



جامعة أبو بكر بلقايد - تلمسان

Université Abou Bakr Belkaïd de Tlemcen

Faculté de Technologie

Département de Génie Biomédical

MEMOIRE DE PROJET DE FIN D'ETUDES

Pour l'obtention du Diplôme de

MASTER en GENIE BIOMEDICAL

Spécialité : Imagerie Médicale

Présenté par : **Smahi Rofeida épouse Cherki**

Systeme d'aide au diagnostic pour la mesure d'activité
cardiaque à l'aide d'une caméra numérique et du
traitement d'images

Soutenu le 23/06/2019 devant le Jury

Mr.	HADJ SLIMANE ZINNE-EDDINE	<i>Prof</i>	Université de Tlemcen	Président
Mr.	MESSADI MAHAMMED	<i>MCA</i>	Université de Tlemcen	Encadreur
Mr.	DJEBBARI ABDE-ELGHANI	<i>MCA</i>	Université de Tlemcen	Examineur
Mme.	BELFILALI HAFIDA	<i>Doctorante</i>	Université de Tlemcen	Invitée

Année universitaire 2018-2019

Dédicace

Je dédie ce modeste travail avec un grand honneur et une immense joie aux personnes les plus près à mon cœur et m'ont encouragé de près ou de loin.

À mes parents, qui m'ont encouragé à chaque étape et grâce à leur soutien, j'ai réussi à accomplir ce que je suis maintenant.

À mon cher mari qui était très compréhensif, il m'a beaucoup conseillé et me soutient à tous égards.

À mon petit ange qui a été une source de réconfort psychologique pour moi.

À ma petite chère sœur, mon frère et sa fiancée, à ma sœur et son mari sans oublier leur enfants Zeyneb, et Mohammed.

À mes beaux-parents, pour leurs soutiens moraux et leurs encouragements

À mes belles-sœurs qui ont été comme mes vraies sœurs.

À tous les membres de ma famille sans exception.

Smahi Rofeida

Remerciements

Je remercie Allah le tout puissant de m'avoir donné la force et la patience pour accomplir ce modeste travail.

Je souhaite adresser mes remerciements les plus sincères aux personnes qui m'ont apporté leur aide et qui ont contribué à l'élaboration de ce mémoire ainsi qu'à la réussite de cette année universitaire.

Je tiens en tout premier lieu à remercier mon encadreur Messadi Mahammed d'avoir accepté mon encadrement dans ce projet de fin d'étude, je vous remercie très sincèrement pour votre temps, vos précieux conseils, et surtout votre patience. Je garde dans mon cœur votre générosité, votre compréhension et votre efficacité.

Mon jury de soutenance je lui exprime ma gratitude profonde. Je tiens également à remercier Mr. Kadj Slimane zinne-Eddine pour l'honneur qu'il me fait de présider et grâce à ses cours de traitement de signal j'ai pu développer mon algorithme, et à Mr. Djabari qui a accepté d'examiner et de juger notre modeste travail.

Je tiens également à remercier tous mes enseignants qui m'ont suivi pendant toutes ces années. C'est à travers leurs savoirs et leurs conseils que je me suis évolué ; Sans oublier particulièrement Mr. Dib Nabil.

Je n'oublie pas ma famille pour leur contribution, leur soutien et leur patience.

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

Merci à tous et à toutes.

Résumé :

Ce travail de fin d'études se situe dans le contexte de détection des signaux physiologiques à l'aide d'une méthode sans contact qui utilise une caméra numérique. Les maladies cardiovasculaires sont la première cause de mortalité dans le monde ce qui a poussé les chercheurs à développer des techniques de plus en plus performantes pour faciliter le diagnostic de ces maladies plus particulièrement les maladies du rythme cardiaque et le suivi des malades dans différents milieux. Récemment, les méthodes sans contact sont souhaitables en milieu hospitalier. Ainsi que, le développement d'une surveillance des signaux vitaux à l'aide d'une caméra numérique ce qui conduit à accomplir un bon traitement des données. Dans ce travail, nous voulons réaliser un système basé sur le traitement d'image, traitement de signal et une caméra numérique pour la détection du signal Photopléthysmographique (signal PPG).

Mots-clés : Signaux physiologiques ; signal photopléthysmographique ; technologies sans contact ; caméra numérique ; activité cardiovasculaire ; télémédecine.

Abstract:

This Master thesis work is located in the context of physiological signals detection using a without contact method which is the use of the digital camera. For the importance of the cardiovascular system and the medical follow-up, which pushed the researchers to develop techniques more and more performant to facilitate the diagnosis of its diseases more particularly the diseases of the cardiac rhythm and the follow-up of the patients in different environment. Recently contactless methods are desirable in hospitals, and why not develop a monitoring of vital signals using a digital camera to treat biomedical data. In this work, we want to realize a system based on image processing, signal processing and a digital camera for detection of photoplethysmographic signal (PPG signal). **Keywords:** Physiological signals; Photoplethysmographic signal; contactless technologies; digital camera; cardiovascular activity; telemedicine.

المخلص:

يقع هذا العمل في رسالة الماجستير في سياق الكشف عن الإشارات الفسيولوجية باستخدام طريقة الاتصال دون اتصال وهو استخدام الكاميرا الرقمية. لأهمية نظام القلب والأوعية الدموية والمتابعة الطبية، مما دفع الباحثين إلى تطوير تقنيات أكثر وأكثر ثقبًا لتسهيل تشخيص أمراضه بشكل خاص أمراض إيقاع القلب ومتابعة المرضى في مختلف البيئات. تعتبر الطرق التي لا تلامس مؤخرًا مرغوبة في المستشفيات، ولماذا لا يتم تطوير مراقبة للإشارات الحيوية باستخدام كاميرا رقمية لمعالجة البيانات الطبية الحيوية. في هذا العمل، نريد تحقيق نظام يعتمد على معالجة الصور، ومعالجة الإشارات، وكاميرا رقمية للكشف عن الإشارة الضوئية (إشارة PPG) **الكلمات المفتاحية:** إشارات فسيولوجية إشارة ضوئية؛ تقنيات تلامس. كاميرا رقمية نشاط القلب والأوعية الدموية. التطبيب عن بعد.

Table des matières

Dédicace

Remerciements

Résumé

Abstract

الملخص

Table des matières

Table des figures

Liste des tableaux

Glossaire

Introduction 1

Chapitre I : Le système cardiovasculaire de l'anatomie à la physiologie

1. Introduction	4
2. Le système cardiovasculaire	4
2.1. Le cœur	4
2.2. Les vaisseaux sanguins	6
3. Le sang.....	9
3.1. Les constituants du sang	10
3.2. La fonction du sang	12
4. La circulation sanguine	13
4.1. La petite circulation sanguine	13
4.2. la grande circulation sanguine	13
4.3. Transport des gaz	14
5. La régulation cardiaque	15
5.1. Le mécanisme de régulation cardiaque	15
5.2. Le rythme cardiaque	15
5.3. Les anomalies du rythme cardiaque	16
5.4. Les techniques de mesure du rythme cardiaque	17
6. L'oxymètre	17

6.1. La Photopléthysmographie	18
6.2. Principe de la technique PPG	19
6.3. Onde PPG	20
6.4. L'importance du signal PPG	21
7. Conclusion	22

Chapitre II : E-santé et la détection du signal PPG à l'aide d'une caméra numérique

1. Introduction	24
2. L'e-santé et la télédiagnostique	24
2.1. E-santé	24
2.2. Télémédecine et télédiagnostique	25
2.3. Avantage de la caméra pour la détection des paramètres physiologiques	25
3. Caméra numérique	26
3.1. Résolution	26
3.2. Conditions proposées	26
4. Etat de l'art	27
5. Les espaces couleurs	29
5.1. Espace RGB	29
5.2. Espace HSV	30
5.3. Espace LUV	31
6. Segmentation	31
7. Transformer en ondelette de Haar	35
8. La détection de visage	36
9. Caractérisation	40
10. Conclusion	42

Chapitre III : Détection du signal PPG : Résultats et interprétations

1. Introduction.....	44
2. Contexte et définition du problème	44
3. Méthode proposée	45
3.1. Base de données	46
3.2. Algorithme	49
4. Résultats	58
5. Discussion	70

6. Interface graphique	75
7. Conclusion	75
Conclusion Générale	77
Référence et bibliographie	80

Liste des figures

Figure 1 - Vue générale pour la détection du signal PPG	1
Figure 1.1 - Présentation anatomique de différentes parois du cœur	5
Figure 1.2 - résumé de la physiologie du système cardiovasculaire	6
Figure 1.3 - Présentation des différents composants des vaisseaux sanguins	8
Figure 1.4 - Les différents types de capillaires	9
Figure 1.5 - présentation de la composition sanguine	10
Figure 1.6 - les cellules du sang sont fabriquées pendant l'hématopoïèse à partir de la moelle osseuse. Ici, de gauche à droite : un globule rouge, une plaquette et un globule blanc	11
Figure 1.7 - Circulation sanguine chez l'homme	13
Figure 1.8 - Présentation simplifiée de la technique photopléthysmographique	18
Figure 1.9 - Les éléments de la photopléthysmographie : a- l'appareil photopléthysmographique, b- le tracé standard et parfait de l'allure de son signal « signal PPG »	19
Figure 1.10 - Schéma bloc général de la Photopléthysmographie	19
Figure 1.11 - Principe d'appareil Photopléthysmographie	19
Figure 1.12 - Signal Photopléthysmographique	20
Figure 2.1 -Les différents éléments qui peuvent influencer sur l'information de la vidéo enregistrer	27
Figure 2.2 - Le cube des couleurs de l'espace RGB	30
Figure 2.3 - Présentation des composante de l'espace HSV	31
Figure 2.4 - présentation de la fenêtre de Haar une dimension	35
Figure 2.5 - Représentation d'une image intégrale ou le pixel rouge est égale à la somme de tous les pixels bleus, soient ceux à gauche et au dessus	38
Figure 2.6 - schéma présente les étapes de classification	38
Figure 2.7 - Schéma fonctionnel de l'algorithme de Viola et Jones	39
Figure 2.8 - Présentation de différents fenêtre de HAAR où les fenêtres de 1 à 4 représente les caractéristiques de bord, de 5 à 12 représentent les caractéristique en ligne et 13 et 14 représentent les caractéristique centre pourtour	40
Figure 2.9 - exemple démonstratif de la technique de caractérisation par Pseudo-HAAR	41
Figure 2.10 - Quelques exemples des masques de HAAR et son équivalence dans le visage humain	41
Figure 3.1 - schéma général du système pour la détection du signal PPG	46

Figure 3.2 - Configuration expérimentale	47
Figure 3.3 - L'échelle chromatique selon Fitzpatrick	49
Figure 3.4 - Schéma de l'algorithme proposé	50
Figure 3.5 - Représentation des composantes G, H et U pour les espaces RGB, HSV et LUV.....	52
Figure 3.6 - Illustration de l'étape de multiplication, (a) : la composante G, (b) : la composante H et (c) : la composante U	53
Figure 3.7 - Présentation de la division de l'image du visage pour extraire le front et son milieu, où M, N sont la taille de l'image	53
Figure 3.8 - Le signal PPG détecté du sujet 1.CS où (a) est le signal PPG original (bruité), (b) est le signal PPG après le filtre Médian, (c) est le zoom du signal (a) et (d) est le zoom du signal (b).	54
Figure 3.9 - Le signal PPG du sujet 1.CS après filtre médian et filtre smooth, sachant que le bleu est le signal bruité et le rouge le signal filtré	55
Figure 3.10 - Illustration du signal avec les gros pics	58
Figure 3.11 - signal PPG traité du sujet 1.CS, (a) le signal en RGB, (b) le signal en HSV et (c) le signal en LUV	59
Figure 3.12 - Signal PPG traité du sujet 2.SR, (a) le signal en RGB, (b) le signal en HSV et (c) le signal en LUV	60
Figure 3.13 - signal PPG traité du sujet 3.SZ, (a) le signal en RGB, (b) le signal en HSV et (c) le signal en LUV	61
Figure 3.14 - Signal PPG traité du sujet 4.SA, (a) le signal en RGB, (b) le signal en HSV et (c) le signal en LUV	62
Figure 3.15 - Signal PPG traite du sujet 5.A, (a) le signal en RGB, (b) le signal en HSV et (c) le signal en LUV	63
Figure 3.16 - Signal PPG traité du sujet 6.TK, (a) le signal en RGB, (b) le signal en HSV et (c) le signal en LUV	64
Figure 3.17 - Signal PPG traité du sujet 7. MS, (a) le signal en RGB, (b) le signal en HSV et (c) le signal en LUV	65
Figure 3.18 - Signal PPG traité du sujet 8. LZ, (a) le signal en RGB, (b) le signal en HSV et (c) le signal en LUV	66
Figure 3.19 - Signal PPG traité du sujet 9.LS, (a) le signal en RGB, (b) le signal en HSV et (c) le signal en LUV.....	67

Figure 3.20 : Signal PPG traité du sujet 10.SR, (a) le signal en RGB, (b) le signal en HSV et (c) le signal en LUV.....	68
Figure 3.21 - Signal PPG traité du sujet 1.MF, (a) le signal en RGB, (b) le signal en HSV et (c) le signal en LUV.	69
Figure 3.22 - signal PPG traité du sujet 3.BF, (a) le signal en RGB, (b) le signal en HSV et (c) le signal en LUV, 1 correspond au 1 ^{er} mouvement « parole » et 2 correspond au 2eme mouvement « elle a bougé la tête »	70
Figure 3.23 - Illustration de l'interface de notre algorithme	75

Liste des tableaux

Tableau 1.1 : Caractéristiques et rôle des vaisseaux sanguins	9
Tableau 3.1 : caractéristiques des participants : au repos et au mouvement	47
Tableau 3.2 : caractéristiques des sujets pathologiques et enfants	48
Tableau 3.3 : Caractéristiques des sujets avec différentes caméras	48
Tableau 3.4 : Comparaison entre les fréquences calculées avec l'appareil numérique et notre algorithme pour les cas sains.	71
Tableau 3.5: Comparaison entre les fréquences calculées avec l'appareil numérique et notre algorithme pour les sujets pathologiques	71
Tableau 3.6 : l'erreur de la fréquence calculée selon chaque espace	72
Tableau 3.7 : Evaluation des résultats de chaque espace pour les sujets au repos	73
Tableau 3.8: Evaluation des résultats de chaque espace pour les sujets en mouvement	73
Tableau 3.9 : Evaluation des résultats de la comparaison entre deux types de caméra	74

Glossaire

PPG : Photopléthysmographie

ECG : électrocardiogramme

bpm : nombre de battement de cœur par minutes

RGB - RVB : rouge, vert et bleu

SAMU : Service d'aide médicale urgente

LUX : unité de mesure de la luminosité

Hb : Hémoglobine

HbO₂ : Oxyhémoglobine

BDD : Base de données

Introduction générale

L'innovation dans le domaine des technologies médicales vise à améliorer le diagnostic, de le rendre facile, rapide et précis. Le traitement d'image a renforcé la performance des modalités d'imagerie et par la suite le diagnostic basé sur l'interprétation des résultats.

A l'aide du traitement d'image et le traitement de signal, l'interprétation des signaux physiologiques est devenue possible d'une façon plus facile grâce aux capteurs.

La nouvelle mouvance technologique est destinée vers la mesure sans contacte à l'aide d'une caméra numérique. Cette mesure nous offre un avantage très grand dans le domaine de l'e-santé (télésanté) et dans le développement du système global de la santé et de l'espérance de vie.

Le cœur est l'organe vital le plus important du corps humain. Il est l'empereur du système cardiovasculaire. Il est aussi considéré comme le centre des émotions qui ont une influence directe sur le cœur et particulièrement sur la fréquence cardiaque, d'où la nécessité de mesurer les signaux physiologiques pour surveiller le fonctionnement du cœur. Parmi ses signaux, on note le signal Photopléthysmographique « PPG » qui est une technique de mesure optique qui permet d'observer les variations de volume sanguin dans un tissu de manière non-invasive.

Dans ce domaine, plusieurs travaux ont été réalisés, ce qui confirme que la détection des paramètres vitaux à distance est pratiquement réalisable. La plupart de ces travaux ont utilisé la caméra numérique pour la détection du signal PPG.

Le but de ce travail est la réalisation d'un système d'aide au diagnostic pour la mesure de l'activité cardiaque à l'aide d'une caméra numérique et du traitement d'images. Nous souhaitons le rendre tangible pour la mesure et le traitement du signal PPG afin de faciliter le télédiagnostic. Dans ce travail, le schéma proposé pour la détection du signal PPG à distance est présenté dans la figure suivante.



Figure1 - Vue générale pour la détection du signal PPG

Introduction générale

Le manuscrit de ce mémoire est divisé en trois chapitres, un aperçu sur chacun d'eux est donné ci-dessous :

Dans le premier chapitre, nous éclaircissons notre problématique, en montrant l'aspect médical de notre projet. En premier lieu, nous présentons l'anatomie, la physiologie du cœur et sa physiopathologie plus précisément le rythme cardiaque. En second lieu, la technique photopléthysmographique traditionnelle est décrite à la fin de ce chapitre.

Dans le deuxième chapitre, un état de l'art est présenté sur des travaux qui existent dans la littérature et les principales techniques liées à notre projet comme la caméra numérique, les différentes conditions de l'expérience, les outils de traitement d'image, la technique utilisée pour la détection de visage et le système de caractérisation utilisé.

Le troisième chapitre est le cœur de notre travail, il se focalise sur l'extraction du signal PPG à l'aide d'une caméra numérique, dans la dernière section du chapitre les méthodes proposées pour la détection du signal PPG ainsi que les détails des résultats obtenus.

Ce travail se termine par une conclusion générale qui comprend un aperçu de tout ce qui précède dans les chapitres, ainsi que certaines perspectives qui peuvent être proposées après la réalisation de ce travail de recherche.

Chapitre -I- :

Le système cardiovasculaire de l'anatomie à la physiologie

1. Introduction :

Les maladies cardiovasculaires se sont propagées de façon alarmante chez diverses couches de la société, et à tous les âges. Elles sont devenues la préoccupation majeure des médecins et des chercheurs.

Comme dit le proverbe, " mieux vaut prévenir que guérir", la surveillance de la santé de la population (des personnes malades ou saines) est l'un des objectifs les plus importants des travailleurs des secteurs de la santé et de la technologie. Cette dernière a beaucoup inspiré les chercheurs comme l'utilisation de la caméra pour détecter et surveiller les maladies cardiaques, elle a constitué une avancée majeure dans le domaine de la santé et l'ingénierie.

L'objectif de ce chapitre est de rendre plus simple les connaissances fondamentales du système cardiovasculaire (anatomie et physiologie) qui nous permettent de répondre aux questions :

- De quoi est fait le système cardiovasculaire et comment il fonctionne ?
- De quoi est fait le système sanguin et comment il fonctionne ?
- La circulation sanguine et sa fonction ?
- La régulation cardiaque et comment elle se fait ?
- C'est quoi un photopléthysmogramme ?

2. Le système cardiovasculaire :

Il comprend essentiellement le cœur et les vaisseaux sanguins.

2.1. Le cœur :

Selon Larousse médicale, le cœur est défini comme un organe musculaire creux, qui constitue l'élément moteur central de la circulation du sang [1].

Le cœur est un organe vital très important, sa fonction de pompage de sang vers tous les organes du corps le rend un organe indispensable, il constitue avec le cerveau et le foie les organes " nobles" du corps humain. C'est sa composition musculaire qui l'aide à pomper le sang avec un grand débit pour pouvoir atteindre tous les organes à une vitesse satisfaisante. Cet organe est constitué de trois tissus :

- L'endocarde : c'est le tissu qui enveloppe la partie interne de la cavité cardiaque.
- Le myocarde : c'est le tissu médian, le plus volumique, et c'est lui qui assure l'activité musculaire du pompage du sang.
- Le péricarde : c'est l'enveloppe externe, c'est une sorte de sac situé autour du cœur.

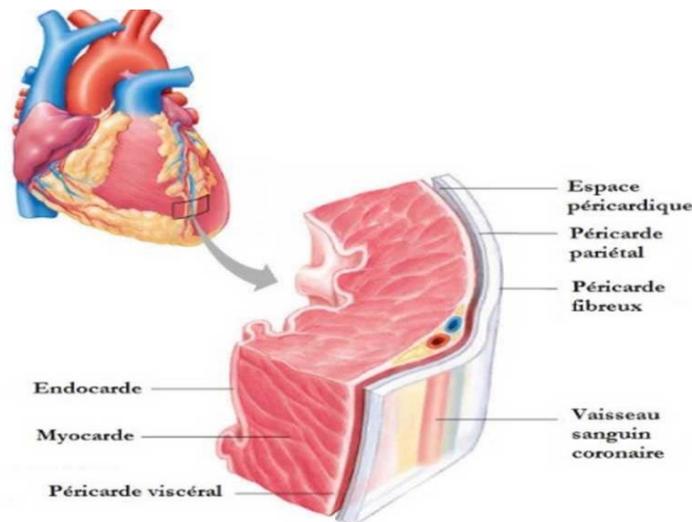


Figure 1.1 - Présentation anatomique de différentes parois du cœur [2]

Du point de vue anatomique, le cœur est situé du côté gauche de la cage thoracique entouré par les poumons, sa place anatomique est nommée : le médiastin antérieur. Il est composé de deux cavités : le cœur droit et le cœur gauche, chaque cavité est séparée de l'autre et chacune d'elle a une oreillette et un ventricule, la première reçoit le sang et la deuxième l'éjecte, ils sont séparés par des valvules auriculo-ventriculaires qui sont : l'orifice tricuspide (constitué par trois valves) pour le cœur droit, et l'orifice mitrale (constitué par deux valves) pour le cœur gauche.

Le cœur a même sa propre circulation sanguine, c'est la circulation coronarienne. C'est une circulation superficielle qui a pour but d'alimenter le cœur. Les artères coronaires sont alimentées par l'aorte thoracique, ce sang oxygéné fourni au cœur les nutriments nécessaires pour sa fonction de pompage, le retour du sang aux cavités internes du cœur est assuré par des veines coronaires.

Le cœur est un organe contractile : ses mouvements sont engendrés et se propagent grâce au tissu dit nodal, que l'on pourrait comparer à un circuit électrique. Celui-ci comprend le nœud sinusal, situé dans l'oreillette droite, qui commande la fréquence cardiaque, et le nœud auriculo-ventriculaire, placé à la jonction des oreillettes et des ventricules et prolongé vers les deux ventricules par le faisceau de His et ses ramifications, qui permettent le passage de l'influx vers les ventricules. Le fonctionnement du tissu nodal est influencé par le système nerveux végétatif et par les catécholamines [1].

Le cœur est une vraie pompe aspirante-refoulante, son mécanisme de fonctionnement est le suivant [3] :

- a) La diastole ventriculaire ou grand silence (4/10 de seconde) est le temps pendant lequel les ventricules se remplissent. Pendant la diastole, les orifices aortiques et pulmonaires sont fermés par les valvules sigmoïdes. Les orifices auriculo-ventriculaires au contraire sont

largement ouverts. Au début de la diastole, le sang est aspiré par les ventricules ; à la fin de la diastole, une contraction auriculaire (1/10 de seconde) contribue en outre à chasser le sang de l'oreillette vers le ventricule.

- b) Le premier bruit est le plus intense ; il est maximum à la pointe du cœur. Il est dû à la fermeture des valvules auriculo-ventriculaires et la contraction des ventricules.
- c) La systole ventriculaire ou petit silence (3/10 de seconde) est le temps pendant lequel les ventricules se contractent et chassent le sang, dans l'aorte pour le ventricule gauche, dans l'artère pulmonaire pour le ventricule droit. Pendant la systole, les orifices auriculo-ventriculaires sont fermés ; les orifices aortiques et pulmonaires sont au contraire ouverts.
- d) Le deuxième bruit du cœur est moins intense que le premier ; il est maximum à la base du cœur. Il est dû seulement à la fermeture des valvules sigmoïdes, aortiques et pulmonaires.

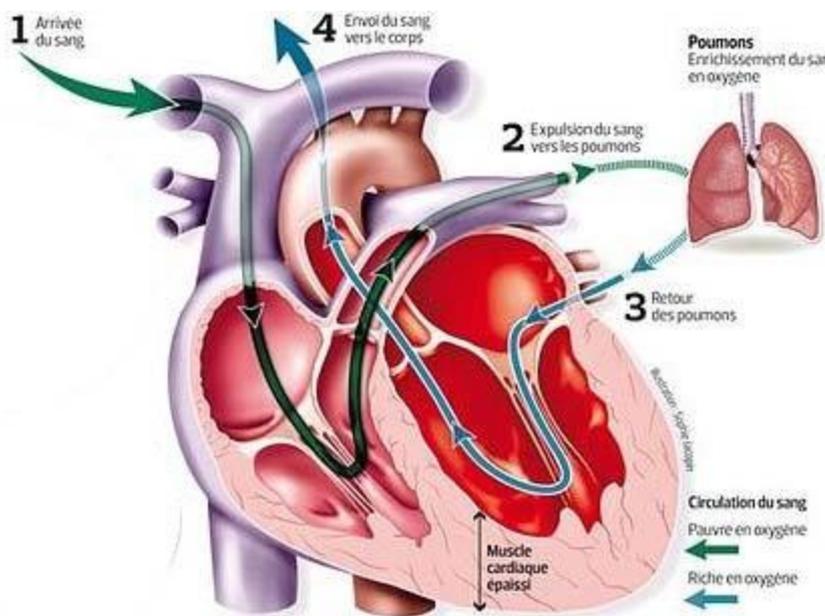


Figure 1.2 - résumé de la physiologie du système cardiovasculaire [4]

2.2. Les vaisseaux sanguins :

Le sang est transporté du cœur vers chaque organe dans des vaisseaux de plus en plus fins. Il est transporté dans un système de vaisseaux sanguins long de 96'000 km en tout, soit plus de deux fois le tour de la terre !

Les vaisseaux sanguins se ramifient et deviennent de plus en plus fins sur leur chemin en allant du cœur aux organes. Ils atteignent ainsi tous les tissus du corps ; seuls les cheveux, les ongles des orteils et des doigts, la cornée de l'œil et l'émail dentaire ne sont pas irrigués. [5]

Les vaisseaux sanguins sont constitués de trois tuniques tissulaires qui sont [6] :

- La tunique interne, ou intima, composée d'une couche cellulaire d'endothélium et tapissant la surface interne des vaisseaux ;
- La tunique moyenne, ou média, constituant la couche intermédiaire et composée de fibres musculaires et élastiques ;
- La tunique externe, ou adventice, constituant la couche externe et composée de fibres de collagènes et de tissus fibreux.

On distingue trois groupes ou catégorie de vaisseaux qui sont [6] :

i. Les artères :

Les artères constituent les vaisseaux où le sang, riche en oxygène, part du cœur vers les différentes structures du corps, exception faite pour la circulation pulmonaire et placentaire. Il existe différents types d'artères en fonction de leur structure [6] :

- Les artères de type élastique, au calibre important, ils possèdent une paroi épaisse et constituée de nombreuses fibres élastiques. Elles sont majoritairement localisées près du cœur, comme par exemple l'aorte, ou l'artère pulmonaire.
- Les artères de type musculaire possèdent un calibre moins important et leur paroi contient de nombreuses fibres musculaires lisses.
- Les artérioles : elles sont de calibre plus faible par rapport aux deux autres, elles se trouvent en fin du réseau artériel, entre les artères et les capillaires. Elles sont généralement localisées dans un organe et ne contiennent pas de tunique externe

ii. Les veines :

Les veines sont des vaisseaux bleutés. Elles sont parfois visibles sous la peau : on peut, par exemple, constater leur présence au niveau de la main, des poignets ou encore au pli du bras. En revanche, il est impossible d'y percevoir la circulation du sang car la pression sanguine est plutôt faible. En coupe, une veine présente une paroi mince et flasque qui n'est pas faite, comme celle des artères, pour résister à une forte pression. Par ailleurs, les veines peuvent se ramifier en plus petits vaisseaux : les veinules.



Figure 1.3 - Présentation des différents composants des vaisseaux sanguins [7]

iii. Les capillaires :

Les capillaires sont des vaisseaux de petit calibre (diamètre d'un cheveu d'où leur nom) à l'intérieur desquels la pression sanguine est très faible. Ils forment un réseau reliant artérioles et veinules. [7]

Ils permettent à la fois la distribution du sang oxygéné et des nutriments ; et aussi la récupération du dioxyde de carbone et des déchets métaboliques.

Les capillaires sont les plus petits vaisseaux sanguins (<10 μm) par lesquelles les échanges de liquide et de substances entre le compartiment sanguin et le milieu intérieur peuvent se faire [8].

La paroi des capillaires, très fine (1 μm), est formée d'une seule couche de *cellules endothéliales* recouverte du côté externe d'une *lame basale*. Selon la morphologie des cellules endothéliales, il existe trois types de capillaires [8] :

- **Les capillaires continus** présentant un revêtement endothélial continu les rendant quasiment imperméables aux protéines. Ce type de capillaire se trouve au niveau des poumons, du cœur, du système nerveux central ou encore au niveau des muscles squelettiques.
- **Les capillaires fenestrés** présentent un revêtement formant des fenêtres d'un diamètre de 800 Å environ. Plus perméable que les capillaires continus, on les trouve au niveau des reins, des intestins...
- **Les capillaires discontinus** présentent des fenêtres jusqu'à 0.2 μm non seulement dans le revêtement endothélial mais aussi au niveau de la lame basale. Extrêmement perméables, ces capillaires sont présents dans le foie, la moelle osseuse ou encore la rate.

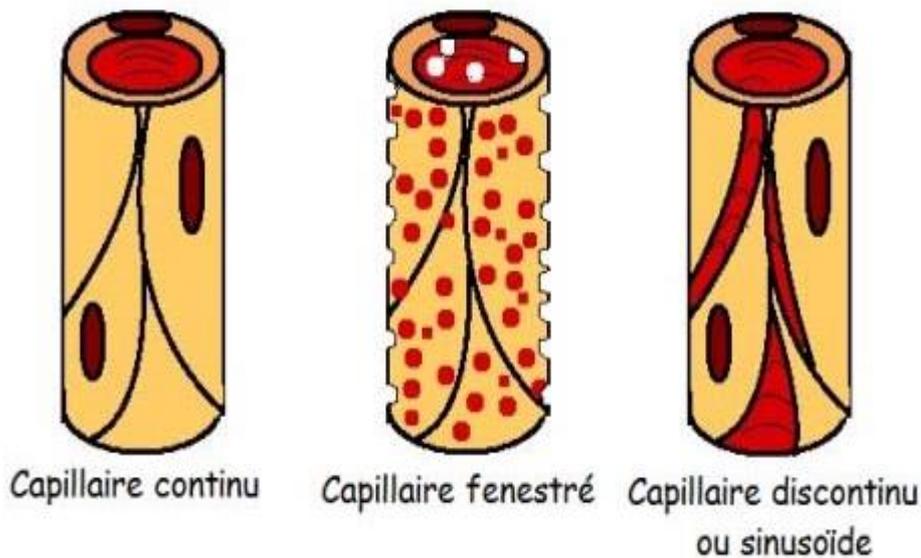


Figure 1.4 -Les différents types de capillaires [8]

Tableau 1.1 : Caractéristiques et rôle des vaisseaux sanguins [7]

Nature du vaisseau	Pression sanguine	Sens de la circulation du sang	Rôle du vaisseau
Artère	Forte	Cœur → organes	Transport du sang enrichi en dioxygène et en nutriments
Veine	Plutôt réduite	Organes → cœur	Transport du sang chargé en dioxyde de carbone
Réseau de capillaires	Très faible	Relient artérioles et veinules	Zone d'échange entre le sang et les organes

3. Le sang :

Le sang est l'un des fluides les plus importants dont le corps a besoin pour vivre. Il remplit de multiples fonctions dans notre corps, tels que le transport, la réception, la défense et la maintenance. Avant de développer ses différents constituants on doit d'abord connaître l'origine de sa formation qui est :

L'hématopoïèse :

Ce sont les étapes de formation des globules rouges, des globules blancs et des plaquettes.

Au cours de la vie intra-utérine [3] :

- Avant le 3^{eme} mois, apparaissent des cellules sanguines qui disparaîtront par la suite.
- A partir du 3^{eme} mois, l'hématopoïèse se fait surtout dans le foie.
- A partir du 4^{eme} mois, la moelle osseuse et la rate commencent à entrer en action.
- Vers le 8^{eme} mois, la fonction hématopoïétique du foie disparaît.

A partir de la naissance [3] :

La moelle osseuse produit des globules rouges et parmi les globules blancs, les polynucléaires et les monocytes.

Le thymus, la rate et les ganglions lymphatiques produisent les lymphocytes.

3.1. Les constituants du sang :

La composition chimique du sang lui donne un grand avantage dans l'accomplissement de ses différents rôles. Sa bonne viscosité lui permet de se déplacer d'une manière douce dans les vaisseaux. Ses principaux constituants sont :

- **Les globules rouges** ou hématies : ce sont des cellules dont le cytoplasme est riche en hémoglobine qui lui donne la couleur rouge. Ce dernier est un composé chimique contenant du fer auquel l'oxygène se fixe. Le rôle principal de ces cellules est d'assurer le transport de l'oxygène et du gaz carbonique entre les alvéoles pulmonaires et les tissus. [9] [10]
- **Les globules blancs** ou leucocytes : ce sont des cellules présentes dans le sang, dont le rôle est de défendre l'organisme. Elles se répartissent en : polynucléaires ou granulocytes monocytes et des lymphocytes. [9] [10]
- **Les plaquettes** : Ce sont des cellules du sang, formées dans la moelle osseuse mais qui se fragmentent aussi tôt en petits éléments. Les plaquettes ne sont donc en fait pas des cellules complètes mais uniquement de petits fragments. Les plaquettes permettent la formation d'une croûte rouge sombre, qui bouche la plaie, et qui finira par se décrocher à la fin de la cicatrisation. Les plaquettes sont donc importantes pour la coagulation sanguine. [9]
- **Le plasma** est le liquide jaunâtre surnageant dans le sang total. Il sert à transporter les cellules sanguines à travers le corps [9]. Il est composé à 90 % d'eau, et contient des protéines plasmatiques synthétisées par différents organes [11] :
 - L'albumine est synthétisée par le foie ;
 - Le fibrinogène est fabriqué par le foie et les mégacaryocytes ;
 - Les anticorps sont synthétisés par les cellules immunitaires.

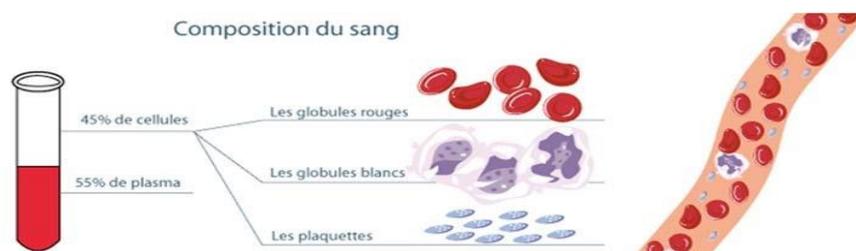


Figure 1.5 - présentation de la composition sanguine [9]

Le sang lui aussi a un cycle de vie comme toutes les cellules vivantes. Les cellules sanguines naissent au niveau de la moelle osseuse à partir des cellules souches hématopoïétiques, mais les autres éléments du sang proviennent de différentes glandes et organes responsables de leurs productions, eux aussi ont une durée de vie bien déterminée :

- **Les globules rouges** : l'érythropoïèse permet la maturation des hématies (globules rouges) avec la perte du noyau cellulaire. Ils ont une durée de vie de 120 jours. Leur production est de 200×10^9 nouvelles cellules par jour. [10] [11]
- **Les globules blancs** : naissent à partir de la leucopoïèse [11]
 - **Les monocytes** ont une durée de vie dans le milieu sanguin très courte (environ 24 heures). [10]
 - **Les lymphocytes**, leur durée de vie est variable, certains lymphocytes mémoires peuvent avoir une durée de vie très longue. [10]
 - **Polynucléaires** : c'est un groupe de cellules possédant des caractéristiques communes. [10]
 - Neutrophiles : leur durée de vie est de l'ordre de 24 heures.
 - Eosinophiles : elles ont une demi-vie dans le sang circulant de 4 à 5 heures puis passent dans les tissus (peau, poumon, tractus digestif) où elles restent 8 à 10 jours.
 - Basophiles : ces cellules sont les moins nombreuses des polynucléaires, (0 à 1 % de l'ensemble des globules blancs). La durée de vie de ces cellules est de 3 à 4 jours.
- **Les plaquettes** : c'est la thrombopoïèse qui permet la synthèse des plaquettes sanguines, ce sont des fragments de cellules plus grandes, les mégacaryocytes, et leurs durées de vie est de 8 à 12 jours.

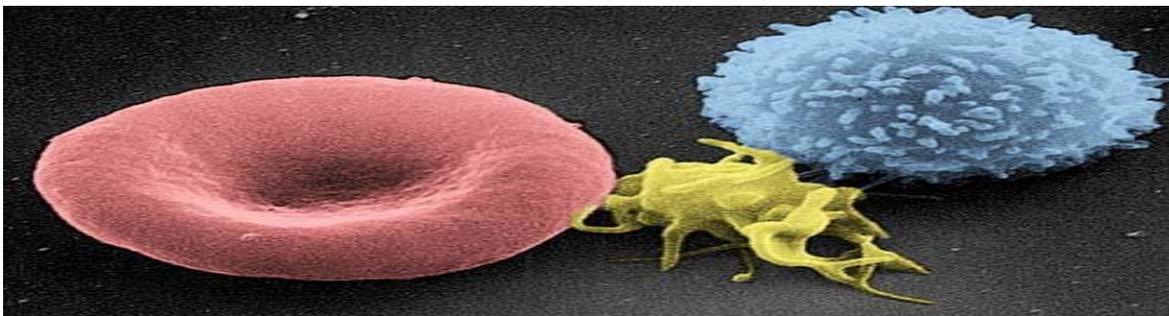


Figure 1.6 - les cellules du sang sont fabriquées pendant l'hématopoïèse à partir de la moelle osseuse. Ici, de gauche à droite : un globule rouge, une plaquette et un globule blanc.[11]

Dans le corps d'un homme adulte circulent 5 à 6 litres de sang, par contre la femme a un litre de moins. Si dessous nous avons une estimation de la quantité des éléments figurée dans le sang [10] :

- **Les globules rouges** ou hématies, 5 Téra / l (millions par mm³)
- **Les globules blancs** ou leucocytes : 7 à 10 giga/l (*10³éléments par mm³) les globules blancs se répartissent en :
 - Polynucléaires ou granulocytes : 40 à 80 % des leucocytes
 - Monocytes : 2 à 10% des leucocytes
 - Lymphocytes : 20 à 40 % des leucocytes
- **Les plaquettes**: 200 à 400 000 / mm³.

3.2. La fonction du sang :

Les principales fonctions du sang sont [9] :

- Transporter l'oxygène des poumons aux cellules.
- Transporter le dioxyde de carbone jusqu'aux poumons, afin que ces derniers l'expulsent.
- Transporter des substances vitales comme par exemple le glucose, du foie aux différents tissus.
- Transporter les produits nuisibles, tels que l'urée, des différents tissus aux reins, pour que ces derniers les expulsent dans l'urine.
- Transporter les hormones
- Transporter de l'eau et des sels minéraux partout où ils sont nécessaires.
- Défendre le corps contre les microbes (qui provoquent des infections), grâce à l'action des globules blancs.
- Garder constante la température du corps.
- Grâce à l'action des plaquettes, se cicatrice toutes les blessures ou les fissures pouvant survenir dans le corps.

A la fin de cette vie pleine d'aventures et de voyages, les cellules sanguines, notamment les globules rouges et à force de circuler dans les vaisseaux, elles s'usent. C'est essentiellement le foie qui dégrade les cellules sanguines ; il récupère le fer des globules rouges et l'hémoglobine et élimine les déchets via la bile dans les selles.

4.3. Transport des gaz :

Ce liquide rouge permet d'assurer le transport de différentes molécules dans le corps. Il reçoit les nutriments du système digestif et l'oxygène du système respiratoire et les transfère aux différents organes et tissus du corps, puis il se charge d'éliminer toutes les impuretés et les déchets comme le gaz carbonique et autres produits toxiques, donc il joue un double rôle (émetteur et récepteur). Le sang fait en sorte que toutes les cellules du corps reçoivent suffisamment de "combustible" pour la production d'énergie : il leur apporte l'oxygène et les substances énergétiques telles que le glucose. Le dioxyde de carbone produit lors de la combustion est à son tour évacué puis expiré par les poumons. De plus, le sang distribue les sels minéraux et les vitamines dans le corps et draine les déchets et les toxines aux organes d'élimination qui sont principalement le foie et les reins. [9]

L'oxygène et le dioxyde de carbone sont transportés par la circulation sanguine des poumons vers les tissus et des tissus vers les poumons. Le sang fixe l'O₂ et le CO₂ de manière réversible et sous l'influence d'un gradient de pression partielle.

Dans un liquide, un gaz peut être présent sous deux formes : dissoute ou combiné à un transporteur ou après réaction chimique. Seule la fraction dissoute du gaz participe à la pression partielle, celle-ci dépend de :

- La pression partielle du gaz
- Son coefficient de solubilité
- La température du liquide

Le volume de gaz dissous dans un liquide est déterminé par la loi de dissolution « *la loi de Henry* » [13] :

$$V_{gaz} = S_{gaz} * P_{gaz} / P_{atm} \dots\dots\dots (1.1)$$

Où :

V_{gaz} : Volume du gaz ;

S_{gaz} : Coefficient de solubilité du gaz ;

P_{gaz} : Pression partielle du gaz ;

P_{atm} : Pression atmosphérique du gaz

Le transport de l'O₂ se fait essentiellement sous forme combinée, lié à l'hémoglobine dans les globules rouges (97%) ; et aussi à faible quantité dissoute dans le plasma et le cytoplasme des globules rouges (3%). [13]

Le transport du CO₂ se fait sous forme dissoute dans le plasma et le cytoplasme des globules rouges (5%-10%) ; sous forme combinée après réaction chimique (60%-65%), et lié à l'hémoglobine des globules rouges (30%). [13]

L'hémoglobine a une grande affinité pour l'oxygène (O₂), son affinité au dioxyde de carbone (CO₂) est moindre, par contre son affinité à l'oxyde de carbone (CO) est plus importante à celle des deux autres, d'où le risque d'asphyxie élevé au gaz des chauffages.

Lorsque l'hémoglobine capte l'oxygène au niveau des poumons et devient saturé en oxygène elle est appelée alors oxyhémoglobine, elle prend une couleur rouge vif et absorbe mieux la lumière infrarouge.

Lorsque l'oxygène est libéré au niveau des tissus, l'hémoglobine devient riche en dioxyde de carbone elle est appelée alors désoxyhémoglobine, elle se colore en rouge sombre et absorbe mieux la lumière rouge. Cette variation, cyclique, est synchronisée avec le rythme cardiaque.

5. La régulation cardiaque :

5.1. Le mécanisme de régulation cardiaque :

Les contractions cardiaques sont sous la dépendance de 2 mécanismes régulateurs, l'un intracardiaque et l'autre extracardiaque [3].

- ✓ Le mécanisme régulateur intracardiaque : Il existe à l'intérieur même du cœur un mécanisme régulateur qui permet la contraction régulière des oreillettes et des ventricules. A l'état normal, ce sont les oreillettes qui commandent le rythme ventriculaire. L'influx nerveux gagne les ventricules par le faisceau de His.
- ✓ Le mécanisme régulateur extracardiaque : Le faisceau de His a pour seul but de coordonner les systoles auriculaires et ventriculaires. Un système régulateur extracardiaque est indispensable pour adapter le débit cardiaque aux besoins de l'organisme. Le système nerveux sympathique ou orthosympathique accélère le rythme cardiaque (l'adrénaline, l'éphédrine et toutes les substances sympathomimétiques accélèrent le cœur). Le système nerveux parasympathique ralentit le rythme cardiaque (le nerf pneumogastrique est le frein du cœur).

5.2. Le rythme cardiaque :

Le cœur humain a une vitesse de pulsation connue par la fréquence cardiaque ou le rythme cardiaque, il est défini aussi par le nombre de battements du cœur par unité de temps où généralement est mesuré par le nombre de battement par minute « bpm ». Ce paramètre varie d'une personne à une autre selon l'activité (sommeil, repos méditatif, course folle ou stress), le sexe

(femme ou homme) et l'âge (bébé, enfant, adolescent, adulte et les personnes âgées). Les battements du cœur ne sont pas stables, ils suivent un rythme mais sa vitesse peut varier entre deux battements successifs (c'est une petite différence pour les sujets normaux et grande pour les sujets pathologiques).

Les valeurs de la fréquence cardiaque au repos varient selon l'âge [14] :

- Bébé : 120 pulsations / mn
- Enfant : 100 pulsations / mn
- Adolescent : 80 pulsations / mn
- Adulte : 70 pulsations / mn
- Personne âgée : 65 pulsations / mn

Ces valeurs sont moyennes pour des sujets normaux car on peut par exemple mesurer 50bpm pour un homme sportif, en général le rythme cardiaque est compris entre 60bpm et 100bpm au repos et peut atteindre 140 bpm lors des mouvements sévères pour les sujets sains, donc la fréquence cardiaque est plus rapide chez l'enfant que les sujets âgés.

Si la fréquence cardiaque est en dehors de cet intervalle, signifie que cette personne est soit malade soit un cas particulier qui nécessite une consultation chez un médecin pour s'assurer de son état.

5.3. Les anomalies du rythme cardiaque :

La fréquence cardiaque au repos peut être anormalement lente ou rapide, elle atteint des chiffres pathologiques qui sont en dehors des valeurs normales que ce soit au repos ou en mouvement, parfois aussi elle devient irrégulière, ou elle varie rapidement et ne se stabilise pas ou prend beaucoup de temps pour retourner à l'état normal ; on parle alors d'anomalies de la fréquence cardiaque ou d'arythmie. Il existe plusieurs types d'arythmies cardiaques [15] :

- L'extrasystole auriculaire, caractérisée par une petite variation du rythme cardiaque avant de reprendre un rythme normal. C'est la forme la plus fréquente d'arythmie ;
- La tachycardie : le rythme cardiaque augmente et dépasse 100 pulsations par minute ;
- La bradycardie : le battement du cœur ralentit brutalement et passe à moins de 60 pulsations par minute ;
- La fibrillation auriculaire, dangereuse est à l'origine de graves troubles cardio-vasculaires ;
- La fibrillation ventriculaire, liée à certaines maladies cardiaques comme l'insuffisance coronarienne ou l'infarctus du myocarde.

Ces anomalies ne doivent pas être confondues avec l'accélération normale du rythme cardiaque lors d'un effort physique ou après avoir ressenti une émotion.

Les lésions attribuables à de nombreuses anomalies et maladies du cœur peuvent être à l'origine d'une arythmie, par exemple [16] :

- Une maladie coronarienne
- Une crise cardiaque antérieure
- Une hypertension
- Une valvulopathie
- Certaines formes de cardiopathie congénitale ou de cardiomyopathie

Les patients qui souffrent d'arythmie ont souvent un cœur normal.

D'autres maladies ou certaines substances peuvent être à l'origine d'une arythmie, par exemple [16] :

- Les maladies héréditaires (génétiques)
- Le diabète
- Des troubles endocriniens, comme des problèmes liés au fonctionnement des glandes thyroïdes
- L'abus d'alcool et certaines drogues illicites
- L'abus de caféine
- Le tabagisme
- Certains médicaments délivrés sur ordonnance ou compléments alimentaires
- Le stress

5.4. Les techniques de mesure du rythme cardiaque :

Il existe plusieurs techniques :

- La prise du pouls manuel : palpation au niveau d'une artère périphérique de l'onde systolique, engendrée par la contraction des ventricules
- L'auscultation prolongée des bruits du cœur au moyen d'un stéthoscope appliqué sur le thorax
- L'électrocardiogramme (ECG)
- L'oxymètre colorimétrique.

6. L'oxymètre :

En générale l'oxymètre est une technique pour mesurer le taux d'oxygène dans un endroit. Il existe plusieurs oxymètres mais celle utilisé dans le domaine médical est nommé l'oxymètre colorimétrique ou le Photopléthysmographe qui est un petit capteur qui se place au bout du doigt ou

sur le pavillon de l'oreille afin de mesurer différents paramètres physiologiques comme le taux d'oxygène et le rythme cardiaque.

6.1. La Photopléthysmographie :

C'est une technique optique simple et non invasive permettant de pouvoir visualiser l'afflux sanguin des vaisseaux capillaires.

Cette technique utilise la lumière et sa réflexion, pour cela le détecteur utilisé est composé d'une LED infrarouge ainsi qu'une photodiode sensible aux mêmes fréquences lumineuses. La lumière émise est plus ou moins réfléchiée en fonction de la circulation du sang ; ainsi il est possible de récupérer le rythme cardiaque et même un cardiogramme.

Le photopléthysmographe analyse la variation de couleur du sang en fonction de son oxygénation. Plus la lumière réfléchiée est grande plus la saturation de l'oxygène est grande grâce à la couleur claire du sang oxygéné comme il est expliqué au paragraphe (4.3).

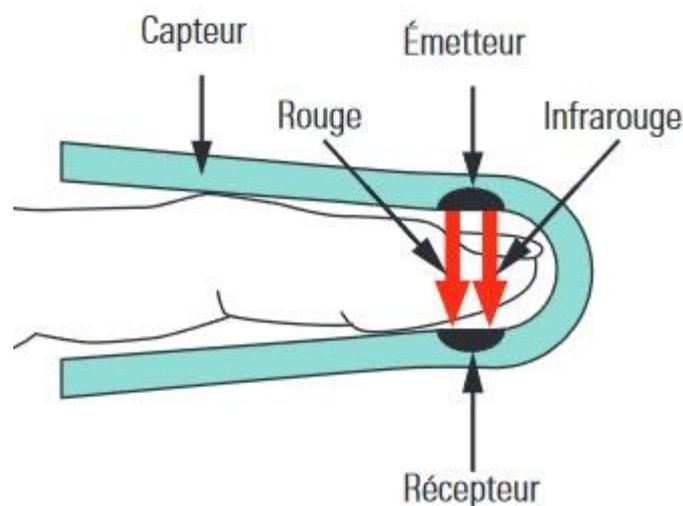


Figure 1.8 - Présentation simplifiée de la technique photopléthysmographique.

L'appareil utilisé porte plusieurs noms (photopléthysmogramme, oxymètre optique et beaucoup plus connu oxymètre de pouls), le signal obtenu est nommé signal photopléthysmographique ou en abrégé signal PPG.

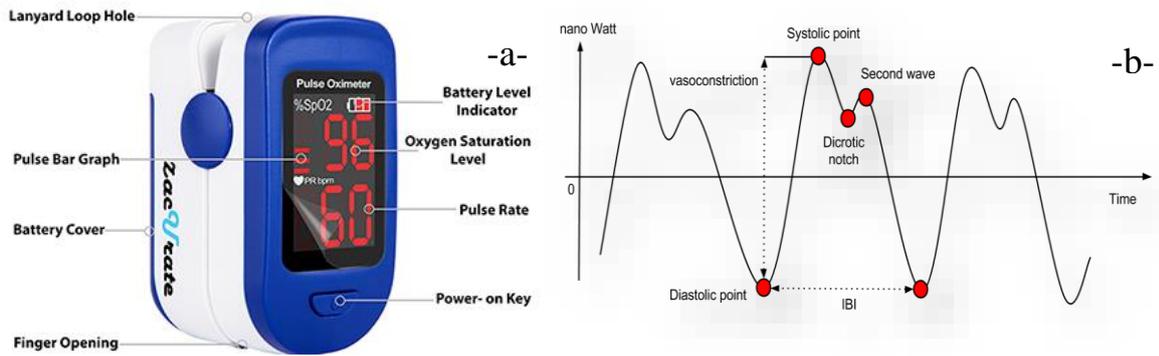


Figure 1.9-Les éléments de la photopléthysmographie : a-l'appareil photopléthysmographique, b- le tracé standard et parfait de l'allure de son signal « signal PPG »

6.2. Principe de la technique PPG :

Le signal PPG est mesuré sur la surface de la peau, pour le capter on fait appel à une technique optique : deux LED (deux diodes électroluminescentes rouge et infrarouge) qui émettent la lumière vers le doigt ainsi un photodétecteur placé au-dessous du doigt pour recevoir la lumière traversée.

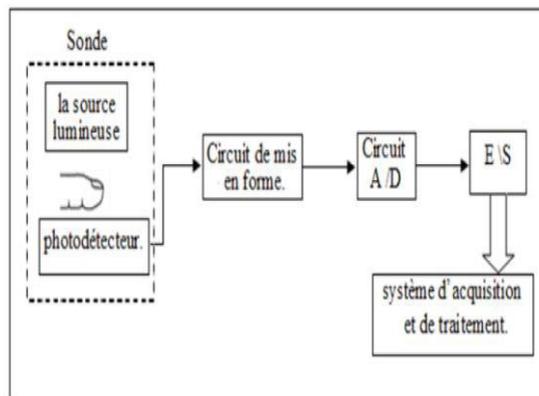


Figure 1.10 - Schéma bloc général de la Photopléthysmographie

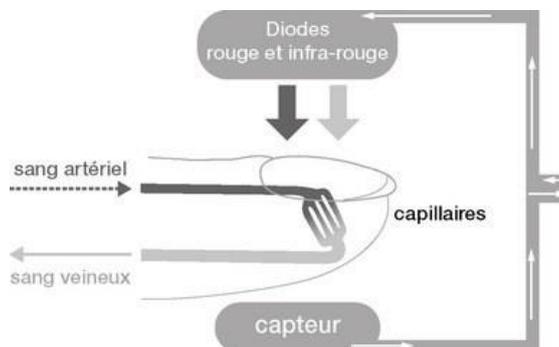


Figure 1.11 - Principe d'appareil Photopléthysmographie

L'élément clé dans l'acquisition du signal PPG est la sonde. En effet, cette sonde est constituée essentiellement d'une source lumineuse et d'un photodétecteur. La source lumineuse émet de la lumière tandis que le photodétecteur reçoit de la lumière transmise est qui dépend principalement de la variation du volume sanguin dans le site de mesure et qui peut être le doigt, l'oreille ou le lobe de l'oreille. Le schéma bloc contient aussi un circuit de mise en forme composé d'un étage de filtrage et d'un étage d'amplification. Le signal PPG est généralement de faibles amplitudes et il est souvent contaminé par des bruits. Le signal PPG filtré et amplifié est transmis par la suite vers le PC afin de subir un traitement numérique. Le but fondamental de ce traitement est l'extraction des paramètres directement liés à la fonction cardiaque, le système vasculaire et le flux sanguin. [18]

6.3. L'onde PPG :

L'onde PPG possède une composante variable correspondant aux fluctuations du volume sanguin entraînées par les battements du cœur. Le signal PPG est représenté dans la figure suivante :

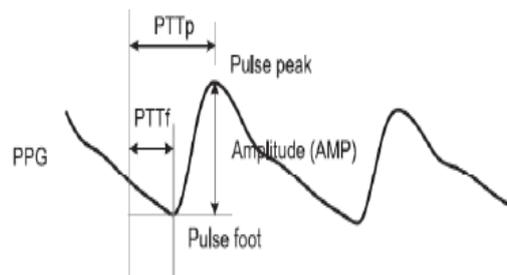


Figure 1.12 - Signal Photopléthysmographique

Sa fréquence fondamentale dépend directement du rythme cardiaque, elle se situe 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 elle 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. [19]

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 à la périphérie. [19]

6.4. L'importance du signal PPG :

Le signal PPG fournit des indications sur des paramètres physiologiques importants notamment le débit cardiaque (c'est le paramètre que nous voulons mettre en évidence dans ce projet de fin d'étude), la pression sanguine artérielle, la respiration ou encore l'état de vasomotricité des vaisseaux sanguins.

Les médecins utilisent les paramètres extraits du signal PPG et son allure pour avoir des informations sur : [20]

- La surveillance physiologique clinique
- La saturation de l'oxygène dans le sang
- La pression sanguine
- Le débit cardiaque
- La fréquence cardiaque
- La respiration
- L'évaluation vasculaire
- La maladie artérielle
- Les complications artérielles et leurs vieillissements
- L'évaluation veineuse
- La fonction endothéliale
- Le flux sanguin microvasculaire
- Les conditions angiospastiques
- La surveillance autonome de fonctionnement
- Le fonctionnement et la thermorégulation vaso-motrice
- La pression sanguine et la variabilité de la fréquence cardiaque
- L'orthostatisme
- D'autres évaluations cardiovasculaires de variabilité

7. Conclusion :

Le système cardiovasculaire et sanguin a pour rôle l'alimentation de toutes les cellules et tissus des organes du corps en oxygène et nutriments nécessaires à leur fonctionnement, ainsi que le drainage de toutes leurs déchets pour les expulser en dehors du corps.

Par son connexion avec toutes les cellules et tissus des organes, il assure un réseau de transport et d'acheminement indispensable pour les fonctions inter organes (qui implique plusieurs organes entre elles) comme les relations Foie-Rein, Hormones-immunité et autres.

Donc le bon fonctionnement de ce système est une condition irrévocable pour la bonne santé du corps humain. C'est la raison pour laquelle son étude et la compréhension de ses fonctions sont importantes pour la médecine et aussi pour la technologie médicale afin de mettre sur pieds des procédés de control, d'investigation et de traitement qui facilitent la rapidité du diagnostic et l'efficacité du traitement.

Le PPG est l'un de ces moyens technologiques qui peuvent assurer ce rôle comme par exemple la photopléthysmographie qui est une application du PPG que la médecine en a bénéficié et qu'on le trouve actuellement dans tous les services des urgences, les ambulances, les SAMU et autres services de médecine ; il est devenu un outil de base comme le stéthoscope et le tensiomètre.

Chapitre -II- :
E-santé et la détection du signal PPG à
l'aide d'une caméra numérique

1. Introduction

L'objectif initial de notre travail est l'aide au diagnostic pour la détection des signaux physiologiques à distance, et pour atteindre cet objectif les chercheurs du domaine développent chaque jour une méthode, une idée, un appareil ou un algorithme afin de s'approcher au bon diagnostic.

Parfois quand on utilise un instrument médical, on trouve des problèmes ou des limites d'utilisation de cet outil pour des cas particuliers que soit des malades spéciaux, un problème de milieu d'utilisation, les capteurs standard devient gênants ou autre particularité. Pour dépasser ces problèmes la santé actuelle vole vers l'utilisation des méthodes à distance afin de satisfaire de plus en plus le patient et le médecin et leurs assure plus de confort. De là vient la naissance de notre objectif de mémoire « l'aide au diagnostic en utilisant une caméra numérique pour la détection du signal PPG ».

Comme nous l'avons vu dans le premier chapitre, l'aspect médical du système cardiovasculaire et dans ce chapitre, nous essayerons de simplifier l'aspect technique que nous l'avons besoin afin de réaliser notre algorithme qui sera présenter dans le dernier chapitre.

2. L'e-santé et la Télédiagnostique

2.1. E-santé

Marie-Céline Ray [21] (Journaliste spécialisée dans la santé et l'environnement) a défini l'e- santé comme une combinaison entre la santé et l'électronique : L'e-santé décrit l'ensemble des moyens et services liés à la santé qui utilisent les nouvelles technologies de l'information et de la communication. L'e-santé fait appel à Internet, aux applications pour Smartphones et aux objets connectés.

L'e-santé est divisée en plusieurs domaines selon les volets suivants :

- La télésanté, qui comprend les actes de prévention et de soins réalisés à distance par un système informatique.
- La télémédecine (actes médicaux réalisés à distance par un médecin)
- La m-santé (mobile santé) qui comprend les applications numériques pour Smartphones ou objets connectés (bracelets...) en lien avec la santé.
- Les systèmes de dossiers électroniques de santé.

2.2. Télémédecine et Télédiagnostique :

Dans le domaine d'e-santé, nous sommes intéressés par la télémédecine, spécifiquement Dans le domaine d'e-santé nous sommes intéressé par la télémédecine et spécifiquement la télédiagnostique et la télésurveillance grâce aux grands avantages de l'utilisation de la caméra numérique pour la surveillance. En plus, la nouvelle technologie (la détection des signaux physiologiques à l'aide d'une caméra numérique) nous avons la possibilité d'extraire des paramètres physiologiques à partir d'une simple vidéo, cela améliore la surveillance traditionnelle de la caméra numérique (limité à la sécurité) vers une surveillance très développée et efficace (contrôle, médicale et sécurité) à distance sans aucun capteur.

2.3. Avantage de la caméra pour la détection des paramètres physiologiques :

Pour qu'une technique soit acceptée par l'environnement elle doit être satisfaisante, confortable et suit la mode et le goût de l'utilisateur, la caméra numérique a pu atteindre ces conditions grâce à ses grands avantages dans différents domaines et milieux. L'idée d'ajouter l'option de surveillance des paramètres physiologiques à la caméra de surveillance standard a fortement stimulé le développement technologique dans le domaine de la santé. Son avantage majeur est qu'elle est portable, elle n'est pas gênante, et ses domaines d'utilisation sont nombreux et variés, nous citons :

Le domaine hospitalier : La caméra assure le suivi sans contact pour tous les gens qui sont à l'hôpital (employés, médecins ou malades). Grâce à la technique sans contact on peut mesurer la fréquence cardiaque et d'autres paramètres liés aux malades qui posent des problèmes de contact humain avec eux comme les malades psychiatrique, les gens qui ont une phobie aux électrodes, les nouveaux nés aux couveuses, les malades qui ont des brûlures graves ou des maladies de la peau qui interdisent l'utilisation des électrodes et certaines maladies contagieuses ainsi que d'autres cas.

Le domaine sportif : La caméra peut surveiller et contrôler le sportif sans le gêner par des électrodes qui risquent de diminuer son rendement, elle peut être fixée sur un support ou sur le mur et dans le cas des sports de plein air cette technologie peut être fixée sur une machine mobile ou un petit drone qui suit toujours l'athlète.

Le domaine d'industrie : La caméra de surveillance des paramètres cardiaque peut être utilisée dans différentes entreprises, en particulier dans les grandes usines où se trouve un risque de suractivité des employés. Alors, grâce à elle le travailleur accomplit sa tâche sans stress car il sait très bien qu'il y a une surveillance médicale compétente derrière lui. Cette

technique donne la chance aux gens qui ont des maladies chroniques de travailler, de mener une vie normale et de réinsérer dans la société.

En plus de tous ces avantages et domaines, elle peut être utilisée aussi pour le suivi des astronomes, des plongeurs sous-marins, des pilotes civil et militaire et même les conducteurs. Grâce aux avantages de cette technique, son développement est une nécessité dans notre société.

3. Caméra numérique

Les images couleurs sont acquises généralement par une caméra vidéo couleur, cette dernière est un outil photographique.

L'élément principal d'une caméra est le capteur. Celui-ci est constitué d'un ensemble de photorécepteurs qui convertissent le flux lumineux reçu en une information électrique de sorte à fournir un ou plusieurs signaux vidéo au système de numérisation

À l'aide de la caméra numérique on peut faire une observation continue des fines variations de couleurs qui apparaissent sur la peau.

3.1. Résolution

C'est un paramètre très important qui donne la différence entre les caméras numériques, elle détermine le nombre de points ou pixels par unité de surface, exprimé en *points par pouce* (en français **PPP**, en anglais **DPI** pour *Dots Per Inch*) ; un pouce représentant 2.54 cm. [22]

La résolution permet ainsi d'établir le rapport entre le nombre de pixels d'une image et la taille réelle de sa représentation sur un support physique (impression d'une photo). Une résolution de 300 dpi signifie donc 300 colonnes et 300 rangées de pixels sur un pouce carré ce qui donne donc 90000 pixels sur un pouce carré.

3.2. Conditions proposées

Dans un système de vision industrielle, différents éléments interviennent pour restituer l'information couleur de la vidéo enregistrée par la caméra numérique. Ce sont d'abord l'éclairage, la teinte et la scène utilisées qui vont déterminer les propriétés physiques de la couleur et de la qualité de l'image.

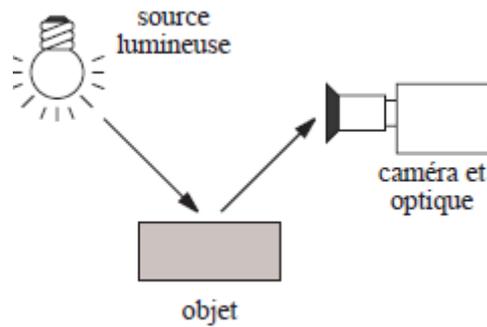


Figure 2.1 - Les différents éléments qui peuvent influencer sur l'information de la vidéo enregistrer

Pour faire une bonne étude avec la webcam et pour que l'image soit dans les normes nécessaire de notre projet, il faut prendre en considération plusieurs conditions comme :

- La lumière et l'effet de flous (relation inverse)
- L'exposition : la relation entre la lumière et le flou de mouvement
- Le fond
- La mise au point : réglage de la netteté
- Panoramique, inclinaison et zoom
- La résolution : très importante dans ce domaine d'application

La peau des sujets et la luminosité du milieu influent sur la qualité des résultats pour cela le milieu doit être bien éclairé et utiliser un fond blanc afin d'assurer une bonne réflexion de la lumière sur le visage des sujets car plus la lumière réfléchie est grande plus la concentration d'oxygène soit plus clair dans les vaisseaux donc nous offre de bon résultats

4. Etat de l'art

Les signaux photopléthysmographiques ont été mesurés à distance en utilisant la lumière ambiante et un simple appareil photo numérique. Wim Verkruysse[24] et ses collègues ont défini manuellement les zones d'intérêts et ils ont prouvé que le front donne un bon signal PPG, ils ont prouvé aussi que les taux cardiaques et respiratoires pourraient être quantifiés jusqu'à plusieurs harmoniques, ces chercheurs ont montré que le canal vert représente le signal photopléthysmographique le plus puissant car l'oxyhémoglobine absorbe mieux la lumière verte par rapport à la lumière bleue ou rouge. Ils ont développé leur travail en 2019 afin de réaliser une application de vidéo surveillance intelligente (IVS) dans le domaine de la santé [24].

D'autre part des mesures à distance du pouls cardiaque faites par Ming-Zher Poh, Daniel J. McDuff et ses collègues [25] peuvent fournir un bilan physiologique confortable sans électrodes, leur méthode appliquée aux enregistrements vidéo en couleur du visage humain et le suivre. Ils ont utilisé l'analyse de corrélation et de Bland-Altman afin de comparer leur signal PPG mesuré par celle de référence et ses résultats sont satisfaisants, même en présence d'artefacts de mouvement. À la fin ils ont réalisé un système de mesure de la fréquence cardiaque sans contact, automatisé, tolérant aux mouvements et capable d'effectuer des mesures concomitantes sur plus d'une personne à la fois malgré que cette dernière reste un grand défi aux chercheurs à cause de la limite de pouvoir capter plusieurs visages à la fois et les traiter en même temps.

Ces travaux ont donné l'idée à d'autres pour réaliser des caméras intelligentes comme Frédéric Bousefsaf [19] qui a utilisé un ensemble de procédés afin de transformer une série de trames fournies par la webcam en un signal adapté pour mesurer la fréquence cardiaque instantanée et les amplitudes du signal photopléthysmographique et extraire la fréquence respiratoire ainsi que la variabilité cardiaque. L'approche développée par Mr Bousefsaf est basée sur le traitement d'image des trames enregistrées et analysées par une transformée en ondelettes continue puis les développés afin de la rendre moins sensible aux mouvements et aux fluctuations de l'éclairage. Ces résultats webcam sont tout à fait comparables aux mesures du capteur en contact de référence.

Les travaux de Mayank Kumar, Ashok Veeraraghavan, and Ashutosh Sabharwal [26], mesurent le PPG même pour les personnes dont la teinte de la peau est plus foncée, dans des conditions de faible éclairage et / ou lors de mouvement de l'individu devant la caméra. Ils ont bien dépassé les limites déjà citées, ils ont développé leur programme et ils l'ont nommé Distance PPG. Ils proposent une nouvelle méthode de combinaison de signaux de changement de couleur de peau provenant de différentes pistes régions du visage utilisant une moyenne pondérée, où les poids dépendent de la perfusion sanguine et l'intensité de la lumière incidente dans la région, afin d'améliorer le rapport signal sur bruit (SNR) de l'estimation basée sur une caméra. L'idée de base est qu'en faisant la moyenne du signal d'intensité, les changements incohérents de la réflexion de la lumière sur la peau $R(x, y, t)$ sur tous les pixels à l'intérieur du visage s'annule, et les changements cohérents de $R(x, y, t)$ en raison de changements de volume sanguin suivi par un filtre passe bande de fréquences entre 0,5 Hz et 5 Hz pour extraire le signal PPG.

L'algorithme d'estimation distance PPG comprenant deux sous-parties :

- Algorithme MRC (combinaison du rapport maximal) permettant de combiner le signal d'intensité moyenne des pixels extrait de différentes régions du visage afin d'améliorer le rapport signal sur bruit global (SNR) de l'estimation finale PPG,
- Un algorithme de suivi du mouvement basé sur les régions qui gardent une trace des différentes régions du visage lorsque la personne se déplace devant la caméra.

Ces étapes sont les suivantes :

- Étape 1 : Saisie vidéo sur le canal vert d'une personne, points de repère autour des yeux, nez et bouche détectés
- Étape 2 : Le visage est divisé en sept régions, chaque région étant suivie à l'aide d'un KLT, le mouvement étant modélisé à l'aide d'un ajustement affine rigide.
- Étape 3 : Chaque région suivie est divisée en bloc de 20 x 20 pixels, en moyenne Intensité de pixel $y_i(t)$ calculée à partir de chaque retour sur investissement
- Étape 4 : G_i de mesure de la qualité calculée pour chaque retour sur investissement, estimation globale du PPG de la caméra estimée à l'aide de la moyenne pondérée

Dans [27] Frédéric Bousefsaf, Alain Pruski, Choubeila Maaoui, ont développé leur première approche afin de calculer plus de paramètres physiologiques comme l'estimation de la santé des artères, de la pression sanguine ainsi que de la présence d'une obstruction des artères (caillots) à l'aide d'une vidéo enregistrée par une caméra numérique.

5. Les espaces couleur

Il existe de nombreux systèmes de représentation de la couleur ainsi de nombreuses définitions pour un même système.

5.1. Espace RGB

RGB c'est pour red, green and blue en anglais et RVB pour rouge, vert et bleu en français, la plupart utilisent l'abréviation anglaise RGB. C'est un espace couleur utilisé dans la majorité des domaines photographiques où toutes les caméras actuelles sont codées en RGB sauf les caméras spécifiques comme les caméras en infrarouge et autres.

L'espace RGB est un espace vectoriel de trois dimensions (composer par trois composantes lesquels : le rouge, le vert et le bleu), chacune d'elle est représentée par une matrice qui contienne les valeurs des pixels correspondants à une image.

L'ensemble des couleurs produites se représente comme l'intérieur d'un cube [28] :

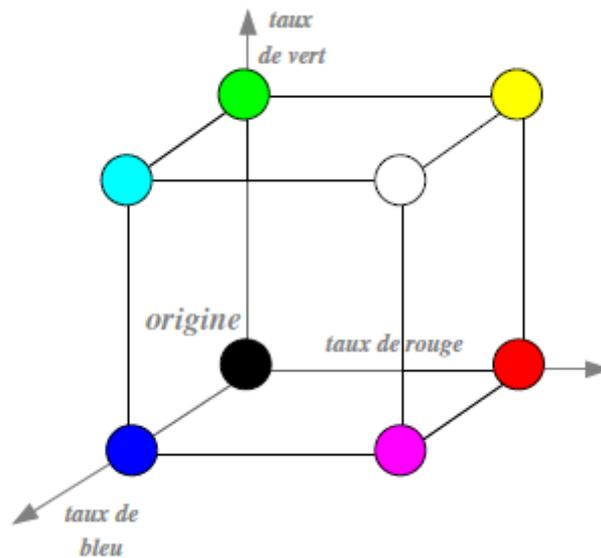


Figure 2.2 - Le cube des couleurs de l'espace RGB [28]

L'utilisation de la composante verte pour ce travail a été pour but d'observer l'oxyhémoglobine car il est absorbé mieux la lumière verte que la lumière bleue ou rouge.

5.2. Espace HSV

Le principe de l'espace HSV est de caractériser les couleurs de façon plus intuitive, conformément à la perception naturelle des couleurs, en termes de [28] :

- Teinte : intuitivement, c'est le nom qu'on utilisera pour désigner la couleur, "vert", "mauve", "orange", etc. Idéalement associé à une longueur d'onde, donc à une position sur le cercle de newton.
- Saturation : c'est le taux de pureté de la couleur, qui doit varier entre la pureté maximale (couleur éclatante) et l'achromatisme (niveau de gris).
- Valeur : c'est la mesure de l'intensité lumineuse de la couleur, qui doit varier entre le noir absolu et le blanc.

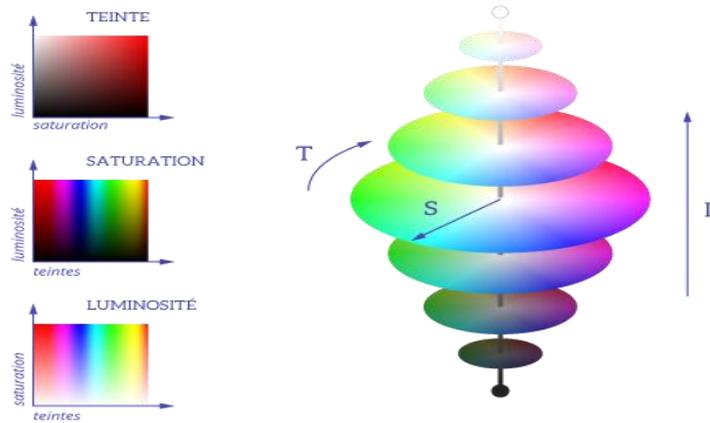


Figure 2.3 - Présentation des composantes de l'espace HSV [28]

5.3. L'espace LUV

Le principe de l'espace Luv est de représenter les couleurs en utilisant une composante de luminance L, et 2 composantes de chrominance (u,v) correspondant aux composantes bleue et rouge dans les coordonnées chromatiques réduites [28]:

$$C_b + C_r + C_g = C_{te} \dots\dots\dots (2.1)$$

$$C_g = C_{te} - C_b - C_r \dots\dots\dots (2.2)$$

La composante de luminance est une moyenne pondérée par la sensibilité humaine relative des primaires.

$$Y = 0,2989 r + 0,5866 g + 0,1145 b \dots\dots\dots (2.3)$$

$$U = 0,5647(b - Y) = 0,1687 - 0,3312g + 0,5000 b \dots\dots\dots (2.4)$$

$$V = 0,7132(r - Y) = 0,5000 r - 0,4183g - 0,0817b \dots\dots\dots (2.5)$$

Les composantes de chrominance correspondent à la différence normalisée entre la composante primaire et la luminance.

Pour cette étude nous avons traité l'image selon la composante U car Les composantes de chrominance u et v représentent respectivement le contraste Bleu/Jaune et le contraste Rouge/Cyan et donc Bleu/jaune c'est équivalu à la composante verte de l'espace RGB.

6. Segmentation

La segmentation est un outil de traitement d'image, ce processus sert à décomposer l'image en régions connexe qui ont une homogénéité selon certain critère afin de donner un sens à cette région (objets de l'image). On peut aussi dire que la segmentation est l'étiquetage des pixels de l'image ou chaque étiquette présente une région dans l'image. Elle s'effectue selon deux approches :

- La similarité : la segmentation par région (couleur, texture, niveaux de gris...).
- La discontinuité : la segmentation par la détection de contour.

a) La segmentation en région :

○ Méthode manuel (seuillage manuel) :

Principe : 1- extraire des seuils à partir de l'histogramme (image/région)

2- classification d'un pixel p par comparaison de I(p) aux seuils

Algorithme :

- Soit l'image I (image original) S_b = seuil bas et S_h seuil haut
- Effectuer la segmentation afin d'obtenir l'objet binaire (S_b, S_h)

$$\Rightarrow \text{Objet} = (I \geq S_b \& I < S_h)$$

○ Seuillage locale:

La différence est que le seuil « T » est calculé pour chaque pixel. Cette méthode est adaptée au contraste local.

Le seuil T est calculé autour du voisinage du pixel :

$$T = (\min + \max) / 2 \dots \dots \dots (2.6)$$

Avec : min est le pixel le plus petit et max le pixel le plus grand autour au voisinage.

○ Seuillage automatique :

❖ Seuillage par détection des vallées :

Principe [29] :

- Image découpée en blocs
- Calcul d'un seuil pour chaque bloc : l'histogramme du bloc est-il bimodal ?
 - ✓ Si oui, le seuil trouvé est affecté au centre du bloc
 - ✓ Si non, le seuil prend pour valeur la moyenne des seuils des blocs voisins.

❖ Méthode d'OTSU :

Principe :

- Essayer divers valeur de seuil et choisit celui qui sépare l'histogramme de façon optimale en deux classes.

- En supposant que le nombre de niveau de gris est 256 et que l'histogramme est noté $H(i)$
- Définir la variance intra-classe par :

$$\delta_{intra}^2 = t_1(s)\delta_1^2(s) + t_2(s)\delta_2^2(s) \dots\dots\dots (2.7)$$

Avec : $t_1(s) = \sum_{i=0}^{s-1} h(i)$ et $t_2(s) = \sum_{i=s}^{255} h(i)$

$$\delta_1^2(s) = \text{variance des pixels dont } NG < s$$

$$\delta_2^2(s) = \text{variance des pixels dont } NG \geq s$$

$$\delta_{intra}^2 = \sum_{i=0}^{s-1} h(i) (i - \mu_1)^2 + \sum_{i=s}^{255} h(i) (i - \mu_2)^2 \dots (2.8)$$

Avec : $\mu_1, \mu_2 =$ la moyenne des NG de chaque classe

- Essaye toute les valeurs de seuil (s) et garder celle qui rend la variance intraclasse la plus petite possible.
- Méthode de segmentation par classification (K-means) :

Principe :

- Minimisation de la dispersion intra-classe
- Initialisation des centres de classes
- Classification des pixels par rapport à leur distance au centre
- Calcule des nouveaux centres
- Itération jusqu'à stabilisation des centres

Il existe d'autres techniques de classification, FCM qui attribue pour chaque couleur une probabilité d'appartenance à une classe.

- La segmentation par croissance de régions (méthode d'agrégation) :

Principe :

- Initialisation avec quelque pixel le germe
- Chaque germe fusionne avec le 1^{er} pixel pour donner une petite région
- Le processus est itératif et chaque région croit pixel par pixel
- Un pixel est sélectionné si la différence entre des NG et la moyenne des NG de la région est faible.

$$|P_i - G| < \varepsilon$$

$$G = (pixel + g)/2 \dots \dots \dots (2.9)$$

Avec : ϵ = le seuil

G = le nouveau germe

g = l'ancien germe

o La segmentation par division/fusion :

❖ La division :

- Analyse de chaque région
- Point de départ = une sous-segmentation (toute l'image, une région à raffiner)
- Si la point de départ ne vérifie pas le critère d'homogénéité, alors on divise cette région en blocs (généralement 4 quadrant) et on répète cette étape sur chaque sous-région prise individuellement
- On peut considérer que la 1^{ère} région est l'image initiale

❖ La fusion :

- Point de départ = une partition de l'image en régions homogènes
- Fusionner tout couple de régions adjacentes qui vérifie un critère d'homogénéité.
- définir un prédicat Fusionne $P(R_i, R_j)$ où R_i et R_j sont deux régions adjacentes.

$P(R_i \cup R_j) = \text{faux} \Rightarrow$ donc R_i et R_j ne sont pas homogène

$P(R_i \cup R_j) = \text{vrai} \Rightarrow$ donc R_i et R_j sont homogène c'est-à-dire fusionner les deux régions

b) Segmentation par détection de contour :

La discontinuité se fait en convolant l'image avec des filtres (masques) de détecteur. Soit le niveau de gris de l'image au point (x ; y) est I (x ; y)

$$\text{Gradient : } \nabla I(x, y) = (G_x, G_y) = \left(\frac{\delta I(x,y)}{\delta x}, \frac{\delta I(x,y)}{\delta y} \right) \dots \dots \dots (2.10)$$

$$\text{Module/Norme du gradient : } G = \sqrt{G_x^2 + G_y^2} \dots \dots \dots (2.11)$$

$$\text{Orientation du gradient : } \theta = \arctan\left(\frac{G_x}{G_y}\right) \dots \dots \dots (2.12)$$

- Pour les masques de Sobel & Prewit sont donnés par les formes suivantes :

$$h_j = \begin{bmatrix} 1 & 0 & -1 \\ c & 0 & -c \\ 1 & 0 & -1 \end{bmatrix}, h_i = \begin{bmatrix} 1 & c & 1 \\ 0 & 0 & 0 \\ -1 & -c & -1 \end{bmatrix}$$

Si : $c=1 \rightarrow$ masque de Prewit

Et si $c=2 \rightarrow$ masque de Sobel

- Masque de Laplacien :

$$\begin{bmatrix} 0 & 1 & 0 \\ 1 & -4 & 1 \\ 0 & 1 & 0 \end{bmatrix} \text{ ou } \begin{bmatrix} 0 & -1 & 0 \\ -1 & 4 & -1 \\ 0 & -1 & 0 \end{bmatrix} \text{ ou } \begin{bmatrix} -1 & -1 & -1 \\ -1 & 8 & -1 \\ -1 & -1 & -1 \end{bmatrix}$$

- Détecteur de Canny :

Principe :

- Filtre linéaire : filtre gaussien
- Calcul du gradient : (G_x, G_y) son module et son orientation
- Suppression des non maximum : la présence d'une forte intensité indique une forte probabilité de présence de contour donc seul les maximums locaux sont considérés comme des contours
- Seuillage des contours : initialisation de deux seuils (S_b, S_h) :
 - Si le max $< S_b \rightarrow$ pixel rejeté
 - Si le max $> S_h \rightarrow$ pixel accepté (pixel de contour)
 - Si le max est entre les deux seuils \rightarrow le pixel est accepté (pixel de contour) si il est connecté à un pixel déjà accepté

7. Transformée en ondelettes de Haar :

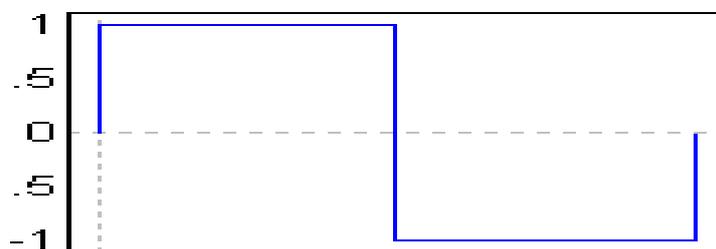


Figure 2.4 - présentation de la fenêtre de Haar une dimension

Marche à suivre [30] :

- Calculer la moyenne de chaque paire de données ($n/2$ moyennes) = fonction d'échelle ;

- Calculer la différence entre chaque données et sa moyenne respective ($n/2$ différences) = fonction ondelette ;
- Placer les moyennes dans la première moitié du tableau de données ;
- Placer les différences dans la seconde moitié du tableau de données ;
- Répéter le processus sur la première moitié des données (c'est pourquoi le nombre de données n doit être une puissance de 2).

Expression des moyennes et différences :

Deux mesures (l, r) peuvent être exprimées sous la forme d'une moyenne « a » et d'une différence « d » de la manière suivante :

- $a = (l+r) / 2 =$ la fonction d'échelle ;
- $d = l-a = a-r = (l-r) / 2 =$ la fonction d'ondelette ;

Le processus étant réversible de la manière suivante :

- $l = a+d$;
- $r = a-d$.

8. La détection de visage

La détection du visage est une étape très importante dans cette étude grâce à elle on peut extraire l'information nécessaire de notre travaille. Il y a plusieurs techniques et algorithmes développés par des spécialistes afin de réaliser cette étape. L'algorithme que nous a intéressé et nous a bien aidé c'était la technique de détection d'objets en cascade qui utilise l'algorithme Viola-Jones.

La méthode de Viola et Jones est une méthode de détection d'objet dans une image numérique, proposée par les chercheurs Paul Viola et Michael Jones en 2001. Elle fait partie des toutes premières méthodes capables de détecter efficacement et en temps réel des objets dans une image. La méthode de Viola et Jones est l'une des méthodes les plus connues et les plus utilisées en particulier pour la détection de visages et la détection de personnes. [31]

Cette méthode est une approche supervisée basée sur l'apparence, qui consiste à parcourir l'ensemble de l'image en calculant un certain nombre de caractéristiques dans des zones rectangulaires qui se chevauchent. Elle a la particularité d'utiliser des caractéristiques très simples mais très nombreuses. [32]

L'avantage de cette méthode lui rend la plus performante à l'heure actuelle :

- ✓ L'utilisation d'images intégrales qui permettent de calculer plus rapidement les caractéristiques
- ✓ La sélection par boosting des caractéristiques

- ✓ La combinaison en cascade de classifieurs boostés, apportant un net gain de temps d'exécution

L'algorithme de Viola et Jones est un algorithme basé sur plusieurs étapes :

a) Apprentissage du classifieur :

Pour dire qu'un classifieur est bon ou non, il doit avoir un apprentissage supervisé très large pour cela le classifieur de cette technique est mis dans deux situations :

Une banque d'images contenant des visages de personnes est passée en revue afin d'entraîner le classifieur. Ensuite, une banque d'images ne contenant pas de visages humains est passée. Viola et Jones ont utilisé la banque d'image MIT. [31]

b) Représentation des caractéristiques (Haar-like Feature) :

Viola et Jones proposent d'utiliser des caractéristiques, c'est à dire une représentation synthétique et informative, calculée à partir des valeurs des pixels. Viola et Jones définissent des caractéristiques très simples « les caractéristiques pseudo-Haar » [30], qui sont calculées par la différence des sommes de pixels de deux ou plusieurs zones rectangulaires adjacentes.

Les caractéristiques sont calculées à toutes les positions et à toutes les échelles dans une fenêtre de détection de petite taille, typiquement de 24x24 pixels ou de 20x15 pixels. Un très grand nombre de caractéristiques par fenêtre est ainsi généré, Viola et Jones donnant l'exemple d'une fenêtre de taille 24 x 24 qui génère environ 160 000 caractéristiques, elle a besoin de temps de calcul énorme pour résoudre ce problème, ils ont introduit les images intégrales. [31]

c) Image Intégré :

Est une nouvelle représentation de l'image et une méthode très rapide pour calculer les attributs de classification. Elle est ajoutée à cette algorithme car le calcul des caractéristiques de manière "classique" coûte cher en terme de ressources processeur.

Il s'agit d'une image construite à partir de l'image originale de même taille. Elle contient en chacun de ces points la somme des pixels situés au-dessus et à gauche du pixel courant. :

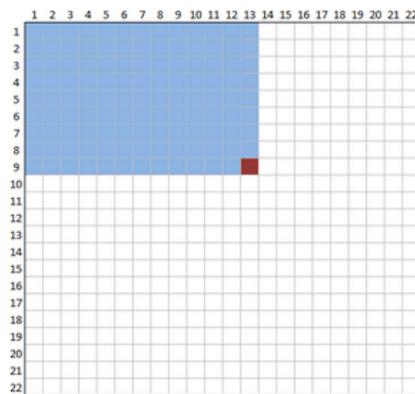


Figure 2.5 - Représentation d'une image intégrale où le pixel rouge est égal à la somme de tous les pixels bleus, soit ceux à gauche et au-dessus [31]

Elle simplifie le calcul de la somme de pixels, quelle que soit le nombre de pixels, en une opération impliquant seulement quatre pixels cela résout le problème de temps d'exécution de l'étape précédente. [32]

d) Boost Algorithm (Boosting, Adaboost) :

Le deuxième élément clé de la méthode de Viola et Jones est l'utilisation d'une méthode de boosting afin de sélectionner les meilleures caractéristiques (les attributs pour l'apprentissage des classifieurs), suivie par une méthode de cascade pour combiner les classifieurs et améliorer progressivement les résultats tout en accélérant les calculs par élimination des zones non intéressantes de l'image.

La sélection par boosting consiste à utiliser plusieurs classifieurs "faibles" mis en cascade plutôt que d'utiliser un seul classifieur "fort". On l'appelle faible parce que seul, il ne peut pas classer l'image, mais forme un classificateur puissant avec d'autres. En ajoutant un seul classifieur dit "fort" qui se présenterait de la sortie. [31]

Il faudrait attendre que le classifieur est analysé toute la fenêtre afin de savoir si un visage est présent dans l'image ou non. Une mise en cascade de classifieurs dont le critère de sélection serait moins sévère se présenterait de la sorte :

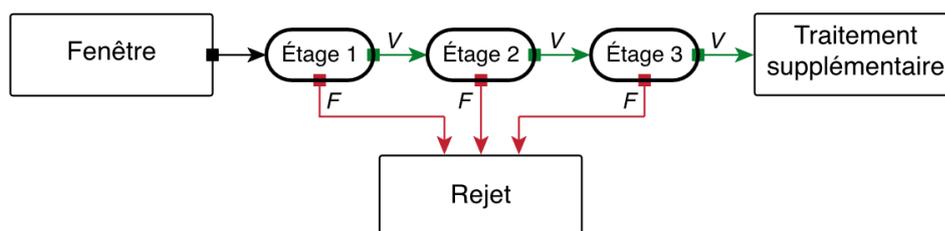


Figure 2.6 - schéma présente les étapes de classification [31]

Ainsi dès que l'un des étages estime qu'il n'y a pas de visage, la fenêtre est rejetée et l'algorithme passe à la suite ce qui permet un gain de temps considérable

Le document indique que même 200 fonctions permettent une détection avec une précision de 95%. Leur configuration finale avait environ 6000 fonctionnalités, donc une réduction de plus de 160000 fonctionnalités à 6000 fonctionnalités. C'est un gain considérable. [32].

Dans une image, la majeure partie de la région d'image est une région non-faciale. Il est donc préférable d'avoir une méthode simple pour vérifier si une fenêtre n'est pas une région de visage. Si ce n'est pas le cas la rejeter pour gagner le temps d'exécution, pour concentrer plus sur les régions où il peut y avoir un visage.

Comme une solution Viola et Jones ont introduit le concept de cascade de classificateurs. Au lieu d'appliquer toutes les 6000 fonctionnalités d'une fenêtre, regroupez-les en différentes étapes de classificateurs et appliquez-les une par une. Si une fenêtre échoue à la première étape, jetez-la. Les fonctionnalités restantes dessus sont non considérables. S'il réussit, appliquez la deuxième étape des fonctionnalités et poursuivez le processus. La fenêtre qui passe toutes les étapes est une région de visage.

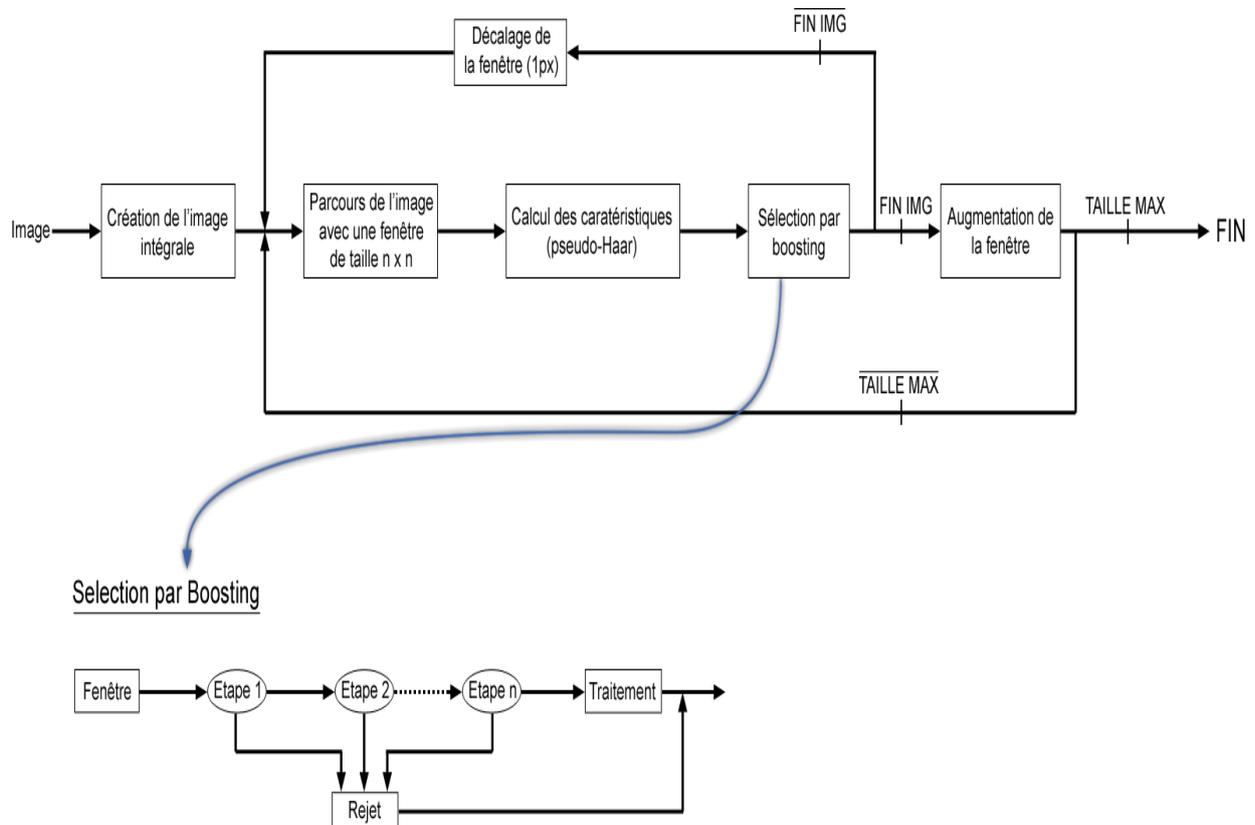


Figure 2.7 - Schéma fonctionnel de l'algorithme de Viola et Jones [31]

9. Caractérisation :

Les caractéristiques pseudo-Haar (Haar-like features en anglais) sont des caractéristiques utilisées en vision par ordinateur pour la détection d'objet dans des images numériques. Très simples et très rapides à calculer, elles ont été utilisées dans le premier détecteur de visages en temps réel, celui de la méthode de Viola et Jones. Ces caractéristiques doivent leur nom à leur similarité avec les ondelettes de Haar. [33]

L'avantage déterminant des caractéristiques pseudo-Haar est la rapidité de leur calcul. Couplées à la technique des images intégrales, elles peuvent être calculées en un temps constant d'environ 60 instructions de processeur pour une caractéristique à deux rectangles. En revanche, leur simplicité ne leur permet pas de retenir de l'information très complexe, à la différence de caractéristiques plus sophistiquées. [33]

Les fonctionnalités de Haar présentées dans l'image ci-dessous sont utilisées. Ils sont comme notre noyau convolutionnel. Chaque caractéristique est une valeur unique obtenue en soustrayant la somme des pixels sous le rectangle blanc de la somme des pixels sous le rectangle noir. [32]

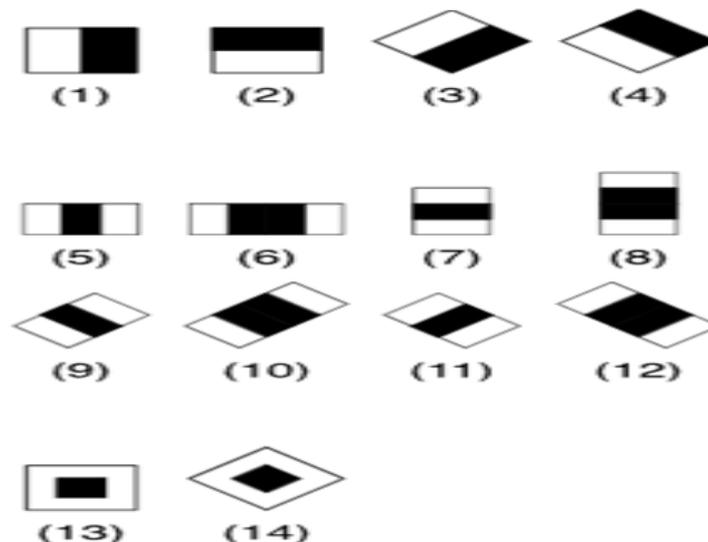


Figure 2.8 - Présentation de différents fenêtrages de HAAR où les fenêtrages de 1 à 4 représentent les caractéristiques de bord, de 5 à 12 représentent les caractéristiques en ligne, 13 et 14 représentent les caractéristiques centre-pourtour [31]

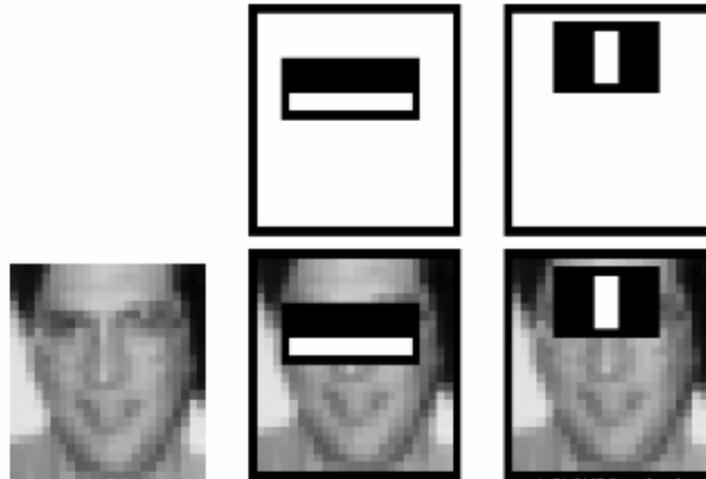


Figure 2.8 – exemple démonstratif de la technique de caractérisation par Pseudo-HAAR [34]

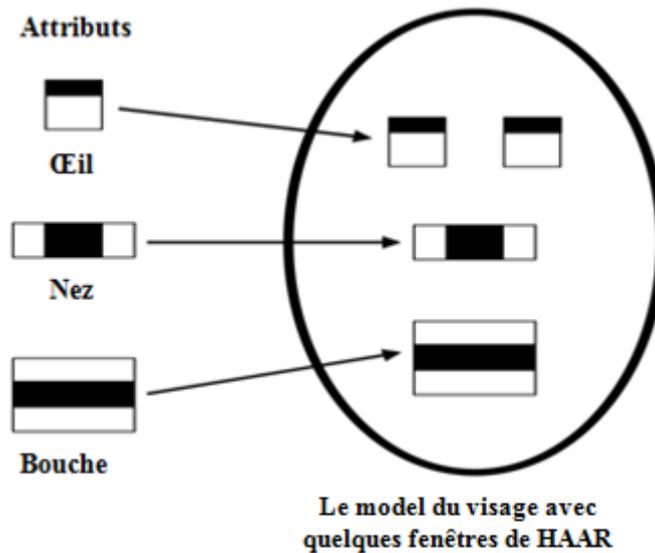


Figure 2.9 – Quelques exemples des masques de HAAR et son équivalence dans le visage humain

La première caractéristique choisie semble mettre l'accent sur le fait que la région des yeux est souvent plus sombre que la région du nez et des joues. La deuxième caractéristique sélectionnée repose sur la propriété que les yeux sont plus foncés que l'arête du nez. Mais les mêmes fenêtres s'appliquant sur les joues ou n'importe quel autre endroit sont sans importance. [34]

10. Conclusion

Dans cette partie nous avons défini les avantages, les domaines d'application de la technique étudiée (extraction des signaux physiologique à distance). De plus nous avons aussi vu les premiers travaux qui existent dans la littérature, qui ont développé cette technique et les techniques de traitement d'images utilisées. Finalement nous avons présenté les différentes étapes de la méthode de détection du visage donnée par Viola et Jones et la caractérisation utilisée dans cet algorithme.

Chapitre -III-

Détection du signal PPG : Résultats et Interprétations

1. Introduction :

La détection du signal PPG à l'aide d'une caméra numérique a besoin des techniques de traitement d'images et de traitement du signal afin d'obtenir un bon résultat du signal PPG. Grâce à cette technique on peut garantir à l'être humain une bonne surveillance médicale sans aucun capteur qui peut être gênant. Cette technique est la solution pour beaucoup de sujets qui ont des problèmes morales (maladie psychique ou psychiatrique), des problèmes physiques (maladie de la peau) pour les bébés et même pour suivre des gens à distance comme les astronautes et les plongeurs sous-marin.

Dans ce chapitre, nous présentons l'algorithme que nous avons développé pour obtenir le signal PPG à l'aide d'une caméra numérique. Nous allons voir en détail les différentes parties de cet algorithme qui est basé sur une base de données formée par des vidéos filmés par nous-même avec des conditions bien définis, et qui sont détaillés dans la partie suivante. Nous avons amélioré notre algorithme à l'aide d'un ensemble de fonction du traitement d'images et de traitement de signal afin de mesurer la fréquence cardiaque et d'autres paramètres importants du système cardiovasculaire.

Ce chapitre contient aussi les résultats de notre algorithme appliqué sur la base de données que nous avons formé. Enfin, nous présentons l'interface graphique que nous avons développée afin de mettre notre travail en valeur.

2. Contexte et définition du problème :

Pour une estimation PPG basée sur une caméra, nous enregistrons la vidéo d'une personne face à une caméra, et l'objectif est de développer un algorithme pour estimer le signal PPG sous-jacent en utilisant la vidéo enregistrée. La vidéo enregistrée est sous la forme d'un signal d'intensité $V(x, y, t)$ comprenant séquences de trames $V(x, y, t = 1, 2, 3 \dots)$. Chaque image de la vidéo enregistre le niveau d'intensité de la lumière réfléchié par le visage sur une grille bidimensionnelle de pixels (x, y) dans l'appareil photo capteur.

En général, l'intensité mesurée de toute lumière réfléchié peut être décomposée en deux composantes.

- Intensité de l'éclairage
- Réflectance de la surface (peau), c'est-à-dire

$$V(x, y, t) = I(x, y, t) R(x, y, t). \quad (1)$$

Où :

$I(x, y, t)$: L'intensité d'éclairement correspond à l'intensité de la lumière ambiante ou de toute lumière dédiée qui tombe sur le visage.

$R(x, y, t)$: La réflectance de la peau est égale à la fraction de lumière réfléchiée par la peau et elle est constituée de deux niveaux de la réflectance de la lumière :

- Réflexion sur la surface (la peau)
- Réflexion ou rétrodiffusion dans le sous-sol et l'arrière-plan (fond blanc).

Une grande partie de la lumière incidente sur le visage est réfléchiée par la surface de la peau et elle est caractérisée par la fonction de distribution de réflectance bidirectionnelle (BRDF) de la peau. Restant une partie de la lumière incidente passe sous la surface de la peau et elle est absorbée par le tissu et les chromophores (Hb, HbO₂) présents dans le sang à l'intérieur des artères et des capillaires.

Le volume de sang dans les artères et les capillaires change avec chaque cycle cardiaque et donc le niveau de l'absorption de la lumière change également.

Puisque le signal PPG, par définition, est proportionnel à cette variation du volume sanguin pulsatile cardio-synchrone dans le tissu, on peut estimer le signal PPG en estimant ces petits changements d'absorption de la lumière sous la surface. Ainsi, la caméra basée sur le signal PPG est estimée en extrayant de petites variations de la composante de subsurface de réflectance de la peau $R(x, y, t)$.

3. Méthode proposée :

D'après la littérature, le signal PPG peut être obtenu par plusieurs méthodes et chacune d'elles a ces propres arguments, ses avantages et ses inconvénients.

La méthode que nous avons développée est présentée dans la figure suivante :

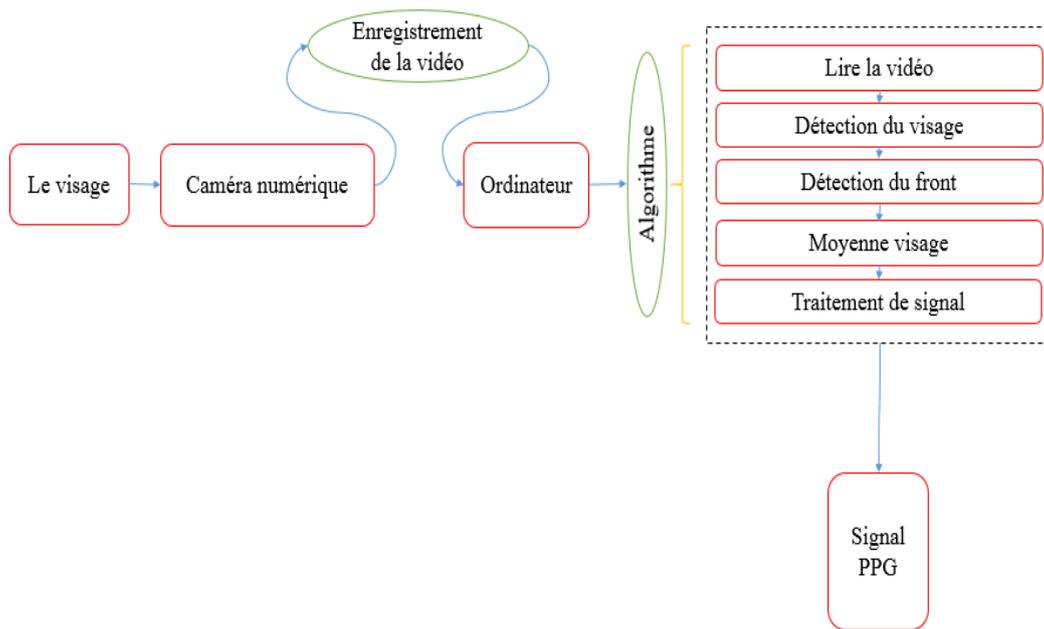


Figure 3.1 - schéma général du système pour la détection du signal PPG

D'un point de vue global, on voit que notre méthode commence par la constitution d'une base de données sous forme de vidéos « espace RGB, format mp4 » passant par un algorithme bien structuré pour obtenir le signal PPG.

3.1. Base de données :

Le choix des sujets a été fait à partir d'individus pris de façon aléatoire. Ils étaient tous non-fumeurs et en bonne santé. Nous avons choisi un fond blanc et bien éclairé pour enregistrer des vidéos. Nous avons utilisé l'échelle chromatique de Fitzpatrick pour coder la teinte des sujets qui est basée sur une estimation visuelle de la couleur de la peau du sujet (allant de 1 pour les peaux les plus claires à 6 pour les peaux les plus foncées) ainsi qu'un petit interrogatoire pour s'assurer de la sensibilité du sujet envers la lumière du soleil. Les vidéos utilisées dans notre travail sont enregistrés entre 30 secondes et une minute. La prise des vidéos a été faite en parallèle avec la prise de la pression artérielle et de la fréquence cardiaque à l'aide d'un appareil de mesure de la pression artérielle numérique (pour qu'on puisse comparer nos résultats avec celles obtenus par ces appareils) comme il est présenté dans la figure 3.2.

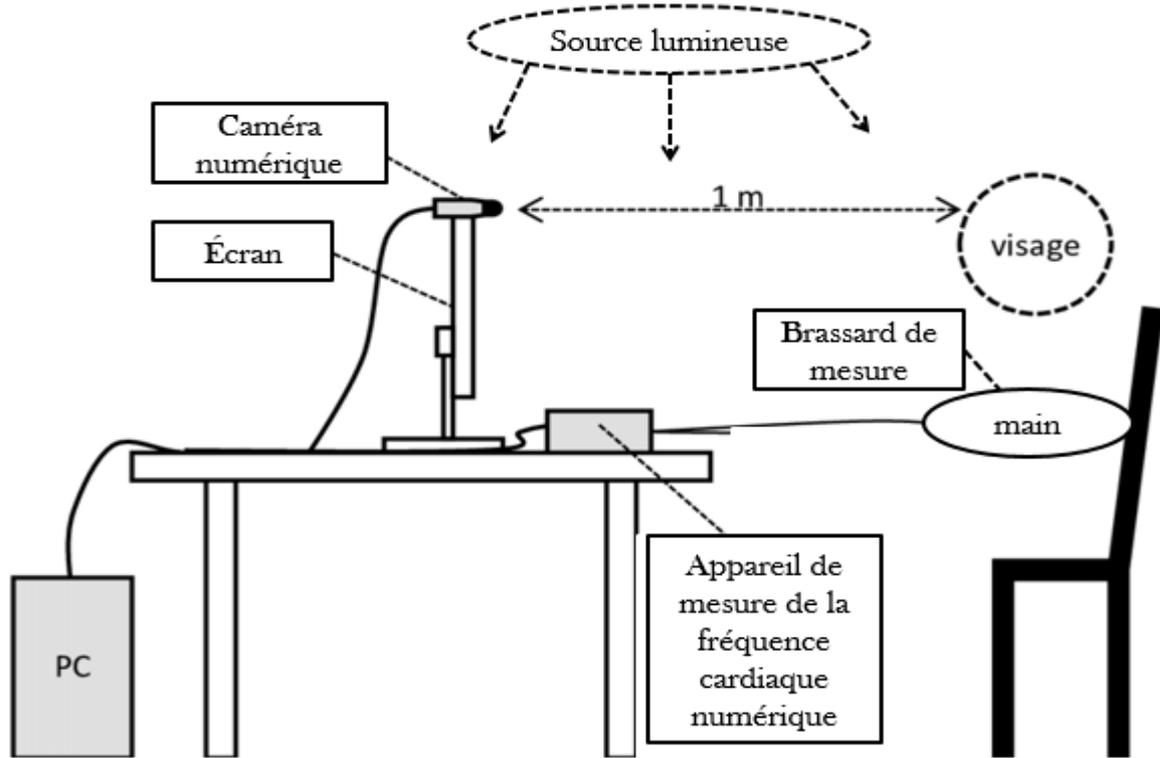


Figure 3.2 : Configuration expérimentale

Les détails de l'expérience sont représentés dans le tableau ci-dessous :

Tableau 3.1 : caractéristiques des participants : au repos et en mouvement.

Sujet	Sexe	Age	Teint	Type de la caméra	Luminosité (lux) [36]	Fréquence cardiaque (bpm)	Etat	Fond blanc
1.CS	M	30	3	LG K8	250-300	69	Repos	Oui
2.SR	F	24	2	LG K8	250-300	75	Repos	Oui
3.SZ	M	62	2	Galaxie S5	550-600	77	Repos	Oui
4.SA	M	27	3	Galaxie S5	550-600	75	Repos	Oui
5.A	F	24	3	LG K8	300-500	89	Mouvement	Non
6.TK	M	22	5	LG K8	81.000	82	Mouvement	Oui
7.MS	F	24	4	LG K8	300-500	63	Repos	Oui
8.LZ	F	24	2	LG K8	300-500	73	Repos	Non
9.LS	F	24	3	LG K8	300-500	90	Mouvement	Non
10.SR	F	24	2	LG K8	250-300	67	Mouvement	Oui
11.SM	F	23	2	LG K8	300-500	76	Repos	Non

Dans le Tableau 3.1, nous avons présenté les caractéristiques des sujets sains que nous avons choisis pour tester notre algorithme. Ensuite, nous avons fait d'autres tests pour voir si

cette technique fonctionne bien avec des sujets malades (diabétiques, hypothyroïdiens ou hypertendus). Dans le Tableau suivant, nous avons présenté les caractéristiques des sujets pathologiques :

Tableau 3.2 : caractéristiques des sujets pathologiques et enfants

Sujet	Sexe	Age	Teinte	Type de la caméra	Luminosité	Fréquence cardiaque	Etat	Fond blanc
1.MF	F	52	3	Galaxie S5	550-600	62	Repos	Oui
2.BH	M	47	4	LG K8	250-300	75	Repos	Oui
3.BF	F	67	3	LG K8	250-300	70	Mouvement	Oui

Dans la partie suivante, nous choisissons d'autres types de résolution des caméras pour savoir si celle-ci influe sur la qualité du résultat trouvé. Nous avons appliqué d'autres tests sur les mêmes sujets avec d'autres caméras.

Tableau 3.3 : Caractéristiques des sujets avec différentes caméras

Sujet	Sexe	Age	Teinte	Type de la caméra	Luminosité	Fréquence cardiaque	Etat	Fond blanc
1.SR	F	24	2	LG K8& Canon	200-250	71	Repos	Oui

Une caméra numérique est caractérisée par sa résolution, c'est pour cela que nous avons choisi différents types de caméra pour notre travail :

- Téléphone LGK8 : qualité d'image 8M pixels résolution de la caméra est (16 :8 Full HD)
- Téléphone galaxie S5 : Qualité d'image 13 M pixels et Full HD
- Webcam Canon Legria HF R46: Quality: Full HD, Vitesse: 17 Mbps.

Pour des raisons pratiques les vidéos enregistrées sont sous la forme mp4 et en RGB.

Le fond blanc est une condition très importante, grâce à cela la détection du visage sera plus précise car il n'y aura pas d'autres objets qui influent négativement sur la qualité de la vidéo ; donc notre système n'aura aucun problème lors de la détection du visage.

Le fond blanc nous offre un très bon reflet de lumière sur le visage qui réduit le bruit de la luminosité, par conséquent les vidéos filmées avec un fond blanc seront plus précises.

Fitzpatrick [37] a codé la teinte des humains selon deux critères qui sont : la sensibilité avec la lumière du soleil et l'estimation visuelle de la couleur de la peau. Cette échelle chromatique varie entre 1 pour les peaux les plus claires et 6 pour les peaux les plus foncées, comme il est illustré sur la figure suivante :

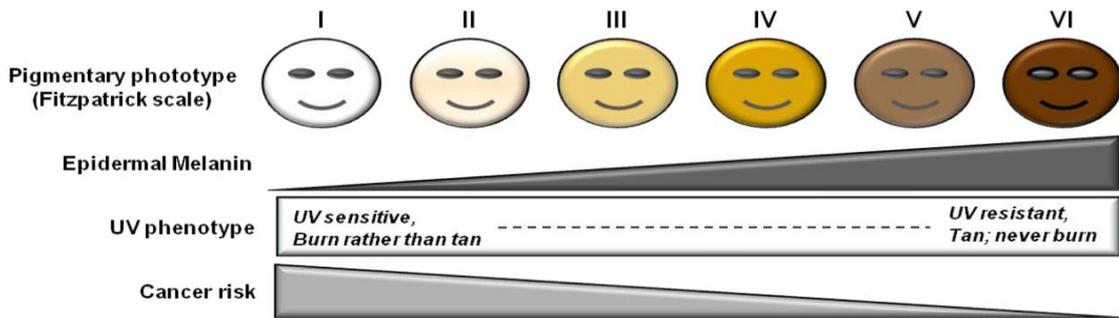


Figure 3.3 - L'échelle chromatique selon Fitzpatrick [37]

Cette estimation nous aide à classer les vidéos selon la teinte de la peau, et cela est très important pour notre étude afin de savoir si la teinte des individus influe sur la détection de la variation sanguine périphérique.

Le LUX est l'unité de mesure de la luminosité perçue par l'œil et non pas l'intensité de lumière effectivement reçue. Autrement dit, le lux correspond à la lumière produite par une bougie à 1 mètre de distance. Selon ce critère et à partir d'une estimation visuelle nous avons mentionné les degrés de luminosité des tableaux précédents.

L'état des sujets n'était pas fixé préalablement, nous les avons pris dans différents états (en mouvement ou au repos) et cela pour deux raisons : la première c'est pour évaluer notre technique vis à vis des gens en activité, et la deuxième c'est pour savoir si l'inclinaison du visage sous différents angles influe sur la détection du visage et les résultats obtenus.

3.2. Algorithme :

Nous avons suivi un chemin bien structuré avec des étapes bien raccordées entre elles, en commençant par l'enregistrement de la vidéo et la détection du visage passant par le traitement de l'image et du signal pour obtenir le signal PPG. Ce chemin théorique que nous avons rendu expérimental est réalisable à l'aide d'un algorithme illustré sur la figure suivante :

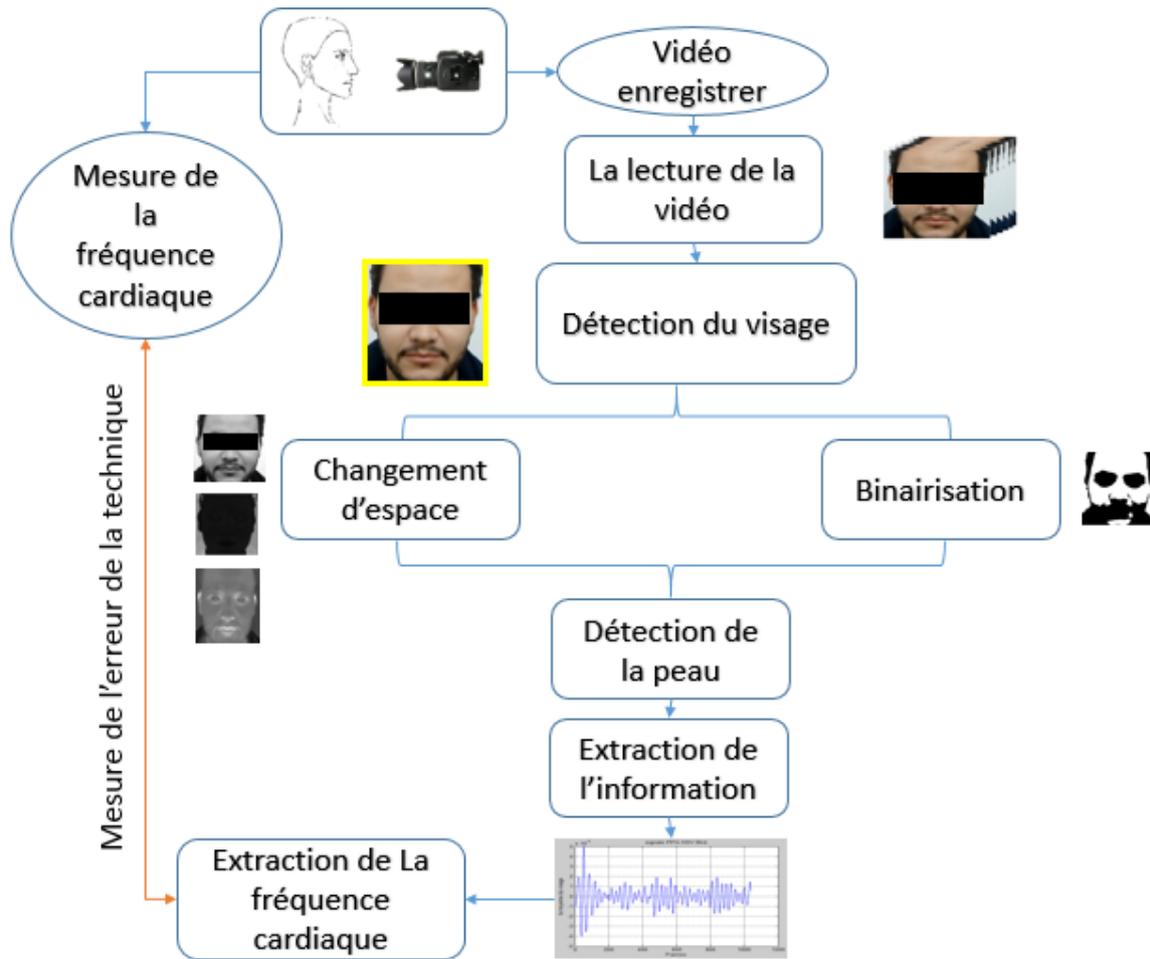


Figure 3.4 - Schéma de l'algorithme proposé

Comme il est bien montré sur le schéma, cet algorithme commence par l'enregistrement des vidéos (format MP4 et codé en RGB), soit une ancienne vidéo soit une nouvelle vidéo enregistrée avant le traitement numérique (tout dépend des sujet « patient » ou la situation du médecin). La vidéo appelé sera lue comme des séquences d'images nommées « Trames » ou « Frames » en anglais.

L'onde PPG est le repère fondamental de la qualité du signal obtenu, la relation entre le temps et les ondes PPG est :

$$\text{Nombres ondes PPG} = \text{Nombres des secondes} \dots\dots\dots (3.2)$$

Cette relation est valable si le temps du signal est indiqué en seconde, or le signal obtenu par cet algorithme est indiqué en unité de trames, donc le nombre des ondes PPG sera obtenu selon la loi suivante :

Nous avons :

8 secondes = 250 trames

Donc :

$$S = \frac{tr * 8}{250} \dots \dots \dots (3.3)$$

Avec : S = nombre de secondes

tr= nombre de trames

Et par la suite :

$$O = \frac{tr * 8}{250} \dots \dots \dots (3.4)$$

Avec : O = nombre des ondes PPG

Dans notre application, nous lisons toute la vidéo et cela prendra beaucoup de temps pour l'exécuter, surtout si l'enregistrement vidéo frôle la minute ou la dépasse. Pour pallier ce problème, nous prenons seulement 4 secondes « 125 trames » pour le test, et le reste de la vidéo pour la confirmation du signal. Ceci donnera un avantage au médecin car il pourra choisir le moment qu'il veut pour voir le signal PPG et cela lui fera gagner du temps.

Temps d'exécution pour un PC HP I3 (RAM 4.00Go, système d'exploitation 64bits et processus x64) est :

Vidéo de 4 secondes ≈ 125 Trames → 336.32 secondes d'exécution

Vidéo de 30 secondes ≈ 938 Trames → 10514.49 secondes d'exécution

On doit noter que l'étape la plus importante est la détection du visage, Cette fonction nous donne l'accès à l'image quel que soit son contenu (objet existant ou non) et dans notre cas c'est le visage du sujet qui sera détecté grâce à la fonction « détection du visage » qui sert à extraire seulement le visage.

Après la détection du visage, nous allons l'encadrer par un rectangle, et grâce à la position (x1y1, x2y2, x3y3, x4y4) de ce dernier, nous pouvons extraire le visage de l'image du sujet traité, puis l'enregistrer dans une nouvelle image en RGB.

Pour tracer le signal PPG on doit faire plusieurs calculs sur les pixels de la peau, donc nous devons extraire ces pixels à l'aide d'une bonne segmentation qui est sous formes d'une binarisation suivie par une multiplication. La binarisation de l'image du visage se fait à l'aide

d'un seuil qui diffère d'une peau à l'autre. Pour généraliser notre algorithme, nous avons pris un seul seuil égal à 120 et qui est valable pour toutes les teintes de peaux que nous avons testées.

Au niveau de cette étape, nous obtenons une image noir/blanc et c'est là où nous allons placer les pixels de la peau du sujet. Ensuite nous procéderons à un ensemble de traitement d'images pour rendre l'image binaire plus nette. Pour réaliser ce dernier, nous avons utilisé un filtrage morphologique et surfacique afin de supprimer tous les pixels noirs parasites isolés et éliminer tous les objets connectés qui ont une taille plus petite par rapport aux éléments structurants du filtre, et il doit être fait de façon très précise afin qu'aucune information ne soit perdue ou modifiée. D'autre part nous avons fait un changement d'espace couleur sur l'image de visage RGB en n'utilisant qu'une seule composante de chaque espace (pour l'espace RGB (la composante G), pour l'espace LUV (la composante U) et pour l'espace HSV (la composante H) (voir figure3.4).

Enfin, nous multiplions l'image binaire avec chaque composante « G, H et U » pour obtenir les 3 images représentant la peau (figure 3.5).



Figure 3.5 - Représentation des composantes G, H et U pour les espaces RGB, HSV et LUV

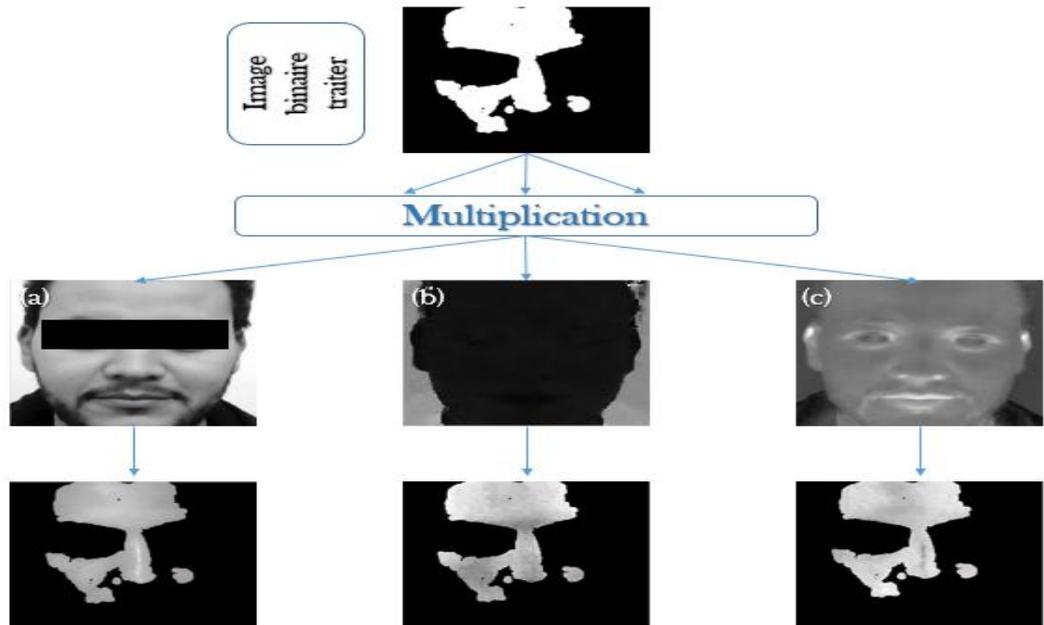


Figure 3.6 - Illustration de l'étape de multiplication, (a) : la composante G, (b) : la composante H et (c) : la composante U

L'information que nous voulons extraire se trouve au milieu du front du visage du sujet. L'extraction de ce dernier se fait à l'aide de la division de l'image du visage en plusieurs étapes. Nous procéderons d'abord à l'extraction du front en divisant le visage horizontalement en 5 parties dont la partie 1 correspond au front, puis nous ferons une 2eme division sur la partie 1 en 5 zones. Nous prendrons ensuite la partie 3 pour l'analyser et pour détecter le signal PPG, celle-ci correspond au milieu du front.

Pour être plus clair nous avons illustré ces étapes dans la figure suivante :

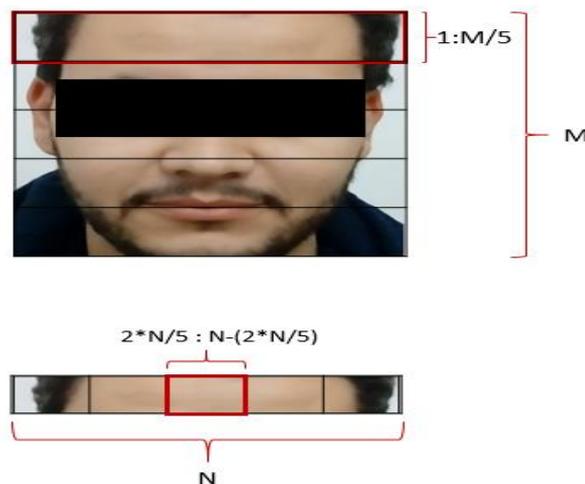


Figure 3.7 - Présentation de la division de l'image du visage pour extraire le front et son milieu, où M, N sont la taille de l'image

L'extraction de l'information à partir des pixels du milieu du front se fait à l'aide de la fonction moyenne du visage. C'est une fonction que nous avons développée pour calculer la moyenne des pixels obtenus qui servira pour tracer la courbe du signal PPG.

Soit I l'image qui représente les pixels du milieu du front donc sa moyenne est :

$$Moy = \frac{1}{M*N} \sum_{i=1}^N \sum_{j=1}^M I(i,j) \dots \dots \dots (3.5)$$

Avec : N, M : la taille de l'image.

A cause des problèmes (artéfacts de mouvement, l'éclairage et la résolution de la caméra utilisée) le signal obtenu sera trop bruité, cela nécessitera une série de filtrage et traitement de signal, en commençant par un filtre médian de degré 5 qui nous offre un bon lissage du signal. Il est très efficace pour enlever le bruit impulsif qui se présente sous forme de parasite isolé et qui peut avoir une amplitude très grande. Il permet de supprimer le bruit sans altérer les détails du signal.

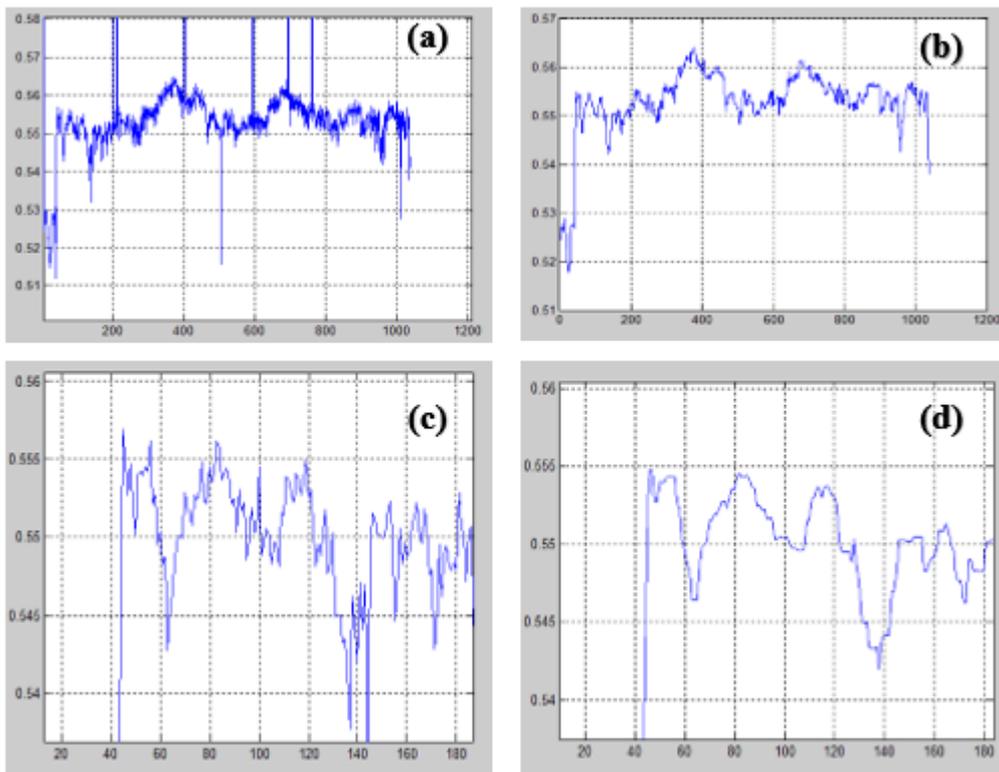


Figure 3.8 - Le signal PPG détecté du sujet 1.CS. (a) : le signal PPG original (bruité), (b) : le signal PPG après le filtre Médian, (c) : le zoom du signal (a) et (d) : le zoom du signal (b).

Ensuite, nous utilisons le filtre moyeneur adaptatif « smooth » pour tracer la courbe moyenne du signal bruité. Grace à ce filtre nous avons supprimé le bruit sans altération de l'allure du signal en remplaçant chaque point de données par la moyenne des points de données voisins. Ce processus est équivalent au filtrage passe-bas, la réponse du lissage donnée par l'équation suivante [38].

$$y_s(i) = \frac{1}{2N + 1} (y(i + N) + y(i + N - 1) + \dots + y(i - N)) \dots\dots(3.6)$$

Où : $y_s(i)$: est la valeur lissée pour le i^{eme} point de données.

N : est le nombre de points.

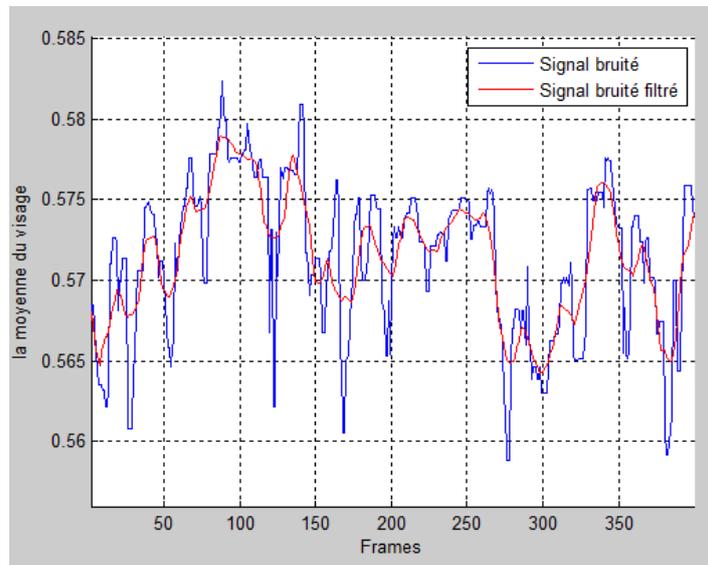


Figure 3.9 - Le signal PPG du sujet 1.CS après filtre médian et filtre smooth, sachant que le bleu est le signal bruité et le rouge le signal filtré

Pour corriger la ligne de base (le signal doit prendre naissance à 0 et suit l'axe des X dans notre cas se sont les trames), nous avons utilisé un filtre de Butterworth avec la fonction de transfert suivante :

$$|H(f)|^2 = \frac{1}{1 + (\frac{f}{f_c})^{2*N}} \dots\dots\dots (3.7)$$

Avec :

f_c = La fréquence de coupure

f = La fréquence du signal

$N = L$ 'ordre du filtre

H_f = La fonction de transfert du filtre

Pour notre cas $\{N=9, f/f_c=0.05\}$, la relation (6) sera :

$$|H(f)|^2 = \frac{1}{1 + (0.05)^{2*9}}$$

Le rythme cardiaque (le nombre de battement du cœur par minute) est un paramètre très important dans notre recherche, ce dernier varie d'une personne à une autre en activité ou au repos. Le cœur n'a pas un rythme stable (sa fréquence n'est pas la même entre 2 battements), pour le calculer, nous avons suivi les étapes suivantes :

$$Fr(i) = Fr(1), Fr(2), \dots, Fr(n) \dots\dots\dots (3.8)$$

On a :

$$Fr(1) = T_{pic2} - T_{pic1} \dots\dots\dots (3.9)$$

Par la suite :

$$Fr_{moy} = \frac{\sum_{i=1}^n Fr(i)}{n} \dots\dots\dots (3.10)$$

Avec :

Fr : le vecteur de l'ensemble des fréquences de tout le signal.

i : indice des instants « nombre de frames »

n : le nombre maximum des instants « frames »

T_{pic2} : temps qui correspond au 2eme pic

T_{pic1} : temps qui correspond au 1^{er} pic

Fr_{moy} : la moyenne des fréquences obtenues

L'unité de la Fr_{moy} est le nombre de battement par frames et les relations suivantes nous aident à la convertir en nombre de battement par minute :

$$Fr_s = \frac{Fr_{moy} * 8}{225} \dots\dots\dots (3.11)$$

$$Fr_m = \frac{Fr_s}{60} \dots\dots\dots (3.12)$$

Avec :

Fr_s = la fréquence moyenne du signal par nombre de battement par seconde

Fr_m = la fréquence moyenne du signal par nombre de battement par minute

Sachant que la fréquence cardiaque pour un sujet sain ou pathologique est entre 50 bpm et 120 bpm et parfois 140bpm. Vu cette condition, nous avons filtré nos fréquences et toute fréquence hors cette intervalle est considérée comme un bruit que nous devons le remplacer ou le supprimer. Pour le faire, trois méthodes sont possibles :

La 1^{ère} méthode sert à supprimer ces fréquences bruitées, les remplacer par zéro et les enregistrer dans un vecteur. Par la suite nous allons prendre seulement les chiffres supérieurs à zéro et calculer leurs moyennes.

La 2^{ème} méthode sert à remplacer ces fréquences bruitées par la moyenne entre la fréquence bruitée et la fréquence qui la précède.

La 3^{ème} méthode sert à remplacer ces fréquences bruitées par la fréquence précédente non bruitée.

Nous avons utilisé la 1^{ère} méthode pour calculer la fréquence cardiaque, les résultats sont affichés dans la section suivante.

Parfois on trouve des phases dans le signal : une absence d'information à cause d'une mal détection du visage ou un problème de calcul de la moyenne. Ces phases sont en général rares, elles durent environ une trame et elles s'affichent avant le filtrage. Pour corriger ce problème, il faut tout simplement remplacer cette valeur par la valeur précédente. Un autre parasite qu'on peut voir, c'est le grand pic qui est sous forme d'une amplitude très grande et, mal placé dans le signal. On peut la corriger en prenant la moyenne entre deux amplitudes adjacentes.

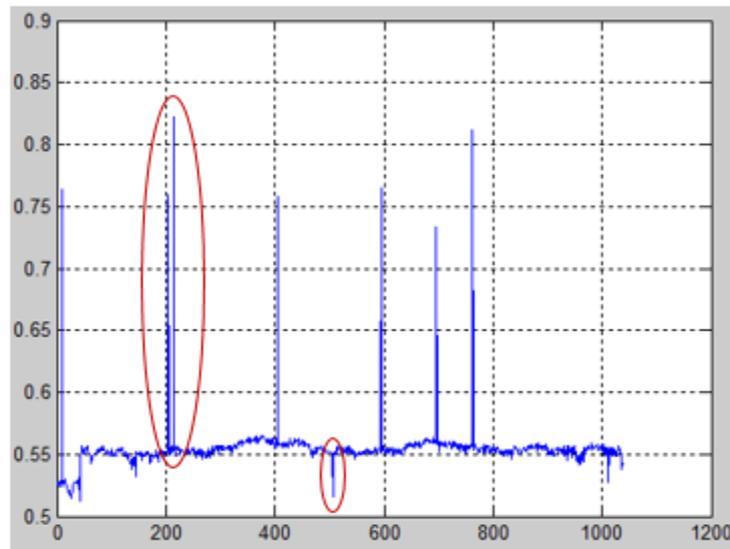


Figure 3.10 - Illustration du signal avec les gros pics

3. Résultats :

Nous avons utilisé l'approche présentée en section 2.2 pour traiter les 12 sujets, pour extraire et tracer le signal PPG dans les figures suivantes, et enfin pour calculer la fréquence cardiaque de chaque cas.

Sujet 1.CS :

Ce sujet est un homme qui était au repos pendant l'enregistrement de la vidéo, il a satisfait toutes les conditions de l'expérience, sa fréquence cardiaque obtenue à l'aide de notre technique est :

68.97 bpm pour l'espace RGB, 69.7793bpm pour l'espace HSV et 68.6913bpm pour l'espace LUV.

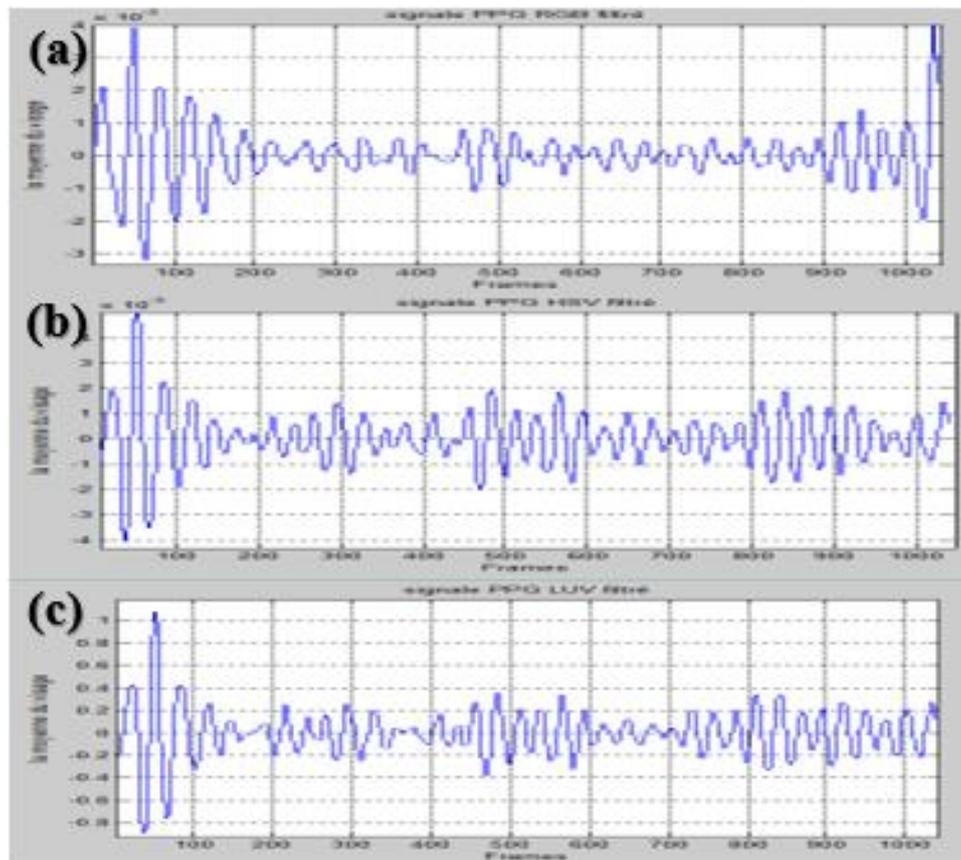


Figure 3.11- signal PPG traité du sujet 1.CS, (a) le signal en RGB, (b) le signal en HSV et (c) le signal en LUV

Sujet 2.SR :

Ce sujet est une femme qui était au repos pendant l'enregistrement de la vidéo dans un milieu bien lumineux et à fond blanc, sa fréquence cardiaque calculée à l'aide de cet algorithme est :

77.7762 bpm pour l'espace RGB, 75.2750 bpm pour l'espace HSV et 80.7889 pour l'espace LUV

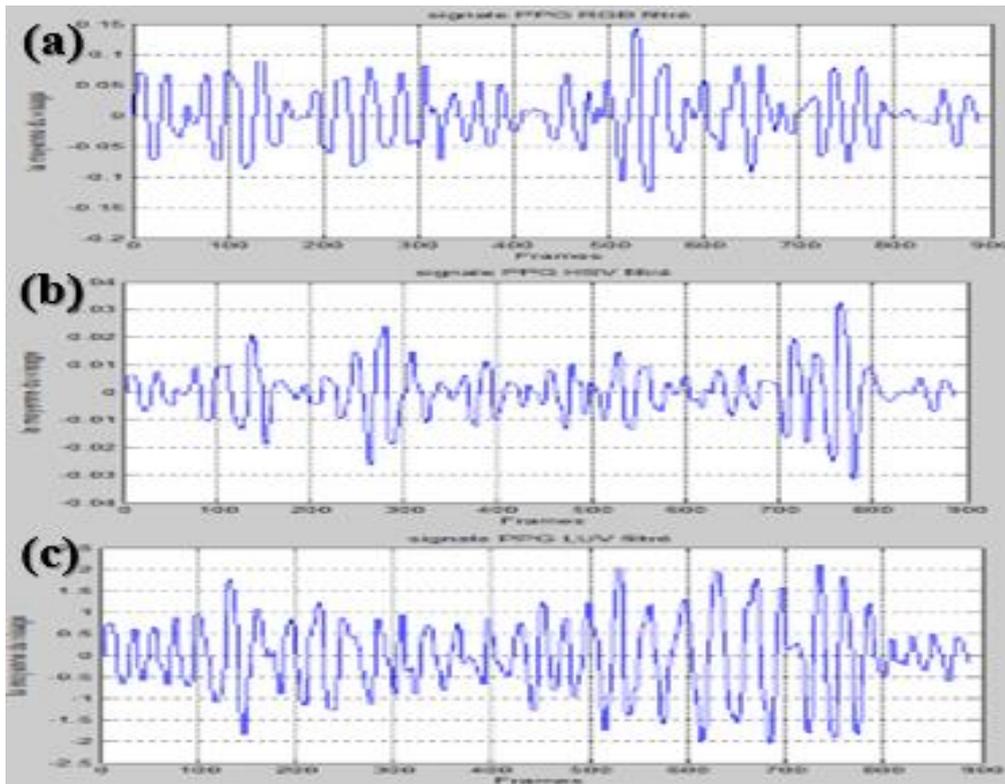


Figure 3.12 - Signal PPG traité du sujet 2.SR, (a) le signal en RGB, (b) le signal en HSV et (c) le signal en LUV

Sujet 3.SZ :

Ce sujet est un homme âgé de 62ans, il était au repos pendant l'enregistrement de la vidéo, sa fréquence cardiaque calculée à l'aide de cet algorithme est :

78.1793 bpm pour l'espace RGB, 76.3205 bpm pour l'espace HSV et 75.3796 pour l'espace LUV

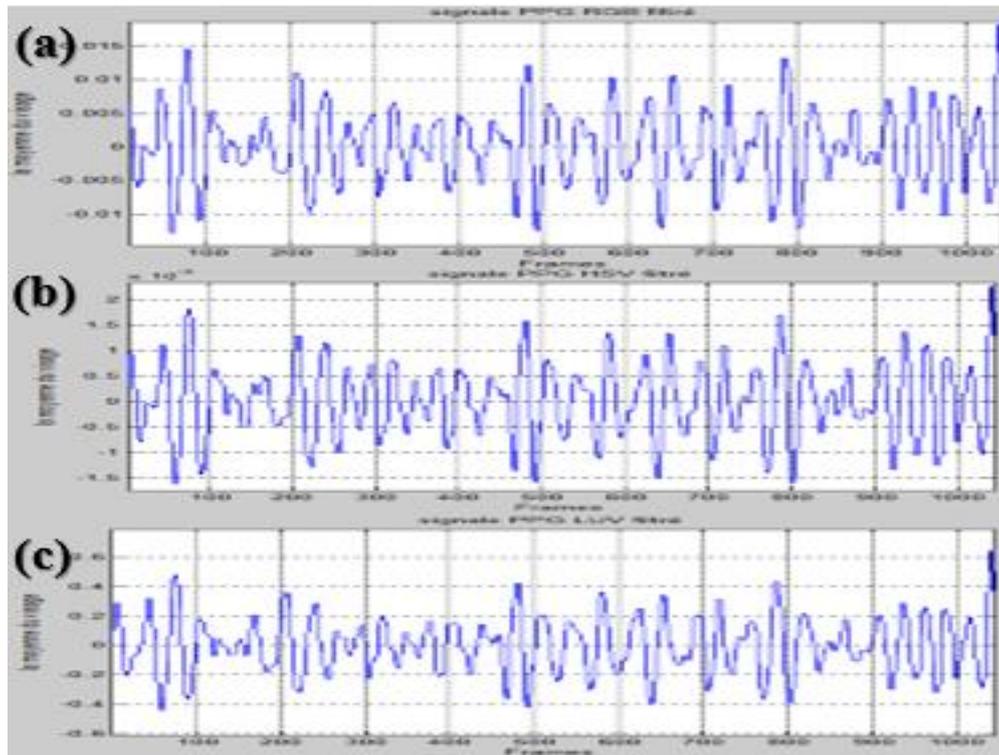


Figure 3.13 - signal PPG traité du sujet 3.SZ, (a) le signal en RGB, (b) le signal en HSV et (c) le signal en LUV

Sujet 4.SA :

Ce sujet est sain et il était au repos pendant l'enregistrement de la vidéo, sa fréquence cardiaque calculée à l'aide de cet algorithme est :

75.9428bpm pour l'espace RGB, 74.9088bpm pour l'espace HSV et 70.7464pour l'espace LUV

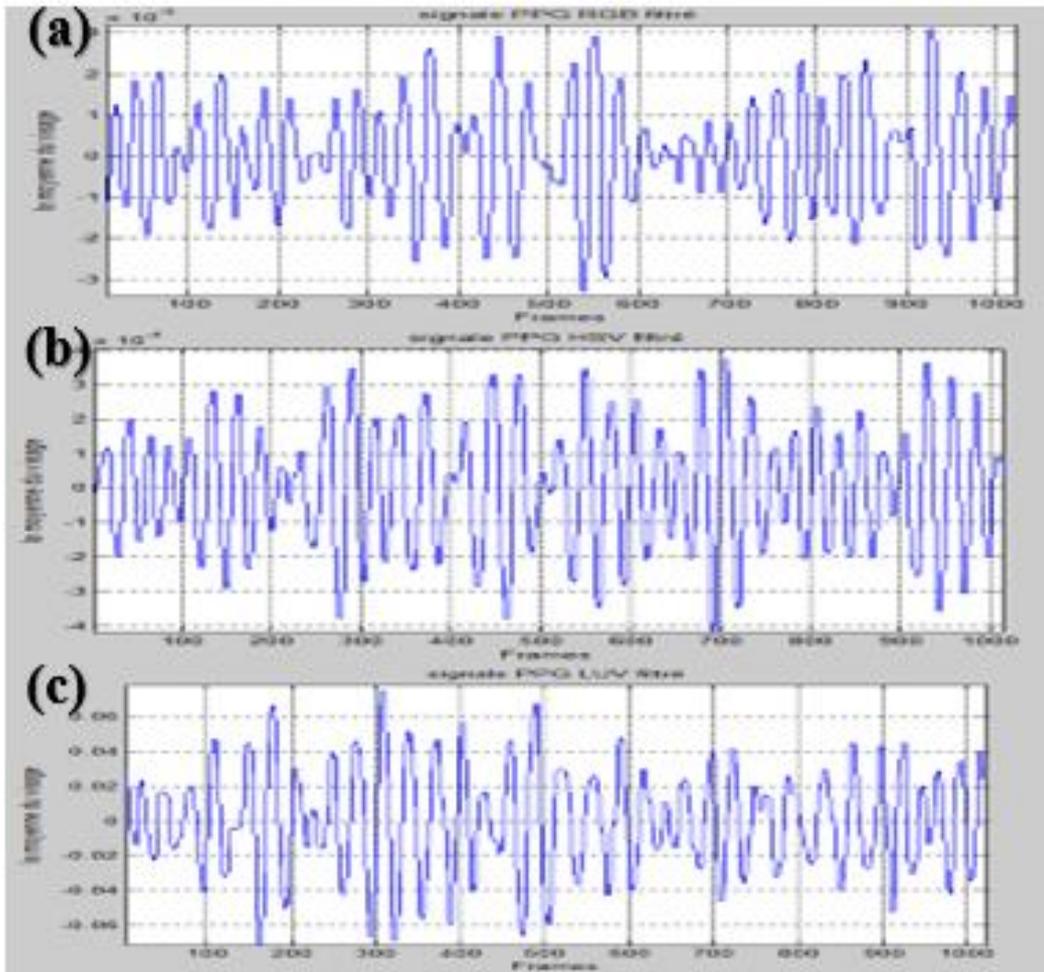


Figure 3.14 - Signal PPG traité du sujet 4.SA, (a) le signal en RGB, (b) le signal en HSV et (c) le signal en LUV

Sujet 5.A :

C'est une fille, elle était dans un milieu parasite : pas de fond blanc ainsi que d'autres parasites (labo de recherche). Nous avons travaillé en lumière du jour (11h :30), elle était en mouvement et elle parlait pendant l'enregistrement de la vidéo. Malgré cela, la technique a pu détecter son visage, tracer son signal PPG et où les phases de mouvement **sont** bien claires. Nous avons même pu calculer sa fréquence cardiaque qui est presque la même mesurée à l'aide d'un appareil numérique (sur tout dans l'espace HSV). Les fréquences mesurées sont : 79.8598 bpm pour l'espace RGB, 86.5703 bpm pour l'espace HSV et 76.7497 pour l'espace LUV.

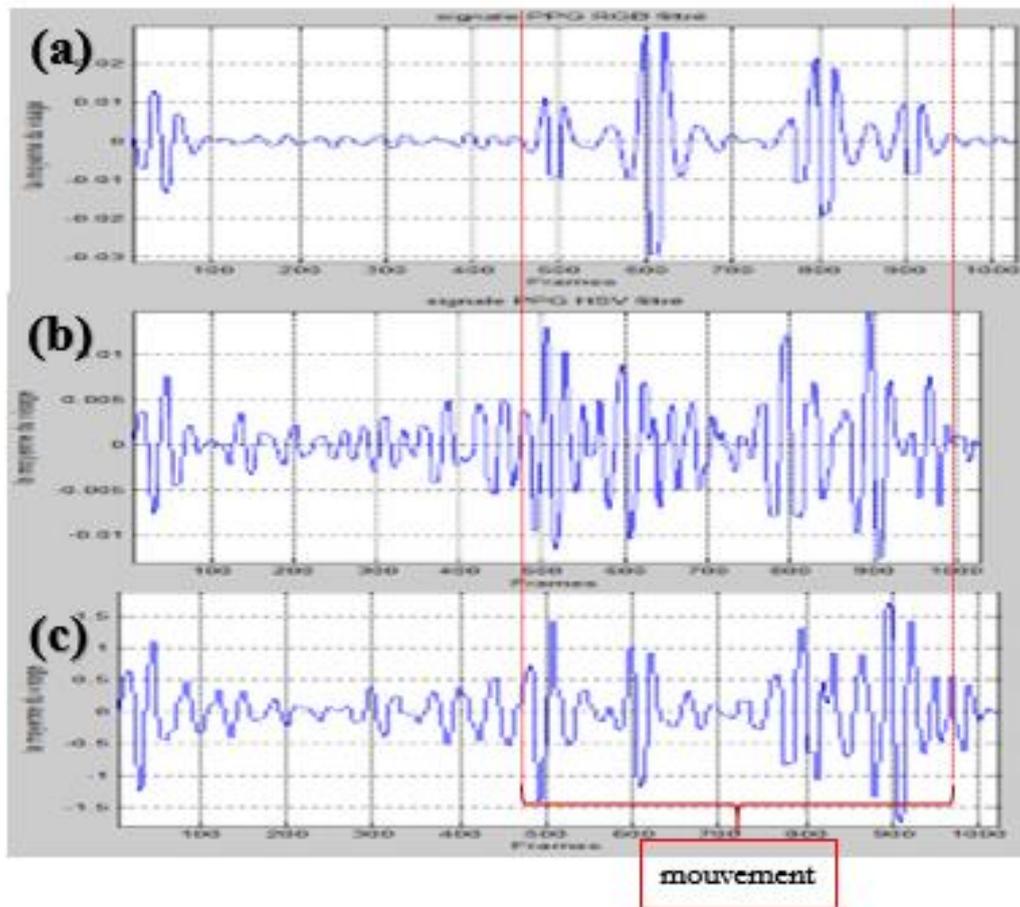


Figure 3.15 - Signal PPG traité du sujet 5.A, (a) le signal en RGB, (b) le signal en HSV et (c) le signal en LUV

Sujet 6.TK :

Ce sujet était au repos avant l'enregistrement de la vidéo mais il était debout pendant le tournage du film, sa fréquence cardiaque calculée est :

89.6139bpm selon l'espace RGB, 90.8457bpm selon l'espace HSV et 91.6331bpm selon l'espace LUV.

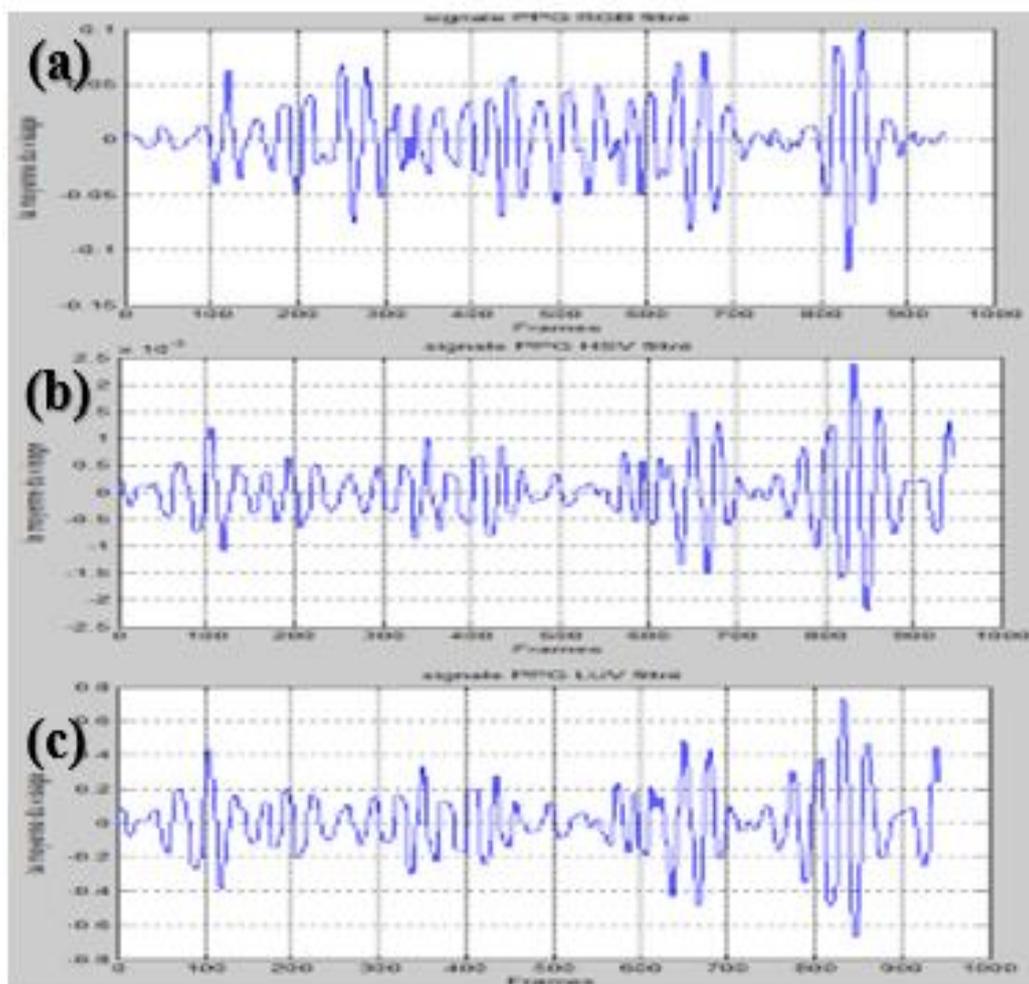


Figure 3.16 - Signal PPG traité du sujet 6.TK, (a) le signal en RGB, (b) le signal en HSV et (c) le signal en LUV

Sujet 7.MS :

Ce sujet n'était pas dans un milieu parfait : une très faible luminosité (beaucoup d'ombre) et sa teinte de peau un peu foncée. Cela nous a causé de très grandes difficultés lors du traitement de son signal, mais nous avons pu calculer sa fréquence cardiaque avec une certaine erreur.

73.1612bpm selon l'espace RGB, 76.8872bpm selon l'espace HSV et 77.2841bpm selon l'espace LUV

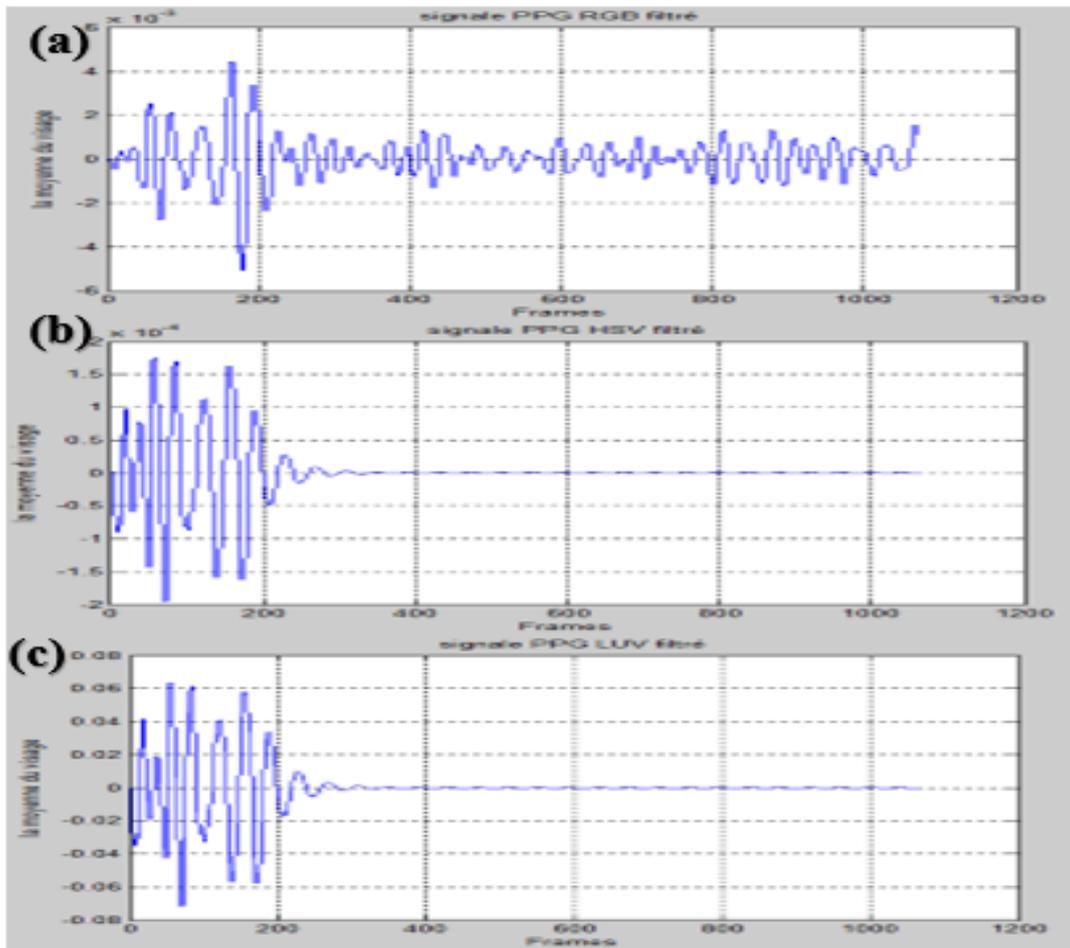


Figure 3.17 - Signal PPG traité du sujet 7. MS, (a) le signal en RGB, (b) le signal en HSV et (c) le signal en LUV

Sujet 8. LZ :

Ce sujet était dans un milieu sans fond blanc mais moins parasité par rapport au sujet 5.A, elle était calme pendant l'enregistrement de la vidéo et sa fréquence cardiaque calculée est :

73.3310 bpm pour l'espace RGB, 74.3124 bpm pour l'espace HSV et 78.4532 bpm pour l'espace LUV.

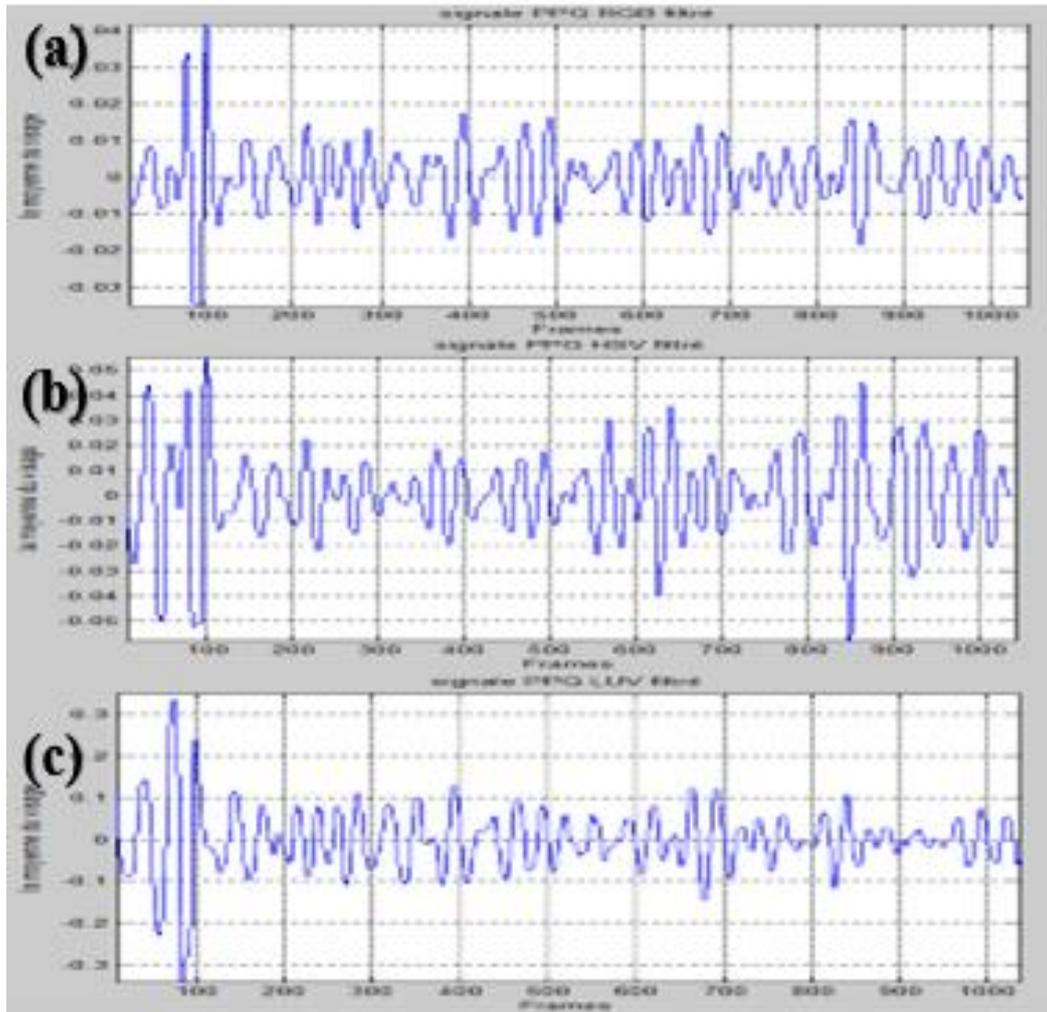


Figure 3.18 - Signal PPG traité du sujet 8. LZ, (a) le signal en RGB, (b) le signal en HSV et (c) le signal en LUV

Sujet 9.LS :

Ce sujet était dans le même milieu du sujet 8. LZ elle a fait un petit mouvement (sourire) pendant l'enregistrement de la vidéo et sa fréquence cardiaque calculée est :

88 bpm selon l'espace RGB, 88.0237 bpm selon l'espace HSV et 86.9129 selon l'espace LUV.

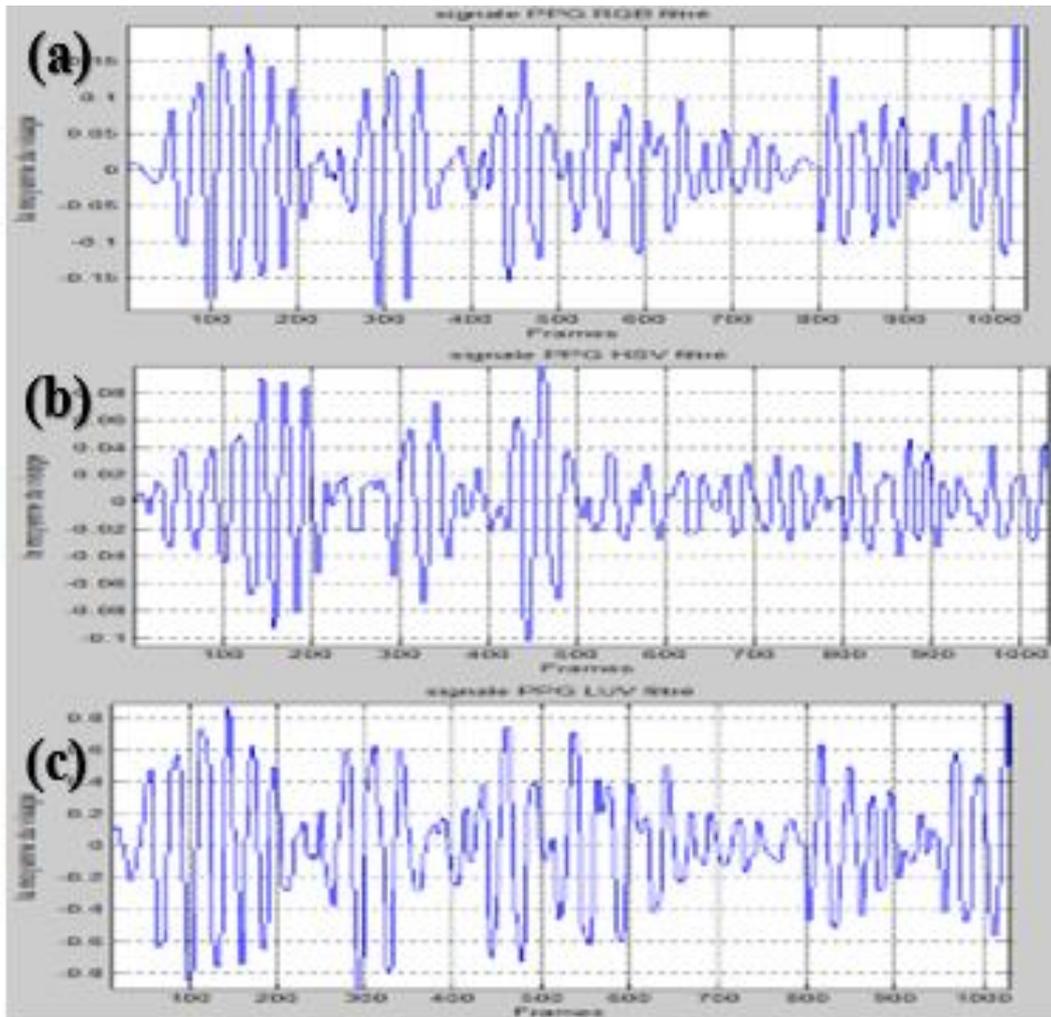


Figure 3.19 - Signal PPG traité du sujet 9.LS, (a) le signal en RGB, (b) le signal en HSV et (c) le signal en LUV,

Sujet 10.SR :

Ce sujet est le même sujet 2.SR, dans le même milieu précédent, elle a fait des mouvements spectaculaires (parler à haute voix, jouer et elle a même exprimé un sourire) pendant l'enregistrement de la vidéo, la fréquence calculée est :

68.6081 bpm : espace RGB, 68.1472 bpm : espace HSV et 71.7304 bpm : espace LUV.

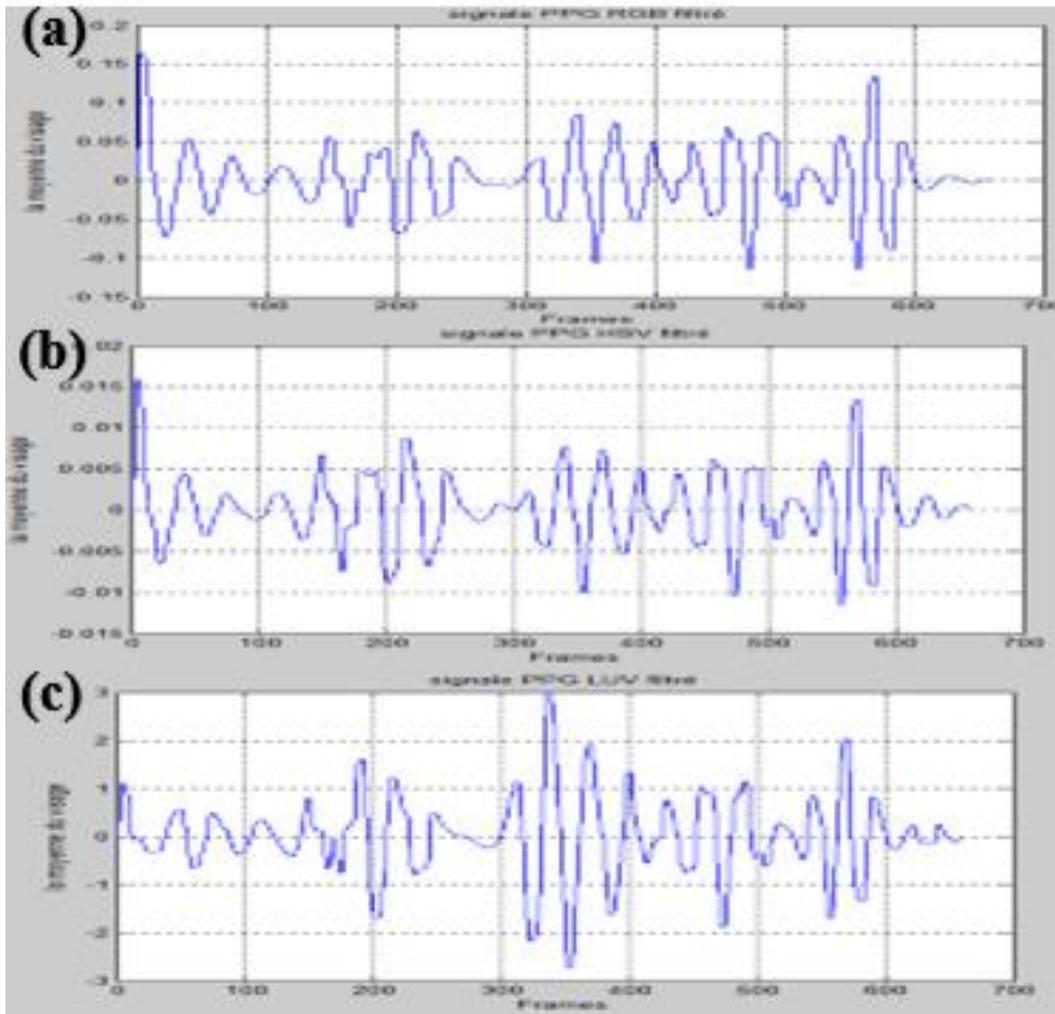


Figure 3.20 : Signal PPG traité du sujet 10.SR, (a) le signal en RGB, (b) le signal en HSV et (c) le signal en LUV

Résultats des sujets malades :

Sujet 1.MF :

Le sujet 1.MF est une Dame de 52 ans qui souffre de deux maladies l'hypertension artérielle et l'hypothyroïdie. Elle a satisfait les conditions demandées et nous avons obtenu un bon signal PPG clair et des fréquences cardiaques proches à celle mesurer :

61.1317 bpm selon l'espace RGB, 61.3929 bpm selon l'espace HSV et 61.9619 bpm pour l'espace LUV

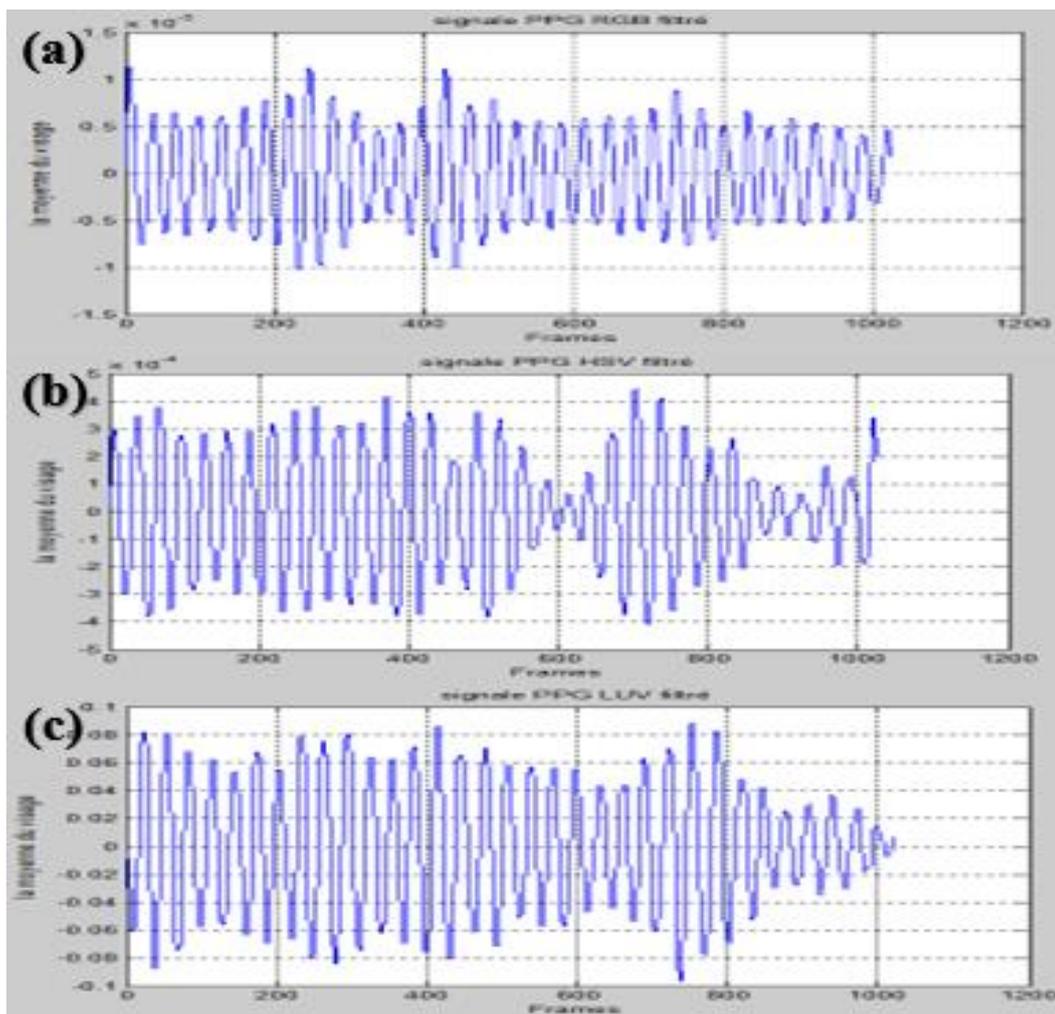


Figure 3.21 - Signal PPG traité du sujet 1.MF, (a) le signal en RGB, (b) le signal en HSV et (c) le signal en LUV.

Sujet 3.BF :

Le sujet 3.BF est une femme âgée et hypertendue, elle était en mouvement avant et pendant l'enregistrement de la vidéo, son signal n'est pas clair, mais les phases de mouvement sont bien captées et sa fréquence cardiaque calculée est presque égale à celle de l'appareil numérique :

70.9687 bpm pour l'espace RGB, 74.5162 bpm pour l'espace HSV et 71.3188 pour l'espace LUV

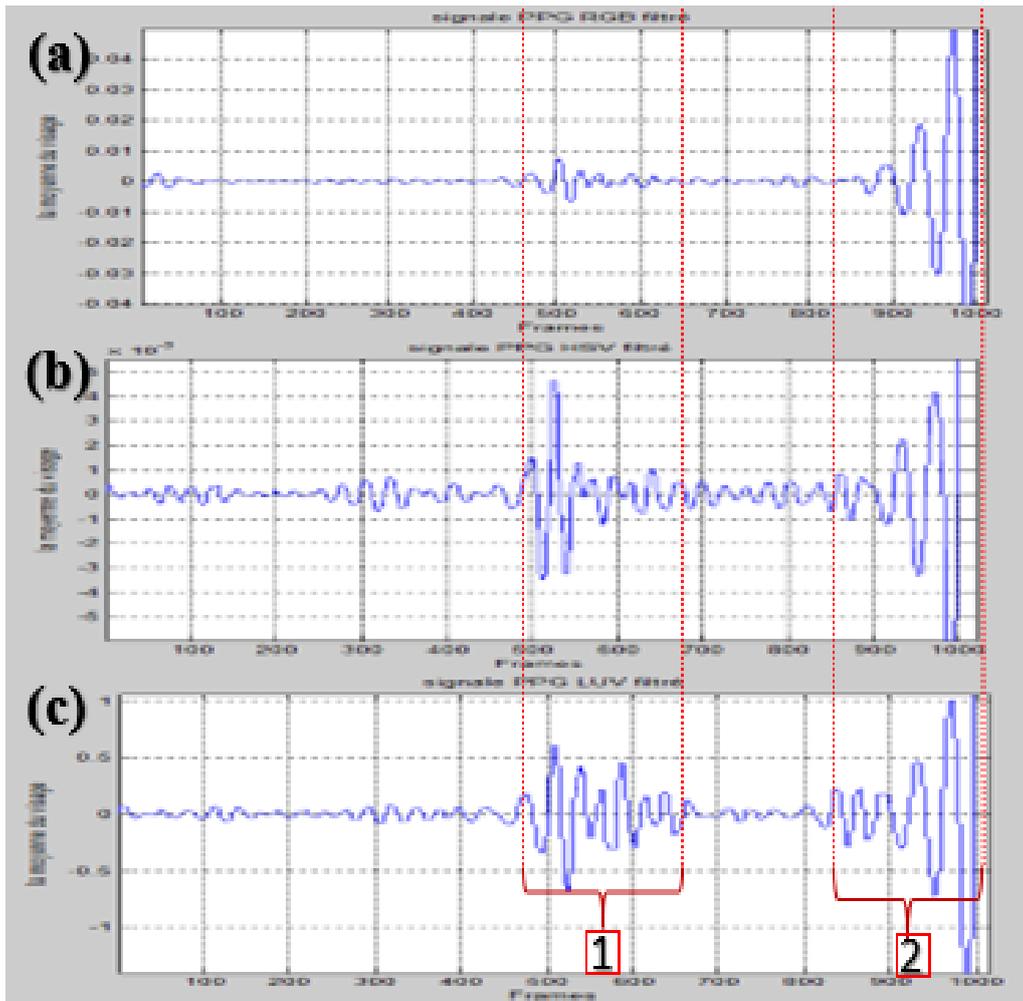


Figure 3.22 - signal PPG traité du sujet 3.BF, (a) le signal en RGB, (b) le signal en HSV et (c) le signal en LUV, 1 correspond au 1^{er} mouvement « parole » et 2 correspond au 2^{eme} mouvement « elle a bougé la tête »

4. Discussion :

Grace aux résultats présentés dans la partie précédente, on peut faire une comparaison entre les résultats trouvés par notre algorithme avec celles du tensiomètre (comme il est présenté dans le tableau suivant) :

Tableau 3.4 : Comparaison entre les fréquences calculées avec l'appareil numérique et notre algorithme pour les cas sains.

Sujet	Fréquence selon l'espace RGB	Fréquence selon l'espace HSV	Fréquence selon l'espace LUV	Fréquence mesurée à l'aide du tensiomètre
1.CS	68.9700	69.7793	68.6913	69
2.SR	77.7762	75.2750	80.7889	75
3.SZ	78.1793	76.3205	75.3796	77
4.SA	75.9428	74.9088	70.7464	75
5.A	79.8598	86.5703	76.7497	89
6.TK	89.6139	90.8457	91.6331	88
7.MS	73.1612	76.8872	77.2841	72
8.LZ	73.3310	74.3124	78.4532	73
9.LS	88.0006	88.0237	86.9129	90
10.SR	68.6081	68.1472	71.7304	67
11.SM	74.0340	76.8390	76.2173	76

Tableau 3.5: Comparaison entre les fréquences calculées avec l'appareil numérique et notre algorithme pour les sujets pathologiques

Sujet	Fréquence selon l'espace RGB	Fréquence selon l'espace HSV	Fréquence selon l'espace LUV	Fréquence mesurée à l'aide du tensiomètre
1.MF	61.1317	61.3929	61.9619	62
2.BH	75.0124	73.8909	78.1364	75
3.BF	70.9687	74.5162	71.3188	70

Grace à cette comparaison, nous avons pu mettre en évidence l'erreur de cette technique pour chaque espace, et savoir le meilleur résultat d'entre eux comme il est présenté dans le tableau ci-dessous.

Tableau 3.6 : l'erreur de la fréquence calculée selon chaque espace par soustraction de la fréquence mesuré à l'aide de l'appareil numérique et la fréquence calculée par notre méthode

		L'erreur par unité de la fréquence		
		RGB	HSV	LUV
Au Repos	1.CS	+0.03	-0.77	+0.31
	2.SR	-2.77	-0.27	-5.78
	3.SZ	-1.17	+0.68	+1.63
	4.SA	-0.94	+0.1	+4.26
	8.LZ	-0.33	-1.31	-5.45
	11.SM	+1.97	-0.83	-0.21
Sujets pathologiques	1.MF	+0.86	+0.61	+0.04
	2.BH	-0.01	+1.11	-3.13
	3.BF	-0.96	-4.51	-1.31
En Mouvement	5.A	-9.15	+2.43	+12.26
	6.TK	-1.61	-2.84	-3.63
	7.MS	-1.76	-4.88	-5.28
	9.LS	+2	+1.98	+3.09
	10.SR	-1.6	-1.14	-4.73

D'après le tableau 3.6, on peut extraire les erreurs de chaque espace :

1. Pour les sujets au repos :

- L'espace HSV : l'intervalle d'erreur entre [-1.31, +0.68].
- L'espace RGB : l'intervalle d'erreur entre [-2.77, +1.97].
- L'espace LUV : l'intervalle d'erreur entre [-5.78, +4.26].

2. Pour les sujets en mouvement :

- L'espace HSV : l'intervalle d'erreur entre [-2.84, +1.98].
- L'espace RGB : l'intervalle d'erreur entre [-1.61, +2].
- L'espace LUV : l'intervalle d'erreur est [-4.73, +3.09] donc son erreur est ± 4 .

Remarque :

Les sujets 5. A et 7.MS n'avait pas satisfait la majorité des conditions donc leurs résultats ne seront pas comparables aux autres cas (absence du fond blanc pour le sujet 5. A et peu de luminosité pour le sujet 7.MS), malgré ces inconvénients, notre algorithme a bien pu détecter leurs fréquences cardiaques. L'espace HSV a donné une bonne fréquence dans le cas

d'absence de fond blanc et l'espace RGB a donné un bon résultat mais dans le cas où il y avait une faible luminosité.

3. Pour les sujets pathologiques selon chaque espace est :

- L'espace HSV : l'intervalle d'erreur est $[-4.51, +1.11]$ donc son erreur est ± 4 .
- L'espace RGB : l'intervalle d'erreur est $[-0.96, 0]$ donc son erreur est ± 1 .
- L'espace LUV : l'intervalle d'erreur est $[-3.13, 0]$ donc son erreur est ± 3 .

À l'aide des signaux présentés dans la partie (3. Résultat) et aux tableaux « 3.4, 3.5, 3.6 ». Nous avons évalué nos résultats $\{(+)$: bon résultat ; $(++)$ très bon résultat ; $(-)$: mauvais résultat} et $\{fr$: est la fréquence cardiaque et sgl : est le signal PPG} :

Tableau 3.7 : Evaluation des résultats de chaque espace pour les sujets au repos

	RGB		HSV		LUV		Teinte	Le meilleur espace
	Fr	Sgl	fr	sgl	fr	sgl	-	-
1.CS	++	+	++	++	++	+	3	HSV
2.SR	+	+	++	+	-	++	2	HSV
3.SZ	++	++	++	++	+	+	2	HSV, RGB
4.SA	++	+	++	++	+	+	3	HSV,RGB
8.LZ	++	+	++	++	+	-	2	HSV&RGB
11.SM	+	+	++	+	++	+	2	HSV,LUV

Tableau 3.8: Evaluation des résultats de chaque espace pour les sujets en mouvement

	RGB		HSV		LUV		Teinte	Le meilleur espace
	fr	Sgl	fr	sgl	fr	sgl	-	
5.A	++	+	+	++	+	+	3	RGB & HSV
6.TK	++	++	+	-	+	-	5	RGB
7.MS	++	+	-	+	-	+	4	RGB
9.LS	++	+	++	++	-	+	3	HSV & RGB
10.SR	++	+	++	++	+	+	2	HSV & RGB

Il est bien clair que l'espace RGB classé en 1ere position pour les sujets qui sont généralement en mouvement et particulièrement pour les teintes de degré 4 et 5, pour la teinte de degré 6 et même pour les sujets pathologiques par contre l'espace HSV a donné aussi un résultat remarquable, mais particulièrement pour les sujets qui ont un degré de teinte équivalant à 2 et 3.

Les résultats précédant nous confirment qu'il est possible de mesurer l'onde photopléthysmographique à l'aide d'une caméra numérique et extraire la fréquence cardiaque à partir de cette onde qu'elle soit au repos ou en mouvement et quel que soit le degré de la teinte du sujet. L'espace HSV donne un très bon résultat pour les sujets au repos et en mouvement qui ont un degré de teinte entre 1 et 3. Il a une petite erreur pour les sujets qui ont la peau brune de degré 4-5 et 6. L'espace RGB ne donne pas un bon résultat pour les cas en mouvement et spécialement aux gens qui ont un degré de teinte entre 4 et 6. L'espace LUV donne un bon signal PPG, avec une grande amplitude mais il reste moins efficace par rapport aux autres espaces.

Nous avons aussi utilisé deux caméras différentes en même temps sur le même sujet pour savoir si la résolution de la caméra influe sur le calcul de la fréquence cardiaque. Le tableau suivant présente une comparaison entre les fréquences cardiaques trouvées.

Tableau 3.9 : Evaluation des résultats de la comparaison entre deux types de caméra

	RGB	HSV	LUV	La fréquence mesurée (bpm)	Temps d'exécution (seconde)	La précision de détection du visage
LG K8	62.5000	72.1154	72.1154	71	16091.740221	Bonne
Canon	70.5827	71.8835	68.2030	71	9696.744692	Très bonne

La résolution de la caméra numérique a une relation de corrélation directe avec la qualité du signal PPG et la détection du visage. Donc la détection du visage par ces types de caméra sera plus rapide et plus efficace.

Quand nous avons collecté notre base de données il y avait des sujets qui étaient mal assis, ou leurs visages n'étaient pas complet dans l'image, cela influe négativement sur le programme. On conclut que le visage doit être face à la caméra pour être clair dans l'image. Quand le fond n'était pas blanc, nous risquons d'avoir des problèmes de détection du visage à cause des dessins et des tableaux qui ressemblent aux visages humains et qui ne le sont pas au fait, de préférence on doit utiliser des fonds blancs ou au moins un fond classique où il n'y a

pas beaucoup d'objets parasites. Concernant la distance entre le sujet et la caméra, notre algorithme peut détecter le visage à une distance entre 50 cm et 1,50 m et parfois un peu plus si toutes les conditions sont satisfaites.

5. L'interface graphique :

Pour que notre algorithme soit facile à utiliser et accessible à tout le monde, nous avons développé une interface graphique. Cette interface est faite de sorte que l'utilisateur peut charger n'importe quelle vidéo et il va obtenir le signal PPG selon chaque espace et avoir la moyenne du rythme cardiaque à la fin de l'exécution.

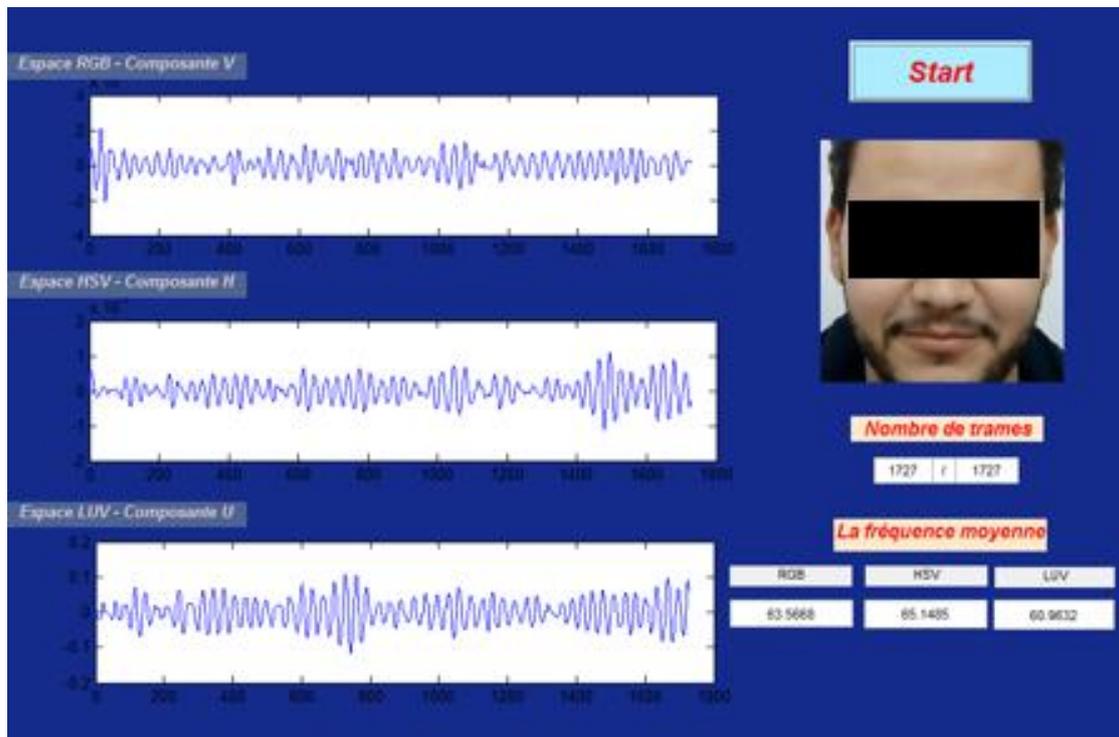


Figure 3.23 - Illustration de l'interface de notre algorithme

6. Conclusion :

Nous avons présenté dans ce chapitre notre algorithme qui permet de récupérer et filtrer le signal PPG à partir d'une caméra numérique, la technique utilisée couvre l'ensemble des procédés permettant de transformer une série de trames fournies par la caméra numérique en un signal afin de mesurer le rythme cardiaque qui est considéré comme un paramètre physiologique important utilisé dans de nombreux domaines médicaux, scientifiques et d'investigations.

Cette étude montre qu'il est possible d'utiliser la caméra numérique pour extraire la fréquence cardiaque d'une personne en enregistrant les variations de couleur sur le visage. L'algorithme permettant de mesurer l'onde photopléthysmographique aux mouvements de la tête. Ces derniers correspondent à la principale source d'artefact pouvant parasiter les signaux PPG.

Cette technique nous montre aussi que la teinte du sujet et sa position ont un rôle très important pour le calcul de son rythme cardiaque et le tracer de son onde PPG. Les espaces couleur ont un rôle très grand où l'espace HSV est le meilleur pour les sujets blancs au repos et l'espace RGB pour les gens en mouvement et les gens bruns quel que soit leurs activités ; par contre l'espace LUV ne donne pas de bons résultats. Donc l'espace HSV reste le meilleur grâce à sa capacité pour calculer la fréquence dans tous les milieux.

Conclusion Générale

Dans ce travail, nous avons utilisé les notions de traitement d'images pour la mesure de l'activité cardiaque à l'aide d'une caméra numérique et du traitement d'image pour améliorer et faciliter le diagnostic médical.

La surveillance du patient à distance (dans sa chambre, à son domicile, en salle d'attente...) a un grand avantage dans le cas des maladies infectieuses, des patients qui souffrent d'une pathologie de la peau qui empêche l'utilisation des capteurs standards (brulés), les malades mentaux, les patients qui ont une phobie des capteurs et même les astronautes ou les plongeurs sous-marin.

La cardiologie est une spécialité médicale qui permet d'étudier, diagnostiquer et traiter toutes les maladies qui touchent le système cardiovasculaire, ce dernier est un système indispensable du corps humain qui nécessite un diagnostic précis de ses maladies afin que la conduite à tenir envers ses pathologies soit plus efficace. Les techniques traditionnelles comme le photopléthysmographe et l'électrocardiogramme sont utilisés pour aider le médecin à poser le bon diagnostic mais parfois elles sont limitées ; pour cela les techniques et moyens à distance sont souhaitables comme la caméra numérique.

De même, la caméra numérique peut être exploitée dans ce domaine médical en particulier, ses résultats sont à leur début, mais son avenir est prometteur dans plusieurs domaines autres que la médecine classique telle que la médecine spatiale ou sous-marine et comme outil de prévention dans les aéroports et autres endroits sensibles nécessitant une surveillance particulière des gens.

Cette technologie est basée sur un algorithme composé de plusieurs étapes commençant par l'enregistrement de la vidéo dans de bonnes conditions, La détection du visage (la méthode de Viola et Jones), l'extraction de l'information du milieu du front et finalisant par un ensemble de traitement d'image et traitement de signal.

Notre méthode a donné un bon résultat pour des gens d'âges, de tailles, de teints, et de sexe différent que soit des sujets malades ou sains et sous différentes conditions. Nous avons prouvé que cette technique est réalisable selon trois espaces couleurs surtout les espaces RGB et HSV avec ses composantes G et H, nous avons obtenus des fréquences cardiaques comparables à celles d'un appareil numérique classique utilisée et ayant pour but de comparaison avec les résultats de notre algorithme.

Devant ses résultats positifs de cette méthode et vu l'enjeu et l'importance des domaines où elle peut être utilisée, il est pour nous indispensable de maîtriser cette technologie, la

Conclusion Générale

comprendre dans un premier temps, puis dans un deuxième temps la rendre plus performante et si possible de trouver d'autres domaines d'application.

Grace à la réalisation de ce projet et malgré les difficultés rencontrées tel que :

- Problème de détection de visage
- L'absence d'une BDD
- Temps d'exécution considérable
- L'incertitude

Nous avons pu les surmonter :

- Nous avons créé notre propre BDD qui répond aux critères comme :
 - ✓ Une large tranche d'âges
 - ✓ Variations de la teinte des sujets
 - ✓ Présence de sujets pathologiques
- Nous avons adapté une méthode de TS :
 - ✓ Filtre médian
 - ✓ Filtre smooth
 - ✓ FPH
- Nous avons ajusté une méthode de filtrage et de mesure de la fréquence cardiaque.
- Nous avons même réussi à mesurer le signal PPG du pouls périphérique (après avoir enlevé la partie détection du visage).

Nous avons quelques perspectives à proposer sur ce domaine concernant les programmes et le matériel :

- Côté programme :

Nous souhaitons avoir des outils et des algorithmes qui aident mieux à la détection de visage afin de minimiser l'erreur et de mieux développer l'algorithme, ainsi que des outils plus puissants pour se rapprocher du temps réel.

- Côté matériel :

Nous espérons que cette technologie sera disponible sur le terrain avec une facilité d'utilisation par les patients et les médecins et pourquoi pas de la rendre comme une application sur PC, Smartphone ou Tablette pour que la télémédecine et la télédiagnostic seront accessibles à tous de même pour diminuer la charge des hôpitaux et pour aider le médecin à suivre ses malades à distance et poser des diagnostics fiables, le tout dans une ambiance calme. Et pourquoi pas d'essayer de mesurer d'autres paramètres physiologique

Conclusion Générale

importants comme SP_{O_2} , fréquence respiratoire et même la détection des émotions comme le stress.

Référence et bibliographie

- [1]. [En Ligne] : <https://www.larousse.fr/encyclopedie/divers/c%5c5%93ur/34926#428905> .
Vue Le 01/05/2019.
- [2]. [En ligne] : <https://naturolistique.fr/le-tissu-du-myocarde/> , Consulter le 27/11/2018.
- [3]. Sémiologie médicale 5em édition Masson ; M.bariéty. R.bonniot. J.bariéty. J.moline.
- [4]. [En ligne] : <http://sante.lefigaro.fr/actualite/2010/06/20/10278-insuffisance-cardiaque-defi-progres>. Consulter le 25/10/2018.
- [5]. [En Ligne] : <https://www.simplyscience.ch/archives-jeunes/articles/le-sang-principal-systeme-de-transport-de-notre-corps.html>. Vue le 20/04/2019
- [6]. [En Ligne] : <https://www.passeportsante.net/fr/parties-corps/Fiche.aspx?doc=vaisseau-sanguin>. Vue le 11/05/2019
- [7]. [En Ligne] : <https://www.assistancescolaire.com/eleve/5e/svt/reviser-une-notion/les-vaisseaux-sanguins-5scs01>. Vue le 11/5/2019
- [8]. [En ligne] : http://ressources.unisciel.fr/physiologie/co/grain3a_2.html. Consulter le 03/05/2019.
- [9]. [En Ligne] : <http://www.donnersonsang.com/site/page-12-composition-et-role-du-sang.html> . Vue le 15/05/2019
- [10]. Les cellules sanguines, Collège universitaire et hospitalier des histologistes, embryologistes, cytologistes et cytogénéticiens (CHEC), Dr. Chantal KOHLER, Date de création du document 2010-2011, Université Médicale Virtuelle Francophone
- [11]. [En Ligne] : <https://www.futura-sciences.com/sante/questions-reponses/corps-humain-sang-il-fabrique-1999/>. Vue le 05/05/2019
- [12]. [En ligne] : <https://www.afblum.be/bioafb/coeur/coeur.htm>. Consulter le 04/04/2019.
- [13]. Dr SANDRINE LAUNOIS-ROLLINAT. UE3-2 physiologie – physiologie respiratoire : chapitre 9 : Transport des gaz dans le sang. Université Joseph Fourier de Grenoble. Année universitaire 2011/2012. P 7,8
- [14]. [En ligne] : http://www.jeanduperrex.ch/Site/Rythme_cardiaque.html. Vue le 10/05/2019
- [15]. [En ligne] : https://www.sciencesetavenir.fr/sante-maladie/troubles-du-rythme-cardiaque-definition-symptomes-traitements_104703. Vue le 20/05/2019
- [16]. [En ligne] : <https://www.ottawaheart.ca/fr/maladie-du-c%5c5%93ur/les-arythmies-anomalies-du-rythme-cardiaque>. Consulter le 24/05/2019

Référence et bibliographie

- [17]. [En ligne] : <https://www.digikey.fr/fr/articles/techzone/2019/jan/reduce-led-noise-and-distortion-for-accurate-pulse-oximetry>. Consulter le 18/06/2019.
- [18]. BEREKSI REGUIG Fethi. CONCEPTION ET RÉALISATION D'UN DISPOSITIF D'EXPLORATION FONCTIONNELLE CARDIO-VASCULAIRE. Université Aboubakr Belkaid – Tlemcen. 2011-2013. P31-32
- [19]. Frédéric Bousefsaf. Mesure sans contact de l'activité cardiaque par analyse du flux vidéo issu d'une c de paramètres physiologiques et application à l'estimation du stress. Traitement du signal et de l'image. Université de Lorraine, 2014. P 26,29
- [20]. [En ligne]. [https://www.news-medical.net/amp/health/Photoplethysmography-\(PPG\)-\(French\).aspx](https://www.news-medical.net/amp/health/Photoplethysmography-(PPG)-(French).aspx). Consulter le 27/11/2018.
- [21]. E-santé : définition de Marie-Céline Ray (Journaliste spécialisée dans la santé et l'environnement)
- [22]. [En ligne] : <http://fpt113-vg.espaceweb.usherbrooke.ca/dohtml/caracteristique-image.htm>. Vue le 25/05/2019
- [23]. [En ligne] : <https://www.ncbi.nlm.nih.gov/pmc/articles/PMC2717852/> . Vue le 19/05/2019
- [24]. [En ligne] : <https://content.iospress.com/articles/journal-of-ambient-intelligence-and-smart-environments/ais180510>. Vue le 19/05/2019
- [25]. Non-contact, automated cardiac pulse measurements using video imaging and blind source separation. Ming-Zher Poh, Daniel J. McDuff, and Rosalind W. Picard. 2010
- [26]. Distance PPG : vitale sans contact, Surveillance des signes à l'aide d'une caméra, Mayank Kumar *, Ashok Veeraraghavan et Ashutosh Sabharwal Génie électrique et informatique, Université RICE, Houston, Texas, États-Unis
- [27]. Frédéric Bousefsaf, Alain Pruski, Choubeila Maaoui. Mesures sans contact de fonctions vitales : vers une évaluation multisite de l'activité cardiovasculaire. LCOMS, université de Lorraine. 2018
- [28]. Antoine MANZANERA Cours TERI – Master 2 UPMC Paris 6.
- [29]. Segmentation et Analyse d'images (partie 1). Anne Vialard. LaBRI, Université Bordeaux 1
- [30]. [En ligne] : http://www.epm6604b.be/ondelette_haar.html vue le 05/05/2019
- [31]. [En ligne] : <https://www.firediy.fr/article/face-tracking-implementation-de-la-methode-de-viola-jones-en-c>. Consulté le 10/06/2019.
- [32]. Détection de visage par l'algorithme de boosting. MAHI Abdelhakim. Université Aboubakr belkaid – Tlemcen-. Soutenue publiquement le 28 Juin 2018.

Référence et bibliographie

- [33]. [En ligne] : https://fr.wikipedia.org/wiki/Caract%C3%A9ristiques_pseudo-Haar#Description_g%C3%A9n%C3%A9rale. Consulté le 09/06/2019.
- [34]. [En ligne] : https://docs.opencv.org/3.3.0/d7/d8b/tutorial_py_face_detection.html. Consulter le 10/06/2019.
- [35]. [En ligne] : <https://becominghuman.ai/face-detection-using-opencv-with-haar-cascade-classifiers-941dbb25177>. Consulter le 11/06/2019.
- [36]. [En ligne] : <https://www.tobelight.fr/blog-luminotherapie/info-unite-mesure-lumiere-lux/>. Consulté le 14/04/2019
- [37]. T. B. FITZPATRICK, “Soleil et peau,” *Journal de Médecine Esthétique*, vol. 2, pp. 33–34, 1975.
- [38]. [En ligne] : <https://www.mathworks.com/help/curvefit/smoothing-data.html>. Consulté le 14/04/2019.