusique.com/electronique_bases_alim_micro_electret.htm
- [52] Web site: <http://embedded-lab.com/blog/?p=7485>.
- [53] Arduino Board, <http://www.arduino.cc/>
- [54] Site web :<http://eskimon.fr/110-arduino-401-les-entrees-analogiques-de-larduino>
- [55] Site web: <ftp://ftp-developpez.com/smilesft/wt.pdf>
- [56] [Gouizi K](#), [Bereksi Reguig F](#), [Maaoui C](#). « Emotion recognition from physiological signals » Thèse de doctorat, GBM, Université de Tlemcen (2016).
- [57] Pesquet, J.C., Krim, H., Carfatan, H. "Time-Invariant orthonormal wavelet representations", IEEE Trans. Signal Processing, Vol. 44, pp. 1964-1970. (1996),
- [58] Nason, G.P. Silverman, B.W. "The stationary wavelet transform and some statistical applications". Lecture Notes in Statistics, 103, pp. 281-299. (1995).
- [59] Samir Taleb, « Génération de symptômes flous par FFT et SWT : applications à la détection de vibrations », Automatique / Robotique. Institut National Polytechnique de Grenoble - INPG, 2007. Français.
- [60] Abry, P. « Ondelettes et Turbulences, Multirésolutions, algorithmes de décomposition, invariance d'échelle et signaux de pression ». Diderot, Arts et Sciences, Paris, New York, (1997).
- [61] National Instruments (2012) Peak Detector VI. Available online at http://zone.ni.com/reference/enXX/help/371361J-01/lvanls/peak_detector/
- [62] Med.anes.Bereksi-reguig F. Bereksi-reguig A. Nait ali "a new system for measurement of the pulse transit time, the pulse wave velocity and its analysis", journal of mechanics in medicine and biology vol. 17, no. 1 1750010 (20 pages) world scientific publishing company doi: 10.1142/s0219519417500105, (2017).
- [63] Benetos A, Labat C, Lacolley P, "Determinants of pulse wave velocity in healthy people and in the presence of cardiovascular risk factors: Establishing normal and reference values", Eur Heart J 31:2338-2350, 2010, doi: 10.1093/eurheartj/ehq165.
- [64] Pilli R, Naidu M, Pingali UR, Takallapally RKR, "Study of cardiovascular effects of caffeine in healthy human subjects, with special reference to pulse wave velocity using photoplethysmography", Int J Nutr Pharmacol Neurol Dis 2(3):243-250, 2012.
- [65] Nitzan M, Khanokh B, Slovik Y, "The difference in pulse transit time to the toe", Physiol Meas 23(1):85-93, 2001.
- [66] Badi RM, Abdalla EE, "Patterns of digital volume pulse waveform and pulse transit time in young and older individuals", Sudan JMS 2(4):231, 2007.

Références bibliographiques

[67] Salvi P, Palombo C, Salvi GM, Labat C, Parati G, Benetos A, “Left ventricular ejection time, not heart rate, is an independent correlate of aortic pulse wave velocity”, *J Appl Physiol* 115:1610–1617, 2013.

[68] Perkins GM, “Relationships between pulse wave velocity and heart rate variability in healthy men with a range of moderate-to-vigorous physical activity levels”, *Eur J Appl Physiol* 98(5):516–523, 2006.

[69] Bereksi-Reguig, M.A. and Bereksi-Reguig, F. (2017) ‘Photoplethysmogram signal processing and analysis in evaluating arterial stiffness’, *Int. J. Biomedical Engineering and Technology*, Vol. 23, Nos. 2/3/4, pp.363–378.

[70] Qawqzeh, Y., Reaz, M.B.I., Ali, M.A.M., Gan, K.B., Zulkifli, S.Z. and Noraidatulakma, A. “Assessment of atherosclerosis in erectile dysfunction subjects using second derivative of photoplethysmogram”, *Scientific Research and Essays*, Vol. 7, No. 25, pp.2230–2236. (2012)

[71] Takazawa, K., Tanaka, N., Fujita, M., Matsuoka, O., Saiki, T., Aikawa, M., et al. “Assessment of vasoactive agents and vascular aging by the second derivative of photoplethysmogram waveform”, *Hypertension*, Vol. 32, pp.365–370. (1998)

Résumé

L'exploration fonctionnelle cardiovasculaire est une activité médico-technique qui a pour objet d'étudier les variations d'un ou plusieurs paramètres physiologiques dans le système cardiovasculaire provoquées par l'application d'un stimulus ou par une variation de situation. C'est alors évaluer une fonction pour savoir si elle est normale ou non. Dans cette thèse on s'intéresse à la conception et la réalisation d'une plateforme d'exploration cardio-vasculaire. Il s'agit d'une plateforme permettant la détection et l'acquisition simultanée des signaux ECG, PPG et PCG, leurs traitements et analyses numériques puis leurs affichages et l'affichage des résultats de mesures des paramètres cardiovasculaires sur une interface graphique. Ces paramètres cardiovasculaires spécifiquement le rythme cardiaque, la vitesse de l'onde de pouls ou encore l'indice d'augmentation sont déduits de ces signaux et de leurs combinaison une fois filtrés par la transformée en ondelette stationnaire (UWT). Ces paramètres sont analysés pour différents sujets d'âges et de sexes différents sains et présentant des problèmes cardiovasculaires. Les résultats obtenus sur une base de données de 24 sujets ont montré que ces paramètres pouvaient séparer entre les sujets sains et les sujets présentant des pathologies cardiovasculaire ou encore une rigidité des parois artérielles qu'on peut aussi voir avec l'accroissement de l'âge.

Mots clés : Exploration fonctionnelle cardiovasculaire, photoplethysmogramme (PPG), Electrocardiogramme (ECG), phonocardiogramme (PCG), transformée d'Ondelette stationnaire (UWT), Vitesse de l'onde de pouls, le temps de transit de l'onde de pouls (PTT), paramètres cardiovasculaires.

Title: Study and realization of a cardiovascular exploration platform "measurements and analyzes"

Abstract

Cardiovascular functional exploration is a technical medical activity aimed at studying variations in one or more physiological parameters in the cardiovascular system caused by the application of a stimulus or a variation in the situation. It is then evaluating a function to know if it is normal or not. In this thesis, we are interested in the design and realization of a cardio-vascular exploration platform. It is a platform for the simultaneous detection and acquisition of ECG, PPG and PCG signals, their digital processing and analysis and then their displays and the display of cardiovascular parameters measurement results on a graphical interface. These cardiovascular parameters, specifically the heart rate, the pulse wave velocity or the augmentation index are deduced from these signals and their combination once filtered by the stationary wavelet transform (UWT). These parameters are analyzed for different subjects healthy and who have cardiovascular problems of different ages and sexes. The obtained results on a database of 24 subjects showed that these parameters could separate between the healthy subjects and the subjects presenting cardiovascular pathologies or even a stiffness of the arterial walls that can also be seen with the increase of the age.

Keywords: Cardiovascular functional exploration, photoplethysmogram (PPG), Electrocardiogram (ECG), Phonocardiogram (PCG), Stationary wavelet transform (UWT), The pulse wave velocity, The pulse transit time, cardiovascular parameters.

العنوان: دراسة وصنع منصة لاستكشاف القلب والأوعية الدموية "القياسات والتحليلات"

ملخص

الاستكشاف الوظيفي للقلب والأوعية الدموية هو النشاط طبي وتقني يهدف إلى دراسة الاختلافات في واحد أو أكثر من المعلمات الفسيولوجية في نظام القلب والأوعية الدموية الناجمة عن تطبيق التحفيز أو الاختلاف في الوضع. ومن ثم تقييم وظيفة لمعرفة ما إذا كانت طبيعية أم لا. في هذه الأطروحة نحن مهتمون بتصميم وتحقيق منصة التنقيب عن أمراض القلب والأوعية الدموية. بل هي منصة للكشف في وقت واحد عن الصورة البيانية الكهربائية للقلب، مخطط أصوات القلب و مخطط تغير حجم الدم في الأوعية الدموية ومعالجتها الرقمية وتحليلها ثم عرضها وكذلك يعرض نتائج قياس المعلمات القلب والأوعية الدموية على واجهة المستخدم الرسومية يتم استخلاص هذه المعلمات وتحديد معدل ضربات القلب، سرعة موجة النبض و مؤشر الزيادة من هذه الإشارات بعد تصفيتها من قبل تحويل الموجات الثابتة ويتم تحليل هذه المعلمات لأشخاص في صحة جيدة وكذلك المرضى من مختلف الأعمار والجنس. وأظهرت النتائج التي تم الحصول عليها على قاعدة بيانات من 24 شخص أن هذه المعلمات يمكن أن يفصل بين الأشخاص الأصحاء المرضى الذي يعانون من أمراض القلب والأوعية الدموية أو حتى صلابة في الجدران الشريانية التي يمكن أيضا أن تظهر مع زيادة العمر.

مفتاح الكلمات: الاستكشاف الوظيفي للقلب والأوعية الدموية، الصورة البيانية الكهربائية للقلب، مخطط أصوات القلب، مخطط تغير حجم الدم في الأوعية الدموية، تحويل الموجات الثابتة، سرعة موجة النبض، المعلمات القلب والأوعية الدموية