



جامعة أبو بكر بلقايد - تلمسان

Université Abou Bakr Belkaïd de Tlemcen

Faculté de Technologie

Département de Génie Biomédical

Laboratoire de Recherche de Génie Biomédical

MEMOIRE DE PROJET DE FIN D'ETUDES

Pour l'obtention du Diplôme de

MASTER en GENIE BIOMEDICAL

Spécialité : Instrumentation Biomédicale

Présenté par : CHEKHMANE ghezala

**MESURE DE LA VARIABILITE DU RYTHME
CARDIAQUE**

Soutenu le 18 Septembre 2017 devant le Jury

M. r	TAOULI Sidahmed	<i>Maitre de conférence</i>	Université de Tlemcen	Président
M.r	DIB Nabil	<i>Mitre assistant</i>	Université de Tlemcen	Encadreur
M.r	HABIBES Naima	<i>Mitre assistant</i>	Université de Tlemcen	Examineur

Année universitaire 2016-2017

بِسْمِ اللَّهِ الرَّحْمَنِ الرَّحِيمِ

سبحانك لا علم لنا إلا ما علمتنا

إننا أنت العليم الحكيم

سورة البقرة: الآية 31

صَلِّ عَلَى اللَّهِ الْعَظِيمِ

Dédicaces

*Je dédie ce modeste travail avec un grand honneur et une
immense joie
Aux personnes les plus chères à moi.*

*A ma mère qui ma toujours encouragée dans tous mon
parcours éducative et universitaire, sans oublié leurs Amour
et tendresse.*

*A mes frères tous puissants qui m'encourage dans mes
études : BACHIR, AHMED et son marie IMANE,
MOHAMED ET ABD EL-RRAHIME.*

A mes sœurs : DJAOHAR ET son fiançais et khaira.

*A tous mes professeurs et surtout Mr.DIB, Mr. BREKSI,
Mr. KERAI, Mr. DAHMANE, Mr. SOLIMANE et Mr.
BENALI*

*A mes chères amies : Wissem, Houda, Imane, Mira, Zahia
Amina, Sarah, fatima et Wafaa
A ma chère Nour el-houda
A ma chère amie Aziza
A ma future famille et mes enfants inchallah*

A mon patron avec les collègues du travail dans la pâtisserie

Et enfin à des personnes très chères à mon cœur





Remerciements

A Allah

*Tout puissant
Qui m'a inspiré
Qui m'a guidé dans le bon chemin
Qui a donné la force et la volonté pour réaliser ce
modeste travail.*

*Je tiens à exprimer ma grande gratitude à mon encadreur
Mr. DIB NABIL,
Pour avoir accepté de m'encadrer tout au long de ce travail, pour sa
disponibilité, son amabilité,
Ses conseils et suggestions et pour toute l'aide morale qu'il n'a cessé de
me donner.*

*Je tiens également à remercier Mr. TAOLI pour l'honneur qu'il me
fait de présider
Mon jury de soutenance je lui exprime ma gratitude profonde.*

*Mes remerciements s'adressent ensuite à Mm. HABIBES qui a
aimablement accepté d'examiner et de juger notre modeste travail.*

*J'adresse mes plus sincères remerciements à tous mes proches et amis,
qui m'ont toujours soutenu et encouragé au cours de la réalisation de
ce mémoire.*

*Enfin, je remercie ainsi tous les membres du laboratoire de génie
biomédical.*

Sommaire :

Dédicaces

Remerciement

Liste des figures.....4

Liste des tableaux6

Glossaire6

Introduction générale.....7

Chapitre 1 : Anatomie et physiologie du système cardiovasculaire.

1.1 Introduction.....10

1.2 Anatomie du cœur..... 10

1.2.1 Position anatomique..... 10

1.2.2 Description anatomique.....11

1.3 Fonctionnement des valves..... 12

1.4 L'automatisme cardiaque.....13

1.5 la circulation sanguine.....14

1.5.1 La physiologie cardiovasculaire..... 14

1.5.2 La circulation pulmonaire et systémique..... 14

1.6. La saturation en O₂..... 16

1.6.1 Le sang..... 16

1.6.2 La saturation de l'hémoglobine..... 16

1.6.3 Propriétés de la liaison de l'oxygène à l'hémoglobine..... 17

1.7. Le signal photopléthysmographique (PPG) 17

1.8 Conclusion..... 19

Chapitre 2 : la photopléthysmographie et conception du système développé.

2.1. Introduction.....	21
2.2 La photopléthysmographie.....	21
2.2.1 Principe.....	21
2.2.2 La pulsation du sang.....	22
2.2.3 La Loi de beer-lambert.....	23
2.2.4 Le spectre d'absorption d'hémoglobine (Hb et HbO ₂).....	24
2.2.5 Taux de saturation en oxygène	24
2.3 La variabilité du rythme cardiaque.....	25
2.3.1 Principe.....	25
2.3.2 La méthode de calcul de la HRV.....	26
2.3.3 Intérêt de la variabilité du rythme cardiaque.....	27
2.4 Schéma bloc de la carte de mise en forme du signal PPG.....	28
2.4.1 Les capteurs.....	28
A.les pinces.....	28
B. les sondes autocollantes.....	29
C. les pinces à oreilles.....	29
D. les capteurs à réflectance.....	29
• Sondes de transmittance.....	30
• Sondes de réflexion	30
2.4.2 Circuit d'émission et réception.....	31
A. Circuit d'émission.....	31
B. Circuit de réception.....	32
2.4.3 Circuit de mise en forme.....	34

A. Etage du filtrage.....	34
B. Etage d'amplification.....	36
C. La conversion analogique numérique.....	36
2.5 Conclusion.	38

Chapitre 3 : Réalisation pratique du circuit, résultats et discussion.

3.1 Introduction.....	40
3.2 La mise en forme du signal.....	40
3.2.1 Le capteur.....	40
3.2.2 Circuit de filtrage.....	42
3.2.3 Circuit d'amplification.....	43
3.2.4 La conversion analogique numérique.....	45
3.3. Résultats et interprétation.....	46
3.3.1 Enregistrement des signaux PPG.....	46
3.3.2 Calcul de la variabilité cardiaque.....	48
3.3. Conclusion.....	50
Conclusion générale	51
Bibliographie	52
Annexe	54

Liste des figures

Figure 1.1 Le cœur et le thorax.....	10
Figure 1.2. Anatomie interne : vue antérieur et postérieur.....	11
Figure 1.3.Schéma général du cœur (coupe frontale).....	12
Figure 1.4. Les valves cardiaques.....	13
Figure 1.5. Tissu nodal (innervation intrinsèque).....	14
Figure 1.6. Circulation pulmonaire et circulation systémique.....	15
Figure 1.7.Signal PPG.....	17
Figure 1.8. Représentant la composante pulsatile d'un signal PPG où l'onde dicrote est visuellement identifiable.....	18
Figure 2.1. Le principe d'enregistrement du signal PPG.....	21
Figure 2.2. Représentation simplifiée de l'absorption de la lumière par les tissus vivants ; le sang artériel (Composante alternative ca) est le seul composant pulsatile, la composante continue (cc) étant la somme de toutes les absorptions non pulsatiles.....	22
Figure 2.3 la transmission de la lumière à travers une substance.....	23
Figure 2.4 Absorption de la lumière par Hb et HbO ₂	24
Figure 2.5. Les battements cardiaques sont délivrés à partir d'un pléthysmogramme en mesurant les intervalles inter- battements et puis on transforme cette information en battements par minute.....	27
Figure 2.6 Schéma bloc de la carte de mise en forme du PPG.....	28
Figure 2.7. Une pince de photopléthysmographe de pouls.....	28
Figure 2.8. Sonde autocollante.....	29
Figure 2.9. Une pince à oreille.....	29
Figure 2.10.Capteur à réflectance.....	29
Figure 2.11.Sonde réalisé par le principe de transmittance.....	30
Figure 2.12.Sonde de réflectivité. Figure 2.13.Circuit d'émission et réception.....	30
Figure 2.13.Circuit d'émission et réception.....	31
Figure 2.14.Bande d'énergie.....	31
Figure 2.15. Jonction P.N.....	32
Figure 2.16.Homo-jonction plane structure de phototransistor.....	33
Figure 2.17. Hétérojonction mesa structure phototransistor.....	33
Figure 2.18 . Le filtre passe haut.....	34
Figure 2.19 . repense en gain d'un filtre passe haut.....	35
Figure 2.20 . filtre passe bas.....	35
Figure 2.21 . repense en gain d'un filtre passe haut.	35
Figure 2.22. la carte arduino et son câble.....	36
Figure 2.23 . Description de la Carte Arduino "Uno"	37

Figure 3.1. Circuit d'émission et de réception	40
Figure 3.2. Circuit d'émission/réception.....	41
Figure 3.3. Phototransistor BPX43.....	41
Figure 3.4. Filtre passe haut passif.....	42
Figure 3.5. Filtre passe bas actif.....	43
Figure 3.6. Etage de filtrage.....	44
Figure 3.7. Circuit de mise en forme du signal PPG.....	44
Figure 3.8. Circuit pré imprimé du circuit de mise en forme.....	45
Figure 3.9. Circuit de mise en forme du signal PPG.....	45
Figure 3.10. Circuit d'offset.....	46
Figure 3.11. Câblage des différents étages.....	46
Figure 3.12. Signal PPG du premier sujet.....	47
Figure 3.13. Signal PPG du deuxième sujet.....	47
Figure 3.14. Signal PPG du troisième sujet.....	47
Figure 3.15. Calcul de la variabilité du rythme cardiaque.....	48
Figure 3.16. Variabilité cardiaque du premier sujet.....	49
Figure 3.17. Variabilité cardiaque du deuxième sujet.....	49
Figure 3.18. Variabilité cardiaque du troisième sujet.....	50

Liste des tableaux

Table 2.1 : Des coefficients d'extinction d'hémoglobine réduit et de l'hémoglobine oxygénée pour un adulte à la longueur d'onde de 660 nm et 940 nm.....	23
--	----

Glossaire

A

AC : alternative composant

ANS : automatic nervous system

D

DC : direct composant

DEL : diode électroluminescente

E

ECG : électrocardiogramme

H

Hb : hémoglobine (réduite)

HbO2 : hémoglobine oxygéné

P

PN : jonction PN

PPG : photopléthysmogramme

PTT : pulse transit time

S

SaO2 : saturation artérielle en O2

SNA : système nerveux autonome

SpO2 : saturation pulsé en O2

V

VRC : variabilité du rythme cardiaque

Introduction générale

Le système nerveux autonome (SNA), composé des branches sympathique et parasympathique, possède un rôle modulateur et régulateur de la vie végétative. Il adapte finement les activités des organes, par rapport à l'environnement, tout en respectant leurs indépendances. Le système nerveux autonome intervient dans le fonctionnement des systèmes cardio-vasculaire, respiratoire, hormonal et digestif, et agit sur le métabolisme et les équilibres électrolytiques, la pression artérielle, la température corporelle, *etc...*

Les systèmes nerveux sympathique et parasympathique exercent des effets antagonistes au niveau cardiaque.

L'activité du SNA est facilement quantifiable, de manière non invasive, grâce à l'utilisation de la variabilité de fréquence cardiaque (VRC) qui se base sur le principe suivant : le rythme cardiaque n'évolue pas d'une manière constante au cours du temps et il existe une fluctuation battement par battement autour d'une valeur moyenne.

Lors de l'étude de la VRC, si des altérations sont observées, alors la présence d'une dysautonomie peut être fortement suspectée. La dysautonomie neurovégétative définit une anomalie du fonctionnement normal du système nerveux autonome. Elle se caractérise par une atteinte d'intensité et d'apparition chronologique variable des systèmes parasympathique et sympathique dans leurs fonctions, avec une altération de la transmission des influx nerveux, entraînant soit une augmentation du tonus (hypertonie sympatho-vagale), soit d'une diminution (hypotonie sympatho-vagale).

La mesure de cette variabilité de la fréquence cardiaque peut être effectuée par des méthodes non invasives : la photopléthysmographie qui est une technique d'exploration fonctionnelle cardio-vasculaire permettant de diagnostiquer des anomalies telles que la tachycardie ventriculaire qui est souvent secondaire à un infarctus du myocarde ou une lésion de fibrose dans une cardiomyopathie. Souvent une tachycardie est causée par une hypoxémie qui est la diminution de la quantité d'oxygène transportée dans le sang. La saturation en O₂ diminue.

Ces paramètres peuvent être déterminés à l'aide d'utilisation d'un dispositif permettant l'acquisition d'un signal : c'est le photopléthysmographe. Ce dernier est basé sur le principe de détection de la variation du volume sanguin, permet à partir de cette variation de détecter un signal appelé photopléthysmogramme (PPG) (onde de pouls), a nous permet ainsi la mesure de la variabilité de rythme cardiaque. Cette variabilité représente la fluctuation du rythme cardiaque au cours du temps entre deux battements consécutifs, et dépend essentiellement de la régulation extrinsèque de la fréquence cardiaque.

Ce présent projet est consacré pour la réalisation d'un circuit électronique afin de détecter le signal PPG et d'extraire des paramètres physiologiques (HRV), et est organisé comme suit :

Le premier chapitre donne un aperçu sur l'anatomie et la physiologie du système cardiovasculaire.

Le deuxième chapitre est consacré à l'étude descriptive sur la technique utilisée : la photopléthysmographie, les principes physiques sur les quels cette technique repose La carte de mise en forme et chaque étage du schéma bloc avec des explications détaillés.

Et enfin le chapitre 3 comprend la réalisation pratique du système étudié dans le 2eme chapitre, et des tests sont effectués sur quelques individus avec des résultats

Le manuscrit est terminé par une conclusion générale

Chapitre 1

Anatomie et physiologie du système cardiovasculaire

Chapitre 2

La

photopléthysmographie

et conception du

système développé

Chapitre 3

Réalisation pratique du circuit, résultats et discussion

Chapitre 1: Anatomie et physiologie du système cardiovasculaire.

1.1 Introduction

Le système cardiovasculaire est constitué du cœur et du système vasculaire, sa fonction principale est d'assurer un flux de sang adéquat continu et sous pression suffisante aux organes et aux tissus afin de satisfaire aux besoins énergétiques et au renouvellement cellulaire quelles que soient les conditions ambiantes et l'activité de l'individu.

Le signal Photopléthysmographique(PPG) est un outil primordial au sein d'un bloc opératoire. Ce tracé permet au chirurgien de suivre en temps réel l'évolution du taux d'oxygène dans le sang, ce qui lui permet de prendre la bonne décision au bon moment au cours d'une opération chirurgicale.

C'est alors un outil vital dans le domaine hospitalier et en particulier dans le service de réanimation et les blocs opératoires. Le photopléthysmographe de pouls est utilisé pour la détection des différentes anomalies dans le système cardio-respiratoire lors du transport de l'oxygène, à travers l'extraction de plusieurs paramètres liées à ce système tel que la pression artérielle, le rythme cardiaque et encore la variabilité du rythme cardiaque (HRV).

Dans ce chapitre est consacré aux notions fondamentales de la cardiologie qui apparaissent très utiles à la compréhension des chapitres suivants.

1.2 Anatomie du cœur

Le corps humain forme un système qui dépend d'un ensemble d'organismes et d'appareils indispensables aux différents fonctionnements physiques, mentales, biologiques, dont le cœur font partie de manière particulièrement importante.

Le cœur est considéré comme une pompe musculaire permettant de propulser le sang vers toutes les cellules du corps humain. Il est alors l'élément central du système cardiovasculaire qui assure la circulation du sang dans l'organisme et permet ainsi son alimentation en oxygène et en nutriments.

1.2.1 Position anatomique

Il se situe dans le thorax, au milieu du médiastin où il est partiellement recouvert par les poumons et antérieurement par le sternum et les cartilages des troisièmes, quatrièmes et cinquièmes côtes. Les deux tiers du cœur sont situés à gauche de la ligne passant par le milieu du corps. Il repose sur le diaphragme et est incliné en avant et à gauche de telle sorte que l'apex soit antérieur par rapport au reste du cœur (figure1.1).[1]

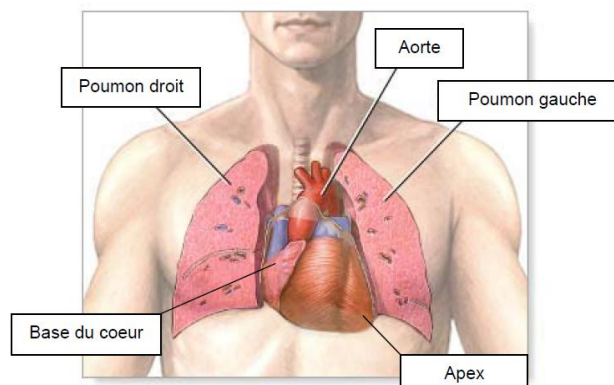


Figure1.1 Le cœur et le thorax [2]

Chapitre 1: Anatomie et physiologie du système cardiovasculaire.

1.2.2 Description anatomique

Le cœur est un muscle creux, strié, se divise en quatre cavités par une cloison verticale et une cloison horizontale : deux cavités supérieures : *les oreillettes* et deux cavités inférieures : *les ventricules*.

Les deux oreillettes sont séparées par *le septum inter auriculaire* (situé en profondeur du sillon inter auriculaire). Les deux ventricules sont séparés par le *septum inter ventriculaire* (situé en profondeur du sillon inter ventriculaire). Les oreillettes communiquent aux ventricules par les orifices auriculo-ventriculaires. On distingue ainsi un cœur droit constitué d'une oreillette et d'un ventricule droits communiquant par un orifice (valvule) *tricuspide* et un cœur gauche constitué d'une oreillette et d'un ventricule gauche communiquant par un orifice *mitral* (figure 1.2).

Le cœur comporte son propre réseau circulatoire qui l'alimente. Il est vascularisé par les artères et les veines coronaires. Il est innervé, en effet il est relié au système neurologique *sympathique* et *parasympathique*. Ce muscle se contracte automatiquement. Cet automatisme propre au muscle cardiaque est possible grâce à un tissu spécifique qui s'appelle le tissu nodal pourvu de qualités électriques.

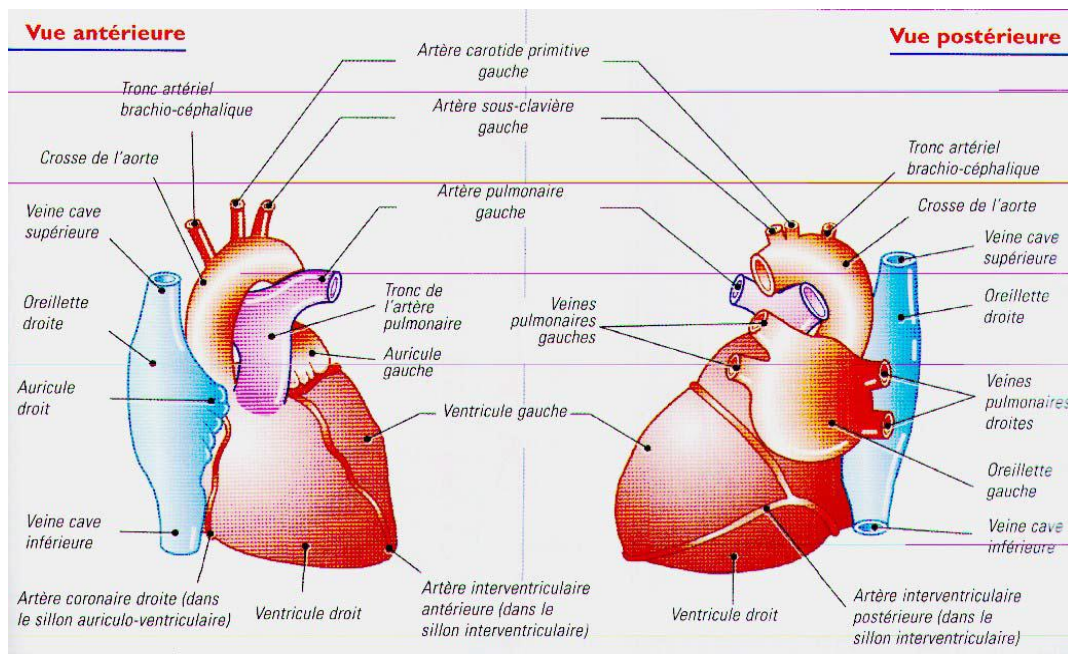


Figure 1.2. Anatomie interne : vue antérieure et postérieure.[8]

Le cœur contient quatre cavités, les cavités droites(ou cœur droit) : [8]

- Oreillette droite :

Il s'agit d'une cavité lisse, étirée à ses 2 extrémités (inférieure et supérieure) où s'abouche respectivement veine cave inférieure et veine cave supérieure à l'extrémité inférieure et supérieure.

- Ventricule droit :

Le ventricule droit se présente sous la forme d'un tronc et est accolé au ventricule gauche.

- Oreillette gauche :

L'oreillette gauche reçoit les 4 veines pulmonaires (2 veines pulmonaires droites supérieures et inférieures et 2 veines pulmonaires gauche supérieures et inférieures) L'oreillette gauche communique avec le ventricule gauche par la valve mitrale.

- Ventricule gauche :

Chapitre 1: Anatomie et physiologie du système cardiovasculaire.

Le ventricule gauche se présente sous la forme cylindrique. Il représente l'essentiel de la masse musculaire du cœur et il communique avec l'aorte par l'orifice aortique = valve aortique composée de 3 valvules sigmoïdes qui empêchent le sang de refluer de l'aorte vers le ventricule gauche.

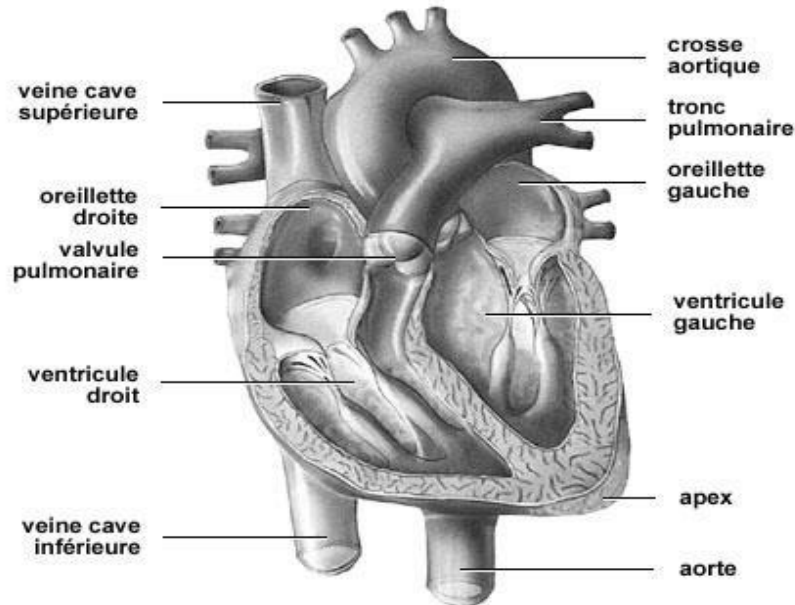


Figure 1.3.Schéma général du cœur (coupe frontale). [5]

1.3 Fonctionnement des valves

Chaque cavité du cœur se contracte pour éjecter le sang. Les valves cardiaques permettent la circulation sanguine à sens unique et augmentent ainsi l'efficacité du système cardiovasculaire (figure 1.4).

Les valves auriculo-ventriculaires préviennent le reflux sanguin du ventricule vers l'oreillette.

Des cordages fibreux rattachés à des saillies musculaires de la paroi ventriculaire appelées muscles papillaires ou piliers, maintiennent les valves tricuspide et mitrale pour éviter qu'elles ne se déversent dans les oreillettes lors de l'augmentation considérable de la pression dans les ventricules.

Les valves aortique et pulmonaire se composent de trois valvules sigmoïdes ou semi-lunaires qui s'ouvrent lorsque la pression dans les ventricules augmente durant la systole. Lorsque les ventricules se relâchent, le retour du sang vers le cœur remplit les valvules et cause ainsi la fermeture des valves. [2]

Chapitre 1: Anatomie et physiologie du système cardiovasculaire.

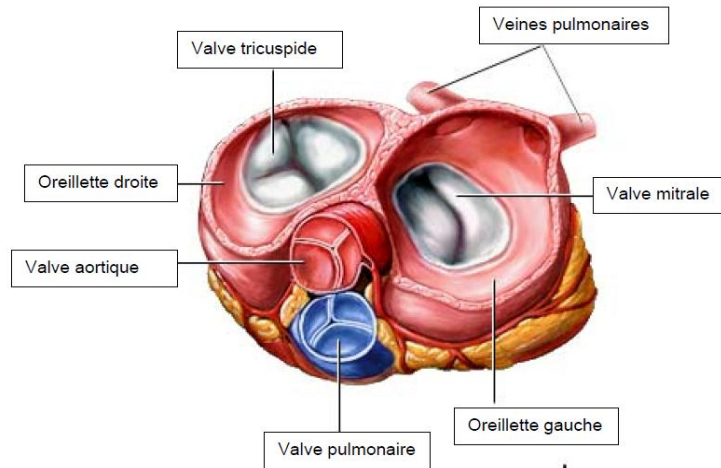


Figure 1.4. Les valves cardiaques [2]

1.4 L'automatisme cardiaque

Sur une vue antéro-droite du cœur, les cavités droites, oreillette et ventricule, sont ouvertes, permettant de voir le système nodal et sa vascularisation.

A la jonction de la veine cave supérieure et de l'oreillette droite, est situé le nœud sino auriculaire de Keith et Flack. Au dessus de l'orifice du sinus coronaire, près de l'insertion de la valve septale de la tricuspid, apparaît sous l'endocarde le nœud auriculo-ventriculaire d'Aschoff-Tawara.

Trois faisceaux unissent ces deux nœuds ; l'antérieur et le moyen passent dans la cloison inter-auriculaire, le postérieur suit le sulcus terminalis et contourne par en dehors l'orifice de la veine cave inférieure (figure 1.5).

Du nœud auriculo-ventriculaire, part le faisceau de His qui, après avoir donné ses branches gauches, se continue par la branche droite. Celle-ci passe sous l'éperon de Wolf et, certaines de ses fibres s'engagent dans la bandelette ansiforme.

Le nœud auriculo-ventriculaire, le faisceau de His et ses branches sont vascularisés par les artères septales antérieures venues de l'artère inter-ventriculaire antérieure et, par les branches septales inférieures venues de l'artère inter-ventriculaire inférieure. La première de ces branches, née à la croix des sillons, parfois d'ailleurs de l'artère rétro-ventriculaire gauche, est l'artère du nœud de Tawara. [9]

Chapitre 1: Anatomie et physiologie du système cardiovasculaire.

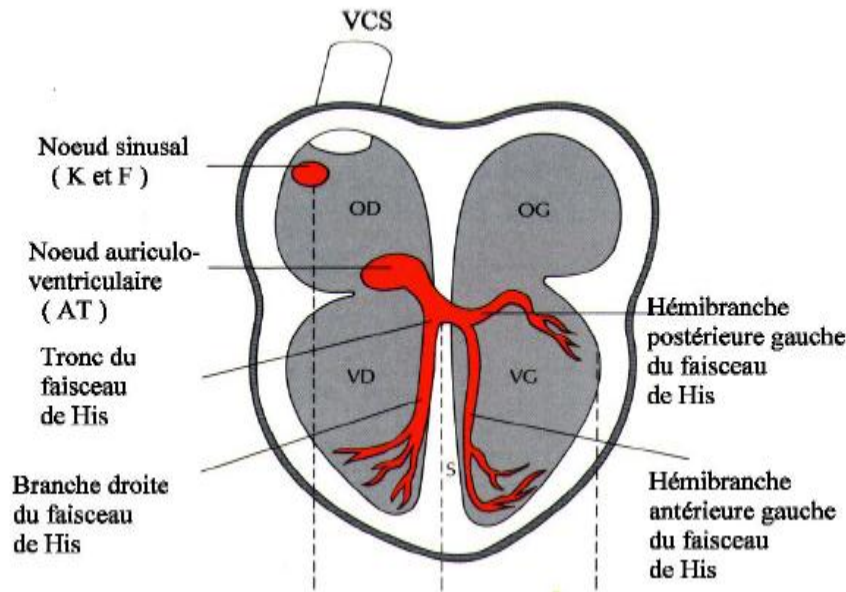


Figure 1.5. Tissu nodal (innervation intrinsèque). [10]

1.5. La circulation sanguine

1.5.1 Physiologie cardiovasculaire

L'appareil cardio-vasculaire assure la circulation du sang pour véhiculer l'oxygène et les nutriments vers les cellules et en évacuer les déchets permettant le maintien du métabolisme général.

Le cœur est donc une pompe qui irrigue l'organisme de sang. Ce phénomène mécanique est périodique, il se manifeste en quatre phases : le remplissage, la contraction (systole), l'éjection et le relâchement (diastole)[3] dont la fonction est d'assurer la petite circulation (grâce au ventricule droit) et la grande circulation (grâce au ventricule gauche). Il doit remplir cette fonction sans défaillir une seule minute, de la naissance à la mort, jour et nuit, au rythme de 60 à 80 contractions par minutes. A chaque contraction, le cœur éjecte environ 5 à 6 litres de sang à la minute. [2]

1.5.2 La circulation pulmonaire et systémique [2]

À chaque battement, le cœur pompe de façon simultanée le sang dans deux circulations parallèles : la circulation pulmonaire ou petite circulation et la circulation systémique ou grande circulation (figure 1.6).

Le système vasculaire se compose d'un réseau de vaisseaux qui assure le transport à travers le corps du sang et de toutes les substances chimiques et éléments biologiques qui le composent.

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.

Les artères se subdivisent graduellement en branches de plus en plus petites pour finalement devenir des capillaires, ces vaisseaux à paroi mince qui permettent un échange optimal entre les cellules et les composants du sang.

L'aorte est la plus grande artère qui reçoit le sang directement du ventricule gauche. L'aorte se subdivise en 3 portions :

- Aorte ascendante d'où sont issues les artères coronaires
- Crosse de l'aorte d'où sont issues le tronc brachio-céphalique, la carotide gauche, la sous-clavière gauche
- Aorte descendante : L'aorte est une artère élastique qui permet d'emmagasiner l'énergie mécanique du ventricule en s'étirant et en transférant cette énergie au sang durant la diastole.

Chapitre 1: Anatomie et physiologie du système cardiovasculaire.

Le tronc brachio-céphalique, les artères carotides communes, sous-clavières, vertébrales, pulmonaires et iliaques sont aussi des artères élastiques.

Les artères musculaires sont de tailles moyennes et se caractérisent par une couche épaisse de muscles lisses. Ces artères permettent de contrôler la distribution du sang dans l'organisme.

Les artérioles sont de petites artères qui apportent le sang aux capillaires. Elles contrôlent le débit sanguin dans les capillaires et permettent d'ajuster le débit de la microcirculation pour rencontrer les besoins métaboliques des cellules. Les capillaires permettent l'échange efficace des substances entre le sang et les cellules puisque leur paroi se compose d'une seule couche de cellules épithéliales soutenues par une membrane basale sans tuniques moyenne ou externe.

Les veinules se forment par l'union de plusieurs capillaires.

Les parois des plus petites veinules sont très poreuses pour permettre le passage de molécules et de certaines composantes du sang. Lorsque les veinules deviennent de plus grand calibre leurs tuniques deviennent semblables à celle des grandes veines. Les veines périphériques des extrémités possèdent des valvules veineuses pour favoriser un débit unidirectionnel. La veine cave supérieure et inférieure permet le retour du sang désoxygéné vers le cœur.

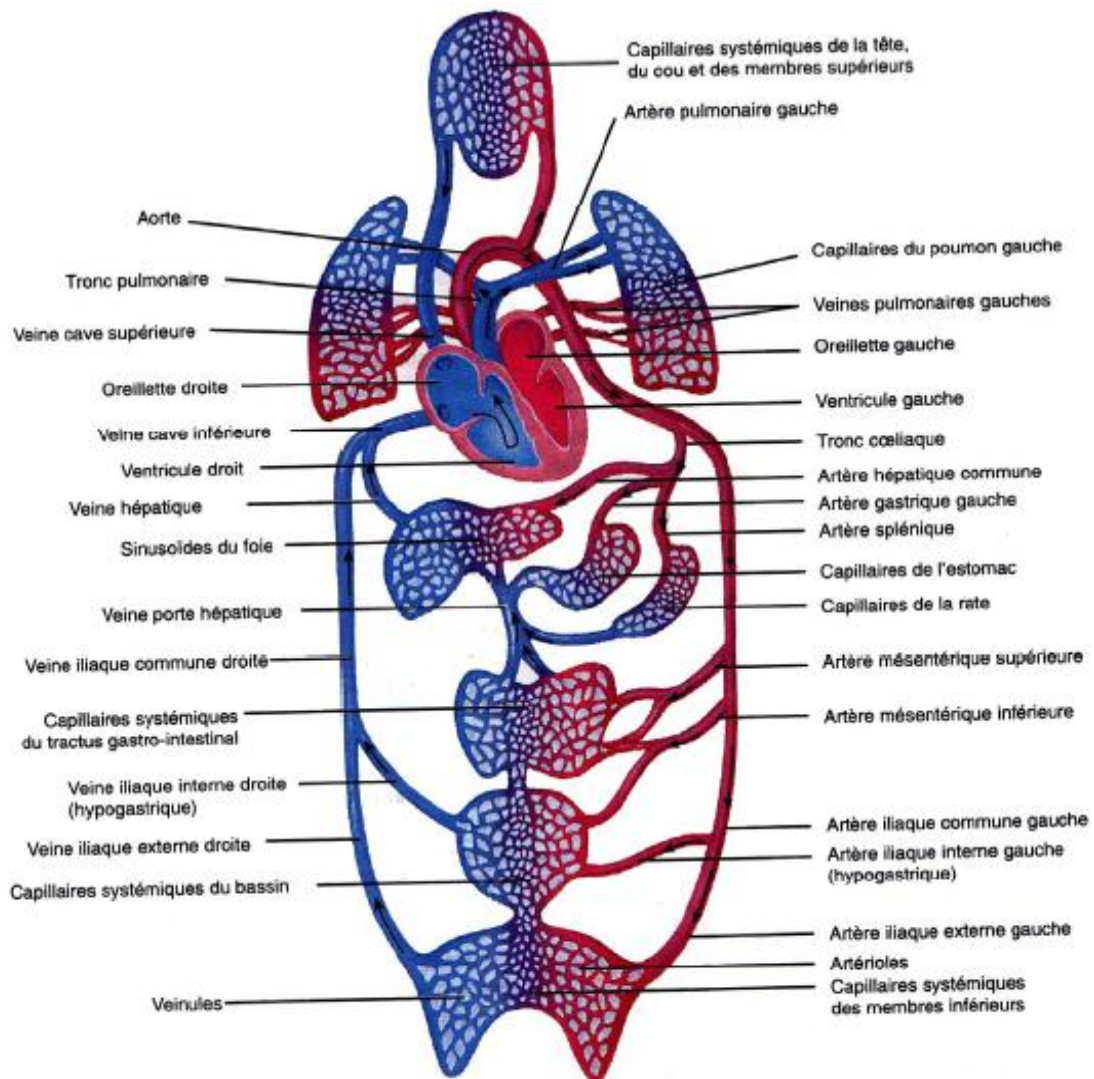


Figure 1.6. Circulation pulmonaire et circulation systémique. [2]

Chapitre 1: Anatomie et physiologie du système cardiovasculaire.

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. Contrairement à la circulation systémique, les artères transportent le sang à basse teneur en oxygène et les veines transportent le sang oxygéné. Les artères pulmonaires se distinguent aussi des artères systémiques par une paroi plus minces, la présence de moins de tissus élastiques dans la paroi et un diamètre plus grand ce qui contribue à réduire la résistance au débit. La faible résistance demande donc moins de pression pour faire circuler le sang.

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.

1.6. La saturation en O₂

1.6.1 Le sang

Le corps humain a besoin d'un certain nombre d'éléments afin d'assurer son fonctionnement normal. Le plus important est l'oxygène. Mais il ne suffit pas d'avoir un bon système d'échange au niveau des poumons, pour que les cellules reçoivent l'oxygène dont elles ont besoin ; il faut également un système de transport pour amener cet oxygène à bon port.

Ce rôle de transport est dévolu aux globules rouges, qui représentent les éléments les plus nombreux dans le plasma. Il y a environ 5 à 6 millions de globules rouges par mm³ de sang. Ces mêmes globules rouges sont composés à 33% par une protéine appelée hémoglobine. Lorsque l'oxygène se lie au fer, le globule rouge est chargé en oxygène et prend une couleur rouge vif. On parle d'oxyhémoglobine (oxygène + hémoglobine = HbO₂) : La saturation pulsée en O₂.

1.6.2 La saturation de l'hémoglobine [7]

On appelle *saturation* de l'hémoglobine la proportion de molécules présentes sous la forme oxygénée. Elle se note S_{O₂}, elle est exprimée en pourcentage(%), et ses dimensions sont celles d'un nombre pur. L'HbO₂ présente une couleur rouge vif, tandis que l'Hb est de couleur brun-violet.

Les deux formes de la molécule ont donc des spectres d'absorption de la lumière forte différente, celui permet d'en mesurer aisément les proportions respectives dans un échantillon de sang par des méthodes colorimétriques comme la co-oxymétrie ou la pulse-oxymétrie. A partir d'une certaine quantité d'Hb sa couleur devient perceptible à l'œil humain, c'est ce que l'on appelle la *cyanose*.

Il est important de remarquer que ce n'est pas tant la proportion d'Hb que sa quantité absolue qui est responsable de cette impression visuelle. En conséquence la cyanose constitue un signe clinique utile pour détecter une désaturation chez le sujet dont le sang contient beaucoup d'hémoglobine, mais elle se détectera très difficilement chez le sujet anémique, même si la saturation est basse.

En pratique on dit qu'il faut de 30 à 50 grammes d'hémoglobine déoxygénée par litre de sang pour que la cyanose soit perceptible à l'œil nu en conditions d'éclairage artificiel.

Chapitre 1: Anatomie et physiologie du système cardiovasculaire.

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

Les interactions complexes, successives et coopératives, entre l'oxygène et les quatre sites vecteurs de son enzyme porteuse expliquent que la cinétique de la réaction de dissociation de l'hémoglobine ne soit pas une relation simplement linéaire ou hyperbolique en fonction de la pression partielle en O_2 , mais une sigmoïde. La portion initiale de cette courbe reflète la fixation d' O_2 sur les chaînes à des pressions partielles inférieures à 30 mmHg, tandis que sa partie supérieure est surtout tributaire de l'oxygénation des chaînes.[7]

1.7. Le signal photopléthysmogramme (PPG) [4]

L'onde PPG possède une composante variable correspondant aux fluctuations du volume sanguin entraînées par les battements du cœur (figure 1.7). Sa fréquence fondamentale dépend directement du rythme cardiaque et reste située aux alentours de 1 Hz (60 battements par minute) en moyenne pour un sujet sain et au repos. La composante continue du signal reflète le volume sanguin moyen dans les tissus et est cadencée par des paramètres physiologiques comme la respiration, l'activation du système nerveux sympathique ou la thermorégulation.

Un filtrage du signal est nécessaire pour séparer ces deux composantes.

Typiquement, la composante pulsatile est extraite par un filtre passe-haut dont la fréquence de coupure est rigoureusement sélectionnée afin de ne pas déformer le signal et pour que la composante continue ne soit plus dominante.

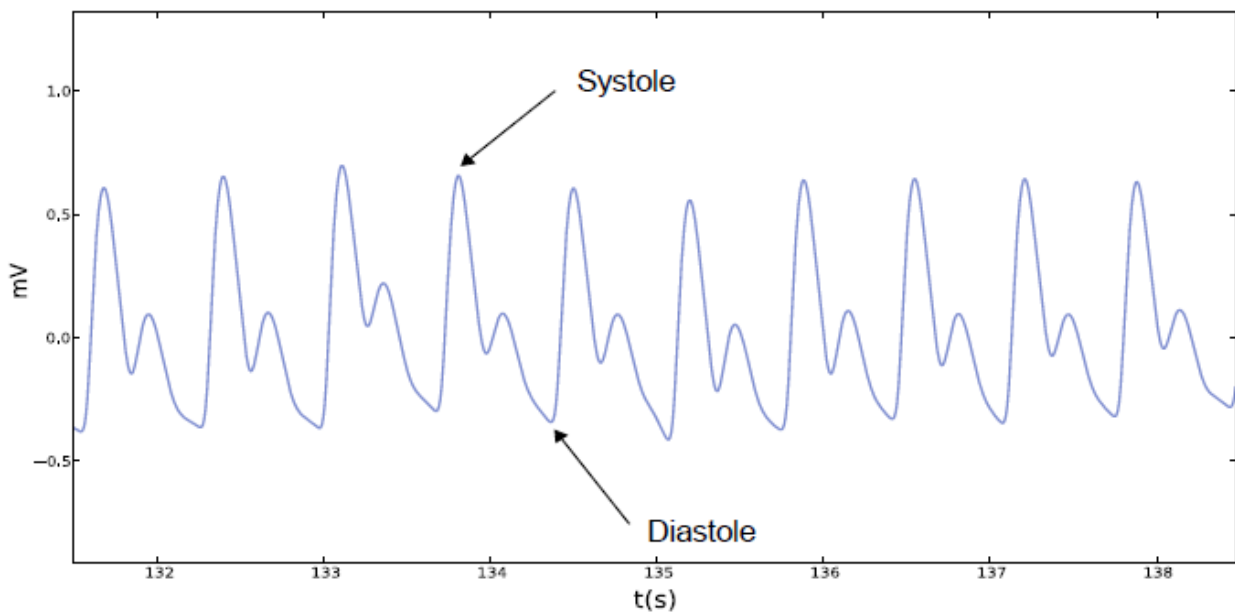


Figure 1.7. Signal PPG [4].

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

La composante pulsatile de l'onde PPG se décompose en deux phases distinctes.

L'intensité du signal croît et atteint son maximum durant la systole cardiaque. Ce point culminant est utilisé pour déduire la fréquence cardiaque instantanée, en mesurant l'intervalle de temps entre deux maximums consécutifs. L'intensité du signal décroît ensuite car le cœur, qui a terminé son cycle

Chapitre 1: Anatomie et physiologie du système cardiovasculaire.

systolique, entre en diastole. Les artères qui se sont élargies pendant la systole se contractent, ce retour élastique naturel assure une pression minimum non nulle qui implique que la circulation du sang est toujours continue et ne s'arrête jamais complètement.

Un rebond est souvent observable sur le signal PPG et correspond à l'onde dicrote (figure 1.8) qui apparaît lorsque la valve aortique, qui empêche 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.

Les évolutions d'amplitude de l'onde PPG fournissent une image des variations de vasoconstriction des vaisseaux sanguins de la zone observée. Une diminution importante des amplitudes de l'onde pulsatile est engendrée par le système nerveux sympathique. Ce phénomène est typiquement observable sur les réponses de personnes endurant un stress intensif ou pendant les premiers instants d'un effort physique par exemple. À l'inverse, une vasodilatation des vaisseaux sanguins se traduit par une augmentation des amplitudes de la partie pulsatile du signal PPG.

Le temps (symbolisé *PTT* pour *Pulse Transit Time*) entre l'excitation électrique (onde R de l'ECG) et l'arrivée de la pulsation cardiaque dans la périphérie, traduite par le point culminant de l'onde PPG, diminue avec l'âge et lorsque la pression sanguine augmente. Plus cet intervalle de temps est court et moins l'onde dicrote est apparente.

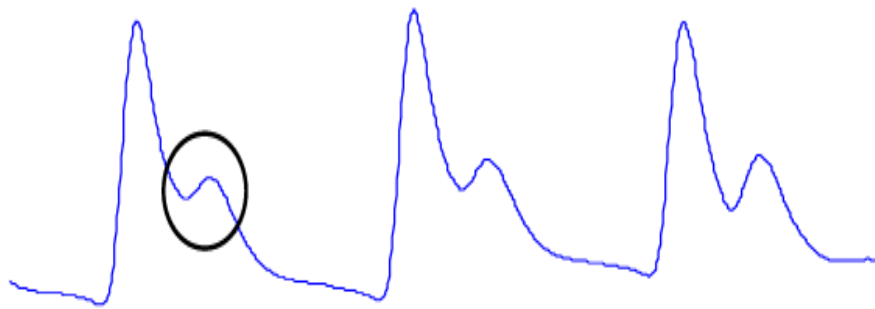


Figure 1.8. Représentant la composante pulsatile d'un signal PPG où l'onde dicrote est visuellement identifiable. [4]

Pour que l'onde PPG soit convenablement détectée, un bon contact entre la peau et le capteur est nécessaire. Les mouvements peuvent modifier la force de contact entre le capteur et le site de mesure. Ces effets se traduisent par des parasites qui modifient l'allure, la forme et l'intensité de la partie pulsatile du signal PPG. Une force de contact trop importante entre la peau et le capteur amène à la disparition complète du signal PPG.

Les artefacts doivent être convenablement éliminés pour éviter de fausses détections lors de la mesure du rythme cardiaque instantané à partir du signal PPG. Pour ce faire, de simples filtres digitaux peuvent être utilisés pour supprimer les tendances et extraire le rythme cardiaque du signal PPG.

Chapitre 1: Anatomie et physiologie du système cardiovasculaire.

Certains filtres développés récemment permettent d'étudier plus convenablement les signaux PPG non-stationnaires en analysant leur représentation temps-fréquence. Typiquement, la transformée en ondelettes continue est une méthode appartenant à l'ensemble des techniques de représentation temps-fréquence d'un signal. Elle permet de lever les limites de la transformée de FOURIER classique fixées par les conditions de stationnarité et se calcule en multipliant le signal par une fonction analytique particulière : une ondelette.

Le maximum, le minimum et l'onde dicrote correspondent aux points importants de l'onde PPG. Ces caractéristiques sont détectées par un ensemble de méthodes et d'opérations de traitement du signal, notamment par la transformée en ondelettes continue. Cette dernière est aussi utilisée pour réduire l'influence des artefacts de mouvement qui contaminent les signaux et peuvent entraîner une estimation erronée du rythme cardiaque instantané. Le capteur PPG peut être couplé à un accéléromètre qui mesure l'intensité des mouvements parasites pour pouvoir adapter dynamiquement le filtrage et améliorer le rapport signal sur bruit

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. La vitesse de propagation de l'onde PPG peut être estimée à l'aide de la mesure du temps entre l'excitation électrique et l'arrivée de la pulsation cardiaque dans la périphérie (*Pulse Transit Time*).[4]

1.8 Conclusion

Dans ce chapitre, on a décrit l'anatomie du cœur et sa physiologie, son rôle important dans système cardiovasculaire et cardiorespiratoire. Nous avons aussi décrit le signal PPG et son origine. En effet ces notions sont très importantes dans la compréhension du chapitre suivante qui sera consacré à l'étude théorique du circuit de mise en forme du signal PPG.

Chapitre 02 : la photopléthysmographie et conception du système développé.

2.1. Introduction

La pléthysmographie signifie, au sens strict, enregistrement graphique d'une augmentation (de volume). Le photopléthysmographe, appelé aussi saturomètre est un outil largement utilisé dans les hôpitaux et particulièrement dans les services de réanimation, des soins intensifs de cardiologie, dans les urgences, en pneumologie et en néonatalogie aussi bien chez les enfants, les adultes que les personnes âgées.

Le saturomètre (oxymètre de pouls), permet la mesure de la saturation artérielle en oxygène par voie transcutanée (SpO_2). Ce dispositif est très fréquemment utilisé pour surveiller les patients qui présentent une détresse respiratoire ou qui sont sous supports ventilatoires invasifs ou non invasifs.

Ce chapitre a comme objectif l'étude théorique des différents étages constituant le circuit de mise en forme du signal PPG. D'une manière générale il comporte un étage de filtrage, étage d'amplification et un étage de traitement.

2.2 La photopléthysmographie

La photopléthysmographie est devenue une technique optique d'exploration fonctionnelle respiratoire et cardiovasculaire non invasive qui permet de relever le signal PPG, le PPG est obtenue par l'utilisation d'un photopléthysmographe de pouls (SpO_2) qui mesure les changements de l'absorption de la lumière dans des vaisseaux sanguins permettant de diagnostiquer des affections. [6] Souvent une tachycardie est causée par une hypoxémie qui est la diminution de la quantité d'oxygène transportée dans le sang. La pression artérielle en O_2 diminue.

Alors que le photopléthysmographe permet de mesurer instantanément et en continu la quantité d'oxygène qui circule dans les artères. On parle de la saturation artérielle en hémoglobine (SaO_2).

L'hémoglobine est la molécule responsable du transport d'oxygène vers les tissus et de reprendre le dioxyde de carbone éliminé par ces mêmes tissus pour qu'il soit revenir aux poumons.

2.2.1. Principe

La photopléthysmographie est une méthode de mesure du taux de saturation en oxygène, elle consiste à mettre le doigt dans une pince qui contient au-dessus deux LED (deux diodes électroluminescentes Rouge et Infra-rouge) qui émettent la lumière vers le doigt sur lequel on applique une vasodilatation, ainsi un photodétecteur placé au-dessous de doigt pour recevoir la lumière traversé. (Figure 2.1) [6]

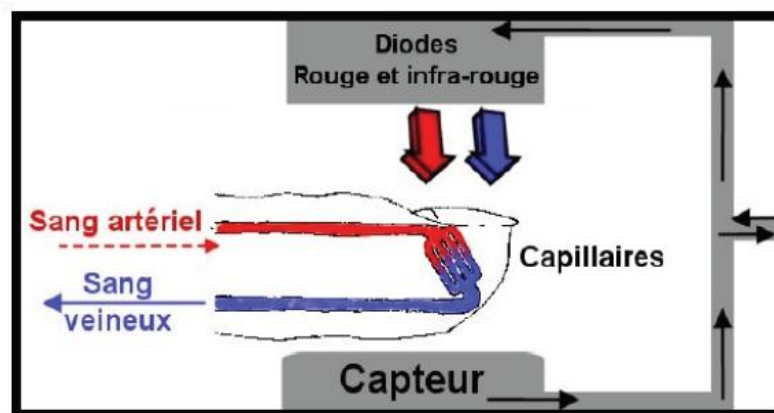


Figure 2.1. Le principe photopléthysmographie.

Chapitre 02 : la photopléthysmographie et conception du système développé.

L'oxymètre est constitué de diodes émettant deux ondes lumineuses, une lumière rouge (600 à 750 nm, absorbée préférentiellement par Hb) et une lumière infrarouge (850 à 1000 nm, absorbée préférentiellement par HbO₂).

Le principe pléthysmographique permet d'individualiser l'absorption lumineuse liée à la variation cyclique du volume de sang artériel. L'oxymètre de pouls réalise des centaines de mesures par seconde et détermine des phases d'absorption maximale et minimale pour chaque longueur d'onde. La différence entre ces phases correspond au flux de sang artériel systolique, responsable de la composante variable et pulsatile de l'absorption lumineuse. La composante stable et statique de l'absorption est d'origine multiple : flux artériel diastolique, sang veineux, tissus cutané, sous-cutané et osseux. [21]

2.2.2 La pulsation du sang [12]

La lumière qui traverse les tissus biologiques (par exemple, le doigt ou lobe de l'oreille) est absorbée par les différentes substances absorbantes. Les premiers absorbeurs de lumière dans la région d'intérêt sont les pigmentations de la peau, les os et le sang artériel et veineux.

Au lieu de faire les mesures sur le sang *in vitro* avec un échantillon de sang artériel et d'un spectrophotomètre, la photopléthysmographie sur le doigt utilise la pulsation artérielle. La Figure illustre la quantité de lumière transmise et absorbée dans les tissus vivants en fonction du temps (figure 2.2).

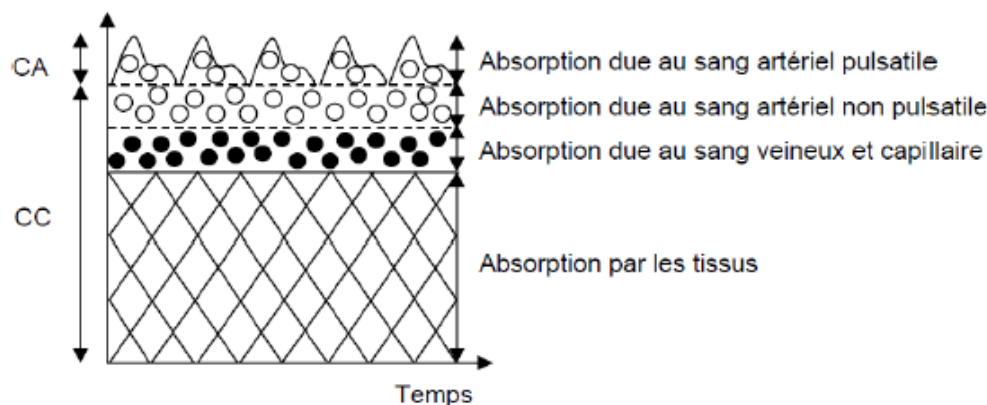


Figure 2.2. Représentation simplifiée de l'absorption de la lumière par les tissus vivants ; le sang artériel (Composante alternative ca) est le seul composant pulsatile, la composante continue (cc) étant la somme de toutes les absorptions non pulsatiles [6]

Les artères contiennent plus de sang pendant la systole que pendant la diastole, et donc, leur diamètre augmente à cause de l'augmentation de pression. Cet effet ne se produit que dans les artères et les artérioles, mais pas dans les veines. L'absorbance de la lumière dans les tissus augmente au cours de la systole principalement en raison de la plus grande quantité de substances (hémoglobine), et au fait que la longueur du chemin optique D dans les artères augmente. Cette alternance d'absorption nous permet de faire la différence entre l'absorbance à cause de sang veineux, d'une partie constante du sang artériel et d'autres composants non pulsatile, tels que les pigmentations de la peau (composante CC de l'absorption totale) et de l'absorption due à la composante pulsatile du sang artériel (composante AC). L'alternance de la lumière absorbée par le tissu vivant généralement ne dépasse pas 1% à 2% de la constante d'absorption de la composante CC.

Chapitre 02 : la photopléthysmographie et conception du système développé.

L'intensité de la lumière passant à travers les tissus au cours de la diastole est élevée, Les absorbeurs qui sont présents pendant la diastole sont les éléments CC. Le diamètre des vaisseaux artériels est minimale, et donc l'absorption due à l'hémoglobine artérielle est minimale et la quantité de la lumière transmise est élevée.

2.2.3. Loi de beer-lambert

La loi de Beer-Lambert (figure 2.3) exprime la variation de l'intensité lumineuse en fonction de la distance parcourue dans un milieu transparent. Lorsqu'une lumière monochromatique d'intensité I_0 qui traverse un milieu homogène, l'intensité de la lumière émergente I décroît exponentiellement lorsque l'épaisseur L du milieu absorbant augmente. Et dans le cas des solutions, la loi de Beer fait intervenir les concentrations (c).

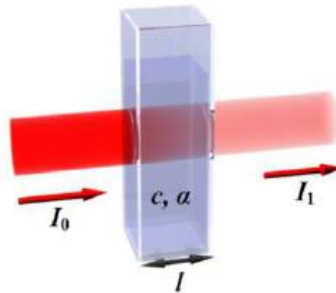


Figure 2.3 la transmission de la lumière à travers une substance.

$$I_1 = I_0 e^{-\alpha L C} \quad (2.1)$$

Où α est un coefficient caractéristique de la substance appelé coefficient d'absorbance ($L \text{ mol}^{-1} \text{ cm}^{-1}$), L est l'épaisseur de la cuve (cm) et C la concentration de la solution (mol/L).

Les solutions colorées présentent une longueur d'onde lumineuse où l'absorbance est maximale. Cette longueur d'onde maximale ne dépend pas de la concentration, c'est une grandeur caractéristique de l'ion absorbant. Elle est utilisée pour effectuer les mesures photométriques sur des solutions de différentes concentrations (Table 2.1).

Dans le cas de notre étude, deux substances sont considérées : l'hémoglobine oxygénée HbO_2 et l'hémoglobine réduite Hb . Ce qui simplifie la relation de Beer-Lambert pour la détermination du photopléthysmogramme.

Longueur d'onde	Coefficient d'extinction $L \text{ mmol}^{-1} \text{ cm}^{-1}$	
	Hb	HbO ₂
660	0.81	0.08
940	0.18	0.29

Table 2.1. Des coefficients d'extinction d'hémoglobine réduite et de l'hémoglobine oxygénée pour un adulte à la longueur d'onde de 660 nm et 940 nm. [12]

2.2.4. Le spectre d'absorption d'hémoglobine (Hb et HbO₂)

La composition chimique des différentes espèces d'hémoglobine modifie leurs propriétés d'absorption, comme la montre la figure 2.4. L'absorbance de la lumière dans la région rouge du spectre est beaucoup plus élevée pour l'hémoglobine réduite que pour l'oxyhémoglobine. L'hémoglobine réduite est plus transparente à la lumière infrarouge que l'oxyhémoglobine.

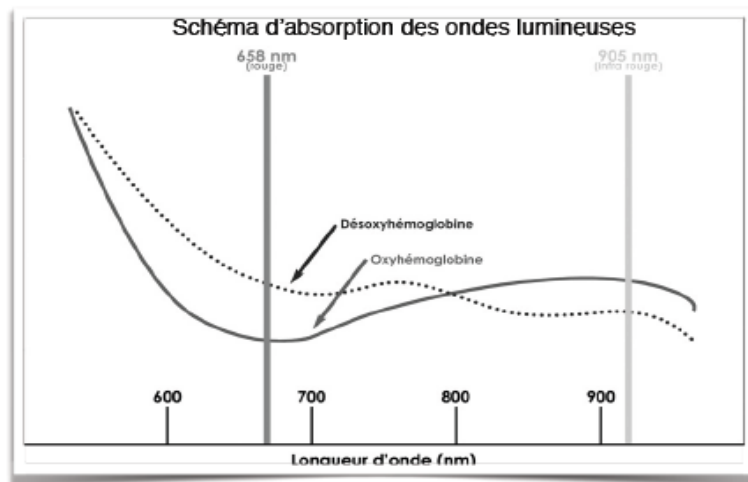


Figure 2.4 Absorption de la lumière par Hb et HbO₂.

2.2.5 Taux de saturation en oxygène [6]

Les premiers oxymètres d'impulsions, qui ont été fabriqués au début des années 80, ont employé pour calculer les valeurs du SpO₂, l'équation empirique suivante :

$$S_pO_2 = 110 - 25R \quad (2.2)$$

L'oxymètre de pouls est utilisée pour calculer le taux d'oxygène dans le sang le rapport AC/DC en rouge par AC/DC en infrarouge.

AC est l'amplitude de la composante pulsative, alors que le DC c'est l'amplitude de la composante continue. La formule sera comme suite :

$$R = \frac{AC_{rouge}/DC_{rouge}}{AC_{infrarouge}/DC_{infrarouge}} \quad (2.3)$$

Chapitre 02 : la photopléthysmographie et conception du système développé.

2.3 La variabilité du rythme cardiaque

La variabilité du rythme cardiaque VRC («Heart Rate Variability» ou HRV) consiste en des fluctuations perpétuelles du rythme cardiaque autour de sa fréquence moyenne.

L’VRC permet d’analyser le fonctionnement, normal ou pathologique, du système nerveux autonome (ou SNA). [20]

La Variabilité du rythme cardiaque (VRC) est une mesure pratique, non-invasive et reproductible de la fonction du système nerveux autonome. Bien que le cœur soit relativement stable, les temps entre deux battements cardiaques (c-à-d le temps entre deux pics successives d’un signal PPG) peuvent être très différents.

La HRV est la variation dans le temps de ces battements cardiaques consécutifs. Elle est censée correspondre à l’équilibre entre les influences sympathique et parasympathique sur le rythme intrinsèque du nœud sino-auriculaire. La VRC est liée au mode de vie, à l’activité physique, aux habitudes alimentaires, au rythme du sommeil et au tabagisme.

La diminution de la RVC est associée aux risques d’événements cardiaques chez les adultes ; elle est un facteur prédictif de l’hypertension artérielle. Une HRV diminuée est liée à un risque accru de décès et elle pourrait avoir une valeur prédictive pour l’espérance de vie et la santé. Leurs changements dus à des facteurs de style de vie précèdent le développement de troubles cardiovasculaires.

La mesure des composants de la VRC est d’un grand intérêt dans la pratique médicale et pour les experts en santé publique, pour prédire et évaluer les risques d’événements cardiométaboliques liés à un mode de vie souvent inadéquat. [17]

Le rythme cardiaque n’évolue pas d’une manière constante au cours du temps. Il existe une fluctuation des intervalles de temps séparant deux battements autour d’une valeur moyenne que l’on appelle la Variabilité du Rythme Cardiaque

Cette variabilité est due au mode de contrôle du rythme cardiaque, influencée et modifiée par un système hormonal et par le système nerveux végétatif. Ainsi la fréquence cardiaque est la résultante de deux composantes : une activité sympathique cardio-accélétratrice d’une part, et une activité parasympathique cardiodécélétratrice, d’autre part. Ces deux composantes sont antagonistes et fonctionnent simultanément.

Ainsi, parmi la multitude de méthodes pour évaluer l’activité du système nerveux végétatif, il est possible de mesurer la variabilité des intervalles entre deux pics à partir d’un signal PPG.

Cette variabilité est une mesure relativement aisée, et constitue un excellent marqueur diagnostique et pronostique, prédictif d’un bon nombre de conditions pathologiques, notamment pour évaluer les risques cardiométaboliques[20].

2.3.1 Principe

La VRC dépend essentiellement de la régulation extrinsèque de la fréquence cardiaque.

Alors que la fréquence cardiaque peut être stable, le temps entre deux battements cardiaques peut être très différent et sa valeur informative est plus importante.

La VRC reflète la capacité d’adaptation du cœur au changement, pour détecter et répondre rapidement à des stimuli non prévisibles. La VRC est considérée comme un signal, reflet de l’activité du système nerveux autonome, et son analyse constitue une méthode non invasive, reproductible et

Chapitre 02 : la photopléthysmographie et conception du système développé.

utile d'investigation clinique pour évaluer l'état du cœur et du système neuro-végétatif, responsable de la régulation de l'activité cardiaque.

Le système neuro-végétatif fonctionne de façon autonome. Il est composé de deux sous-systèmes ayant des actions très différenciées, les systèmes parasympathique et sympathique. Le système parasympathique est globalement sédatif, dirige l'homéostasie, active la restauration des réserves d'énergie dans l'organisme ainsi que la reconstruction cellulaire. Il fait baisser la fréquence cardiaque par l'action du nerf vague sur le cœur. Il est en relation avec la ventilation et la fréquence respiratoire.

Le système sympathique est globalement stimulant et activateur, dirige le catabolisme et active la dégradation des substrats énergétiques pour produire de l'énergie. Il augmente la fréquence cardiaque ainsi que la force de contraction myocardique. Il contribue à réguler la pression artérielle et les résistances vasculaires périphériques.

La HRV a été étudiée sur des individus sains de vingt à soixante-dix ans. On observe une décroissance avec l'âge, et une variation plus importante chez les femmes que chez les hommes.

La valeur de la VRC est influencée par des facteurs physiologiques tels que la maturation du système sympathique. On observe, par exemple, une évolution du système sympathique avec l'âge, qui pourrait être l'une des raisons de sa modification. En effet, on observe une forte VRC chez les nouveaux-nés qui diminue rapidement pendant l'enfance entre cinq et dix ans. Cette décroissance peut être atténuée par une pratique sportive régulière. [17]

2.3.2 La méthode de calcul de la HRV

La mesure de la HRV peut être effectuée à partir d'un photopléthysmogramme ; chaque pic est repéré et l'on calcule la durée des intervalles de temps entre deux pics successifs, et puis on transforme cette information en battements par minute (rythme cardiaque). [18]

Un exemple d'un sujet illustrée sur la figure : l'intervalle entre deux pics est de 0.80s qui est équivalent à un rythme cardiaque 75 battements /min ; ou encore intervalle interbattements est 0.93 qui est équivalent à un rythme de 64.5 battements /min (figure 2.5).[19]

$$\text{Rythme cardiaque} = \frac{60 \text{ (bpm)}}{\text{intervalles entre deux pics successives}} \quad (2.4)$$

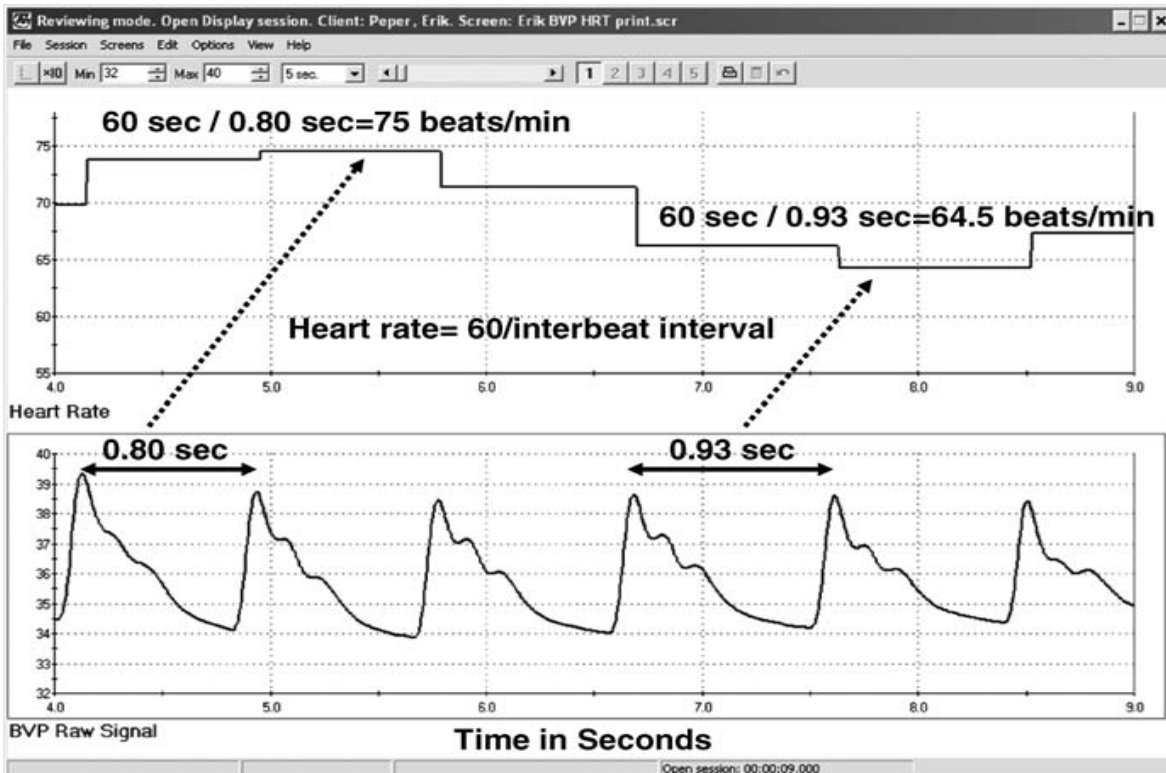


Figure 2.5. Les battements cardiaques sont délivrés à partir d'un pléthysmogramme en mesurant les intervalles inter- battements et puis on transforme cette information en battements par minute. [19]

2.3.3 Intérêt de la variabilité du rythme cardiaque

L'intérêt clinique de l'analyse de l'HRV est démontré pour la première fois en 1965 quand Hon et Lee ont remarqué que la souffrance fœtale était précédée par une modification des intervalles R-R à partir d'un signal ECG avant toute altération du rythme cardiaque lui-même

L'HRV peut être considérée comme un témoin du transfert d'information entre le SNA et le cœur. Ainsi une HRV élevée permet une meilleure transmission de l'information au cœur ce qui lui permet une meilleure adaptation à l'environnement externe et l'état psychique. Par conséquent, les personnes ayant des valeurs élevées d'HRV sont en état de bonne vitalité fonctionnelle car leur SNA est en bon équilibre.

Par contre, un cœur qui réagit mal aux facteurs internes et externes et dont les battements sont parfaitement réguliers, ne répercute pas les informations essentielles liées aux changements environnementaux et fait courir un danger mortel.

Une HRV élevée témoigne d'un bon fonctionnement du SNA et une faible HRV est reconnue comme marqueur de risque cardiovasculaire. De ce fait, la mesure de l'HRV rend possible le dépistage d'une perturbation du fonctionnement du SNA, ainsi que le suivi de l'évolution de cette perturbation.

L'HRV présente une technique prometteuse qui fournit des informations essentielles sur le fonctionnement du SNA de l'organisme et donc d'apprécier le pronostic dans des situations physiologiques et pathologiques. [20]

Chapitre 02 : la photopléthysmographie et conception du système développé.

2.4 Schéma bloc de la carte de mise en forme du signal PPG

Le schéma bloc de l'acquisition du signal PPG est illustré sur la figure 2.6.

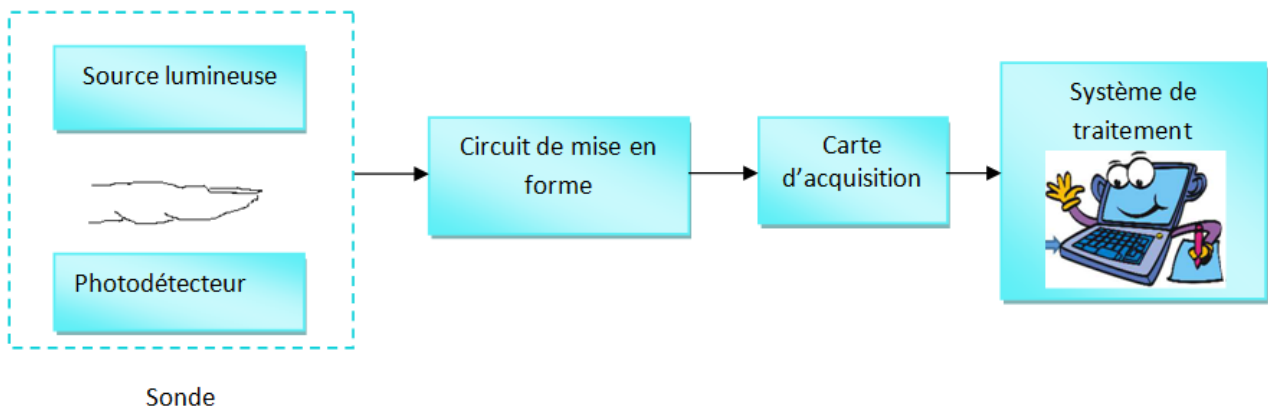


Figure 2.6 Schéma bloc de la carte de mise en forme du PPG.

Le schéma bloc du circuit permet l'acquisition du signal PPG, ou l'élément principal est la sonde qui constitue d'une source de la lumière (émission) et d'un photodétecteur (réception). Ce dernier dépend de la variation du volume de sang dans les vaisseaux d'un site de mesure qui peut être le doigt ou lobe de l'oreille.

Ce schéma comporte aussi un circuit de mise en forme composé d'un étage de filtrage et d'amplification puisque le signal PPG est de très faible amplitude, et il est contaminé par des bruits. Le signal PPG est passé ensuite à un PC à travers une carte d'acquisition pour effectuer le traitement numérique nécessaire d'extraire les paramètres liés directement à la fonction cardiovasculaire. [13]

2.4.1 Les capteurs [6]

Les capteurs existent sous différentes formes et différentes tailles afin de s'adapter à toutes les situations. Le plus souvent, ils se présentent sous l'apparence de pinces à placer sur un doigt.

A. Les pinces

Elles sont prévues pour être utilisées sur les mains (Figure 2.7), sans distinction de qualité entre la droite et la gauche.

C'est un dispositif réutilisable. Elles peuvent être soit rigide, soit semi-rigide afin de s'adapter au mieux à toutes les morphologies.



Figure 2.7. Une pince de photopléthysmographie de pouls

Chapitre 02 : la photopléthysmographie et conception du système développé.

B. Les sondes autocollantes [6]

Elles se présentent comme des sparadraps avec une face collante pourvue des deux diodes lumineuses. Elles se collent tout simplement de façon à ce que les diodes se trouvent au-dessus de l'ongle du doigt choisi. Cette présentation a l'avantage d'être beaucoup plus stable et permet des mesures fiables au long cours (figure 2.8). Elle est donc particulièrement adaptée à un usage pédiatrique, néonatal, ou chez les personnes non coopérants. Souvent, par souci d'économie la sonde est réutilisable et seul le dispositif autocollant est changé.



Figure 2.8. Sonde autocollante

C. Les pinces à oreilles [6]

Comme leur nom l'indique, elles sont prévues pour effectuer la mesure au niveau de l'oreille (Figure 2.9). Idéalement, elles se placent sur le lob, mais elles peuvent également obtenir une mesure sur le pavillon. Elles sont indiquées lorsque le sujet possède une mauvaise circulation périphérique et qu'une mesure au niveau des membres est impossible, ou de mauvaise qualité. Elles présentent l'inconvénient d'être relativement instable si le patient bouge. Comme les pinces pour les doigts, elles sont réutilisables.



Figure 2.9. Une pince à oreille.

D. Les capteurs à réflectance

Se placent sur le front au moyen d'un bandeau ou d'un système autocollant (Figure 2.10). Plus stable que les pinces à oreille, ils représentent également une alternative efficace à la mesure périphérique au niveau des membres. Ces capteurs se placent parfois au niveau des ailes du nez.



Figure 2.10. Capteur à réflectance

La lumière émise par les diodes électroluminescentes (LED) est partiellement réfléchiée, transmise, absorbée, et dispersée par la peau et d'autres tissus et le sang avant qu'elle atteigne le détecteur. La sonde d'un photopléthysmographe se compose d'une ou de deux LED de longueur d'onde choisies et d'un détecteur.

Chapitre 02 : la photopléthysmographie et conception du système développé.

- **Sondes de transmittance [12]**

Un photopléthysmographe avec des sondes de transmittance emploie la lumière transmise par l'extrémité pour mesurer la pléthysmographie (figure 2.11). Le système utilisé peut être deux LED, avec des longueurs d'onde d'émission à 660 nanomètre dans la gamme rouge et à 940 nanomètre dans la gamme infrarouge.

Les LED sont actionnées alternativement de sorte que la lumière d'une longueur d'onde particulière traverse le tissu, et la lumière transmise soit détectée par la photodiode.

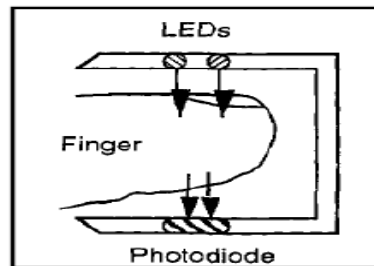


Figure 2.11. Sonde réalisée par le principe de transmittance.

- **Sondes de réflexion [12]**

Les photopléthysmographe avec des sondes de réflectance sont utilisés pour surveiller la pression d'oxygène basé sur le principe d'intensité de la lumière réfléchi. L'idée d'employer la réflexion au lieu de la transmission de la lumière dans un photopléthysmographe a été décrite la première fois par Brinkman et Zijlstra.

Ils ont montré que SaO_2 peuvent être surveillés en mesurant la quantité de lumière réfléchi du tissu. L'idée d'employer la spectrophotométrie pour la réflectivité de peau a marqué un avancement significatif dans la surveillance non invasive de SaO_2 , pratiquement à n'importe quel point sur la surface de peau (figure 2.12).

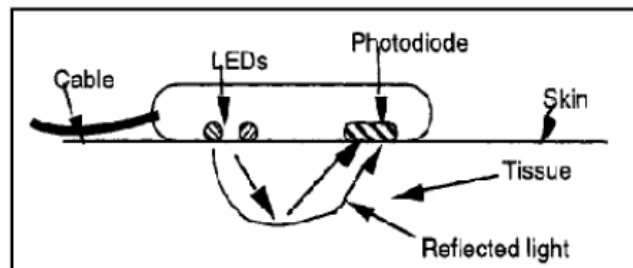


Figure 2.12. Sonde de réflectivité. [12]

L'avantage de base des sondes de transmittance par rapport aux sondes de réflexion est l'intensité de la lumière détectée par le photodétecteur. Car la quantité de lumière passant par le tissu mince est plus grande que la quantité de lumière réfléchi et la lumière passant par le tissu est concentrée dans une surface limitée, l'intensité de la lumière détectée est plus grande pour des sondes de transmittance.

L'inconvénient principal des sondes de transmittance est que l'application de sonde est limitée aux parties périphériques du corps telles que les bouts de doigt, les orteils, l'oreille et le nez pour les adultes ou sur le pied pour les petits enfants. Des sondes de réflectance peuvent être placées pratiquement sur n'importe quel endroit sur le corps où nous pouvons nous attendre à la réflexion de la lumière due au tissu.

2.4.2. Circuit d'émission et réception

L'émission de la lumière est faite à l'aide d'une LED à cause de sa grande sensibilité, son faible encombrement et son prix réduit. La résistance est utilisée pour protéger la diode en réduisant le courant qui provient de l'alimentation (figure 2.13).

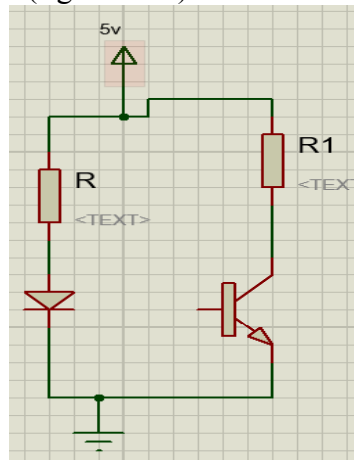


Figure 2.13. Circuit d'émission et réception

La lumière traversant le site de mesure sera détectée par le phototransistor. L'éclairement capté traduit la variation du volume du sang oxygéné transporté par l'hémoglobine. Cette partie du montage est organisée dans un doigtier adaptable avec le doigt du patient (sonde de doigt).

A. Circuit d'émission

Une diode électroluminescente (DEL), est un composant optoélectronique capable d'émettre de la lumière lorsqu'il est parcouru par un courant électrique. Une diode électroluminescente ne laisse passer le courant électrique que dans un seul sens (le sens passant, comme une diode classique, l'inverse étant le sens bloquant) et produit un rayonnement monochromatique ou polychromatique non cohérent à partir de la conversion d'énergie électrique lorsqu'un courant la traverse. La physique des semi-conducteurs nous enseigne que les électrons dans les solides cristallins se situent à des niveaux d'énergie spécifiques. Ces niveaux très proches les uns des autres, sont regroupés en "bandes d'énergie" (figure 2.14).

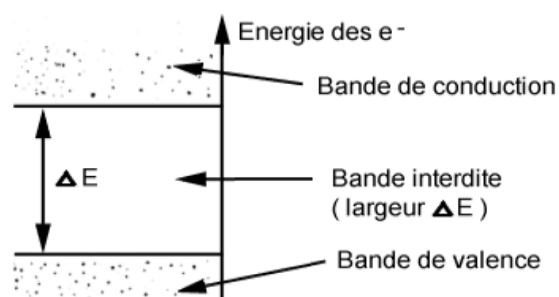


Figure 2.14. Bande d'énergie

Un électron de la bande de valence peut passer dans la bande de conduction à condition d'acquérir une énergie supplémentaire au moins égale à ΔE . C'est l'effet photoélectrique.

Chapitre 02 : la photopléthysmographie et conception du système développé.

Un électron de la bande de conduction peut passer dans une bande de valence. Dans ce cas il libère une énergie au moins égale à ΔE . Cette énergie peut être :

- Dissipée sous forme de chaleur (phonons).
- émise sous forme de lumière (photons).

C'est l'effet d'électroluminescence (visible ou non).

Ce phénomène d'électroluminescence sera obtenu à la condition de créer une forte quantité d'électrons dans la bande de conduction. On l'obtient par injection de porteurs en polarisant dans le sens direct, une jonction PN à semi-conducteur (Figure 2.15).

Le même résultat aurait pu être obtenu en irradiant le cristal avec une source lumineuse d'énergie importante (photoluminescence) ou par bombardement électronique (cathodoluminescence).

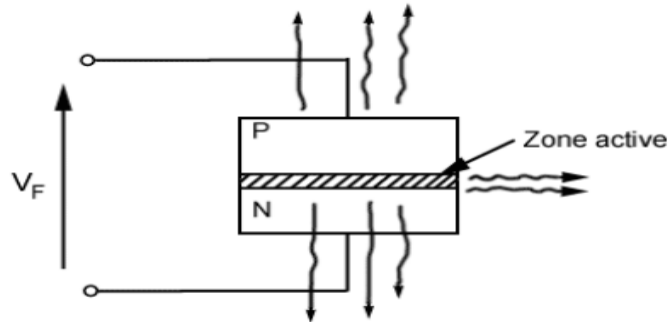


Figure 2.15. Jonction P.N

Selon la fabrication, la lumière peut être émise soit latéralement, soit perpendiculairement à travers la mince couche N ou P.

B. Circuit de réception

Une photodiode est un composant semi-conducteur ayant la capacité de détecter un rayonnement du domaine optique et de le transformer en signal électrique.

Principe de fonctionnement

La photodiode PN est, comme son nom l'indique, une jonction p-n, généralement utilisée en polarisation inverse. Dans ce cas, les porteurs majoritaires sont bloqués par le champ électrique dans la zone de charge d'espace, et le courant résulte donc du passage des porteurs minoritaires à travers la jonction. Le courant est dans ce cas limité par le faible taux de génération de porteurs minoritaires dans le voisinage de jonction.

Sous l'action de la lumière, des paires électron-trou peuvent être générées dans le semi-conducteur, si la longueur d'onde de la lumière est inférieure à :

$$c = \frac{hc}{E_g} \quad (2.5)$$

Ce qui correspond à une énergie de photons supérieure à la largeur de la bande interdite.

Idéalement, le courant inverse sera proportionnel à l'intensité de la lumière et nul en l'absence de lumière. Dans ce cas, la tension aux bornes de la résistance R sera proportionnelle au courant, et donc proportionnelle à l'intensité de la lumière. En réalité, un faible courant existe même dans le noir (courant d'obscurité).

Un phototransistor est un composant électronique capable de réagir à la lumière en laissant passer plus ou moins de courant.

Comme les transistors, le phototransistor est conçu selon une base, un émetteur, un collecteur. Mais la base est sensible à la lumière et contrôle donc le passage du courant dans le collecteur.

Chapitre 02 : la photopléthysmographie et conception du système développé.

Certains modèles de transistors peuvent d'ailleurs être limités jusqu'à faire apparaître leur base pour que la lumière agisse dessus.

Structure de phototransistor :

La structure du phototransistor est différente de celle d'un transistor normal, il a une base beaucoup plus grande ainsi que les zones de collecteur que celle qui utilisée pour un transistor normal. Ces dispositifs sont généralement fabriqués en utilisant la diffusion ou implantation ionique (figure 2.16).

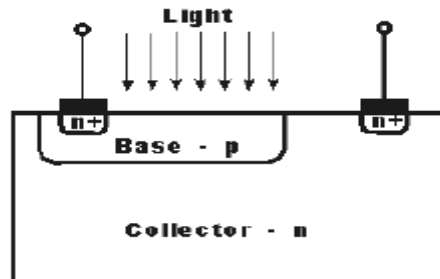


Figure 2.16. Homo-jonction plane structure de phototransistor

Les premiers phototransistors utilisés au germanium ou au silicium donnent une structure homo-jonction. Les phototransistors plus modernes utilisent des matériaux de type III-V comme l'arséniure de gallium. Hétérostructures qui utilisent des matériaux différents de chaque côté de la jonction pn sont aussi très populaires car ils offrent un rendement de conversion élevé. Ils sont généralement fabriqués en utilisant la croissance épitaxiale de matériaux qui correspond à la structure en treillis. Ces phototransistors utilisent une structure mesa. Parfois, (un métal semi-conducteur) jonction Schottky peut être utilisée pour le collecteur dans un phototransistor, bien que cette pratique est moins courante de nos jours parce que d'autres structures offrent de meilleurs niveaux de performance (figure 2.17).

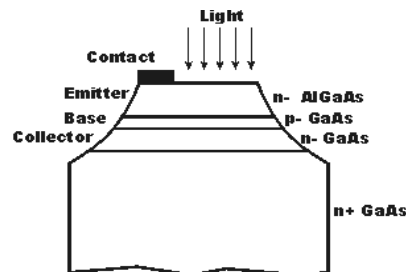


Figure 2.17. Hétérojonction mesa structure phototransistor

Afin d'assurer la conversion optimale et donc la sensibilité, le contact d'émetteur est souvent décalé à l'intérieur de la structure de phototransistor. Cela garantit que le montant maximum de la lumière atteint la région active dans le phototransistor.

Un phototransistor est un transistor bipolaire dont la base est sensible au rayonnement lumineux ; la base est alors dite flottante puisqu'elle est dépourvue de connexion. Lorsque la base n'est pas éclairée, le transistor est parcouru par le courant de fuite ICE_0 . L'éclairement de la base conduit à un courant qui apparaît dans la jonction collecteur-base sous la forme :

$$IC = \beta I_{ph} + ICE_0 \quad (2.6)$$

Pour simplifier, lorsque la base est éclairée le phototransistor est équivalent à un interrupteur fermé entre l'émetteur et le collecteur et lorsque la base n'est pas éclairée, c'est équivalent à un interrupteur ouvert.

Le courant d'éclairement du phototransistor est le photocourant de la photodiode collecteur-base multiplié par l'amplification β du transistor. Sa réaction photosensible est donc nettement plus élevée

Chapitre 02 : la photopléthysmographie et conception du système développé.

que celle d'une photodiode (de 100 à 400 fois plus). Par contre le courant d'obscurité est plus important. On observe une autre différence entre le phototransistor et la photodiode : la base du phototransistor est plus épaisse, ce qui entraîne une constante de temps plus importante et, donc une fréquence de coupure plus basse que celle des photodiodes. On peut éventuellement augmenter la fréquence de coupure en diminuant la photosensibilité en connectant la base à l'émetteur.

Comme déjà mentionné le phototransistor a un haut niveau de gain résultant de l'action du transistor. Pour homo-structure, c-à-d ceux qui utilisent le même matériau tout au long de l'appareil, ce qui peut être de l'ordre d'environ 50 à quelques centaines. toutes fois, pour les dispositifs hétéro-structure, les niveaux de gain peut s'élever à dix mille. malgré leur haut niveau de gain de dispositifs hétéro-structure ne sont pas largement utilisés parcequ'ils sont beaucoup plus coûteux à fabriquer. Un autre avantage de tous les phototransistor par rapport à la photodiode à avalanche, c'est que le phototransistor a un niveau beaucoup plus faible de bruit.

2.4.3. Circuit de mise en forme

A. Etage du filtrage

Cet étage est constitué de deux filtres : *passé haut et passé bas*.

Le filtre passé haut : est réalisé à base d'une résistance et d'un condensateur. Les valeurs de ces deux composants sont fixées de telle manière à avoir une fréquence de coupure de 1.54Hz.

Avec :

$$F_c = \frac{1}{2\pi R_3 C_1} \quad (2.7)$$

Le filtre passé haut est un filtre passif de premier ordre utilisé essentiellement pour filtrer les bruits de basses fréquences et pour assurer une stabilisation du signal PPG. [13] Et il est appliqué à la suite du circuit de l'émission et de réception (Figure 2.18).

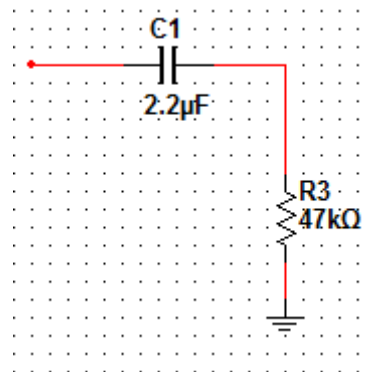


Figure 2.18 : Le filtre passé haut.

La fonction de transfert :

$$H(j\omega) = \frac{j\frac{\omega}{\omega_c}}{1 + j\frac{\omega}{\omega_c}} \quad (2.8)$$

$$\text{Avec } \omega_c = \frac{1}{R_3 C_1} \quad (2.9)$$

Chapitre 02 : la photopléthysmographie et conception du système développé.

Sa repense en gain:

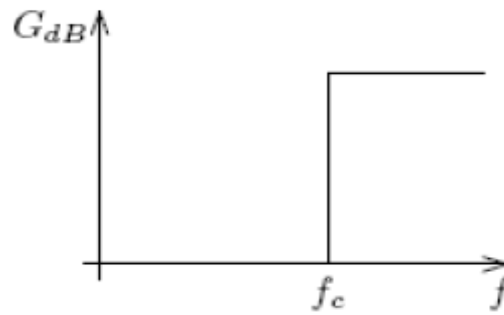


Figure 2.19 : repense fréquentielle d'un filtre passe haut idéal.

Le filtre passe bas: (figure 2.20)

C'est un filtre actif passe bas est utilisé pour éliminer les bruits. La fréquence de coupure de ce filtre est de 2.34 Hz.

$$F_c = \frac{1}{2 * \pi * R_5 * C_2} \quad (2.10)$$

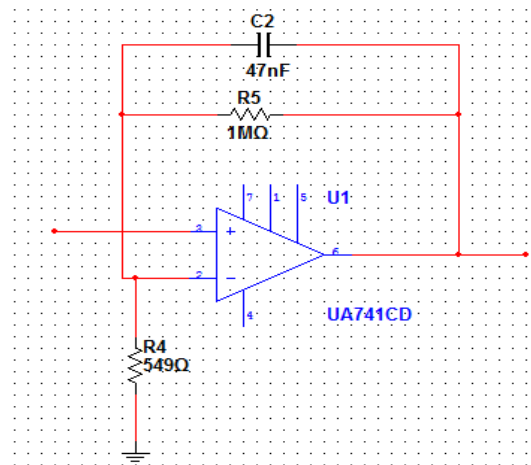


Figure2.20 : filtre passe bas.

Sa repense en fréquence :

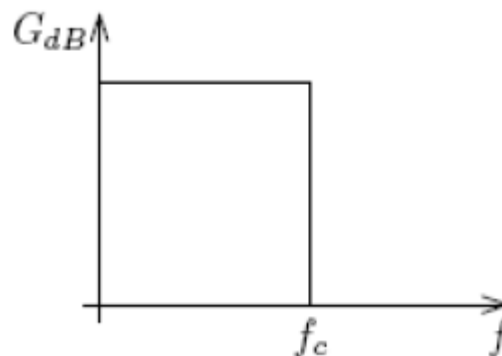


Figure 2.21 : repense fréquentielle d'un filtre passe haut idéal.

B. Etage d'amplification

Chapitre 02 : la photopléthysmographie et conception du système développé.

Compte tenu que le signal détecté par le phototransistor est très faible, de l'ordre de quelques millivolts ; une amplification est nécessaire. Souvent un amplificateur à base d'amplificateur opérationnel est utilisé avec un gain :

$$G = \frac{R_5}{R_4} + 1 \quad (2.11)$$

C. La conversion analogique numérique

Elle est faite en utilisant la carte ARDUINO. Le modèle UNO de la société ARDUINO est une carte électronique dont le cœur est un microcontrôleur ATMEL de référence ATmega328. Le microcontrôleur ATmega328 est un microcontrôleur 8bits de la famille AVR dont la programmation peut être réalisée en langage C.

L'intérêt principal des cartes ARDUINO (d'autres modèles existent) est leur facilité de mise en œuvre. ARDUINO fournit un environnement de développement s'appuyant sur des outils open source.

Le chargement du programme dans la mémoire du microcontrôleur se fait de façon très simple par port USB. En outre, des bibliothèques de fonctions "clé en main" sont également fournies pour l'exploitation d'entrées-sorties courantes : gestion des E/S TOR, gestion des convertisseurs ADC, génération de signaux PWM, exploitation de bus TWI/I2C, exploitation de servomoteurs ...

L'Arduino est une carte électronique en Matériel Libre pour la création artistique interactive (figure 2.22). Cette carte est une plate-forme de prototypage d'objets interactifs à usage créatif constituée d'une carte électronique et d'un environnement de programmation.

Elle peut servir:

- 1/ pour des dispositifs interactifs *autonomes* simples
- 2/ comme *interface* entre capteurs/actionneurs et ordinateur
- 3/ comme programmeur de certains microcontrôleurs.

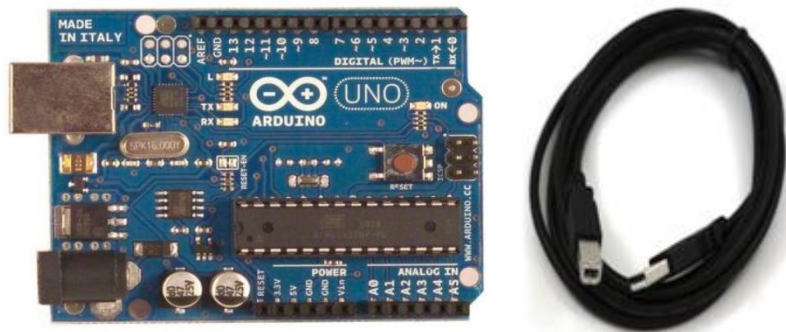


Figure 2.22: la carte arduino et son câble.

Le système Arduino, nous donne la possibilité d'allier les performances de la programmation à celles de l'électronique. Plus précisément, nous allons programmer des systèmes électroniques. Le gros avantage de l'électronique programmée c'est qu'elle simplifie grandement les schémas électroniques et par conséquent, le coût de la réalisation, mais aussi la charge de travail à la conception d'une carte électronique. [14]

Une carte d'interface programmable capable de piloter des capteurs et des actionneurs afin de simuler ou créer des systèmes automatisés.

Un logiciel de programmation qui permet de programmer la carte en fonction d'un comportement désiré.

Chapitre 02 : la photopléthysmographie et conception du système développé.

Le tout, logiciel comme matériel, est sous licence libre donc utilisable et modifiable sous conditions de mentionner les auteurs d'origine.

Une grande communauté d'amateurs et de passionnés contribuent à développer des applications et à les partager.

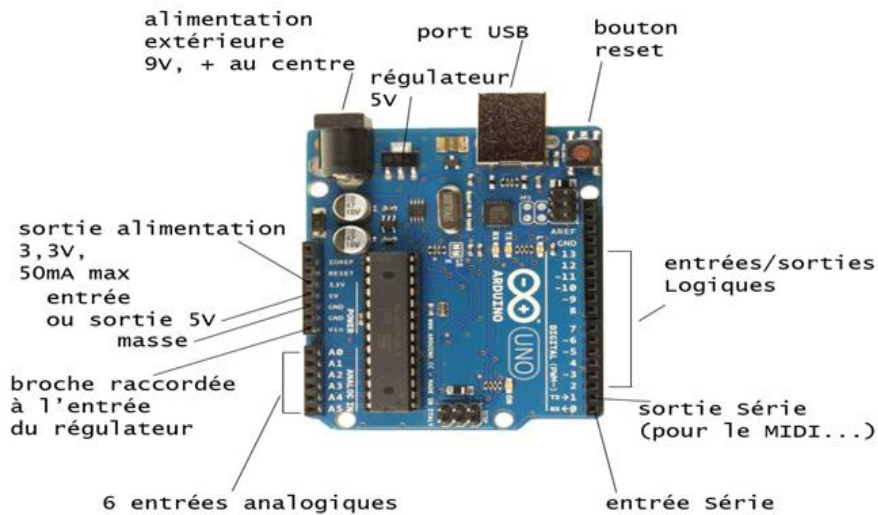


Figure 2.23 : Description de la Carte Arduino "Uno"

C'est un circuit imprimé comportant tous les composants électroniques nécessaires pour faire fonctionner un microcontrôleur (Atmega 328) associé à une interface USB lui permettant de communiquer avec un ordinateur.

Microcontrôleur:(ATmega328) Circuit programmable : stocke le programme et l'exécute.

Prise jack : alimentation extérieure (9v, +au centre)

- Permet de brancher une alimentation (pile, batterie, adaptateur secteur).

Broches d'alimentation :

-Permet d'alimenter les capteurs et les actionneurs.

Broches d'entrées analogiques :

-Permet de brancher des capteurs et des détecteurs.

Entrées et sorties numériques (Digital):

-Permet de brancher des actionneurs.

-Permet de brancher des détecteurs.

Bouton reset :

-Pour la remise à zéro.

Connexion USB (Universal Serial Bus):

-Permet d'alimenter la carte en énergie électrique (5V).

- Permet de téléverser le programme dans la carte.

-Permet de communiquer avec PC.

2.5 Conclusion.

Chapitre 02 : la photopléthysmographie et conception du système développé.

Des notions sur le principe de la photopléthysmographie ont été données. Une étude théorique des différents étages constituant le circuit de mise en forme de ce signal ont été aussi discutés. Ce circuit est constitué principalement d'un amplificateur un étage de filtrage et la carte Arduino qui représente l'étage de conversion analogique numérique.

Le chapitre suivant a comme objectif la réalisation pratique ce circuit tout en exploitant les bases théoriques que nous avons décrites dans ce chapitre.

Chapitre 03 : Réalisation pratique du circuit, résultats et discussion.

3.1 Introduction

Ce chapitre est consacré à l'étude pratique de carte de mise en forme ainsi que la carte d'acquisition du signal PPG et pour cela, on va présenter le travail que nous avons réalisé, c-à-d cette étude est menée à travers une analyse des différents circuits proposés pour réaliser ce dispositif.

3.2 La mise en forme du signal

La partie mise en forme du signal est une chaîne de mesure qui commence par le capteur, et avec les valeurs des composants sont déterminées en s'inspirant d'abord de l'étude menée du chapitre 2 et des mesures expérimentales menées à travers des essais successifs.

Cette partie du dispositif regroupe alors :

- Le capteur (une sonde qui contient Le circuit émetteur : une LED infrarouge et Le photodétecteur : phototransistor).
- Etage de mise en forme comporte: étage de filtrage et d'amplification.
- Etage de conversion analogique/numérique à travers une carte Arduino.

3.2.1. Le capteur

Le capteur comporte une petite graveuse qui est considéré comme une pince pour entrer le doigt. Il contient d'une face de la LED (infrarouge) et de l'autre face du phototransistor, ces derniers sont liés au circuit qui commande l'émission et la réception par des fils conducteurs (Figure). Le phototransistor utilisé est le BPX43 pour sa meilleure sensibilité à détecter la lumière qui traverse le doigt.

Ce capteur est bien isolé et permet d'éliminer la lumière ambiante.

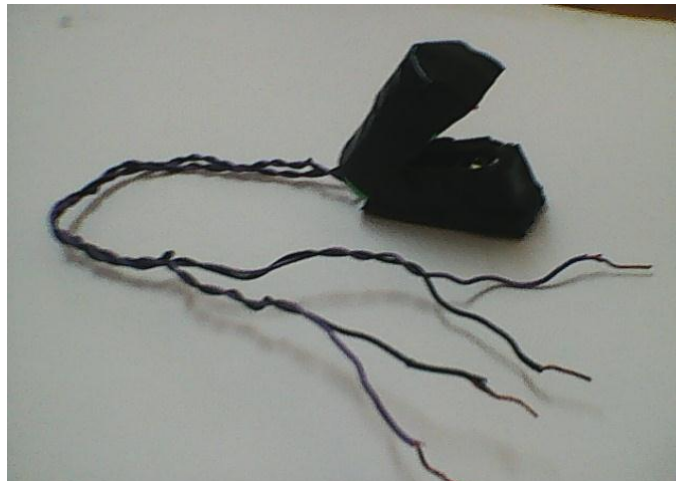


Figure 3.1. Circuit d'émission et de réception

Le circuit présenté sur la Figure 3.2 permet de commander l'émission de la lumière infrarouge par la LED ainsi que la réception de flux lumineux par le phototransistor. La LED est en série avec une résistance de 120Ω car le circuit est alimenté avec une tension de 5V et la LED a besoin d'un courant d'environ 40 mA et pour éviter la saturation du phototransistor on a utilisé une résistance de $33K\Omega$ car

Chapitre 03 : Réalisation pratique du circuit, résultats et discussion.

le phototransistor passe un courant de $150 \mu\text{A}$ et nous avons une alimentation de 5V , donc $5/0,00015=33 \text{ k}\Omega$.

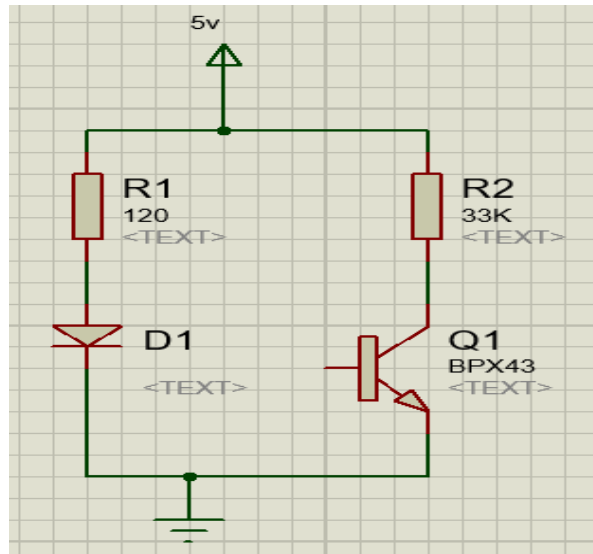


Figure 3.2. Circuit d'émission/réception

Pour la reception nous avons utilisé un phototransistor BPX43. Cette famille de phototransistors NPN, issus de OSRAM OptoSemiconductors, se trouve dans des paquetages standard TO-18. Ces emballages en métal TO-18 rendent ces phototransistors idéaux pour les applications dans des environnements hostiles



Figure 3.3. Phototransistor BPX43.

Ce phototransistor a comme caractéristiques :

- Plage de température de fonctionnement et de stockage Haut; $T_{stg} -40 \dots 125 \text{ } ^\circ\text{C}$
- Tension de collecteur-émetteur $V_{CE} 50 \text{ V}$
- Courant du collecteur $I_C 50 \text{ mA}$
- Courant de survol du collecteur ($T < 10 \mu\text{s}$) $I_{CS} 200 \text{ mA}$
- Tension émetteur-base $V_{EB} 7 \text{ V}$
- -Dissipation de puissance totale $P_{tot} 220 \text{ mW}$
- Résistance thermique $R_{thJA} 450 \text{ K / W ESD}$

Chapitre 03 : Réalisation pratique du circuit, résultats et discussion.

- Gamme spectrale de sensibilité (Longueur d'onde maximale minimale) 450 → 1100 nm
- Temps de montée typique 18μs
- Polarité NPN
- Nombre de Pins 3
- Maximum Dark Current 100nA
- Courant lumineux maximum 15000μA
- Sensibilité à l'angle de la moitié 30 °
- Spectrosens détectés Lumière infrarouge et visible

3.2.2 Circuit de filtrage

Ce qu'il est connu que l'étendue fréquentielle du signal photopléthysmographique est de 1Hz à 2Hz. Il est clair qu'une telle bande est susceptible d'être affectée par différentes natures de bruits tel que l'influence du réseau, bruit des composants (amplificateur bruit 1/f, mouvement du patient), il est alors nécessaire de filtrer ce signal pour améliorer le rapport signal/bruit.

L'opération de filtrage est réalisée à travers 2 différentes structures de filtres en cascade :

- Un filtre passe haut RC.

- Un filtre passe bas.

Puisque le signal PPG est exposé à l'effet de la lumière ambiante qui peut ajouter une composante continue, pour cela nous avons utilisé un filtre passe haut d'une capacité en série avec une résistance. La valeur de cette résistance est calculée en considérant la fréquence à filtrer de 1 Hz.

Le filtre passe haut passif composée d'une résistance $R=47K$; et une capacité $C=2.2\mu F$.

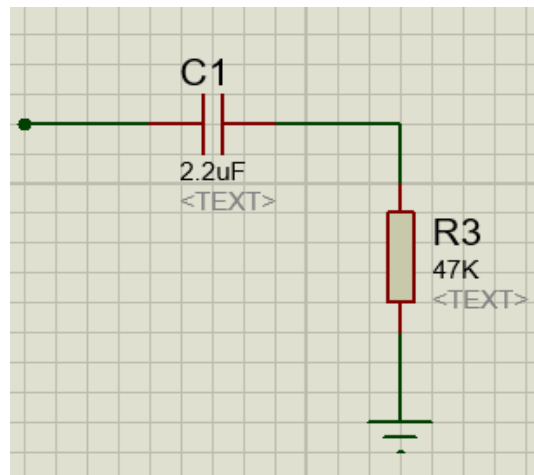


Figure 3.4. Filtre passe haut passif

Sa fréquence de coupure est alors :

$$F_c = \frac{1}{2\pi R_3 C_1} = \frac{1}{2\pi * 2.2 * 10^{-6} * 47 * 10^3} = 1.54 \text{ Hz} \quad (3.1)$$

Le filtrage du signal PPG est aussi accompli avec un filtre un filtre actif 1^{er} ordre illustré sur la figure 3.5.

Chapitre 03 : Réalisation pratique du circuit, résultats et discussion.

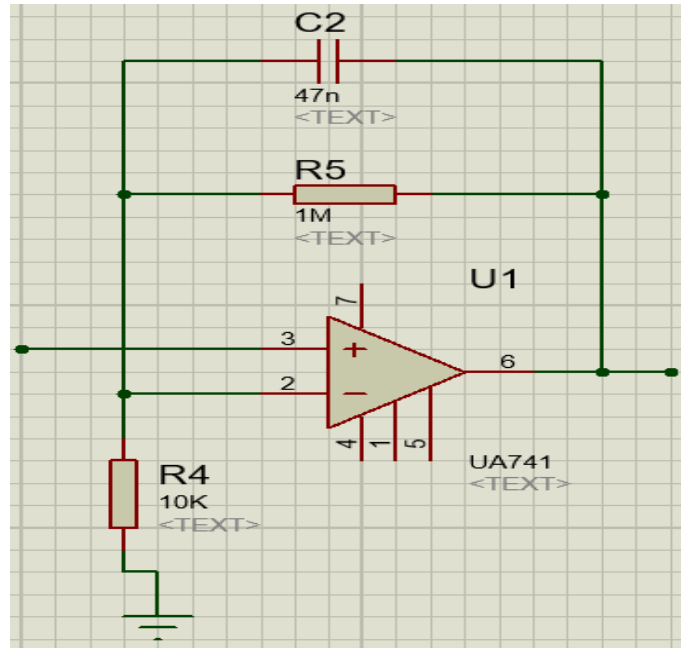


Figure 3.5. Filtre passe bas actif.

Sa fréquence de coupure est :

$$F_c = \frac{1}{2 * \pi * R_4 * C_2} = \frac{1}{2 * \pi * 1 * 10^6 * 47 * 10^{-9}} = 2.34 \text{ Hz} \quad (3.2)$$

Ces deux filtres sont mis en cascade pour qu'il vienne un filtre passe bande et ces fréquences sont : $f_1=1.54\text{Hz}$ et $f_2=2.34\text{Hz}$

La fonction de transfert de l'étage de filtrage est :

$$H(j\omega) = \left[\frac{R_4 + R_5}{R_4} \frac{1 + j\omega \frac{R_5 R_4}{R_4 + R_5} C_2}{1 + j\omega R_5 C_2} \frac{j\omega R_3 C_1}{1 + j\omega R_3 C_1} \right]^2 \quad (3.4)$$

Généralement ceux sont les bruits dus à des mouvements des doigts (sujet), à la fréquence du secteur qui sont filtré dans cet étage.

3.2.3 Circuit d'amplification

L'amplification est nécessaire pour permettre une éventuelle acquisition. Cependant, Le signal PPG est tellement faible qu'il nécessite un circuit amplificateur à une impédance d'entrée élevée. En effet, le circuit de la figure 3.6 permet une meilleure flexibilité du circuit réalisé. Il utilise un simple amplificateur opérationnel $\mu\text{m}741$.

Chapitre 03 : Réalisation pratique du circuit, résultats et discussion.

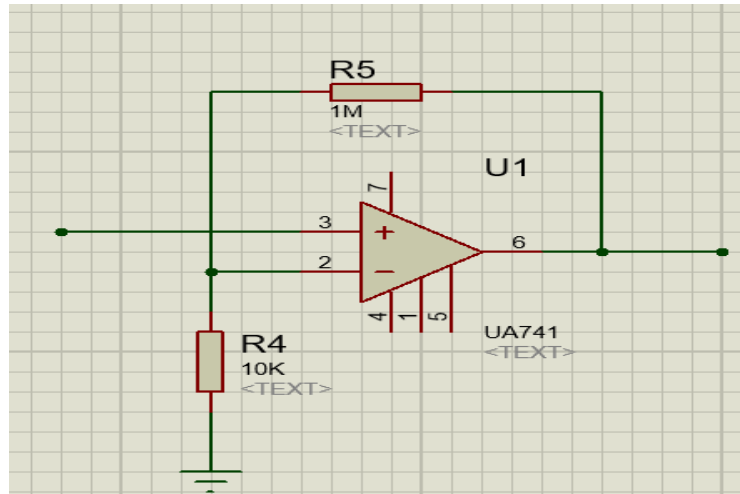


Figure 3.6. Etage d'amplification.

Le gain de l'étage de filtrage est :

$$= \frac{R_5}{R_4} + 1 = \frac{1 \cdot 10^6}{10 \cdot 10^3} + 1 = 101 \quad (3.5)$$

La figure 3.7,3.8 et 3.9 montrent le circuit global du dispositif réalisé.

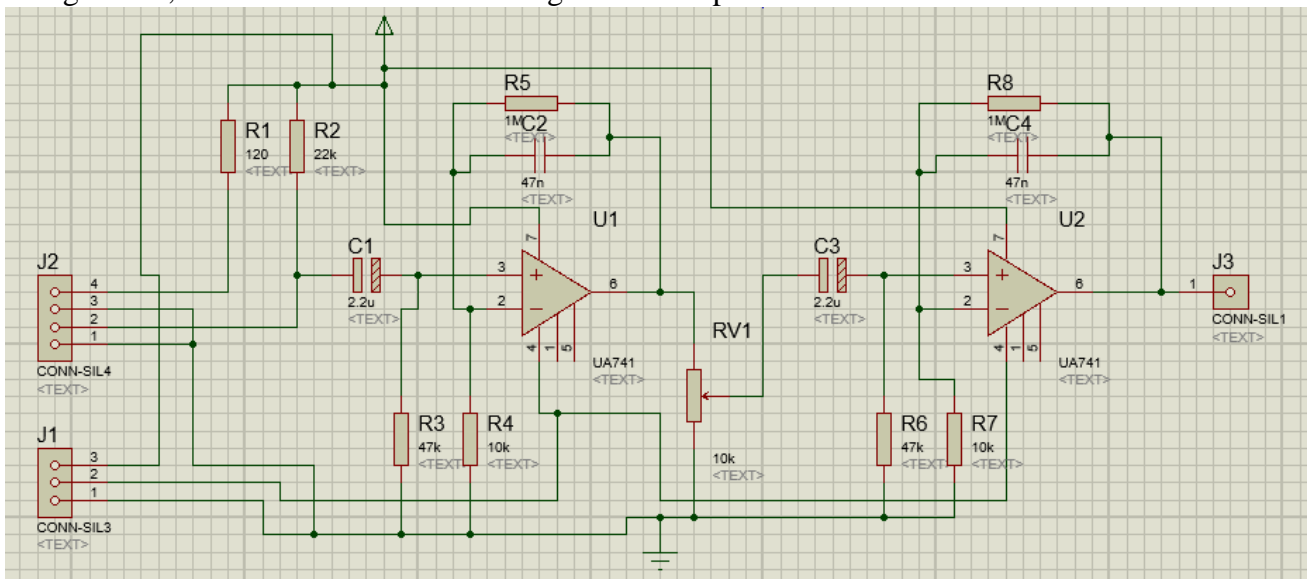


Figure 3.7. Circuit de mise en forme du signal PPG.

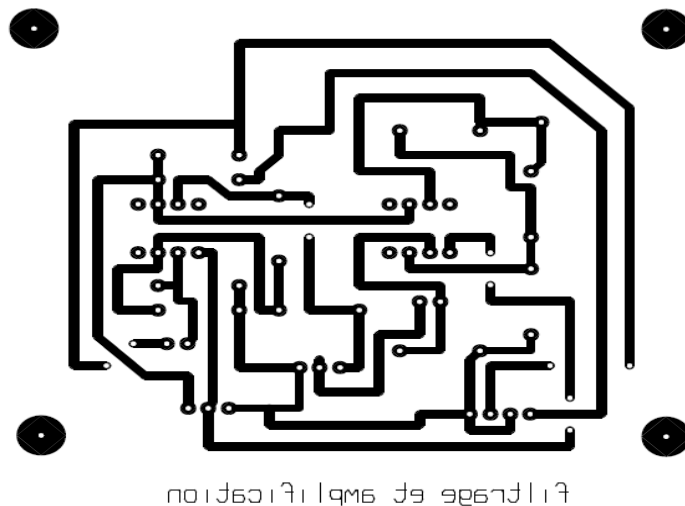


Figure 3.8. Circuit pré imprimé du circuit de mise en forme

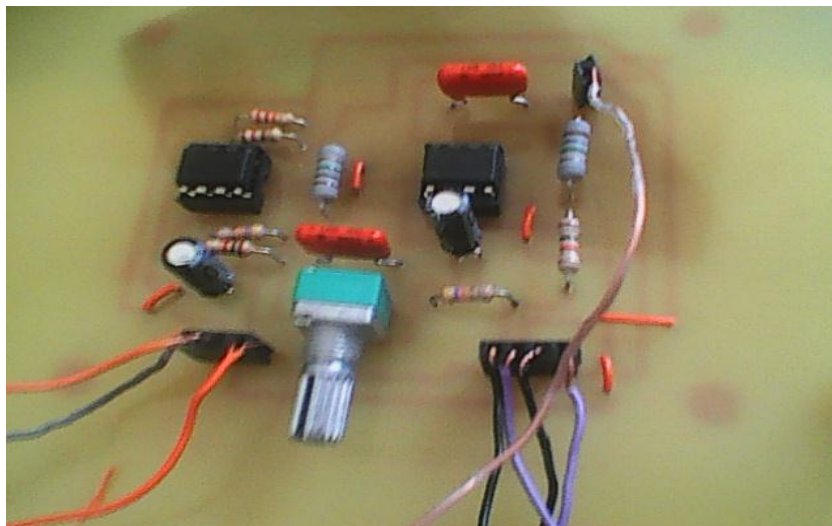


Figure 3.9. Circuit de mise en forme du signal PPG

Mais cette partie de réalisation permet de détecter un signal analogique. Afin qu'on puisse traiter ce signal une conversion analogique numérique est nécessaire. Cette tâche est accomplie par une carte Arduino.

3.2.4 Conversion analogique numérique

Avant que le signal analogique subisse une conversion analogique numérique il est incontournable d'ajouter une composante continue à ce signal. Ceci permet de convertir les valeurs négatives incluses dans le signal. Le circuit d'offset se compose de deux potentiomètres 10K Ω disposés (Fig. 3.10).

Chapitre 03 : Réalisation pratique du circuit, résultats et discussion.

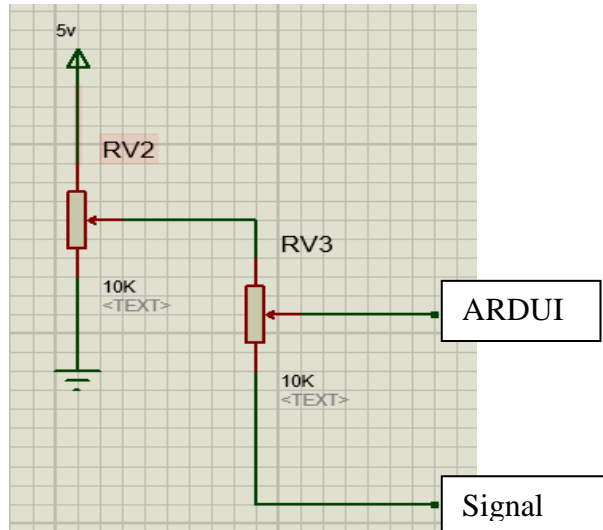


Figure 3.10. Circuit d'offset.

La sortie du circuit de mise en forme est connectée d'un pôle du potentiomètre de 10K (signal PPG) comme illustre sur la figure ci-dessus et l'autre pôle est connecté à une carte arduino à l'entrée analogique A0.

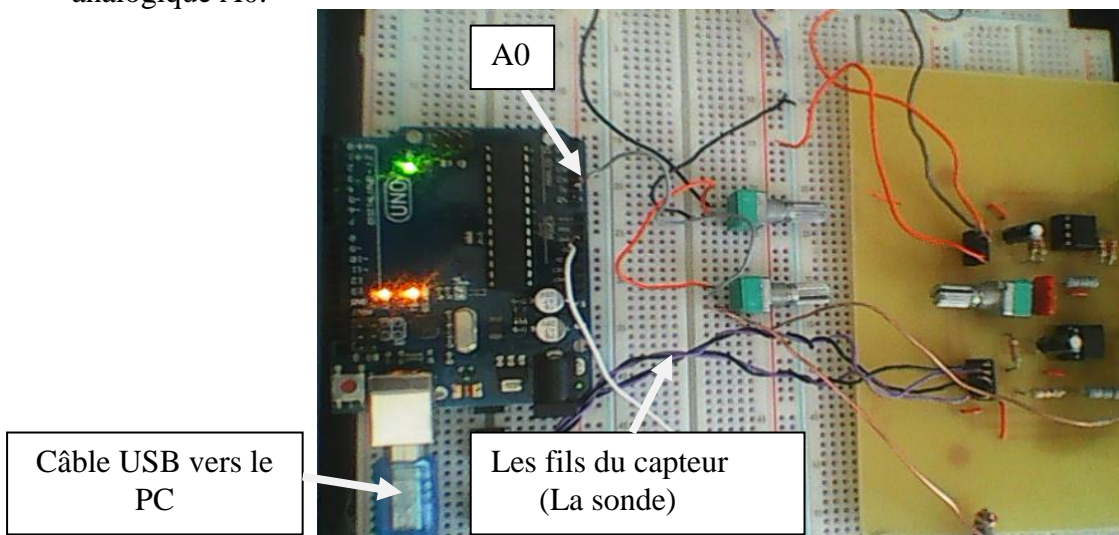


Figure 3.11. Câblage des différents étages.

Cette partie permet la transformation du signal analogique en signal numérique qui doit être lus facilement par un système de traitement (PC).

3.3. Résultats et interprétation

3.3.1. Enregistrement des signaux PPG

Les figures 3.12 à 3.14 montrent les enregistrements du signal PPG pour trois sujets normaux. Elles représentent les signaux PPG avant et après la mise en forme. On constate qu'après la mise en forme les trois signaux sont clairs et interprétables. Qualitativement, on remarque les meilleur résultats de filtrage sont obtenus dans le cas du troisième sujet ou on remarque une quasi absence des bruits après la mise en forme. Le dixième signal PPG a une mauvaise qualité par rapport aux deux premiers. Mais d'une manière générale, pour les trois signaux les pics des signaux PPG sont visibles et faciles à détecter.

Chapitre 03 : Réalisation pratique du circuit, résultats et discussion.

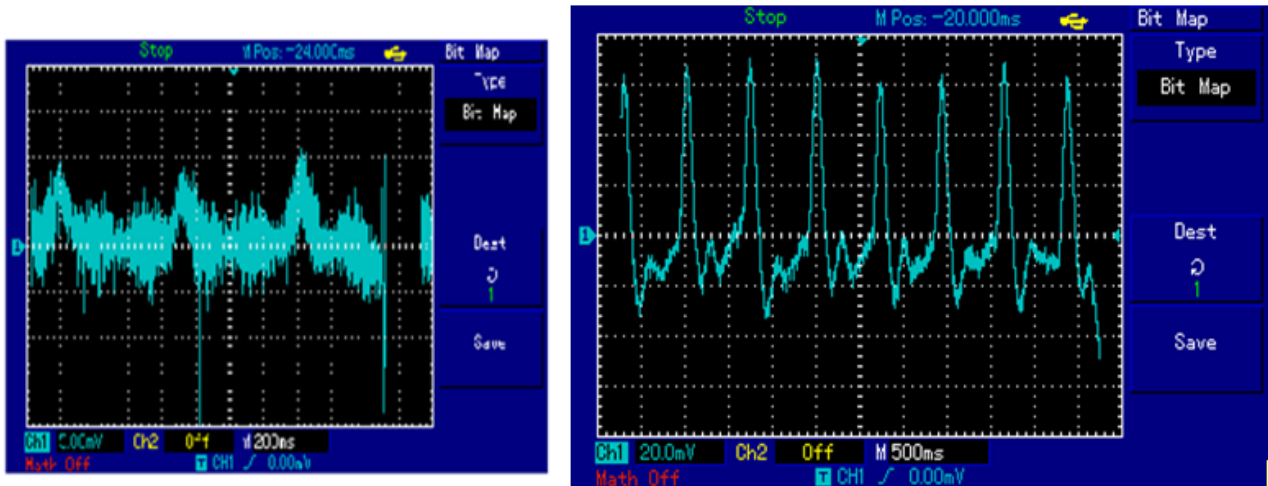


Figure 3.12. Signal PPG du premier sujet.

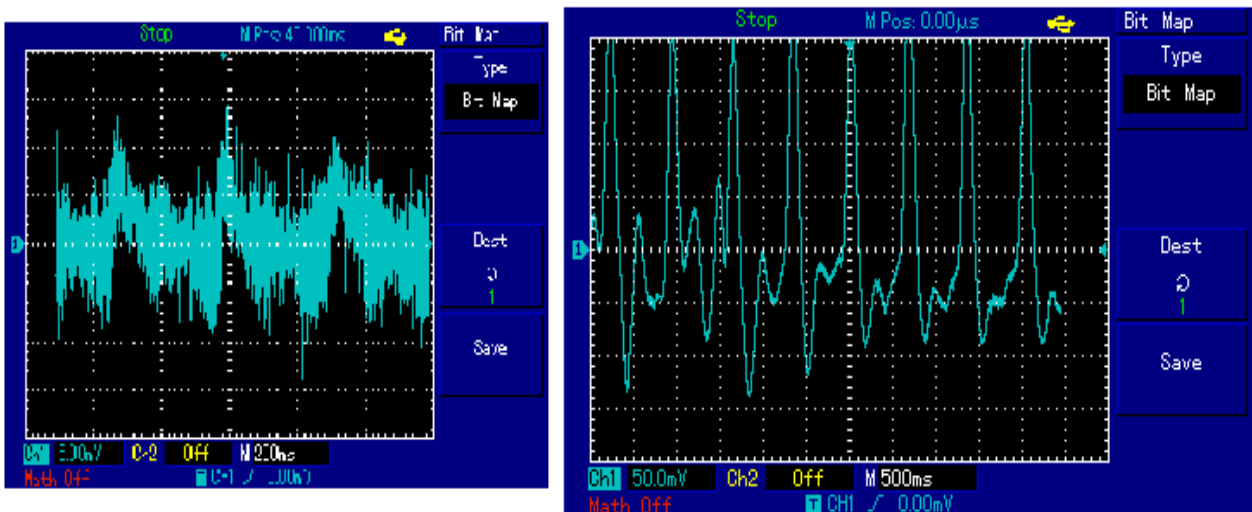


Figure 3.13. Signal PPG du deuxième sujet.

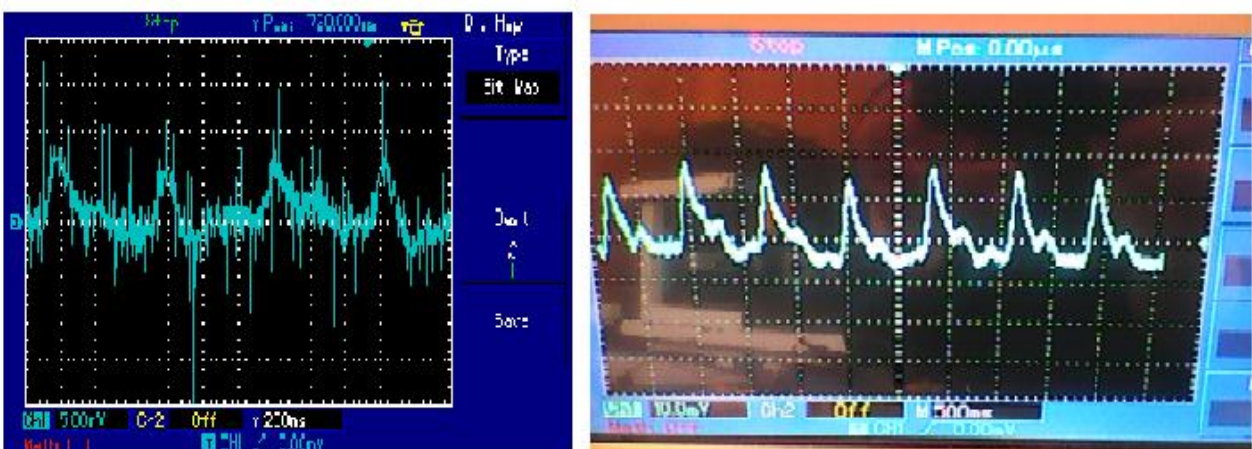


Figure 3.14. Signal PPG du troisième sujet.

3.3.2. Calcul de la variabilité cardiaque

Une fois les signaux PPG sont enregistrés, les pics de ce dernier doivent être détectés afin de calculer la variabilité du rythme cardiaque. La détection de ces pics se fait selon le programme donné sur la figure 3.15.

En effet, la méthode de détection est basée sur un seuillage d'amplitude. Seules les valeurs du signal PPG qui dépasse un seuil donné vont être prises en considération. La détection des pics est faite en détectant les points de déflexion locales du signal PPG. Un point de déflexion correspond à un changement de la pente. Ce changement satisfait la condition suivante :

$$x(i) > x(i - 1) \& x(i) < x(i + 1)$$

```
clc;
close all;
clear all;
%[xx] = textread('With_artNEW.txt') ;
xx=[];
N=length(xx);
tt=(0:N-1)/35;
xx=xx(1:N);
s=max(xx)*0.8;
j=1;
for i=2:length(xx)-1

    if xx(i)>xx(i-1)&& xx(i)>=xx(i+1)&&xx(i)>s
        A(j)=i;
        j=j+1
        if i>0
            l(:,i)=i;
        end
    end
end
plot(xx);
hold on;
%plot(xx,'ro');

for j=1:length(A)-1
    x(j)=(xx(A(j))+xx(A(j+1)))/2;
    subplot(2,1,1);
    plot(A(j),x(j),'ro');
    title('Détection des pics d'un signal PPG (après correction)');
    ylabel('PPG (en mV)');
    xlabel('Temps (en msec)');
    hold on
end
plot(xx);
for i=1:length(A)-1
    B(i)=60*35/(A(i+1)-A(i));
end
subplot(2,1,2);
plot(B);
title('la variabilité du rythme cardiaque sur singal PPG');
ylabel('le rythme cariaque(BPM)');
xlabel('Temps (en msec)');
hold on;
```

Figure 3.15. Calcul de la variabilité du rythme cardiaque (fe=35).

Chapitre 03 : Réalisation pratique du circuit, résultats et discussion.

Les figures 3.16 à 3.18 montrent les résultats de la détection et du calcul de la variabilité du rythme cardiaque pour les trois sujets cités auparavant.

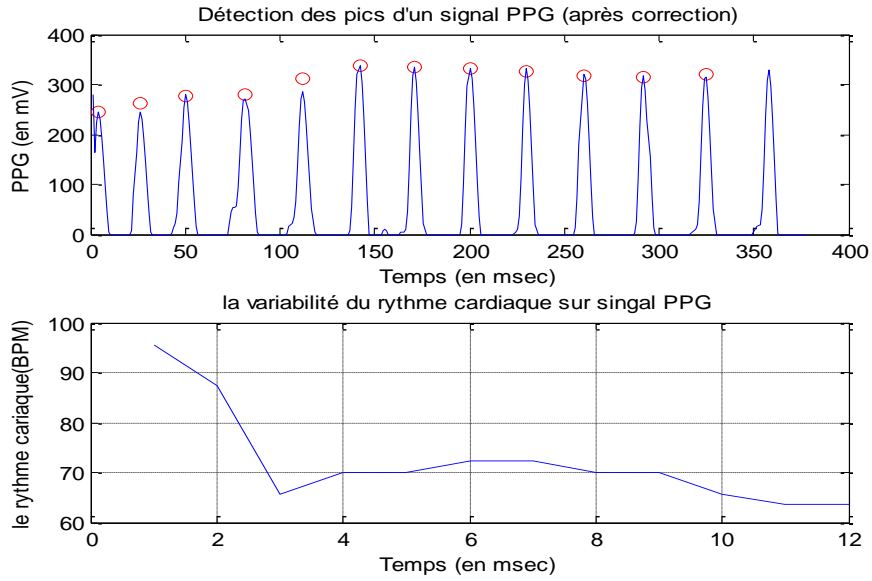


Figure 3.16. Variabilité cardiaque du premier sujet.

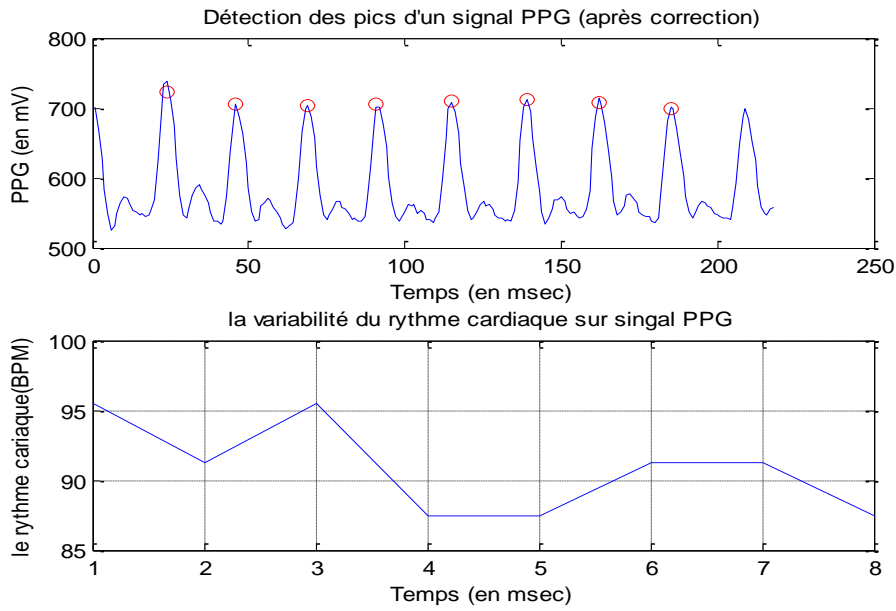


Figure 3.17. Variabilité cardiaque du deuxième sujet.

Chapitre 03 : Réalisation pratique du circuit, résultats et discussion.

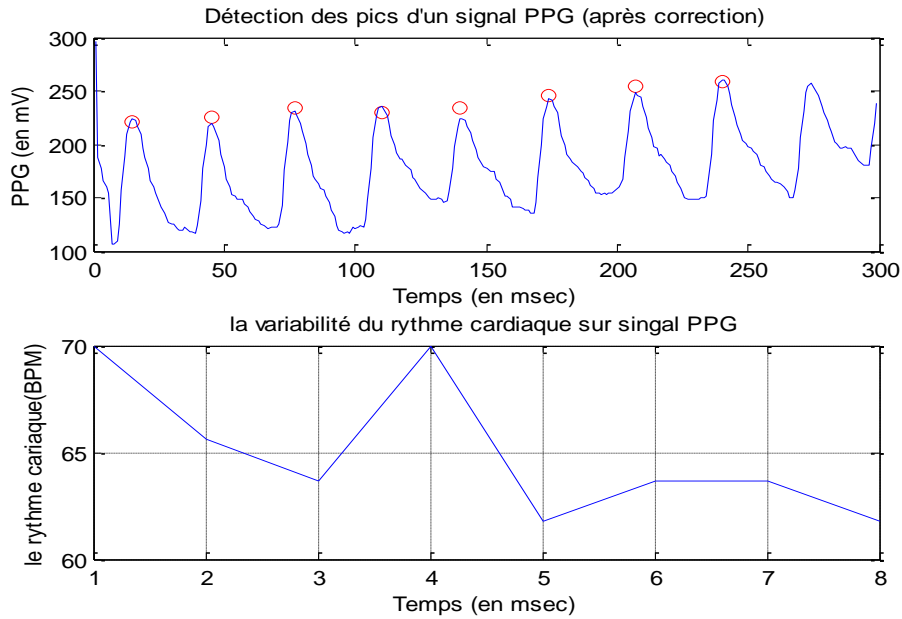


Figure 3.18. Variabilité cardiaque du troisième sujet.

D'après les figures précédentes on constate que les pics sont correctement détectés. Malheureusement, les résultats de la détection dépendent du choix du seuil. Un mauvais choix des seuils conduit à des mauvais résultats. Dans notre cas le choix a été fait manuellement. Un seuillage adaptatif peut améliorer la détection des battements cardiaques

3.3. Conclusion

Dans ce troisième chapitre, une réalisation pratique du circuit de mise en forme du signal PPG a été décrite. Le circuit est constitué d'un étage de filtrage d'amplification et de conversion A/D. les signaux PPG obtenus sont de bonne qualité ce qui nous a permis de mieux détecter les battements cardiaques. La détection de ces battements a été faite en utilisant la méthode de seuillage en amplitude et de la variation de la pente.

Conclusion générale

Dans ce projet de fin d'étude nous avons réalisé un circuit de mise en forme du signal PPG. Le circuit est principalement constitué d'un étage d'amplification, un étage de filtrage et un étage de conversion analogique numérique. En effet, les deux premiers étages apparaissent très essentiels puisque le signal PPG a une faible amplitude et il est souvent enregistré en présence de bruits. La conversion analogique numérique est aussi fondamentale puisqu'elle permet un traitement avancé du signal PPG.

Comme application, nous avons pris le calcul de la variabilité du rythme cardiaque. Afin d'accomplir cette tâche un algorithme de détection des battements cardiaque a été développé. Il est basé sur un seuillage d'amplitude et la détermination de la variation de la pente. Les résultats obtenus sont satisfaisants mais ils dépendent énormément du choix du seuil. Ce choix a été fait manuellement. Comme perspective, nous souhaitons que ce choix soit d'une manière automatique en utilisant un seuillage adaptatif. Nous souhaitons aussi de faire une comparaison entre les signaux de la variabilité cardiaque issus du signal PPG et celle mesurée à partir du signal ECG.

Bibliographie :

- [1] MEZIANE Hadj Boumédiène ; « Acquisition de signaux Electrocardiogrammes (ECG) à l'aide de la carte DSPACE » ; 2003.
- [2] CHUM - Direction des soins infirmiers ; « Anatomico-physiologie cardiaque » ; programme d'intégration de base en soins critiques ; les soins et la santé (module b) système cardiaque ; novembre 2007.
- [3] ABDELLICHE Fayçal ; « contribution au diagnostic des signaux electrocardiographiques en utilisant les concepts des fractales » ; 2011.
- [4] FRÉDÉRIC BOUSEFSAF ; « mesure sans contact de l'activité cardiaque par analyse du flux vidéo issu d'une caméra numérique » ; 26 novembre 2014.
- [5] BENALI Radhwane ; « Analyse du signal ECG par réseau adaptatif d'ondelettes en vue de la reconnaissance de pathologies cardiaques » ; THÈSE du DOCTEUR ; Avril 2013.
- [6] SMAHI HAYAT et OUDJEDAOUI HADJIRA ; « conception et réalisation d'une carte de mise en forme d'un photopléthysmogramme » ; 26 juin 2013.
- [7] Ph. Baele ; « Le transport de l'Oxygène par le sang » ; Notions de transport du CO₂ et des ions Hydrogène ; Département d'anesthésie cardiaque ; CHU de Charleroi, Université Libre de Bruxelles (ULB), Belgique ; Février 02.
- [8] Mme GRENET ; « anatomie cardiovasculaire » ; 1-10-2004.
- [9] Christian Cabrol ; Raphael Vialle et Henry Guérin-Surville « Anatomie du coeur humain » ; Université Pierre et Marie Curie ; 16 avril 2002.
- [10] 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 ; 2014.
- [12] Benmoulaï Hadj Mohamed ; « Développement d'un système en vue de mesurer et d'analyser la vitesse de l'impulsion artérielle » ; Mémoire de magister en électronique biomédical ; Université Abou Bakr Belkaïd Tlemcen ; 2009.
- [13] BEREKSI REGUIG Fethi ; « conception et réalisation d'un dispositif d'exploration fonctionnelle cardio-vasculaire » ; 2011-2013
- [14] Astalaseven, Eskimon et olyte ; « Arduino pour bien commencer en électronique et en programmation » ; 2012. www.siteduzero.com
- [15] CHELLY Nizar et CHARED Amine ; « Commande d'un système thermique à l'aide de la carte Arduino UNO » ; FORMATION ARDUINO\$MATLAB/SIMULINK; Mai 2014.

[16] « Initiation à la mise en œuvre matérielle et logicielle de l'Arduino » ; Atelier Arduino novembre ; 2006.

[17] Jean MARSAC ; « Variabilité de la fréquence cardiaque : un marqueur de risque cardiométabolique en santé publique ».

[18] François BLANC ; Vincent PICHOT ; Frédéric ROCHE ; Jean-Claude BARTHELEMY et Jacques TOSTAIN ; « Activité du système nerveux autonome mesurée par la variabilité de la fréquence cardiaque dans l'incontinence urinaire féminine » ; ARTICLE ORIGINAL ; Progrès en Urologie ; France ; (2001).

[19] Erik Peper, PhD, Rick Harvey, PhD, I-Mei Lin, MA, Hana Tylova et Donald Moss, PhD3 ; « Is There More to Blood Volume Pulse Than Heart Rate Variability, Respiratory Sinus Arrhythmia, and Cardiorespiratory Synchrony? ».....

[20] Abeer SHAIKH AL ARAB ; « Intérêt de la variabilité du rythme cardiaque comme marqueur de risque » ; THESE Docteur de l'université du droit et de la santé de Lille II ; ANNEE 2012.

[21] S. Durand · J. Baleine · J. Le Bouhellec · C. Milési · R. Mesnage · G. Cambonie « Oxymétrie pulsée : contribution au diagnostic et à l'approche hémodynamique en pédiatrie » ; SESSION THÉMATIQUE EN RÉANIMATION PÉDIATRIQUE MÉDECIN ; 2014.

Annexe

Abstract

Heart rate variability (HRV) is a simple measure to explore the influence of the autonomic nervous system (ANS) on the cardiovascular system using photo plethysmography, which is a non-invasive technique based on the principle of absorption of light by hemoglobin and what is transmitted will be detected by a photosensitive element.

A recording of this attenuation is the variation of the blood volume (pulse wave); it is manifested in the form of a photoplethysmogram signal (PPG). This signal has a peaks, an interval between two successive peaks, makes it possible to calculate the heart rate which does not change in a constant manner over time, i.e there is a fluctuation of heart rate used in the evaluation of the health status of a patient.

Keywords

Heart, PPG, pulse wave, O2 saturation, HRV, autonomic nervous system (ANS).

Résumé

La variabilité du rythme cardiaque (VRC) est une mesure simple permettant d'explorer l'influence du système nerveux autonome (SNA) sur le système cardiovasculaire en utilisant la photoplethysmographie, qui est une technique non invasive basé sur le principe d'absorption de la lumière par l'hémoglobine oxygénée et ce qui est transmis sera détecté par un élément photosensible.

Un enregistrement de cette atténuation est traduit la variation du volume sanguin (onde de pouls), il se manifeste sous forme d'un photoplethysmogramme (PPG). Ce signal a des pics, l'intervalle entre deux pics successif permet de calculer le rythme cardiaque qui n'évolue pas d'une manière constante au cours du temps, c-à-d il existe une fluctuation de ce rythme utilisée dans l'évaluation de l'état de santé d'un patient.

Mots clés

Cœur, PPG, onde de pouls, Saturation en O2, HRV, système nerveux autonome (SNA).

ملخص

تقلب معدل ضربات القلب هو مقياس بسيط لاستكشاف تأثير الجهاز العصبي اللاإرادي على نظام القلب والأوعية الدموية باستخدام فوتوبليتيسموغرافي، وهي تقنية تستخدم على أساس مبدأ امتصاص الضوء من قبل الهيموغلوبين و يتم الكشف عن ما ينتقل عن طريق عنصر حساس للضوء.

تسجيل هذا التناقص هو التغير في حجم الدم (موجة النبض)، يتجلى في شكل إشارة فوتوبليتيسموغرام (PPG). هذه الإشارة تملك مجموعة من الذروات، الفاصل الزمني بين قمم متتالية اثنين، يجعل من الممكن لحساب معدل ضربات القلب الذي لا يتغير بطريقة ثابتة مع مرور الوقت، أي أن هناك تذبذب في معدل الضربات حيث تستخدم هذه الأخيرة في تقييم الحالة الصحية للمريض.

كلمات مفتاحية

القلب، PPG، موجة النبض، التشبع بـO2، HRV، الجهاز العصبي اللاإرادي (أنس)