



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 Génie Biomédical

Spécialité : Imagerie Médicale

Présenté par : Baghdadli Nazim Riad et Bassaid Issam eddine

Traitement des images faciales pour la mesure sans contact de l'activité cardiaque

Soutenu le 20 septembre 2021 devant le Jury

Mr	DIB Nabil	<i>MCA</i>	Université de Tlemcen	Président
Mme	FEROUI Amel	<i>MCA</i>	Université de Tlemcen	Examinatrice
Mr	MESSADI Mohammed	<i>Pr</i>	Université de Tlemcen	Encadreur
Mr	DJELDJLI Djameleddine	<i>Doctorant</i>	Université de Tlemcen	Co-Encadreur

Année universitaire 2020-2021

Remerciements

Nous remercions avant tout Allah de nous avoir accordé la force pour réaliser ce travail. Nos vifs remerciements vont à notre encadreur Mr MESSADI MOHAMMED de nous avoir proposé un thème aussi intéressant qui nous a permis d'acquérir énormément de connaissances dans le domaine du traitement d'image et de signal, et nous tenons à le remercier pour ses encouragements durant nos différentes sollicitations.

Nous remercions aussi Mr DJELDJLI DJAMEL EDDINE pour son aide et son soutien. Nous remercions également le président et les membres de jury qui nous font l'honneur de juger notre travail.

Nous souhaitons à exprimer nos remerciements les plus sincères pour toutes les personnes qui nous ont apportées leur aide, à nos parents, nos familles et nos amis et tous ceux qui ont contribué, de près ou de loin, à l'élaboration de ce travail.

GRAND MERCI A TOUS

Dédicace

Nous dédions ce modeste travail...

A nos chers parents pour leurs soutien, leurs patience, leurs encouragement durant notre parcours scolaire, ma source de vie, d'amour et d'affection.

A nos frères et sœurs ainsi à toute nos famille, source de joie et de bonheur.

A toutes nos amis, source d'espoir et de motivation.

A l'ensemble des étudiants de la promotion M2 imagerie médical.

A vous nos chers lecteurs.

Sommaire

Remerciement:.....	1
Dédicace :.....	2
La liste des figures :.....	5
Résumé :.....	6
Abstract :.....	7
ملخص :.....	8
Liste des tableaux :.....	9
Introduction générale :.....	12
Chapitre 1 :.....	13
I.1 Introduction :.....	14
I.2 Le cœur humain :	14
I.3 Le cycle cardiaque :	16
I.3.1 Réseau coronaire artériel :.....	16
I.3.2 Volumes ventriculaires et fraction d'éjection :	17
I.3.3 La pression sanguine :	17
I.3.4 Activité électrique du cœur :	18
I.4 Mesure de l'activité cardiaque :	20
I.5 Mesure en contact de la fréquence cardiaque :	21
I.5.1 Qu'est- ce que la fréquence cardiaque ?	21
I.5.2 Comment évaluer notre rythme cardiaque maximal et cible ?.....	21
I.5.3 La mesure du rythme cardiaque :	21
I.6 Mesure sans contact de la fréquence cardiaque :	23
I.6.1 ECG sans contact :	23
I.6.2 Doppler cardiaque :	24
I.6.3 Caméras thermiques :.....	25
I.6.4 Le microphone RH :.....	26
I.7 Conclusion :	25
Chapitre2:.....	27
II.1 Introduction :	28
II.2 Définition et principe :.....	28

II.3	Le signal PPG :	29
II.4	La forme d'onde de PPG :	31
II.5	Traitement d'images numériques :	33
II.5.1	Filtrage :	34
II.5.2	Le pixel :	34
II.6	Les espaces de couleurs :	34
II.6.1	L'espace de couleur RVB :	34
II.6.2	L'espace de couleur XYZ :	35
II.6.3	L'espace de couleur HSV :	35
II.6.4	L'espace de couleur YUV :	35
II.7	Résumé des méthodes existantes :	36
II.7.1	Caméras et webcams :	36
II.8	Les avantages de la méthode Photopléthysmographie :	38
II.9	Conclusion :	38
CHAPITRE 3 :		39
Méthode adoptée et résultat		39
III.1	Introduction :	40
III.2	Méthode proposée :	40
III.3	base de données :	42
III.3.1	Détection du visage :	42
III.3.2	Détection du signal rPPG :	44
III.3.3	Filtrage du signal rPPG :	45
III.3.4	Détection des pics :	47
III.3.5	L'interpolation du signal rPPG :	47
III.3.6	la fréquence cardiaque:	48
III.4	L'explication du canal U :	49
III.5	Conclusion :	53
Conclusion générale		54
Bibliographie		56

LA LISTE DES FIGURES

Figure 1: Vue de face du cœur.....	15
Figure 2 : Schéma du cycle cardiaque.....	16
Figure 3: L'activité électrique du cœur.....	20
Figure 4: La méthode d'auscultation	22
Figure 5 : Calcule d'ECG avec un électrocardiogramme.....	23
Figure 6 : Signal d'inspiration et d'expiration	25
Figure 7: Schéma du signal PPG.....	31
Figure 8: Le signal PPG.....	33
Figure 9: Images du patient.....	43
Figure 10 : Détection du visage.....	44
Figure 11 : Signal brut pour chaque partie du patient	45
Figure 12 : Signal filtré pour chaque partie du patient.....	46
Figure 13: Détection des pics.....	47
Figure 14: L'interpolation du signal brut.....	48
Figure 15 : Tracer de la fréquence cardiaque pour chaque du patient... ..	49
Figure 16 : Signal brut pour chaque partie du patient (canal U)	50
Figure 17 : Signal filtré pour chaque partie du patient (canal U)	51
Figure 18 : Détection des pics (canal U)	52
Figure 19 : Tracer de la fréquence cardiaque pour chaque du patient (canal U)	53

Résumé

Des évaluations régulières et non invasives de la fonction cardiovasculaire sont importantes pour la surveillance des catastrophes cardiovasculaires et des thérapies thérapeutiques des maladies chroniques. La fréquence cardiaque au repos, l'un des paramètres cardiovasculaires les plus simples a été identifiée comme un facteur de risque indépendant. Actuellement, les techniques de référence pour la mesure du pouls cardiaque telles que l'électrocardiogramme (ECG) obligent les patients à porter un gel adhésif, des patches ou des sangles pectorales pouvant causer une irritation et une gêne cutanées. Les capteurs d'oxymétrie qui se fixent au bout des doigts ou aux lobes d'oreille sont également peu pratiques pour les patients et les clips à ressort peuvent causer de la douleur s'ils sont portés pendant une longue période. La capacité à surveiller les signaux physiologiques d'un patient par un moyen à distance et sans contact est une perspective qui améliorerait la prestation des soins de santé primaires. La surveillance des signaux physiologiques d'un patient via un moyen à distance et sans contact est prometteuse pour améliorer l'accès et la prestation des soins de santé primaires. Cependant, les solutions proposées pour la mesure sans contact des signes vitaux présentent un défi plus grand. Un inconvénient courant des propositions susmentionnées est que les systèmes sont chers et nécessitent du matériel spécialisé. La photopléthysmographie à distance (PPG) permet de détecter le pouls du volume sanguin cardiovasculaire par des variations de la lumière transmise ou réfléchi. Elle a montré son potentiel pour mesurer l'activité cardiaque par une caméra sans contact avec la peau. La principale limitation de cette technique est son manque de robustesse au mouvement du sujet et aux exigences de lumière visible. Cette technique est un moyen de détection peu coûteux et non invasif de pouls cardiovasculaire. Elle permet de fournir des informations précieuses sur le système cardiovasculaire.

Mots clés :

PPG : Photopléthysmographie

ECG : électrocardiogramme

BPM : battement par minute

VTD : Le volume télé diastolique

VTS : Le volume télé systolique

VES : Le volume d'éjection systolique

FEVG : La fraction d'éjection ventriculaire gauche

RVEF : La fraction d'éjection ventriculaire droite

Abstract

Regular, non-invasive assessments of cardio vascular function are important for monitoring cardiovascular catastrophes and therapeutic therapies for chronic disease. Heart rate at rest, one of the simplest cardio vascular parameters, has been identified as an independent risk factor. Currently, standard techniques for measuring the heart pulse such as the electrocardiogram (ECG) require patients to wear an adhesive gel, patches or chest straps that can cause skin irritation and discomfort. Oximetry sensors that attach to fingertips or earlobes are also inconvenient for patients, and the spring clips can cause pain if worn for a long time. The ability to monitor a patient's physiological signals over a remote, non-contact basis is one prospect that would improve the delivery of primary health care. Monitoring a patient's physiological signals via a remote, non-contact means holds promise for improving access and delivery of primary health care. However, the solutions proposed for non-contact measurement of vital signs present a greater challenge. A common drawback of the fore mentioned proposals is that the systems are expensive and require specialized equipment. Remote photoplethysmography (PPG) can detect the pulse of cardiovascular blood volume by variations in transmitted or reflected light. It has shown its potential to measure cardiac activity with a camera without contact with the skin. The main limitation of this technique is its lack of robustness at subject movement and visible light requirements. This technique is an inexpensive and non-invasive means of detecting a cardiovascular pulse and provides valuable information on the cardiovascular system.

Key words :

PPG : Photoplethysmography

ECG : electrocardiogram

BPM : beats per minute

VTD : The diastolic TV volume

VTS : The systolic TV volume

VES : Stroke volume

FEVG : The left ventricular ejection fraction

RVEF : The right ventricular ejection fraction

ملخص

تعتبر التقييمات المنتظمة وغير الغازية لوظيفة القلب والأوعية الدموية مهمة لرصد كوارث القلب والأوعية الدموية والعلاجات العلاجية للأمراض المزمنة. تم تحديد مسند معدل ضربات القلب، وهو أحد أبسط معايير القلب والأوعية الدموية كعامل خطر مستقل. في الوقت الحالي تتطلب التقنيات القياسية لقياس نبض القلب مثل مخطط كهربية القلب (ECG) من المرضى ارتداء مادة هلامية لاصقة أو رقع أو أربطة صدر يمكن أن تسبب تهيج الجلد وعدم الراحة. أجهزة استشعار قياس التأكسد التي تعلق على أطراف الأصابع أو شحمة الأذن غير مريحة أيضًا للمرضى، ويمكن أن تسبب احزمة الصدر الألم إذا تم ارتداؤها لفترة طويلة. تعد القدرة على مراقبة الإشارات الفيزيولوجية للمريض على أساس بعيد وغير متصل أحد الاحتمالات التي من شأنها تحسين تقديم الرعاية الصحية الأولية. تعد مراقبة الإشارات الفيزيولوجية للمريض عبر وسيلة بعيدة وغير متصلة بتحسين الوصول إلى الرعاية الصحية الأولية وتقديمها ومع ذلك، فإن الطول المقترحة لقياس عدم الاتصال للعلامات الحيوية تمثل تحديًا أكبر. من العيوب الشائعة للاقتراحات المذكورة أعلاه أن الأنظمة باهظة الثمن وتتطلب معدات متخصصة. يمكن أن يكتشف تخطيط الدم عن بُعد (PPG) نبض حجم القلب والأوعية الدموية عن طريق الاختلافات المنبعثة من الضوء المنعكس أو المنعكس. أظهرت إمكانية قياس نشاط القلب باستخدام كاميرا بدون ملامسة الجلد. القيد الرئيسي لهذه التقنية هو الافتقار إلى القوة ومتطلبات حركة الكائن والضوء المرئي. هذه التقنية هي وسيلة غير مكلفة وغير جراحية للكشف عن النبض القلبي الوعائي وتوفير معلومات قيمة عن نظام القلب والأوعية الدموية.

الكلمات الدالة :

التصوير الضوئي: PPG

تخطيط القلب الكهربائي : ECG

نبضة في الدقيقة : BPM

حجم التلفزيون الانبساطي VTD

حجم التلفزيون الانقباضي: VTS

حدة الصوت VES

كسر البطين الأيسر: FEVG

الكسر القذفي البطيني الأيمن RVEF

Liste des tableaux

Tableau 1: La fréquence cardiaque par minute.....	18
Tableau 2: Taux du rythme cardiaque	19

Introduction générale

Le sujet de ce travail de recherche présenté porte sur le développement de méthodes de traitement du signal et de l'image pour mesurer les signaux physiologiques d'une personne à une certaine distance du capteur. La mesure des paramètres physiologiques vitaux est actuellement un sujet de recherche très actif dans le domaine médical. Avec la popularisation des équipements de mesure automatisés, les signes vitaux des patients peuvent être surveillés de manière quasi continue. Les différents procédés proposés dans ce travail sont liés à l'ingénierie biomédicale et sont conçus pour répondre à des besoins spécifiques dans les domaines de l'e-santé, de la télémédecine (télédiagnostic) et de l'informatique émotionnelle. La mesure sans contact des paramètres physiologiques peut être utilisée dans de nombreux domaines d'application, où la fréquence cardiaque est surveillée régulièrement. La surveillance continue des paramètres vitaux est un concept émergent dans le domaine médical, qui nécessite l'utilisation d'une technologie non invasive et confortable. La mesure de paramètres importants tels que la fréquence cardiaque, la fréquence respiratoire, la pression artérielle et la température corporelle peut être l'un des gestes les plus couramment utilisés dans les cliniques quotidiennes. Actuellement, la mesure sans contact joue un rôle de plus en plus important dans le domaine de la télémédecine et de la sécurité (applications biométriques). Le principe est basé sur la Photopléthysmographie (PPG), qui consiste à observer les changements de lumière sur la peau du visage pour extraire le flux sanguin, en utilisant ainsi des caméras numériques et des webcams pour fournir des images de l'activité cardiaque pour extraire les rythmes cardiaques et respiratoires. [1]

De nos jours, les soins de santé à domicile sont une discipline en pleine croissance et en évolution. La surveillance à distance des signes vitaux comprend non seulement les appareils de diagnostic de haute précision, mais aussi des appareils simples, accessibles à tous. La mesure du pouls cardiaque est l'un des examens les plus fréquents effectués dans le cadre de la surveillance des soins de santé. Il existe une variété de méthodes de mesure par contact d'une fréquence cardiaque parmi lesquelles la norme d'or est l'électrocardiographie (ECG). Cependant, l'enregistrement du potentiel électrique généré par le cœur nécessite une application appropriée des électrodes, ce qui peut être trop compliqué et peu pratique dans les conditions domestiques. Autre méthode utilisée pour détecter la fréquence du pouls. Elle utilise des modifications des propriétés optiques d'une zone de peau sélectionnée impliquée par la pulsation du contenu sanguin. La mise en œuvre typique de PPG utilise des sources de lumière dédiées. Les changements de l'intensité lumineuse réfléchie par la peau correspondent à un volume de perfusion sanguine tissulaire. De plus, il a été prouvé que la mesure du pouls à partir du visage humain est également possible en utilisant la lumière du jour comme source d'éclairage. C'est une méthode pour le calcul de la fréquence cardiaque à partir d'enregistrements vidéo couleur numérique du visage humain. [1]

Dans le cadre de cette recherche, nous allons essayer de résoudre le problème de la mesure de la fréquence cardiaque sans contact. Il n'existe actuellement aucun système reconnu qui soit suffisamment fiable, bénéficiant par exemple d'une certification médicale et qui permet une mesure cardiaque sans contact. Bien qu'il ait été possible de trouver des exemples d'utilisation de cette technique en lien avec l'estimation de la fréquence cardiaque ou l'estimation de la cohérence cardiaque, notamment dans le cas d'applications mobiles, toutes ces mesures sont considérées comme étant dans un environnement de divertissement. C'est dans ce contexte que ce mémoire

propose la recherche et l'amélioration des méthodes de mesure cardiaque sans contact. Plus précisément, la méthode de mesure optique sans contact sera appelée Photopléthysmographie sans contact, selon la littérature. [1]

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 présentons les dernières technologies en matière de mesure de l'activité cardiaque. Tout d'abord, nous rappelons la structure anatomique du cœur humain et le principe de fonctionnement de la circulation sanguine, puis nous discutons la mesure de l'activité cardiaque avec et hors contact. Cette section présente différentes techniques sans ou avec contact, qui peuvent mesurer les paramètres physiologiques. Ensuite, La méthode et la technologie de mesure de la fréquence cardiaque par webcam et caméra sont présentées en bas.

Le chapitre 2 présente l'état de l'art sur la détection de signal PPG sans contact et qui se compose de trois parties. La première partie concerne spécifiquement la définition et le principe du PPG. La deuxième partie présente le signal PPG en détail et comment il est obtenu, puis nous discutons la forme d'onde du signal. La troisième partie de ce chapitre traite des méthodes existantes d'extraction de ce signal qui est sans contact, ou des avantages de l'utilisation de cette technique.

Le troisième chapitre présente les différents algorithmes développés dans le cadre de cette recherche. Nous citons plusieurs techniques pour mesurer la fréquence cardiaque. En utilisant des caméras numériques afin de mesurer la photopléthysmographie sans contact. On propose une méthode de filtrage pour calculer la fréquence cardiaque instantanée pour suivre les changements d'amplitude du signal PPG.

Dans la conclusion générale, nous discutons les différentes technologies et méthodes sans contact pour mesurer les signaux de respiration et de rythme cardiaque et comment la photopléthysmographie est utilisée pour l'évaluation des anomalies cardiovasculaire. Nous décrivons aussi comment ses signaux physiologiques sont obtenus sur le corps humain et leurs importances dans le domaine de la santé. Aussi bien, certaines perspectives qui peuvent être proposées après la réalisation de ce travail de recherche.

CHAPITRE 1 :

Mesure de l'activité cardiaque

I.1 Introduction :

Le système cardiovasculaire est modélisé dans ses différentes parties : la pompe cardiaque, les petites et grandes circulations, le circuit artériel et le circuit veineux. Une évaluation régulière de la fonction cardiovasculaire est importante pour le suivi des catastrophes cardiovasculaires et le traitement des maladies chroniques. La fréquence cardiaque au repos est l'un des paramètres cardiovasculaires les plus simples et a été identifiée comme un facteur de risque indépendant de maladie cardiovasculaire. La capacité de surveiller les signaux physiologiques des patients grâce à des méthodes à distance et sans contact est une perspective d'amélioration des services de soins de santé primaires.

Bien que les méthodes sans contact puissent ne pas fournir d'informations détaillées sur la conduction électrique fournie par l'ECG, ces méthodes peuvent désormais surveiller ces signaux sur le long terme en acquérant soigneusement et en continu d'autres signaux physiologiques, tels que la fréquence cardiaque ou la fréquence respiratoire. [2]

Le cœur peut se contracter et se dilater sous l'influence des impulsions qui apparaissent dans les cardiomyocytes spécialisés situés dans son oreillette droite. Il agit comme une pompe, et s'il est baigné dans un liquide qui lui apporte des nutriments et de l'O₂, il peut pulser pendant plusieurs heures même s'il est séparé du corps. Ce phénomène d'excitation et de contraction rythmique du muscle cardiaque sous l'action du propre pouls du cœur est appelé automatisme. L'information que cette mesure peut fournir est naturellement la fréquence cardiaque : le nombre de contractions cardiaques par minute. Grâce à l'enregistrement à long terme, il n'est également possible de détecter certaines arythmies qui ne se produisent pas nécessairement pendant la période d'enregistrement, et ces arythmies peuvent être détectées lors de visites de routine à domicile du patient cardiaque. Afin de mesurer sans déranger le patient, les chercheurs ont rivalisé de créativité car ils ont récemment développé un appareil intégré au lit. Une fois le patient allongé, l'appareil commencera à mesurer. [2]

I.2 Le cœur humain :

Le cœur est un organe musculaire strié et creux situé dans la cavité thoracique entre les poumons et joue un rôle vital dans la circulation du sang dans tout le corps. C'est l'organe vital le plus important. Le cœur et la circulation sanguine assurent la présence d'autres organes (comme le cerveau ou le système digestif), il assure leur fonctionnement normal, et il agit comme une pompe, pompant jusqu'à 5 litres de sang par minute.

Le cœur a quatre chambres. L'oreillette droite reçoit le sang des veines, la pompe dans le ventricule droit, puis la pompe dans les poumons, où il est rempli d'oxygène. L'oreillette gauche reçoit le sang oxygéné des poumons et le pompe vers le ventricule gauche. Le ventricule gauche pompe le sang riche en oxygène vers d'autres parties du corps. Les artères coronaires s'étendent le long de la surface du cœur et fournissent du sang riche en oxygène au muscle cardiaque. Les réseaux de tissus neuronaux traversent également le cœur, transmettant des signaux complexes qui contrôlent la contraction et la relaxation.

Le cœur contient généralement trois couches de l'intérieur vers l'extérieur : l'endocarde, le myocarde et le péricarde. Le péricarde est un sac à double paroi qui enveloppe le cœur pour éviter une accumulation excessive de sang. Le myocarde est situé sous le péricarde

et constitue le tissu myocardique lui-même. Il à la même structure et la même force de contraction que les membres. L'endocarde est la paroi du cœur tapissant les ventricules et les valves et contrôlant la fonction du muscle cardiaque. [3]

Un cœur sain bat environ 60 à 80 fois par minute pour pomper le sang dans tout le corps. Les côtés gauche et droit du cœur travaillent ensemble. Le sang hypoxique pénètre d'abord dans la chambre supérieure droite du cœur (oreillette droite). Le sang circule de l'oreillette droite vers la chambre inférieure (ventricule droit) à travers la valve tricuspide ouverte. Le sang passe par une valve avant de quitter chaque chambre du cœur. Notre cœur a quatre valves ; les valves assurent que le sang circule dans notre cœur dans une seule direction. Le sang circule ensuite dans l'artère pulmonaire jusqu'aux poumons, où de l'oxygène est ajouté. Ensuite, le sang riche en oxygène s'écoulera vers le côté gauche du cœur. Le sang circule de la chambre supérieure gauche (oreillette gauche) à la chambre inférieure (ventricule gauche) à travers la valve mitrale ouverte. Du ventricule gauche, le sang est pompé dans un réseau d'artères (vaisseaux sanguins) qui transportent le sang dans tout le corps. [4]

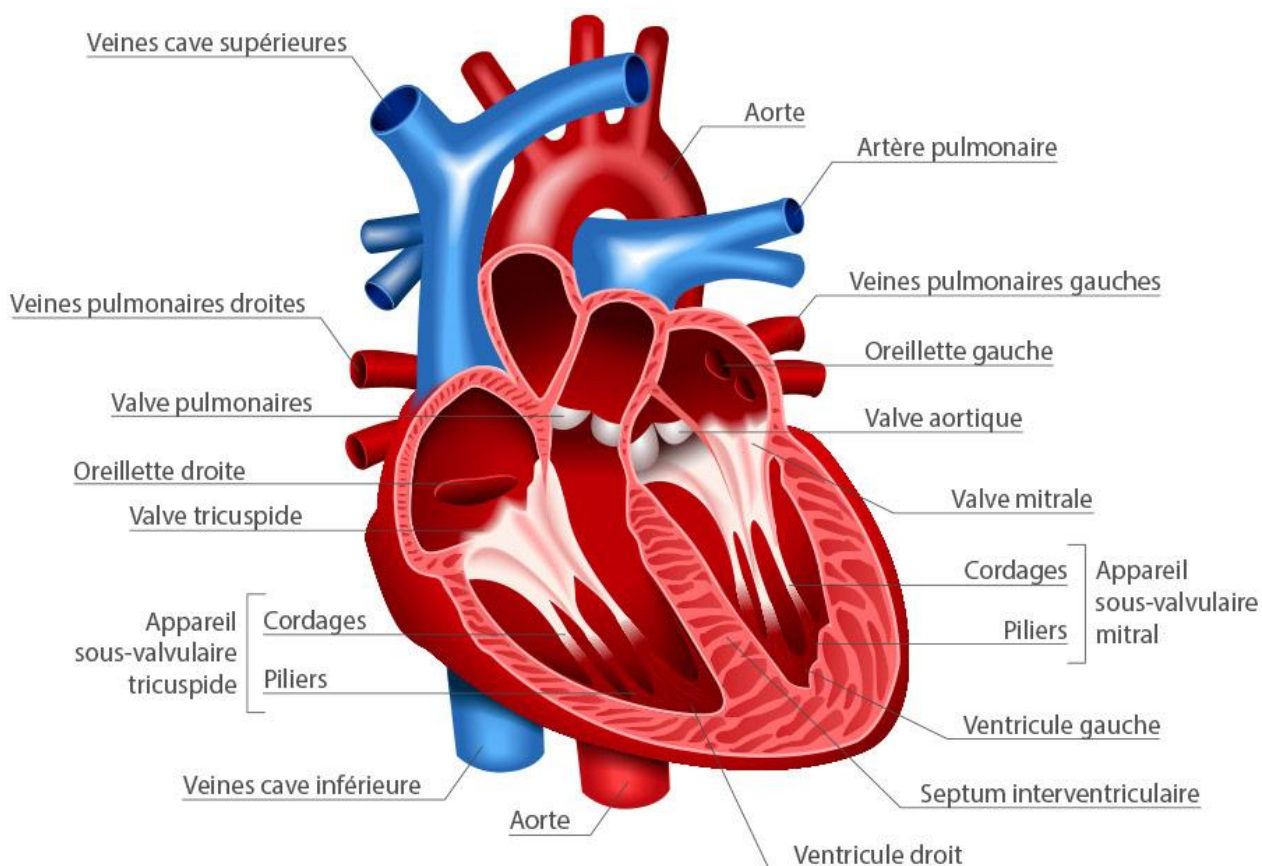


Figure 1: Vue de face du cœur.

I.3 Le cycle cardiaque :

Le cycle cardiaque consiste en une série de périodes systolique et diastolique auriculaires, suivies d'une période systolique et diastolique ventriculaire. Lorsque le muscle cardiaque se contracte et se détend, d'énormes changements de pression se produisent dans les ventricules. La circulation commence par le remplissage des ventricules, et les oreillettes gauche et droite transportent passivement le sang de la circulation vers les ventricules à travers les valves auriculo-ventriculaires ouvertes. Au cours de ce processus de remplissage, la pression dans la cavité ventriculaire est très faible. Les oreillettes se contractent alors pour comprimer le sang restant et l'éjecter dans les ventricules. Ensuite, déclenchez la contraction ventriculaire, la contraction myocardique, la pression ventriculaire augmente progressivement, l'oreillette se détend et la valve auriculo-ventriculaire se ferme, empêchant le sang de retourner dans l'oreillette. Fermez ensuite toutes les vannes. Lorsque la pression dans le ventricule est supérieure à celle de l'aorte, la valve aortique et la valve de l'artère pulmonaire s'ouvrent et le sang peut être pompé à travers l'aorte. Pendant cette période, l'oreillette en diastole est remplie de sang.

Le ventricule entre dans la diastole après la fin de la systole. Le muscle cardiaque se détend, provoquant une chute brutale de la pression. Le sang dans l'aorte et le tronc pulmonaire commence à refluer dans le ventricule, provoquant la fermeture de la valve aortique et du tronc pulmonaire. De même, les quatre valves du cœur sont fermées et les ventricules sont complètement isolés du reste de la circulation. Cela rend l'oreillette complètement remplie de sang, la pression dans le ventricule chute à nouveau et permet à la valve auriculo-ventriculaire de s'ouvrir, complétant ainsi le cycle de rotation du cœur. [2]

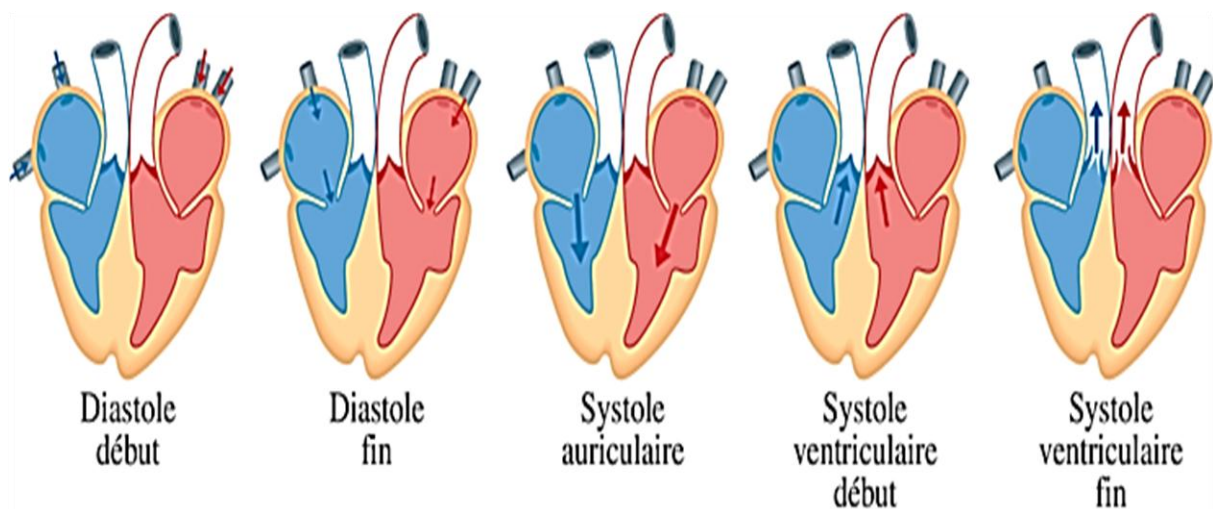


Figure 2 : Schéma du cycle cardiaque. [5]

I.3.1 Réseau coronaire artériel :

Comme tous les organes, le cœur possède ses propres vaisseaux sanguins. L'assemblage artériel qui transporte le sang oxygéné vers le myocarde est constitué de 2 artères coronaires. Ces artères coronaires proviennent de l'aorte au niveau du sinus de Valsalva et se dirigent vers l'apex du cœur. L'artère coronaire gauche contient deux branches : l'artère ventriculaire antérieure et l'artère circonflexe. Elle irrigue le cœur gauche et l'artère coronaire droite alimente le cœur droit. [8]

I.3.2 Volumes ventriculaires et fraction d'éjection :

Le volume télé diastolique (VTD) : c'est la quantité de sang que contiennent les ventricules en fin de diastole (70 à 100 ml / m² de surface corporelle).

Le volume télé systolique (VTS) : c'est le volume qui reste (volume résiduel) dans le ventricule après qu'il se soit vidé lors de la systole (25 à 35 ml / m² de surface corporelle).

Le volume d'éjection systolique (VES) : Il est défini par le volume sanguin éjecté par chaque ventricule lors de chaque battement cardiaque (50 à 65 ml/m²).

Le rapport entre le VES et le VTD est la fraction d'éjection ventriculaire. Cette fraction a une valeur d'environ 65% pour le ventricule gauche (FEVG). Une diminution de celle-ci est un bon indice pour mesurer la dégradation de la fonction ventriculaire notamment au cours de l'infarctus du myocarde. [6]

La fraction d'éjection (FE) fait référence à la façon dont notre ventricule gauche (ou ventricule droit) pompe le sang à chaque battement cardiaque. La plupart du temps, FE fait référence à la quantité de sang pompée hors du ventricule gauche à chaque fois qu'il se contracte. La chambre principale de pompage du cœur se passe dans le ventricule gauche.

Notre FE est exprimé en pourcentage. Une FE inférieure à la normale peut être un signe d'insuffisance cardiaque. Si nous souffrons d'insuffisance cardiaque et d'une FE inférieure à la normale (réduite), notre FE aide notre médecin à déterminer la gravité de notre état.

La fraction d'éjection ventriculaire gauche (FEVG) est la mesure de la quantité de sang pompée hors du ventricule gauche du cœur (la chambre de pompage principale) à chaque contraction.

La fraction d'éjection ventriculaire droite (RVEF) est la mesure de la quantité de sang pompée du côté droit du cœur vers les poumons pour l'oxygène.

Dans la plupart des cas, le terme «fraction d'éjection» fait référence à la fraction d'éjection ventriculaire gauche. [3]

I.3.3 La pression sanguine :

La force par zone ou la pression du sang sur les parois des vaisseaux des veines, des artères et des capillaires déclenchée par le rythme cardiaque est appelée pression artérielle. Mais seule la pression dans les grandes artères est signifiée par le terme « pression artérielle » dans l'usage du langage quotidien.

La fonction de la pression artérielle est d'assurer la circulation sanguine dans tout l'organisme afin de lui fournir suffisamment d'oxygène et de nutriments. Un corps sain régule dynamiquement la pression artérielle, c'est-à-dire si nécessaire par une augmentation du débit cardiaque ainsi que par la contraction ou l'expansion des vaisseaux sanguins (vaisseaux de résistance).

La pression sanguine se mesure approximativement au niveau du cœur et s'exprime en mmHg (millimètres de mercure) ou en kPa (kilopascal).

Au repos, le cœur bat environ 70 fois par minute ; dans le processus, le muscle cardiaque se contracte puis se relâche à nouveau. Pendant la phase de contraction du cœur (systole), les ventricules se contractent et pompent le sang du cœur via l'aorte dans la circulation pulmonaire et systémique. La pression artérielle est la plus élevée lorsque le cœur s'est contracté le plus fort. Cette valeur est appelée pression artérielle systolique.

Pendant la phase de relaxation du cœur (diastole), les ventricules s'élargissent à nouveau et se remplissent à nouveau de sang. Aucun sang n'est pompé dans la circulation pulmonaire et

systémique pendant cette phase. La pression artérielle diminue en conséquence. Le niveau de pression le plus bas est appelé pression artérielle diastolique.

C'est pourquoi 2 niveaux sont toujours indiqués lors d'une mesure de tension artérielle, par exemple avec 120/80 mmHg (littéralement : « 120 à 80 »). Le premier niveau indique la pression artérielle systolique et le deuxième niveau indique la pression artérielle diastolique.

Les niveaux de pression artérielle physiologique « normaux » sont de 120/80 mmHg. Des facteurs tels que l'âge, le sexe et la condition physique influencent ces niveaux. Si les niveaux sont constamment supérieurs à 150/90 mmHg lors d'une mesure de la pression artérielle, on parle d'hypertension artérielle.

Une pression artérielle basse existe lorsque les niveaux sont inférieurs à 100/60 mmHg chez les femmes et inférieurs à 105 mmHg/65 mmHg chez les hommes. La mesure de la pression artérielle est un outil de diagnostic important pour détecter rapidement les altérations de la santé des fonctions cardiovasculaires. [4]

I.3.4 Activité électrique du cœur :

Notre muscle cardiaque est composé de minuscules cellules. Le système électrique de notre cœur contrôle la synchronisation de notre rythme cardiaque en envoyant un signal électrique à travers ces cellules.

Deux types différents de cellules dans notre cœur permettent au signal électrique de contrôler notre rythme cardiaque :

- les cellules conductrices transportent le signal électrique de notre cœur.
- les cellules musculaires permettent aux cavités de notre cœur de se contracter, une action déclenchée par le signal électrique de notre cœur.

Le signal électrique traverse le réseau de «voies» de cellules conductrices, ce qui stimule la contraction de nos chambres supérieures (oreillettes) et inférieures (ventricules). Le signal est capable de voyager le long de ces voies au moyen d'une réaction complexe qui permet à chaque cellule d'activer une à côté de l'autre la stimulant à "transmettre" le signal électrique d'une manière ordonnée. Au fur et à mesure que cellule après cellule transmet rapidement la charge électrique, le cœur entier se contracte en un seul mouvement coordonné, créant un battement cardiaque.

Le signal électrique commence dans un groupe de cellules au sommet de notre cœur appelé le nœud sino-auriculaire (SA). Le signal descend ensuite dans notre cœur, déclenchant d'abord nos deux oreillettes, puis nos deux ventricules. Dans un cœur en bonne santé, le signal traverse très rapidement le cœur, permettant aux cavités de se contracter de manière régulière et ordonnée.

Nœud SA et oreillettes :

Lorsque le nœud SA envoie une impulsion électrique, il déclenche le processus suivant :

- Le signal électrique passe à travers les cellules musculaires de notre nœud SA aux deux oreillettes droite et gauche.
- Le signal déclenche les cellules musculaires qui font contracter nos oreillettes.
- Les oreillettes se contractent et pompent le sang dans les ventricules gauche et droit.

Nœud AV et ventricules :

Une fois que le signal électrique a provoqué la contraction de nos oreillettes et le pompage du sang dans nos ventricules, le signal électrique arrive à un groupe de cellules au bas de l'oreillette droite appelé nœud auriculo-ventriculaire, ou nœud AV. Le nœud AV ralentit brièvement le signal électrique, donnant aux ventricules le temps de recevoir le sang des oreillettes. Le signal électrique se déplace ensuite pour déclencher nos ventricules.

Lorsque le signal électrique quitte le nœud AV, il déclenche le processus suivant :

- le signal parcourt un faisceau de cellules de conduction appelé le faisceau de His, qui divise le signal en deux branches : une branche va vers le ventricule gauche, une autre vers le ventricule droit.
- ces deux branches principales se divisent davantage en un système de fibres conductrices qui diffuse le signal à travers nos ventricules gauche et droit, provoquant la contraction des ventricules.
- lorsque les ventricules se contractent, notre ventricule droit pompe le sang vers nos poumons et le ventricule gauche pompe le sang vers le reste de notre corps.

Une fois que nos oreillettes et ventricules se contractent, chaque partie du système se réinitialise électriquement.

Le rythme cardiaque se produit comme suit :

1. Le nœud SA (appelé le stimulateur cardiaque du cœur) envoie une impulsion électrique.
2. Les cavités cardiaques supérieures (oreillettes) se contractent.
3. Le nœud AV(auriculo-ventriculaire) envoie une impulsion dans les ventricules.
4. Les cavités cardiaques inférieures (ventricules) se contractent ou se pompent.
5. Le nœud SA envoie un autre signal aux oreillettes pour se contracter, ce qui recommence le cycle.

Ce cycle d'un signal électrique suivi d'une contraction est un battement du cœur. [6]

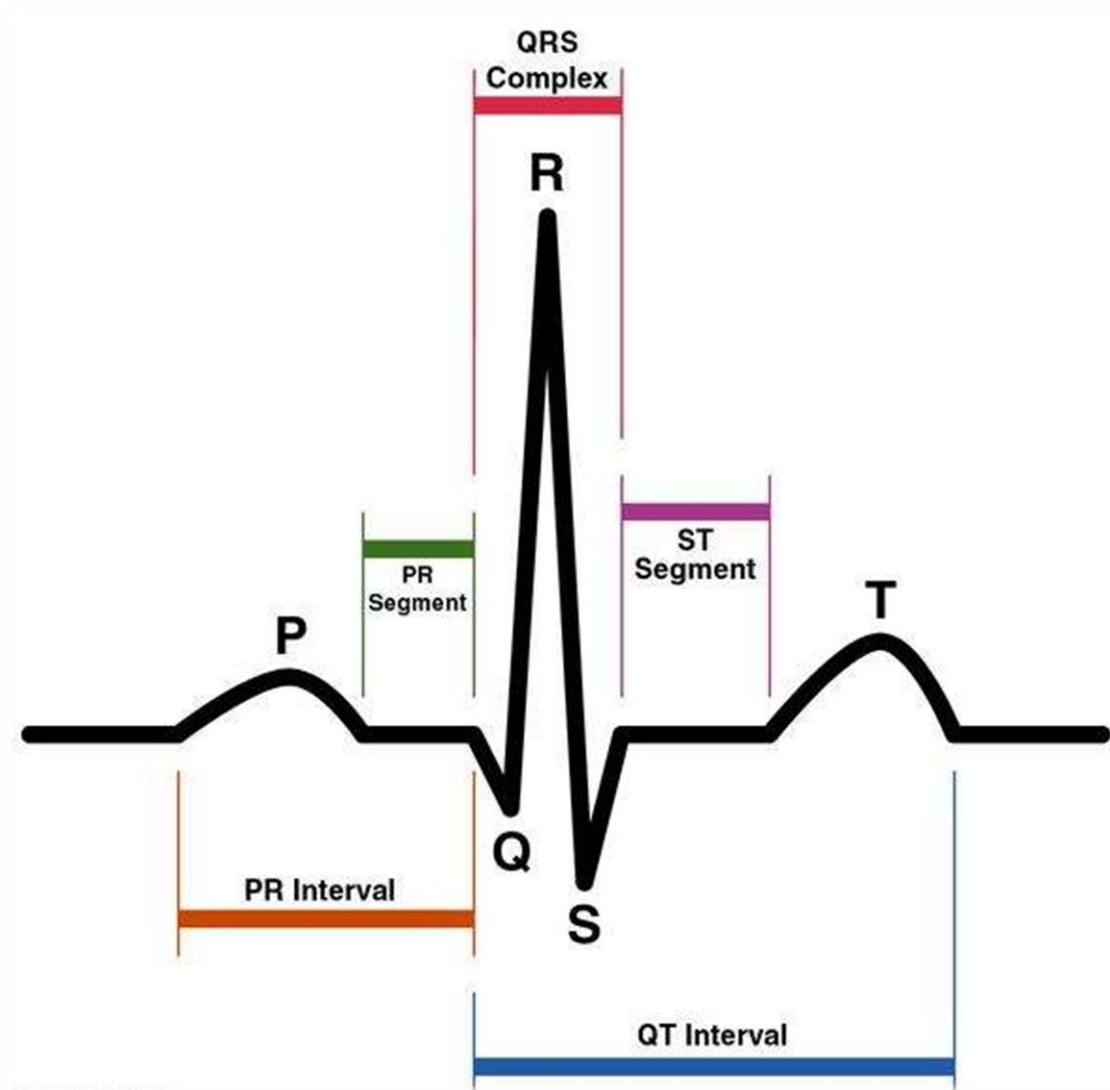


Figure 3: L'activité électrique du cœur [7]

I.4 Mesure de l'activité cardiaque :

Le cœur est un muscle automatique dont nous pouvons entendre les deux battements caractéristiques. On peut mesurer son activité électrique avec un électrocardiogramme. On peut trouver le débit cardiaque de la fonction du système cardiovasculaire, qui est la quantité de sang injectée par minute par la fréquence cardiaque. L'index cardiaque est égal au quotient du débit cardiaque divisé par la surface corporelle.

Pour la mesure du débit cardiaque on utilise plusieurs méthodes :

- L'écho-doppler cardiaque, méthode malgré elle est souvent imprécise mais la plus usuelle.
- L'étude de la consommation d'oxygène et la gazométrie sanguine, et on peut utiliser cette mesure au repos et à l'effort.
- On peut injecter un indicateur dans le sang et le plus souvent thermique, et cette méthode est une mesure par thermo dilution.

La fréquence cardiaque au repos est de 3,5 l/min/m². Elle changera avec l'âge car elle diminuera d'environ 0,25 l/min/m² et augmentera en raison de l'hyperthermie. Par rapport à la position couchée ou debout, le débit en position assise est plus faible. [10]

I.5 Mesure en contact de la fréquence cardiaque :

I.5.1 Qu'est- ce que la fréquence cardiaque ?

C'est le nombre de battements par minute, c'est à dire la vitesse de battement du cœur. Au repos, le rythme cardiaque normal pour une personne adulte est généralement compris entre 60 et 100 battements par minute (BPM). Cela varie en fonction de l'activité physique et de l'hygiène de vie de la personne. Et chez les personnes qui pratiquent beaucoup d'exercices et d'efforts, le rythme cardiaque pourrait même être légèrement inférieur. Par contre, en activité, il est plus difficile de déterminer le rythme cardiaque lorsqu'on fait de l'effort car notre âge, notre hygiène de vie et le type d'exercice pratiqué peuvent avoir un impact dessus. [8]

Fréquences cardiaques (mn)	
Adulte	50-100
Enfant (1 à 8 ans)	70-140
Nourrisson >1 an	100-160
Nourrisson <1 an	120-160

Tableau 1: La fréquence cardiaque par minute

I.5.2 Comment évaluer notre rythme cardiaque maximal et cible ?

On peut calculer notre rythme cardiaque maximal en soustrayant l'âge à 220.

Par exemple, j'ai 26 ans, donc le calcul sera le suivant : $220 - 26 = 194$ (BPM).

On peut définir la fourchette cible de rythme cardiaque en multipliant le résultat trouvé par 50 % ou 70 %. [12]

Le calcul sera :

50 %	70 %
97BMP	136BMP

Tableau 2: Taux du rythme cardiaque

I.5.3 La mesure du rythme cardiaque :

I.5.3.1.Méthode auscultatoire :

Le pouls est l'onde de pression causée par la dilatation et la rétraction des artères pendant la révolution cardiaque.

La prise du pouls se fait manuellement en écrasant avec un ou plusieurs doigts l'artère qui va venir s'écraser contre l'os. La fréquence cardiaque est estimée en comptant le nombre de battements perçus en une minute.

En utilisant un stéthoscope qui réalise une amplification acoustique des sons émis par le cœur. Cette méthode est non-invasive mais elle n'est pas utilisable pour une mesure continue de la fréquence cardiaque.

Pour les malades hospitalisés en soins intensifs, l'examen hémodynamique permet de mesurer les variations intra-vasculaires de pression dans une artère en y insérant un cathéter équipé d'un manomètre. Cette méthode invasive ne se fait qu'en la présence d'une personne qualifiée. [8]

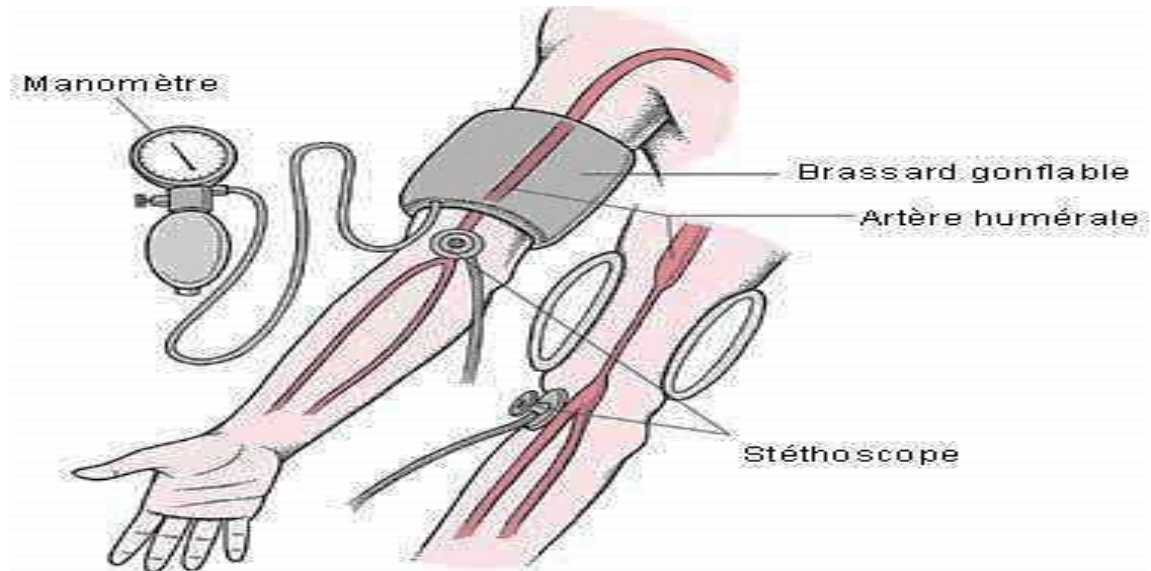


Figure 4: La méthode d'auscultation [8]

Comment la mesure se passe ?

L'auscultation cardiaque est une partie importante de l'examen cardiaque. Elle permet généralement de poser un diagnostic sans l'aide d'examen complémentaires. L'auscultation cardiaque est toujours complétée par une auscultation pleurale. L'auscultation est mieux effectuée dans une pièce calme où le patient est assis, torse nu ou avec un accès facile à la poitrine.

- Le stéthoscope binaural doit être de haute qualité.
- Le patient doit d'abord être ausculté en décubitus dorsal, puis en position latérale gauche, puis en position assise, la poitrine penchée vers l'avant.
- Il est important de demander au patient d'arrêter sa respiration de temps en temps. Dans le même temps, il doit respirer calmement et ne pas émettre de bruits respiratoires.
- Dans toutes ces opérations, l'oreillette du stéthoscope se déplace progressivement dans toute la zone précordiale, modifiant ainsi la pression de l'oreillette.

Une variété d'opérations peut être utilisée pour provoquer des changements dans les données d'auscultation avec une valeur diagnostique. On devrait faire principalement attention aux changements de posture, aux mouvements de Valsalva et aux exercices physiques. [8]

I.5.3.2. L'électrocardiogramme (ECG) :

Un électrocardiogramme (ECG) est un examen qui permet de mesurer l'activité électrique du cœur. Chaque fois qu'il bat, une impulsion électrique traverse le cœur. Cette onde provoque la contraction du muscle cardiaque, forçant le sang à sortir du cœur. L'électrocardiogramme mesure et enregistre

l'activité électrique traversant le cœur. Le médecin peut alors déterminer si l'activité est normale. Des résultats ECG anormaux peuvent détecter différents problèmes cardiaques ou douleurs thoraciques. Il est utilisé pour détecter les arythmies et dépister les problèmes cardiaques tels que les maladies cardiaques, et pour surveiller la récupération des crises d'épilepsie et l'expansion de la capacité cardiaque.

Avant l'examen d'ECG il n'est pas nécessaire de venir à jeun, mais il ne faut pas fumer au cours de la période précédant le début de l'intervention, et il faut retirer les bijoux et porter la chemise d'hôpital. [8]



Figure 5 : Calcule d'ECG avec un électrocardiogramme [9]

Avant d'enregistrer un ECG, nous devons nous assurer de bien comprendre le fonctionnement de l'équipement d'enregistrement. Les patients doivent être invités à s'allonger et à se détendre afin de réduire les interférences possibles des muscles squelettiques. Avant de brancher les électrodes, il peut être nécessaire de raser l'excès de poils pour assurer un bon contact électrique. Une fois les électrodes correctement fixées, nous devons vérifier si les paramètres de l'équipement sont correctement réglés. La vitesse d'alimentation du papier est généralement de 25 mm/s ou 1 mm représente 0,04 s. L'étalonnage couramment utilisé est de 10 mm, ce qui correspond à 1 mV. Le papier utilisé pour imprimer l'électrocardiogramme est du papier quadrillé dont un côté est un petit carré de 1 mm et l'autre est un grand carré de 5 mm séparés par des lignes épaisses. Enfin, avant d'expliquer l'ECG, il est important de s'assurer de sa qualité. Il ne devrait pas y avoir d'erreurs de calibration ni d'interface ni de stabilisation de la ligne de base. [8]

I.6 Mesure sans contact de la fréquence cardiaque :

I.6.1. ECG sans contact :

L'objectif de ce travail est le développement d'un système sensoriel capacitif sans contact pour la détection de signaux (électrocardiographiques) de type ECG. L'approche d'acquisition est basée sur un couplage capacitif avec le corps du patient réalisé par des électrodes intégrées dans un circuit

frontal. Le système proposé est capable de détecter les changements de charge électrique liés à l'activité cardiaque. En raison de la faiblesse du signal cible et de la présence d'autres signaux indésirables, des étages d'amplification et des filtres analogiques appropriés sont nécessaires. Des résultats simulés nous ont permis d'évaluer l'efficacité de l'approche, tandis que des mesures expérimentales, enregistrées sans contact avec la peau, ont validé l'efficacité pratique de l'architecture proposée. [11]

Les activités des organes humains, tels que le cœur, le cerveau, les muscles, etc. entraînent des signaux bioélectriques. Des signaux bioélectriques accompagnent tous les processus biochimiques et sont définis comme des potentiels électriques entre des points dans les cellules vivantes et peut être mesuré avec plusieurs techniques, y compris l'ECG. Par rapport à d'autres signaux, l'amplitude et la plage de bande passante du signal cardiaque (0,1 à 0,5 mV ; 0,5–100 Hz) est parmi les plus grands et en tant que tel approprié pour mesurer sans contact [12].

Afin de détecter ces relativement petits signaux, un capteur à haute sensibilité et faible susceptibilité aux interférences ambiantes doit être appliqué.

Les électrodes de type capacitif sont capables de détecter des biopotentiels signaux avec un écart explicite entre le capteur et le corps, même à travers cheveux et vêtements [16].

Par rapport au type conducteur standard électrodes, la surface de ces électrodes est isolée électriquement et reste ainsi stable même dans les applications à long terme. L'électrode métallique du capteur et la surface du corps sont couplées capacitivement, formant une capacité CECG.

1.6.2 Doppler cardiaque :

L'écho-doppler cardiaque est une technique d'imagerie médicale qui utilise les ultrasons non perçus par l'oreille humaine. Cet examen permet de visualiser le cœur et ses structures, ainsi que les vaisseaux sanguins à proximité en 2D et 3D et d'observer et d'analyser les déplacements des flux sanguins. L'échocardiographie-doppler est réalisée au moyen d'une sonde déplacée sur le thorax. L'examen peut être pratiqué à tout âge et prescrit dans la surveillance de certaines affections.[13]

Semblable à l'échocardiogramme, l'échographie Doppler est un examen au cours duquel des ondes sonores, émises à très haute fréquence, rebondissent sur votre cœur et vos vaisseaux sanguins. Les ondes, qui sont alors réfléchies tel un écho, sont recueillies et transformées en images qui reflètent la circulation sanguine à travers le cœur et les vaisseaux sanguins. L'échographie Doppler permet donc aux médecins d'examiner, de façon distincte, les conditions d'écoulement et d'irrigation du cœur et des vaisseaux sanguins. Elle leur permet également d'observer et de mesurer les éventuelles obstructions des artères, de même que le degré de rétrécissement ou d'écoulement des valvules cardiaques. Ce test peut être conseillé aux personnes atteintes d'athérosclérose ou d'insuffisance coronarienne. On y a recours pour évaluer le flux sanguin dans les artères coronariennes (vaisseaux sanguins qui alimentent le cœur), l'artère carotide (principale artère du cou), les principales artères des bras et des jambes, ou même à l'intérieur du cœur en soi (échocardiogramme). [25]

L'écho-doppler est utilisé au cours du suivi médical après certains traitements comme la prise de médicaments toxiques pour le cœur. Cela offre une meilleure qualité d'image, en particulier pour les structures postérieures du cœur. Le signal ultrasonore n'est perturbé ni par la cavité thoracique ni par les zones graisseuses.

Après l'examen, le médecin interprète les résultats, les explique au patient et lui remet le compte-rendu d'examen qu'il adresse également au médecin prescripteur. [16]

I.6.3 Caméras thermiques :

Le changement de température par convection et conduction s'effectue par le sang chaud qui circule dans les artères de surface. Ce phénomène est directement modulé par le rythme cardiaque. Les caméras thermiques sont des moyens de mesure non invasifs et sans contact pour fournir les informations cardiaques.

Les caméras sont calibrées dans la gamme spectrale de l'infrarouge. L'algorithme de suivi et de sélection des différentes régions d'intérêt sur le visage ne permet d'effectuer des mesures que sur certaines artères, comme la carotide ou l'artère temporale superficielle. Les fluctuations de température reflètent les changements de volume sanguin dans les vaisseaux surveillés. Une transformée en ondelettes continues est utilisée sur les données thermiques pour éliminer le bruit de la mesure en ne sélectionnant que certains coefficients de la bande de fréquence utile.

Le plus important est de rendre les données physiologiques robustes pour éviter les problématiques des systèmes de mesure des signaux physiologiques à l'aide d'imagerie médicale. [17]

I.6.4 Radar doppler :

Un capteur radar Doppler peut détecter des mouvements infimes du corps humain. Par exemple, même si un battement cardiaque se produit à l'intérieur du corps humain, son mouvement est observable à la surface du corps grâce au changement de la pression artérielle. Bien que ces mouvements ne soient que de quelques millimètres par battement cardiaque au maximum, il s'agit d'un mouvement involontaire qui se traduit par un effet Doppler plus élevé, qui fournit un signal capable d'être analysé par un circuit externe et un logiciel du système hôte.

De même, la respiration est détectable à la surface du corps avec des mouvements plus grands qu'un rythme cardiaque. La respiration est principalement un mouvement lent et peut être détectée à l'aide de l'effet Doppler, mais elle peut nécessiter l'utilisation d'un autre caractère paramétrique du signal réfléchissant. Par exemple, l'amplitude changeant lentement du mouvement d'inspiration et d'expiration synchronisé peut être une source alternative à utiliser en parallèle. La figure suivante illustre la tendance de la force du signal réfléchi par le mouvement d'inspiration et d'expiration. Cela dépend de la distance entre le capteur radar Doppler et la cible, qui peut ne pas être significative. [14]



Figure 6 : signal d'inspiration et d'expiration

Le radar Doppler détecte les ondes électromagnétiques qui sont le reflet d'une transmission active. Avec la technique c'est possible pénétrer certains supports non métalliques, tels que le bois, les vêtements et l'eau et la télédétection des paramètres physiologiques humains, par ex. rythme cardiaque et respiration [15]. Il fonctionne sur différentes fréquences.

La mesure des paramètres physiologiques humains a été explorée avec onde continue (CW), fréquence modulée (FM) et large bande radar pulsé (UWB) configuré en canal unique ou en quadrature radar [16]. Une limitation majeure de la configuration à canal unique est sa sensibilité à la position cible en raison d'une relation de phase périodique entre le signal reçu et l'oscillateur local

En raison de cette limitation, un récepteur radar en quadrature capable de sélectionner le meilleur des deux canaux (I et Q) a été proposé pour surmonter sensibilité de détection à la position du sujet. [16]

I.6.5. Le microphone RH à partir de la parole :

Parler est la forme de communication la plus basique entre les gens. A côté de l'expression de base et des informations linguistiques, la sortie vocale comprend également des informations organiques et biologiques cachées [21]. En fait, les fréquences cardiaques humaines sont liées dynamiquement aux variations des paramètres des cordes vocales via le larynx, qui est indirectement connecté au système circulatoire humain [103]. À cause de ce fait, il devrait être possible de détecter les activités cardiaques humaines en extraire les caractéristiques de fréquence appropriées des changements dans la parole humaine [21]. Mesleh et al. [21] ont démontré l'étude de la fréquence caractéristique du signal vocal vocalique. Avec la méthode, l'auteur a pu obtenir des informations sur l'activité cardiaque, produisant une modulation de fréquence du signal vocal vocalique dans une certaine bande de fréquence, permettant à l'intervalle IBI d'être extrait. [17]

I.7 Conclusion :

Dans ce chapitre nous avons défini le cœur humain avec ses parties et comment le cycle cardiaque se déroule, ainsi que la pression sanguine et les volumes ventriculaires. La deuxième partie présente la mesure de l'activité cardiaque avec et sans contact et les différentes méthodes pour effectuer cette mesure.

Dans le chapitre suivant nous détaillerons le principe de la photopléthysmographie et comment elle est utilisée pour extraire les signaux physiologiques.

Chapitre 2 :

Mesure sans contact pour la détection du PPG

II.1 Introduction :

Avec la montée en puissance des appareils portables qui intègrent une myriade de procédures de soins de santé et de fitness dans la vie quotidienne, une méthode fiable pour mesurer divers bio-signaux dans une configuration quotidienne est plus que jamais souhaitée. Beaucoup de ces paramètres physiologiques tels que la fréquence cardiaque (FC) et la fréquence respiratoire (RR) sont extraits indirectement et à l'aide d'autres signaux tels que le Photopléthysmographie (PPG). Cela s'explique en partie par le fait que dans certains cas, comme les mesures RR, les appareils qui les mesurent directement sont lourds à porter et donc peu pratiques. En revanche, les signaux tels que les PPG dont le RR peut être extrait ne sont pas très propres. Cela pose un défi pour l'extraction fiable de ces métriques. Le problème le plus important est qu'ils sont corrompus par des artefacts de mouvement. Nous passons en revue les algorithmes de pointe qui sont utilisés pour détecter et filtrer les artefacts de mouvement dans les signaux PPG et pour les comparer en termes de performances. Les informations fournies dans ce chapitre peuvent aider les scientifiques et les ingénieurs à mieux comprendre le domaine et à être en mesure d'utiliser la technique la plus adaptée à leur travail, ou de proposer des solutions innovantes basées sur celles existantes. [20]

La Photopléthysmographie (PPG) est une technique de mesure optique vasculaire, utilisée pour détecter les changements de volume sanguin dans le lit micro vasculaire du tissu ciblé et pour évaluer la fonction cardiovasculaire. Cependant, de nombreuses études ont été menées sur divers sites corporels en une seule mesure (par exemple, un seul capteur PPG situé sur un seul site corporel) et des mesures multi-sites (plusieurs capteurs PPG situés sur une gamme de sites corporels). Les sites des doigts et des orteils sont généralement évalués. Une gamme de caractéristiques de l'onde de pouls a été étudiée, y compris le temps de transit d'impulsion, l'intervalle d'impulsion, l'intervalle de crête à crête, l'amplitude, le contour d'impulsion, ainsi que leur variabilité naturelle. Par la suite, la PPG a été utilisée dans une gamme de paramètres de la mesure physiologique au chevet, par exemple, la fréquence cardiaque, la saturation en oxygène, l'évaluation de l'hypertension et l'évaluation vasculaire périphérique détaillée. La PPG est également devenue une technologie de détection clé dans les appareils de santé numériques et portables. Ce chapitre est consacré aux notions fondamentales de la cardiologie qui apparaissent très utiles à la compréhension de la Photopléthysmographie et son fonctionnement et nous détaillerons la méthode optique de mesure du rythme cardiaque, appelée Photopléthysmographie. Dans un premier temps nous décrirons le fonctionnement de la technologie sans contact pour la détection du PPG. De plus, nous ferons un résumé des méthodes existantes, ces éléments permettent de mieux identifier les phénomènes physiques en cause et ainsi de permettre une meilleure compréhension des enjeux et limites de la technologie. [19]

II.2 Définition et principe :

Au sens strict, la pléthysmographie fait référence à l'enregistrement graphique de l'augmentation (volume). La Photopléthysmographie avec ou sans contact (PPG) consiste à estimer des paramètres physiologiques pour mesurer les modifications des informations lumineuses transmises ou rétrodiffusées par la peau à l'aide de capteurs photoélectriques monochromes ou multicolores, respectivement. Ces changements sont induits par la variation temporelle du volume sanguin dans les tissus micro vascularisés présents sous la peau. La mesure repose sur le fait que le sang présent dans les artères à des niveaux d'absorption différents suivant certaines longueurs d'onde et ces variations sont principalement induites par l'évolution du volume. Ce signal est nécessaire et très utile surtout au sein d'un bloc opératoire il permet au chirurgien de suivre en temps réel l'évolution

du taux d'oxygène dans le sang, ce qui lui permet de prendre la bonne décision au bon moment, Donc c'est un outil important et vital dans le domaine hospitalier et en particulier dans le service de réanimation et les blocs opératoires. Le Photopléthysmographie de pouls permet de détecter les différentes anomalies dans le système cardio-respiratoire lors du transport de l'oxygène à travers l'extraction de plusieurs paramètres liés à ce système comme la pression artérielle, le rythme cardiaque et encore la variabilité du rythme cardiaque (HRV). [18].

La Photopléthysmographie est de plus en plus utilisée en santé numérique, surtout dans les montres connectées. Le signal PPG contient des informations précieuses sur l'activité cardiaque et ses moyens et son analyse pour les maladies cardiovasculaires suscitent beaucoup d'intérêt. Malheureusement, à notre connaissance, il n'y a pas de jeu de données PPG arythmiques accessibles au public. Ce travail tente de fournir une boîte à outils qui peut générer des signaux PPG arythmiques synthétisés. Le modèle d'une seule impulsion PPG dans cette boîte à outils utilise deux fonctions gaussiennes combinées. Cette boîte à outils prend en charge la synthèse de la forme d'onde PPG avec des battements cardiaques réguliers et trois battements cardiaques irréguliers : compensation, interpolation et réinitialisation. L'utilisateur peut générer une grande quantité de données PPG avec une certaine irrégularité, avec une fréquence d'échantillonnage, une durée, et une gamme de types de bruit (bruit gaussien et bruit multifréquence) qui peut être ajoutée au PPG synthétisé. Tous ceux-ci peuvent être modifiés à partir de l'interface ainsi que différents types de PPG arythmiques (tels que calculés par le modèle) généré. La génération de grands ensembles de données PPG qui simule les PPG collectés auprès de vrais humains pourrait être utilisée pour tester la robustesse des algorithmes développés qui ciblent les signaux PPG arythmiques. [19]

Les pléthysmographies mesurent les changements de volume. La seule méthode pour mesurer les changements absolus dans le volume sanguin avec précision dans les extrémités est en utilisant la chambre-pléthysmographie. Le changement de volume peut être converti en flux sanguin en utilisant : $F = dv/dt$. Cependant, dans certains cas, on ne s'intéresse qu'au volume relatif, par exemple pour voir le taux de pulsation du cœur. Dans ce cas, l'information est dans la synchronisation et non dans l'amplitude ou la forme du signal. Si tel est le cas, nous pouvons utiliser l'impédance électrique-pléthysmographie ou la Photopléthysmographie (PPG). Un capteur PPG peut être utilisé en réflexion (par exemple sur le doigt) ou en transmission mode (par exemple sur l'oreille). Normalement, une longueur d'onde dans le proche infrarouge est utilisée car c'est là que nous avons la plus forte modulation du signal due à la lumière d'absorption dans l'hémoglobine du sang. [20]

II.3 Le signal PPG :

Le plus gros problème avec l'extraction correcte de ces paramètres de santé est que les signaux PPG sont souvent mesurés au cours de divers types de mouvement et sont donc corrompus par le bruit du mouvement. Ce bruit peut apparaître sous la forme de signaux indisciplinés de grandes amplitudes dans les signaux PPG. Il se reflète également dans le domaine fréquentiel et chevauche la gamme de fréquences de la respiration ou de la fréquence cardiaque. Heureusement, un autre capteur fondamental qui est souvent intégré dans les appareils portables est un accéléromètre qui aide à la détection et à l'élimination de ce bruit.

Avec l'accéléromètre il est possible de mesurer le mouvement et de le relier à la partie du signal respiratoire qui est corrompue par des artefacts de mouvement. Avec un signal de référence, comme l'accélération, il est plus facile de supprimer le bruit de mouvement. Ceci est particulièrement important lorsque le bruit se situe dans la même bande de fréquences que le signal d'intérêt. Par

conséquent, les méthodes de filtrage traditionnelles peuvent ne pas fonctionner correctement car elles ne peuvent pas faire la distinction entre le signal recherché et le bruit du mouvement. Néanmoins, il existe certaines possibilités pour atténuer ce problème, contamination du signal due à des artefacts de mouvement, même si aucun signal d'accélération n'est disponible. Principalement, s'il n'y a pas de bruit, certaines valeurs statistiques sont presque les mêmes dans le temps. Ainsi, il est possible de calculer des valeurs telles que l'asymétrie et l'aplatissement, de les définir comme des seuils et de les comparer aux périodes à venir et par conséquent de marquer des parties du signal PPG comme corrompues. L'inconvénient de ces méthodes est qu'elles ne marquent que les pièces défectueuses et les découpent entièrement. Pour surmonter ce problème, il est possible de générer un signal de référence synthétique à partir du signal PPG corrompu avec l'utilisation de la décomposition en mode empirique (EMD). [20]

Le signal PPG utilise une lumière infrarouge (IR) de faible intensité. Lorsque la lumière traverse les tissus biologiques, elle est absorbée par les os, les pigments cutanés et le sang veineux et artériel. Étant donné que la lumière est plus fortement absorbée par le sang que les tissus environnants, les changements du flux sanguin peuvent être détectés par les capteurs PPG comme des changements dans l'intensité de la lumière.

Le signal de tension de PPG est proportionnel à la quantité de sang circulant dans les vaisseaux sanguins. Même de petits changements dans le volume sanguin peuvent être détectés en utilisant cette méthode, bien qu'elle ne puisse pas être utilisée pour quantifier la quantité de sang. Ce signal a plusieurs composants, y compris des changements volumétriques dans le sang artériel qui sont associés à l'activité cardiaque, des variations du volume sanguin veineux qui module le signal PPG, un composant CC montrant la propriété optique des tissus et des changements d'énergie subtils dans le corps.

La PPG montre les changements de flux sanguin sous forme d'onde à l'aide d'une barre ou d'un graphique. La forme d'onde a une composante de courant alternatif (AC) et une composante de courant continu (CC) ou la composante AC correspond aux variations du volume sanguin en synchronisation avec le rythme cardiaque. La composante continue provient des signaux optiques réfléchis ou transmis par les tissus est déterminée par la structure tissulaire ainsi que les volumes sanguins veineux et artériels et la composante DC montre des changements mineurs avec la respiration. La fréquence de base de la composante AC varie avec la fréquence cardiaque et se superpose à la ligne de base CC. [20]

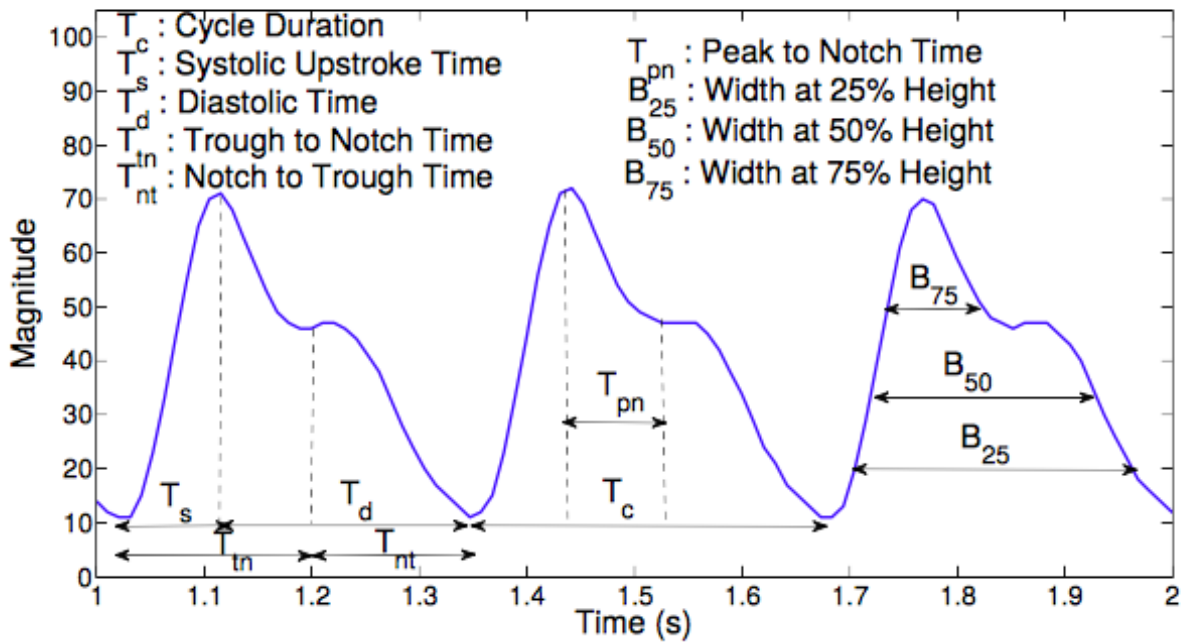


Figure 7: schéma du signal PPG [21]

II.4 La forme d'onde de PPG :

Actuellement, à notre connaissance, aucune étude systématique n'a été réalisée dans la littérature existante sur le signal iPPG, analyse de forme d'onde. Pour cette raison, nous passons en revue les fonctionnements sur les fonctionnalités de forme d'onde PPG de contact et leurs applications. La forme d'onde PPG est affectée par le rythme cardiaque, l'hémodynamique, les propriétés et conditions physiologiques causées par la modification des propriétés des artérioles. Un tel effet peut être remarqué comme une distorsion dans les profils d'onde. Son analyse est très intéressante surtout dans la circulation sanguine, l'évaluation et la surveillance respiratoire.

Il est bien établi qu'il existe une variabilité de la forme d'onde PPG au fil du temps et qu'il peut y avoir des différences de morphologie et de dynamique entre les différents sites corporels périphériques, par exemple la respiration ainsi que les changements de tension artérielle peuvent moduler les signaux PPG sur des périodes de 10 secondes. En outre, un artefact provenant du mouvement et / ou du tremblement du capteur et du membre peut limiter l'extraction fiable des caractéristiques d'impulsion et ainsi avoir un enregistrement d'une longueur suffisante permettant d'identifier, et donc de rejeter de tels épisodes de bruit. Ces considérations de variabilité du signal forment la justification derrière la prise d'une moyenne de battements multiples pour une analyse morphologique représentative de la composante pulsatile PPG «AC» et la motivation de cette étude. Cependant, en dépit de la large gamme d'études sur les applications de PPG en particulier dans la santé numérique, ainsi que le nombre nettement plus faible des enquêtes spécifiquement axées sur la quantification, la qualité du signal, il semble encore peu publié sur les attentes de qualité du signal, par exemple, la durée minimale d'enregistrement ou la proportion de battements bruyants nécessaires pour rejeter un enregistrement, ce qui affecte par conséquent la reproductibilité et la valeur de mesure ultime. Les professeurs dans ce domaine ont cherché à déterminer pour l'analyse morphologique des impulsions s'il y avait accord concernant la longueur minimale d'enregistrement, le nombre minimum d'impulsions non déformées, c'est-à-dire de qualité de diagnostic requis, ainsi que la proportion seuil de battements bruyants nécessaires pour l'enregistrement. Leur objectif plus large est de transférer les connaissances des travailleurs expérimentés de PPG à d'autres (futurs)

chercheurs et étudiants à l'échelle internationale. L'amplitude, la durée et la forme d'onde des impulsions PPG ont tendance à varier entre les personnes, et elles diffèrent même d'un moment à l'autre chez la même personne. [20]

Les battements cardiaques prématurés sont des battements PPG irréguliers typiques. Il existe deux types différents de battements cardiaques prématurés, les contractions auriculaires prématurées et les contractions ventriculaires prématurées. Cette étude se concentre uniquement sur les signaux PPG irréguliers qui ont des contractions auriculaires prématurées. La contraction auriculaire prématurée modifie la forme d'onde de la PPG pendant deux battements consécutifs, ces deux battements sont définis comme le groupe prématuré, et le premier battement du groupe prématuré et le deuxième battement du groupe prématuré sont définis comme le premier battement et le deuxième battement, respectivement. Les battements sans l'influence de contractions prématurées sont définis comme battements de référence. La durée du premier battement est toujours inférieure à la durée du battement de référence. Sur la base de la différence entre les durées du premier temps et du deuxième temps, Roskamm et Csapo, ont classifié les battements cardiaques en quatre types : compensation, réinitialisation, interpolation et rentrée. Sur la base de leur analyse, ces quatre types sont définis comme suit :

- Compensation : le deuxième battement est prolongé, et la somme de la durée du premier battement et de la durée du deuxième battement est égale à la durée de deux battements de référence.
- Reset : le deuxième battement est prolongé, mais la somme de la durée du premier battement et de la durée du deuxième battement est inférieure à la durée de deux battements de référence.
- Interpolation : la somme de la durée du premier battement et de la durée du deuxième battement est égale à une durée de battement de référence.
- Re-entry : la somme de la durée du premier battement et de la durée du deuxième battement est inférieure à une durée de battement de référence. Nous n'avons pas pu trouver de modèle dans les quatre bases de données mentionnées ci-dessus qui satisfasse à la définition de ré-entrée. Par conséquent, la rentrée n'est pas incluse dans l'analyse actuelle. [22]

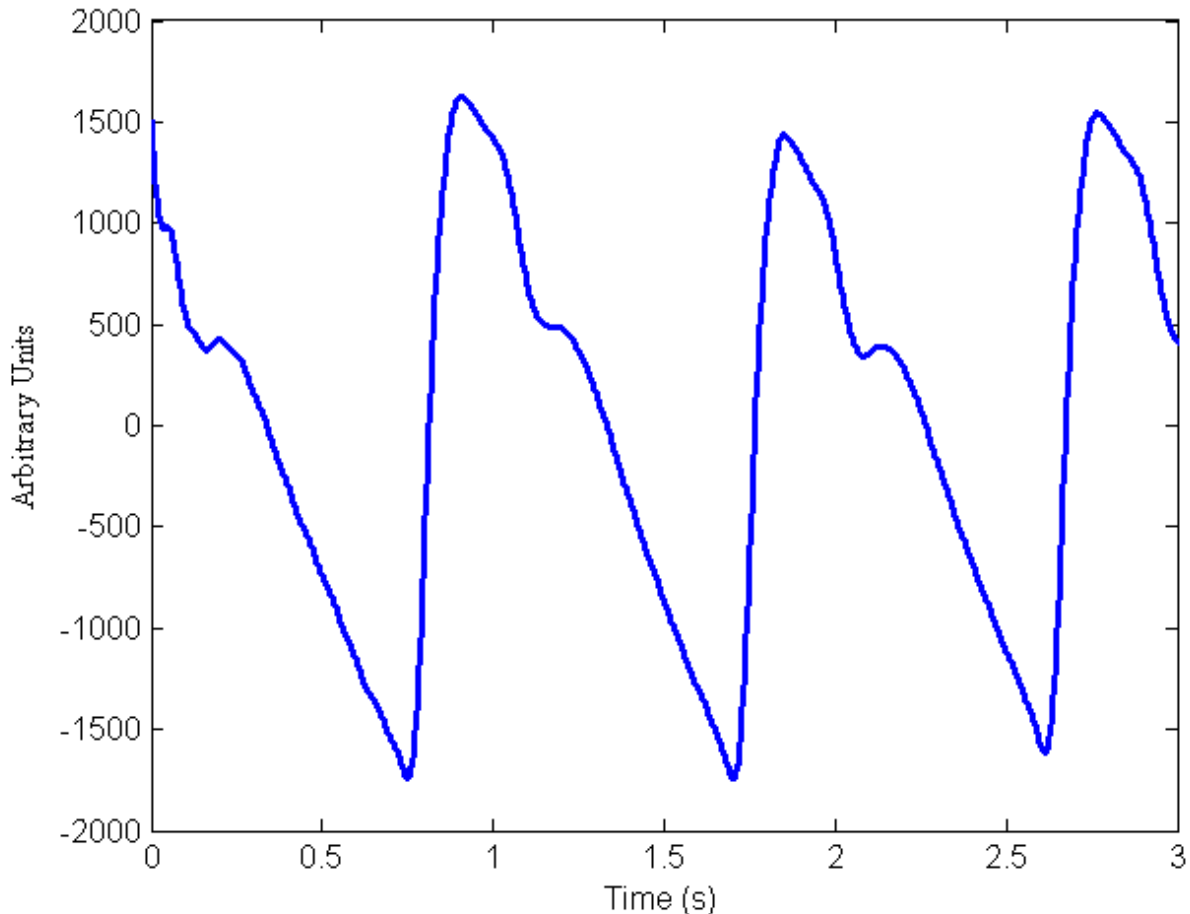


Figure 8: le signal PPG [22]

II.5 Traitement d'images numériques :

De nos jours, la plupart des données de télédétection sont enregistrées au format numérique, et presque toutes les interprétations et analyses d'images nécessitent un traitement numérique. Le traitement d'images numériques peut utiliser une variété de processus, notamment le formatage et la correction des données, l'amélioration numérique pour faciliter l'interprétation visuelle et même la classification automatique des objets et des structures par un ordinateur. Le traitement de l'imagerie numérique nécessite que les données soient enregistrées et utilisées dans un format numérique adapté au stockage sur des disques ou des bandes informatiques. Et évidemment un système informatique (ou système d'analyse d'images) et des équipements et logiciels de traitement des données sont nécessaires. Certains systèmes logiciels commerciaux ont été spécialement développés pour le traitement et l'analyse des images de télédétection. [27]

Ce paragraphe présente les concepts de traitement mathématique des images numériques pour permettre de stocker plus facilement les images et d'améliorer leur qualité et faciliter son analyse.

II.5.1 Filtrage :

Les filtres ont fait l'objet ces dernières années de beaucoup d'attention dans le domaine de traitement des images médicales. Un grand nombre de méthodes existe pour les synthétiser. Il est primordial de chercher et d'utiliser une méthode qui possède la qualité d'avoir une résolution suffisante en utilisant un minimum de coefficients.

Le filtrage consiste à filtrer l'image en modifiant le spectre fréquentiel. Ceci permet de contrôler les actions effectuées sur chaque fréquence de l'image. On peut donc décider d'atténuer les hautes fréquences ou de les amplifier à l'inverse et nous verrons comment cela se traduit en image. Les différents types de filtres les plus utilisées sont : les filtres passe-bas et passe-haut, et les filtres d'amélioration. Les effets de ces filtres seront illustrés sur des images réelles. Nous verrons que nous pouvons lisser ou flouter des images et même mettre en évidence des contours et des textures. [27]

II.5.2 Le pixel :

Une image numérique est une image échantillonnée, elle se compose d'un ensemble de points appelés pixels pour former une image. Le pixel représente donc le plus petit élément constitutif d'une image numérique.

Un pixel est défini comme un point. Ce point spécifie l'élément de surface, le code couleur et l'adresse mémoire. En tant que bin, le pixel contient un pas dont la longueur augmente à mesure que la distance de projection augmente. Enfin, il faut savoir que la taille de l'image est déterminée par la résolution de l'appareil utilisé.

Pixel désigne à la fois comme :

- Éléments de surface de l'écran ;
- Des unités d'information adressables.

Par conséquent, les caractéristiques de chaque point de couleur sont :

- la surface qu'il occupe ;
- L'ensemble des coordonnées liées à l'élément surfacique considéré ;
- Le code couleur et son adresse associée stockés en mémoire. [28]

II.6 Les espace de couleurs :

L'espace colorimétrique est utilisé pour représenter, stocker et transmettre des ensembles de couleurs. Ils sont utilisés dans les appareils photo, les caméras, les téléviseurs et les écrans d'ordinateur, les ondes et la lumière, le traitement d'images et de vidéos, etc.

II.6.1 L'espace de couleur RVB :

Nous étudierons les opérations de couleur en RVB, le modèle le plus courant en informatique.

L'espace colorimétrique RVB est un espace colorimétrique développé par Adobe System en 1998. Il est conçu pour contenir un grand nombre de couleurs pouvant être obtenues avec des imprimantes couleur CMJN, mais les couleurs primaires RVB sont utilisées sur ces appareils à la place des écrans d'ordinateur. L'espace colorimétrique Adobe RVB contient environ 50 % des couleurs

visibles spécifiées par l'espace colorimétrique LAB. Par rapport à l'espace colorimétrique sRGB, qui est principalement composé de cyan dans l'espace colorimétrique Adobe RGB, les couleurs sont représentées par trois valeurs, où chaque composant R, V et B peut prendre une valeur comprise entre 0 et 1. Lors de la visualisation sur un moniteur, vous pouvez spécifier avec précision la chromaticité du point. Points blancs, noirs et principal. De plus, la luminosité du point blanc de l'écran doit être de 160 CD/m², et la luminosité du point noir doit être de 0,5557 cd/m², ce qui signifie que le rapport de contraste est de 287,9. Considérant lx, l'environnement de surveillance est activé 32. [29]

Comme pour l'espace colorimétrique sRGB, les valeurs de l'espace colorimétrique Adobe RGB des trois composantes RGB ne sont pas proportionnelles à la luminosité. Au lieu de cela, il utilise une valeur de correction gamma de 2,2 et aucun segment linéaire proche de zéro n'existe dans sRGB. De plus, la gamme de couleurs (gamut de couleurs) a augmenté. [29]

II.6.2 L'espace de couleur XYZ :

L'espace XYZ est représenté à partir d'une transformation linéaire de l'espace RGB telle que toutes les couleurs du spectre soient contenues dans le triangle XYZ. Par conséquent, les coordonnées XYZ des couleurs naturelles sont toujours positives.

Concernant la distance perceptive, l'espace XYZ ne l'est pas : on perçoit plus de chrominance en x et plus qu'en y. En revanche, certaines tailles de couleurs descriptives : clair/foncé, ne sont pas directement accessibles. [35]

II.6.3 L'espace de couleur HSV :

Le principe des espaces HSV est de les caractériser de manière plus intuitive, cohérente avec la perception naturelle de la couleur, en termes de :

1-teinte : c'est le nom que nous utiliserons pour la désignation de la couleur, "lilas", "orange", etc. Par conséquent, la liaison idéale avec une longueur d'onde à une longueur d'onde sur le cercle de Newton.

2-saturation : c'est le degré de pureté de la couleur, ce niveau doit varier entre pureté maximale et teinte.

3 - Valeur : est une mesure de l'intensité de la couleur, cette valeur doit être différente entre le noir et le blanc.

La conversion de RGB en HSV se fait par transformation non linéaire. [29]

II.6.4 L'espace de couleur YUV :

Le principe des espaces YUV est de les représenter à l'aide d'une composante de luminance Y et 2 de luminance correspondant aux composantes bleue et rouge en coordonnées de couleurs réduites. La composante de luminance est la moyenne pondérée de la sensibilité humaine relative des résultats préliminaires. Les composantes de chrominance u et v représentent le contraste Bleu/Jaune et le contraste Rouge/Cyan. [29]

II.7 Résumé des méthodes existantes :

II.7.1 Caméras et webcams :

II.7.1.1. Activité cardiovasculaire :

La Photopléthysmographie et la cardiographie balistique sont les deux grands principes qui permettent de mesurer la fréquence cardiaque à partir d'une vidéo enregistrée par une caméra standard. La cardiographie balistique est basée sur l'étude du mouvement du corps lors des contractions, lorsque le cœur se contracte et expulse le sang. Le cardiogramme de choc est habituellement observé chez les sujets couchés ou assis dont l'exercice volontaire ou involontaire minimise le rythme cardiaque. Le flux sanguin dans les deux artères carotides exerce une force sur la tête, la faisant osciller légèrement à chaque battement cardiaque. Ce sport n'est pas évident à l'œil nu, mais cela peut être détecté en suivant les points caractéristiques de l'image prise à partir d'un appareil photo standard.

La Photopléthysmographie repose sur un principe précis : le sang absorbe plus de lumière que les tissus. La physiologie de la Photopléthysmographie est comme celle de la peau. La PPG correspond à l'absorption et la mesure des variations du volume sanguin de la réflexion lumineuse. Ces fluctuations de volume sont causées par chaque battement cardiaque. Notons cependant que la définition du principe est à nouveau discutée aujourd'hui. Le changement de luminosité observé peut être en raison de la compression capillaire dans le derme au lieu de l'observation directe. L'étude préliminaire de la mesure PPG de la caméra a été lancée en 2008 par Verkruysse et al. Les chercheurs mesurent les signaux PPG à la distance d'environ 1 mètre dans la zone d'intérêt désignée manuellement sur la face de l'objet observé. Des pixels mesurent chaque image et chaque région d'intérêt : les canaux de couleur rouge, vert et bleu (RVB) du capteur. Un ensemble de pixels est converti en un scalaire d'image donnée.

La Photopléthysmographie consiste à mesurer les variations de l'absorption de lumière par les vaisseaux sanguins via une caméra. Les signaux formés, un par composante colorimétrique du capteur, traduisent les évolutions du volume sanguin à chaque battement cardiaque.

Il faut répéter ce processus pour chaque image pour convertir la vidéo RVB en trois vecteurs. Ces vecteurs contiennent différentes informations physiologiques, notamment la fréquence cardiaque, le niveau d'oxygène dans le sang, la tension artérielle et la fréquence respiratoire. Les signaux PPG passent principalement à travers des filtres passe-bande basés sur la transformée de Fourier ou basés sur la transformée en ondelettes continues pour réduire le bruit et les artefacts de mesure les plus évidents.

Un ensemble de techniques pour filtrer et extraire les signaux PPG des trois signaux a été proposé au fil des ans. Les travaux des chercheurs utilisent une analyse de composants indépendante pour extraire le PPG des informations de manière plus pertinente contenu dans trois signaux RVB. [25] Il est recommandé de convertir les composantes RVB en deux composantes de chrominance orthogonales à l'aide de paramètres définis expérimentalement.

La sélection de la région faciale d'intérêt réservée à la mesure du PPG est un paramètre de base. Une étape de pré-segmentation de certaines parties du visage ou de tous les pixels de la peau peut être introduite. Le calcul de la moyenne spatiale permet de convertir les trames de la vidéo en un signal, qui s'effectue uniquement sur les pixels réservés en fin de pré-segmentation.

Bien que la cardiographie balistique n'est pas sensible aux changements de lumière et elle peut être opérée même si la personne est masquée ou par derrière. Néanmoins, la PPG de chaque caméra est toujours utilisée. Son utilisation a été plus soutenue ces dernières années.

Applications diverses : Hololens mesure les signaux physiologiques dans le cadre de la réalité mixte. Le suivi sans contact est une fonction importante pour le nouveau-né pour la mesure des paramètres physiologiques du conducteur et de la segmentation automatique de la peau.

II.7.1.2. Taux d'oxygène dans le sang :

La quantité d'oxygène dans le sang est connue sous le nom de saturation pulsée en oxygène (SpO₂). Elle fournit un indicateur pour détecter une respiration anormale. La méthode de mesure de la SpO₂ utilise la PPG. Les oxymètres en contact, permettent de mesurer la saturation pulsée en oxygène. La lumière émise par une LED traverse le doigt est mesurée par une photodiode. Le principe est similaire pour la mesure de la saturation par caméra : La lumière ambiante interagit avec les tissus physiologiques et les vaisseaux sanguins sont captés par la caméra. [24]

L'oxymètre est souvent placé sur le doigt et émet de la lumière rouge et infrarouge par intermittence. Étant donné que le sang oxygéné absorbe moins de rouge que le sang désoxygéné, la mesure est cohérente. On continue à augmenter la quantité de lumière absorbée par l'hémoglobine. La caméra utilise également la PPG pour mesurer la fréquence cardiaque. Elle peut également calculer l'oxymétrie de pouls sans toucher les gens. Le principe est similaire, mais légèrement différent : la lumière ne traverse plus les tissus comme elle le fait lorsque l'oxymètre est en contact de la peau et des tissus. [24]

II.7.1.3. La respiration :

Les derniers développements qui permettent la mesure de la fonction respiratoire par caméra peuvent être divisés en deux catégories : études des mouvements corporels, analyse par Photopléthysmographie et imagerie thermique.

La première catégorie consiste à suivre le mouvement de la cavité thoracique provoqué par le processus respiratoire. Des algorithmes de vision par ordinateur ont été spécifiquement développés pour cette tâche. La poitrine ou les épaules sont des zones qui doivent être observées lors de la mesure de la fréquence respiratoire à distance. Des techniques plus sophistiquées ont été proposées dans la littérature, basées sur la caractérisation des changements de volume thoracique par plusieurs caméras ou systèmes de projecteurs de caméras.

La deuxième catégorie consiste à extraire des signaux respiratoires de la PPG. Le mouvement du thorax modifie le flux sanguin pendant la respiration et induit la régulation des signaux PPG par l'activité respiratoire. Différentes techniques de traitement du signal ont été développées ou utilisées à cet effet tel que l'analyse de composantes indépendantes et la transformation en ondelettes continues et prudentes. [24]

II.8 Les avantages de la méthode Photopléthysmographie :

La Photopléthysmographie à longue portée (PPG) est une technologie de mesure optique avec des applications matures dans la surveillance des signes vitaux. Récemment, le consensus sur la variation du volume sanguin (BVV) en tant que source de signaux PPG a été remis en question, soulevant des inquiétudes quant à l'efficacité des méthodes SpO₂ à distance. Reconnaisant le besoin de nouvelles preuves photo physiologiques. Le système PPG à distance peut effectivement détecter le sang artériel. Les longueurs d'onde vertes détectent les artérioles dermiques, tandis que les longueurs d'onde infrarouges rouges détectent également le BVV sous-cutané. En raison de la profondeur de pénétration stable, la fenêtre de diagnostic infrarouge rouge favorise l'invariance de la mesure SpO₂ par rapport aux irrégularités de la peau. [26]

Jusqu'à présent, l'application de la Photopléthysmographie pour estimer la pression artérielle sans brassard, l'artériosclérose, etc. a été recherchée. Les caractéristiques de forme d'onde du photopléthysmogramme sont souvent utilisées pour estimer le volume cible. Pour ces estimations, il est nécessaire d'obtenir les changements dans les détails de la forme d'onde du photopléthysmogramme et de ses formes d'onde dérivées. A cet effet, le photopléthysmogramme mesuré à une fréquence d'échantillonnage relativement élevée est utilisé. Les performances des appareils photo des Smartphones et des capteurs de Photopléthysmographie portables se sont améliorées en termes de technologie médicale mobile. La Photopléthysmographie mesurée à un taux d'échantillonnage inférieur offre des avantages considérables. Ceux-ci incluent des ressources informatiques plus faibles, une compression des données accumulées et une consommation d'énergie des capteurs réduite. Cependant, par rapport au photopléthysmogramme mesuré à une fréquence d'échantillonnage élevée, la mesure du photopléthysmogramme à une faible fréquence d'échantillonnage entraîne une détérioration du signal de forme d'onde. Au-delà, une telle technologie minimiserait également la quantité de câblage et l'encombrement associé aux soins intensifs néonataux et le risque de faire circuler les courants de fuites à travers le patient. la surveillance d'épilepsie à long terme, la surveillance des patients brûlés ou traumatisés, les études du sommeil, et d'autres cas où une mesure continue de la fréquence cardiaque est importante. [23]

II.9 Conclusion :

L'objectif de cette étude est d'obtenir un moyen de surveillance des performances cardiaques d'un patient en évaluant l'accord entre les mesures HR et RR à l'aide d'un système de vision par ordinateur sans contact basé sur PPG.

Dans ce chapitre, nous avons présenté la définition du signal PPG puis son principe et le fonctionnement, ensuite dans la deuxième partie on a traité le signal PPG et la forme d'onde après on a discuté les méthodes utilisées pour relever ce signal et les avantages de cette technologie dans le domaine de la télémédecine.

Le chapitre suivant s'intéresse aux traitements du signal PPG dans lequel nous devons appliquée un traitement d'images en réalisant des modifications pour détecter la fréquence cardiaque.

CHAPITRE 3 :
Méthode adoptée et résultat

III.1 Introduction :

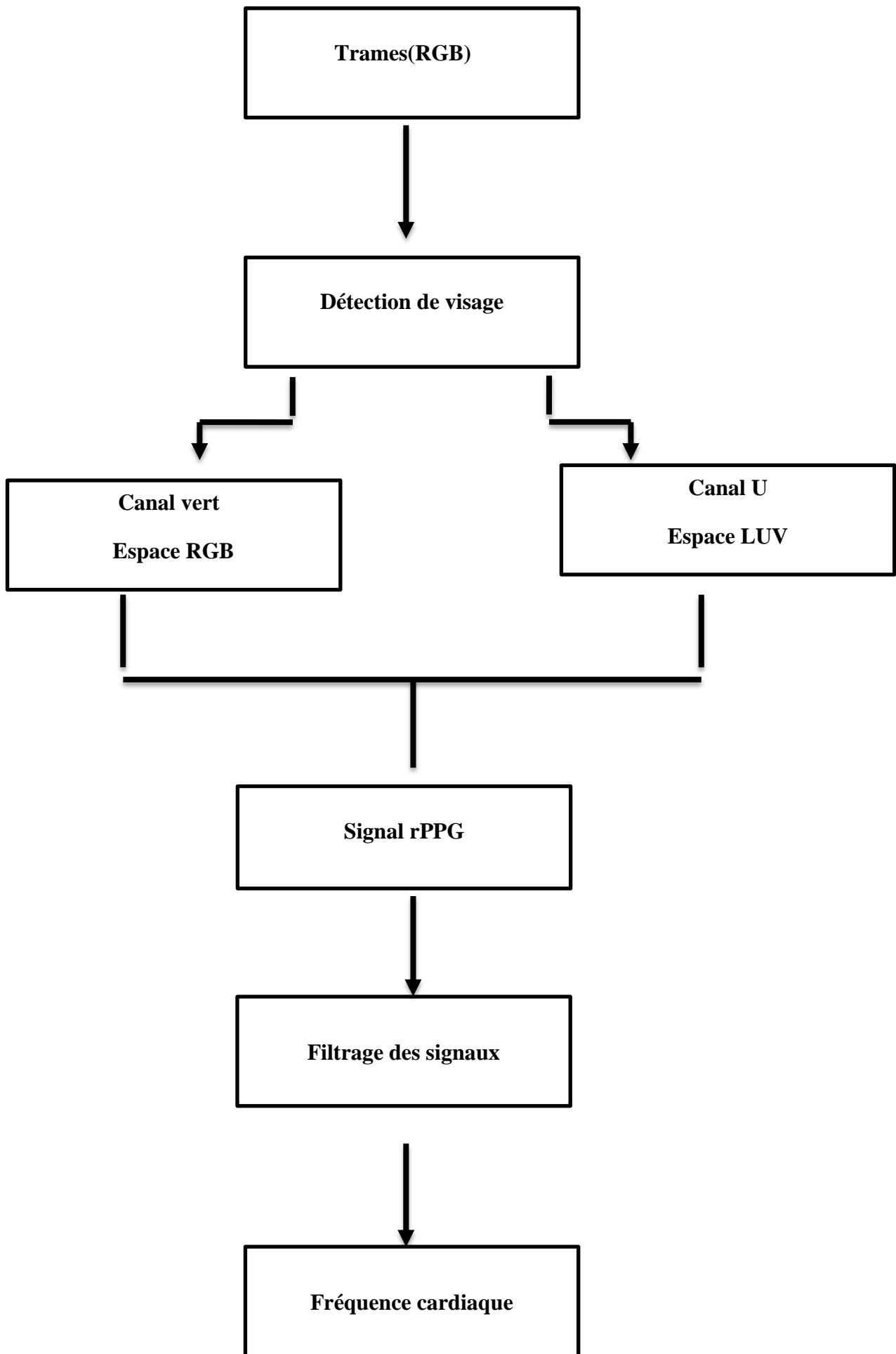
Dans ce chapitre, nous proposons des approches simples afin de détecter les parties sélectionnées sur le visage pour extraire les signaux physiologiques. Ceci se fait d'une manière implicite qui ne nécessite pas d'utiliser une méthode spécifique à la détection du visage en se basant sur leurs pulsatiles. Les images d'entrées sont décomposées en plusieurs pixels temporels sont utilisées pour extraire les signaux rPPG. Une mesure de qualité du signal est appliquée pour chaque signal. Nous proposons une nouvelle métrique de qualité basée sur un indice de vraisemblance. Cette nouvelle approche permet d'obtenir une estimation des zones d'intérêt plus précise et également de diminuer la complexité algorithmique et donc le cout en calcul de cette étape du traitement.

L'objectif de notre travail est de développer une méthode permettant de reconnaître les visages humains grâce à une webcam. La première partie consiste à saisir une image, puis à rechercher la meilleure option qui correspond à l'image. Notre algorithme détectera le visage, puis on effectue un filtrage sur le signal et on détecte la valeur de crête pour calculer la fréquence cardiaque. [26]

III.2 Méthode proposée :

D'après la littérature, le signal PPG peut être obtenu par plusieurs méthodes et chaque-une d'elle à ses propres arguments, ses avantages et ses inconvénients.

La méthode que nous avons développée est présentée dans le schéma suivant :



III.3 base de données :

Dans cette étude, une caméra à haute vitesse a été utilisée. L'image à une résolution de 640* 480 pixels à une cadence de 125 ips, et nous avons utilisé trois bases A, B et C :

La base A elle concerne un patient qui est assis devant une caméra webcam à une distance de 0.8m avec un capteur placé dans le lobe d'oreille.

La base B est utilisée pour le même patient et avec les mêmes caractéristiques mais avec des yeux fermés.

La base C concerne la même personne qui est assis à une distance de 1m avec une couleur de peau blanche et des yeux bien ouverts.

Les trois canaux produisent une image codée sur 8bits et les images sont enregistrées en format bmp sans compression.

III.3.1 Détection du visage :

La reconnaissance faciale est la première étape du processus de reconnaissance du visage. Ses performances ont un effet direct sur les performances du système de reconnaissance faciale. Il existe plusieurs méthodes de reconnaissance faciale utilisant la couleur de la peau, la forme de la tête, la forme du visage, tandis que d'autres combinent plusieurs fonctionnalités. La méthode de détection est basée sur l'analyse cutanée et c'est une méthode efficace et rapide. Elle réduit l'espace de recherche de la zone du visage de l'image.

De plus, la couleur de la peau est une facette puissante pour les rotations, la mise à l'échelle et les subdivisions. Plusieurs espaces colorimétriques peuvent être utilisés pour détecter les pixels avec la couleur de la peau.

L'efficacité de détection dépend principalement de l'espace colorimétrique. L'espace colorimétrique le plus utilisé est l'espace RVB qui se compose de la représentation de l'espace colorimétrique à partir de trois rayonnements monochromatiques de couleurs rouge, vert et bleu.

L'étape de détection du visage est une étape essentielle pour trouver la présence d'un visage dans la vue de face de la scène capturée. Une fois détecté, il faut restaurer sa position et son mouvement.

[26]

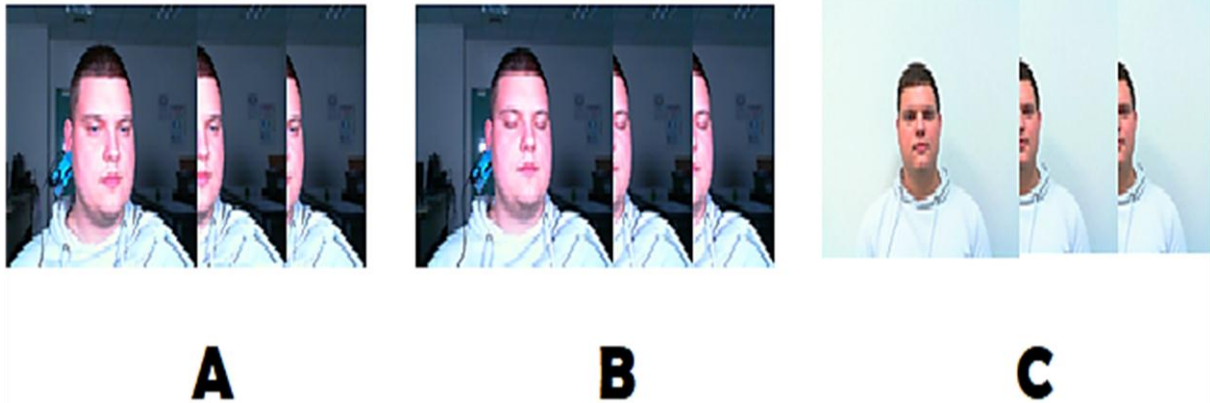


Figure 9: images du patient

La figure 9 montre les différentes images utilisées pour les trois bases. Puisqu'il s'agit de séquences d'images, la détection implicite est liée à la phase de suivi de la scène, puisqu'il s'agit de séquences d'images. Cette étape est divisée en trois tâches à savoir la détection du visage, l'extraction de traits du visage et le suivi du visage dans la scène.

Dans la prochaine étape nous présentons une méthode de détection des visages qui est souvent utilisée :

Méthode de Viola et Jones : La méthode a été proposée pour la détection de visage d'image numérique ou une séquence vidéo puis pour détecter d'autres objets.

Le point fort de cette méthode est la rapidité de détection qui rend capable de s'exécuter en réel et de répondre aux exigences du traitement vidéo. Cependant, elle présente quelques limites telles que la détection simultanée de plusieurs vues du même objet. La phase nécessaire d'apprentissage des cascades est relativement grande et le nombre d'échantillons d'apprentissage est important. Pour évaluer la performance de notre système de détection, nous utilisons les termes suivants :

- Vrai positif : le visage dans l'image est détecté par le système et retourne les coordonnées de position, de hauteur et de largeur comme résultat.
- Faux positif : le système détecte la zone de l'image ne contenant pas de visage et retourne ses coordonnées.
- Vrai négatif : le système détecte l'image qui ne présente pas un visage.
- Faux négatif : le visage est présenté dans l'image, par contre le système n'arrive pas à le détecter.

Après la détection du visage, on extrait uniquement le canal vert pour avoir une bonne information parce que l'oxyhémoglobine, la protéine responsable du transport de l'oxygène dans le sang, absorbe mieux la lumière verte. [26]

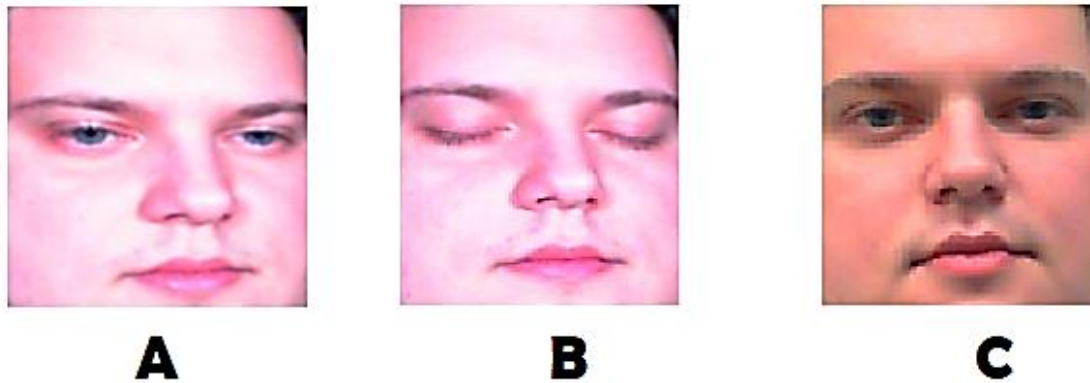


Figure 10 : détection du visage

Dans cette vue d'ensemble de la figure 10, les trames sources sont récupérées au format RGB.

La régulation des paramètres permet de zoomer sur le visage afin d'obtenir un maximum de pixels utilisables.

Cette étape adapte les paramètres de la caméra pour une manière optimale selon la couleur et la luminosité de la source. Les pixels qui contiennent l'information PPG sont isolés par un filtre qui détecte la peau.

Dans cette partie, nous avons utilisé 3 bases de données dans lesquelles nous avons traité les différentes positions du visage (le front et la joue) et on a extrait les différents résultats.

III.3.2 Détection du signal rPPG :

Pour obtenir le signal rPPG, nous avons utilisé la fonction « double » pour former deux vecteurs identiques de canal vert et ensuite calculer la moyenne spatiale et les charger dans un vecteur vide.

La valeur de la moyenne est donnée par la relation suivante :

$$U = \frac{\sum V(i,j)}{M * N}$$

Avec $V(i,j)$ le canal vert du front et M, la dimension du canal.

Dans cette partie nous avons étudié le cas de la base C, nous avons détecté la région d'intérêt du visage et extraire les deux signaux de la partie du front et de la joue.

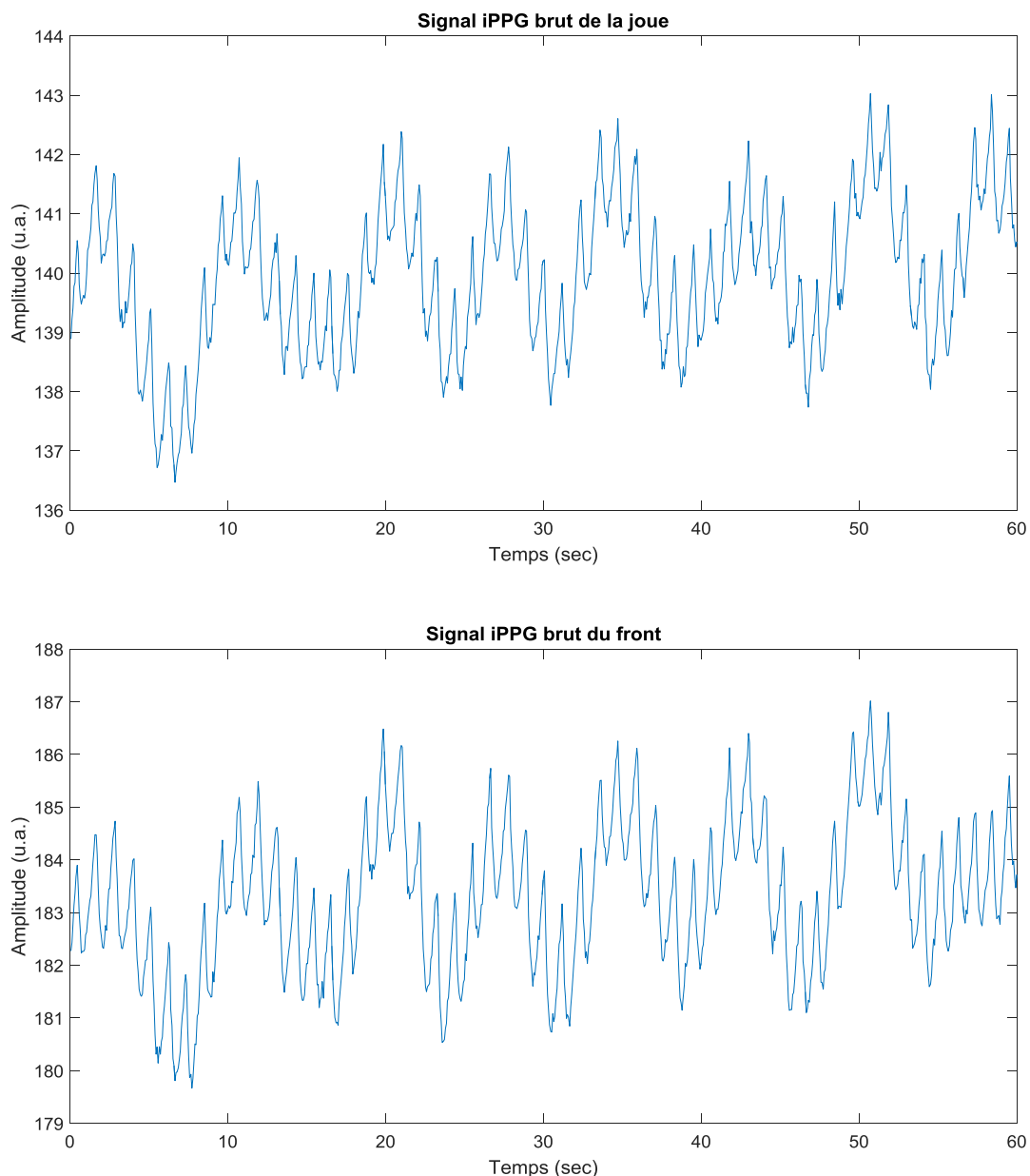


Figure 11 : signal brut pour chaque partie du patient

La figure 12 présente les signaux de l'étude que nous avons réalisé sur le patient qui avait un capteur placé sur le lobe d'oreille afin d'extraire le signal iPPG, les résultats de cette étude sont :

D'après les signaux nous avons déduit que l'amplitude du signal augmente lorsque la personne est proche à la caméra et elle est à sa valeur maximale lorsque les yeux de la personne sont ouverts et que le temps du signal dépend du nombre des photos dans le dossier.

III.3.3 Filtrage du signal rPPG :

Un filtre passe-bande est un filtre qui ne laisse passer que la bande de fréquence ou l'intervalle de fréquence entre la fréquence de coupure basse et la fréquence de coupure haute du filtre. Le concept de ce filtre est une transformation mathématique appliquée aux données (signal). La réalisation du filtre passe-bande peut se faire par des moyens numériques ou des composants électroniques. Cette transformation a pour effet d'atténuer les fréquences en dehors de la bande passante, c'est-à-dire l'intervalle de fréquence entre les fréquences de coupure. Par conséquent, seules les fréquences contenues dans l'intervalle restent intactes ou n'ont quasiment pas d'atténuation. [26]

Les filtres passe-bande permettent de sélectionner la bande de fréquence du signal. Ils sont notamment utilisés pour sélectionner la bande de fréquence qui contient les informations que nous souhaitons décoder. Le filtre numérique a une grande souplesse de réglage et permet une très forte baisse de la bande d'atténuation, qui est associée à une réponse très plate dans la bande passante. [26]

Dans cette section, nous avons discuté de différentes techniques qui s'appuient sur des webcams et des appareils photo numériques pour mesurer la photopléthysmographie extérieure. Dans ce travail, nous proposons une méthode de filtrage forte qui varie entre (0.6Hz et 4HZ) et d'une fréquence d'échantillonnage égale à 30Hz et on peut obtenir avec précision la fréquence cardiaque instantanée et suivre les changements dans l'amplitude du signal PPG.

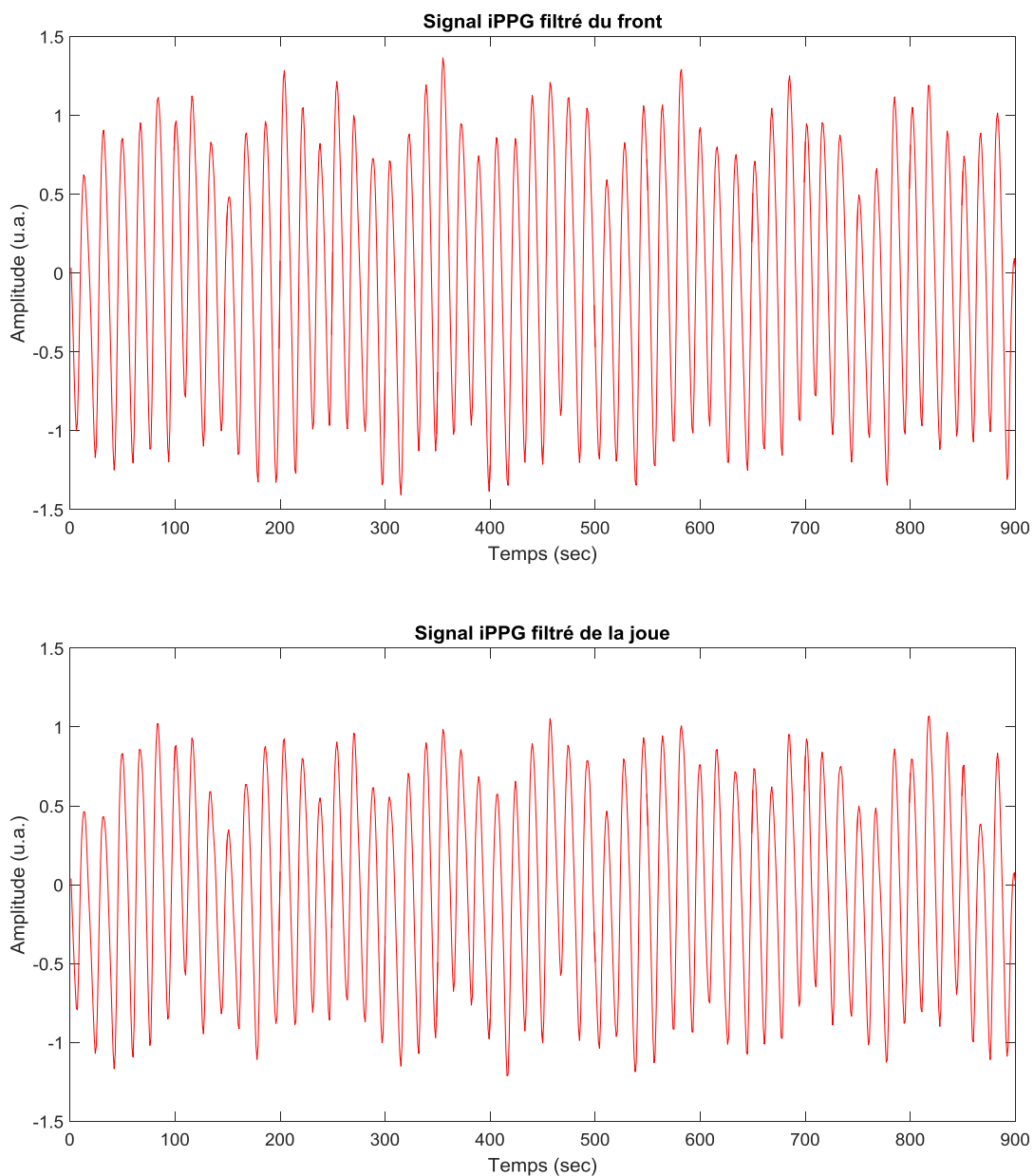


Figure 12 : signal filtré pour chaque partie du patient

Les signaux présentés ci-dessus concernent le résultat du filtrage fort appliqué dans la partie du front et de la joue sur la personne de la base C.

La figure représente l'étude menée sur la base après un filtrage fort appliqué afin d'éliminer les bruits et rendre le signal plus fin. Les résultats présentés du front et de la joue sont similaires pour tous les cas.

III.3.4 Détection des pics :

Dans la partie détection des pics, le signal disponible de chaque complexe a un maximum absolu ; il a aussi d'autres maximums locaux, généralement d'amplitudes plus faibles, correspondant à un bruit ou à des ondes T. Cette étape comprend donc la recherche d'une valeur maximale, qui peut être négligée pour une valeur maximale trop faible, qui peut être atteinte en mettant en œuvre un seuil adaptatif. Une fois la conversion du signal terminée, le pic R sera détecté.

Pour la détection des pics nous avons calculé les minimums et les maximums des points des signaux bruts et le signal filtré obtenu et nous avons fait la projection des points entre les points des deux signaux pour détecter les pics positifs, et pour trouver les valeurs négatives on multiplie le signal par moins un. L'algorithme détecte les pics séparés par une distance cohérente physiologiquement.

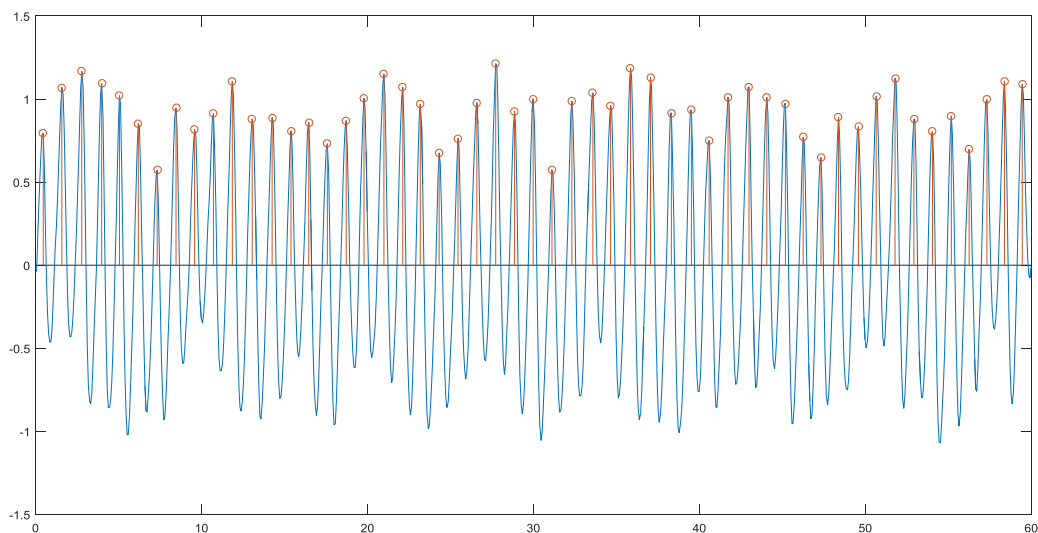


Figure 13: détection des pics

Dans cette partie le signal représenté est en fonction de l'amplitude et du temps, le résultat de cette figure montre la détection des pics que nous avons effectuée sur le signal filtré, les valeurs des maximums locaux ont une amplitude qui varie entre 0.8 et 1.3 et les minimums locaux ont une amplitude comprise entre -0.4 et -1.4.

III.3.5 L'interpolation du signal rPPG :

L'interpolation linéaire est le moyen le plus simple de calculer la valeur d'une fonction continue entre deux déterminants. Il comprend la connexion de points expérimentaux par des segments de ligne droite ou des courbes sous forme de courbes polynomiales. Il s'agit d'utiliser "for" pour que la fonction de réglage fin de type f passe par deux points spécifiés.

Cette technique est systématiquement utilisée lorsqu'il n'y a qu'une table numérique pour les calculs avec des tables transcendantes : les tables comportent également à cet effet la "différence tabulaire", qui supporte les calculs d'interpolation linéaire. Une interpolation Spline de 30 Hz est appliquée au signal filtré pour augmenter le nombre de points qui le composent pour qu'ils puissent être détectés avec une précision plus élevée.

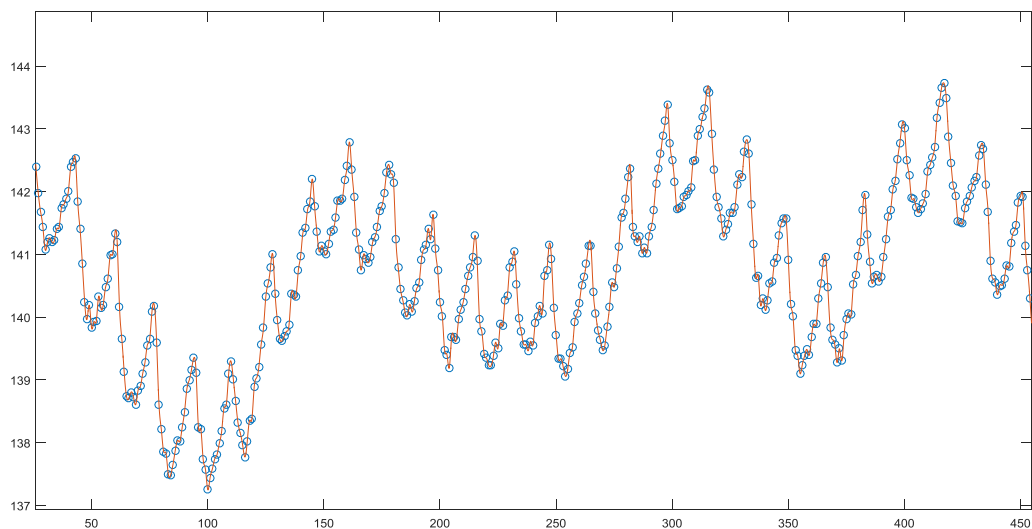


Figure 14: l'interpolation du signal brut

La figure 16 présentée ci-dessus montre le signal trouvé après la réalisation d'une interpolation sur le signal brut, cette interpolation a permis de relier entre tous les points du signal pour avoir la fréquence cardiaque exacte à chaque instant.

III.3.6 la fréquence cardiaque :

La localisation des pics dans le temps permet de former une trajectoire de la fréquence cardiaque instantanée en calculant l'intervalle entre deux battements cardiaques consécutifs. Le temps entre deux battements est converti en battements par minute à partir de la relation suivante :

$$FC_i = \frac{60}{beat - (beat - 1)}$$

Le dénominateur correspond à la période de temps entre deux battements cardiaques. FC_i est la fréquence cardiaque mesurée en battements par minute entre deux battements cardiaques.

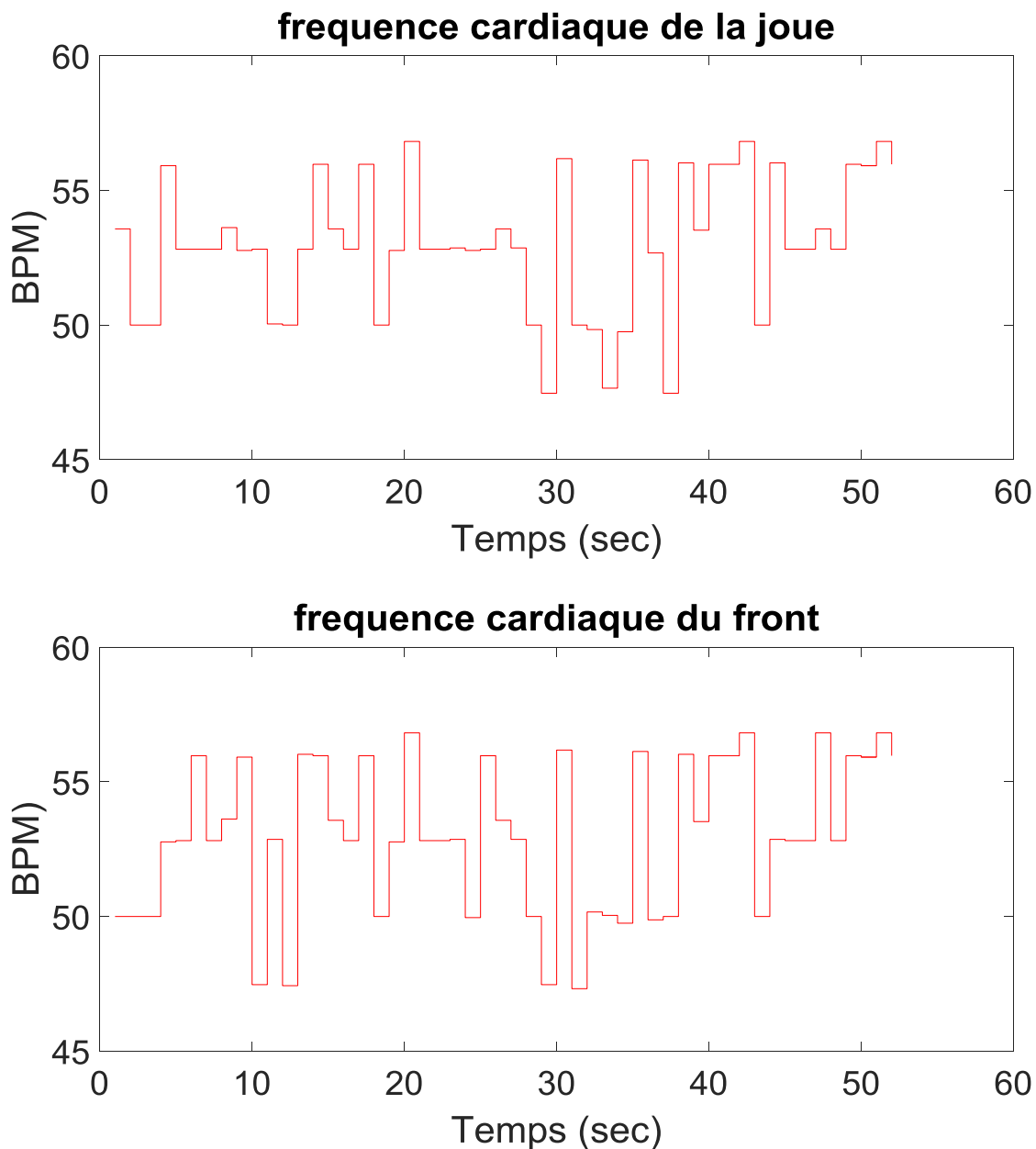


Figure 15: Tracer de la fréquence cardiaque pour chaque partie du patient:

Les deux schémas présentés au début de la page montrent le résultat de la fréquence cardiaque mesurée sur la partie du front et de la joue pour la personne de la base C, les résultats sont presque identiques pour les deux parties du visage.

III.4 L'explication du canal U :

L'espace de couleur LU V est utilisé dans le domaine de l'imagerie médicale précisément dans la photopléthysmographie. Il est défini comme un modèle de représentation d'écran qui permet une représentation unifiée de la perception de la couleur par l'œil humain. La différence de couleur dans cet espace est similaire à la différence de perception visuelle humaine. L'espace LUV est constitué de trois composantes : la composante L correspond à la luminosité, et les deux composantes U et V représentent la chrominance. La composante U représente l'indice de couleur entre le rouge et le vert, et la composante V représente l'indice de couleur V entre le jaune et le bleu. En effectuant la conversion de l'espace RVB vers l'espace LUV, la couleur rouge de l'hémoglobine est vite absorbée lumineusement que la couleur jaune et vert, donc la couleur rouge elle peut être détectée par la

composante LUV (changement systole et diastole du cœur).Seule la trame U de l'espace converti est combinée au masque généré à l'étape de détection de la peau.

Enfin, une moyenne spatiale est employée pour transformer une de trames en un signal brut. Il est important de noter que la détection de la peau est une étape très importante de la chaîne de traitement des images.

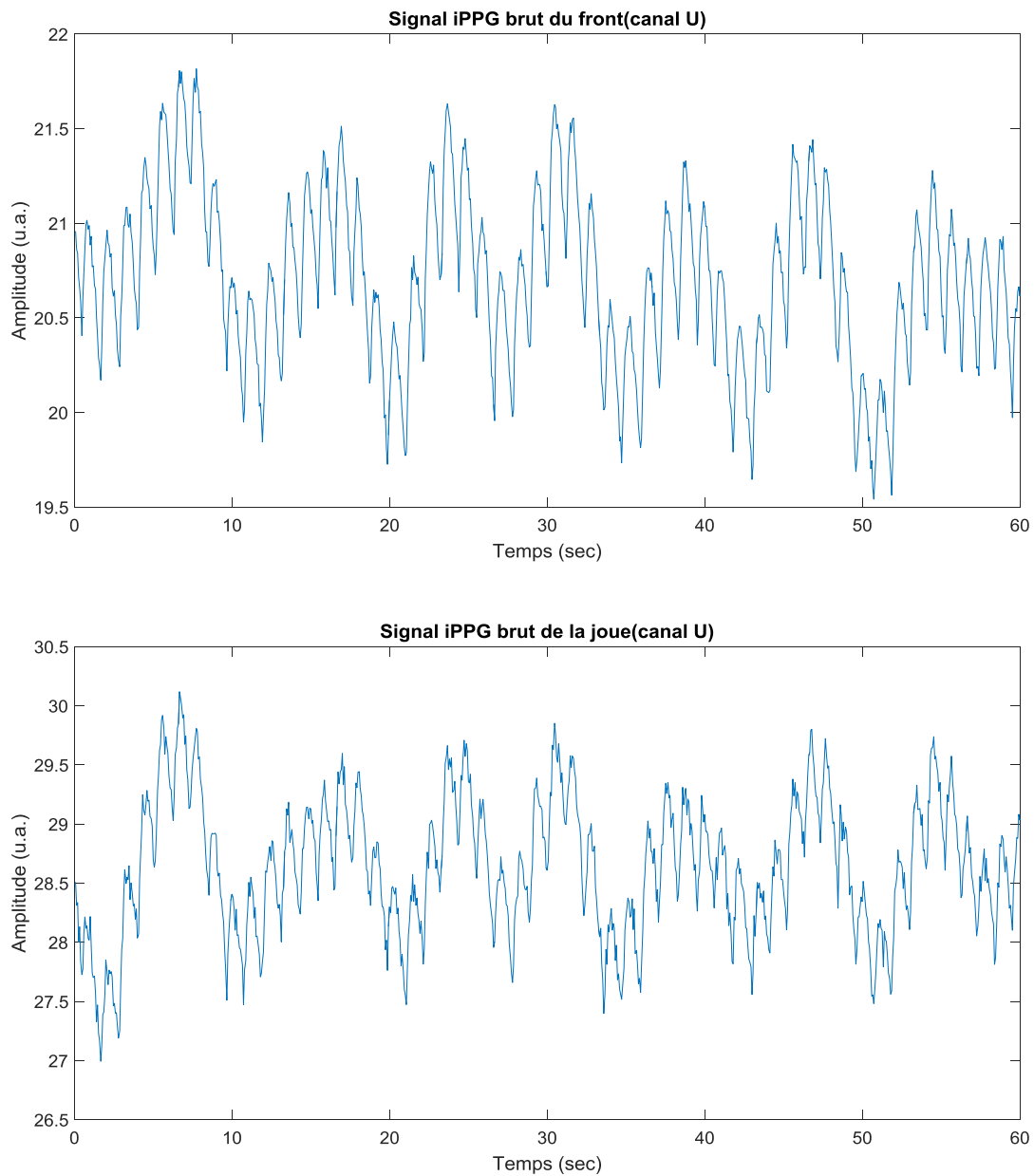


Figure 16 : signal brut pour chaque partie du patient (canal U)

La figure précédente représente les graphes trouvés après avoir détecté le signal iPPG pour le canal U sur la personne de la base C de la partie frontale et de la joue. Les résultats de cette étude sont presque identiques.

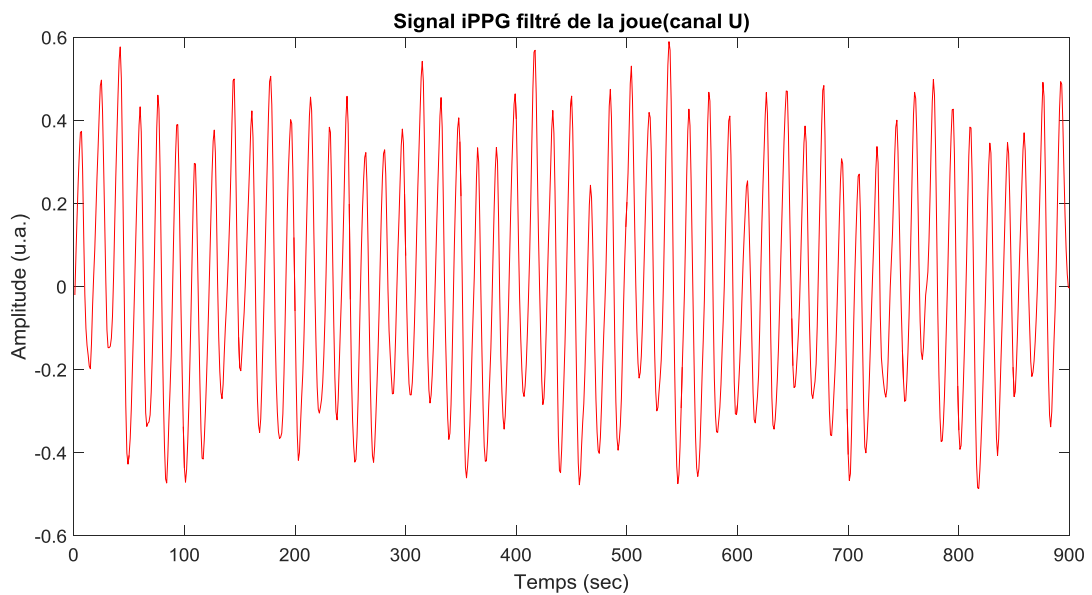
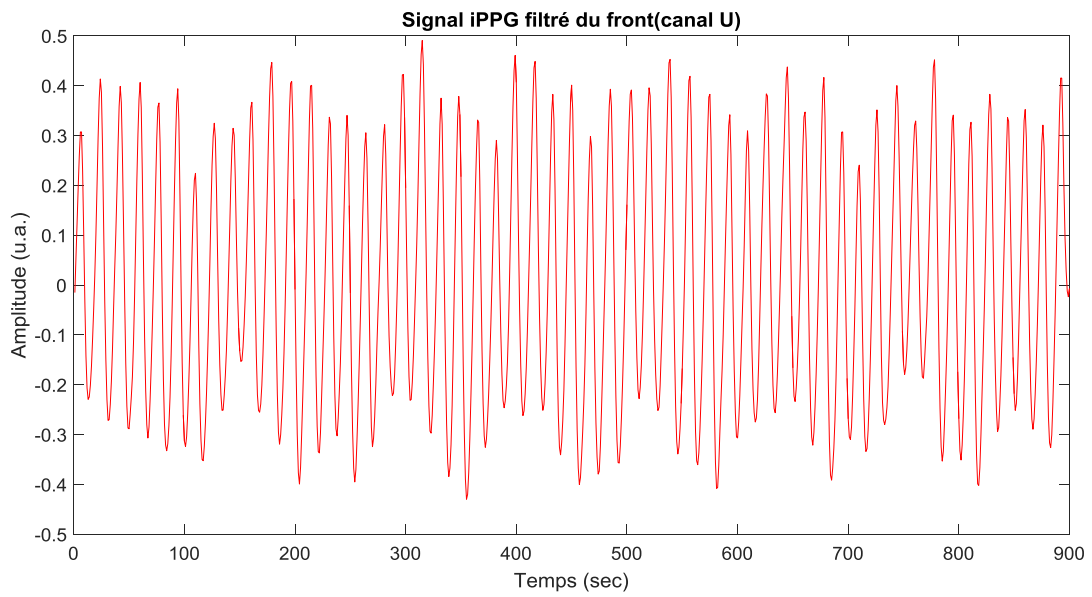


Figure 17 : signal filtré pour chaque partie du patient (canal U)

Les signaux présentés montrent le résultat du filtrage utilisé sur le canal U pour la partie du front et de la joue. On remarque que les résultats des signaux concernant le canal U sont presque les mêmes pour les deux parties du visage.

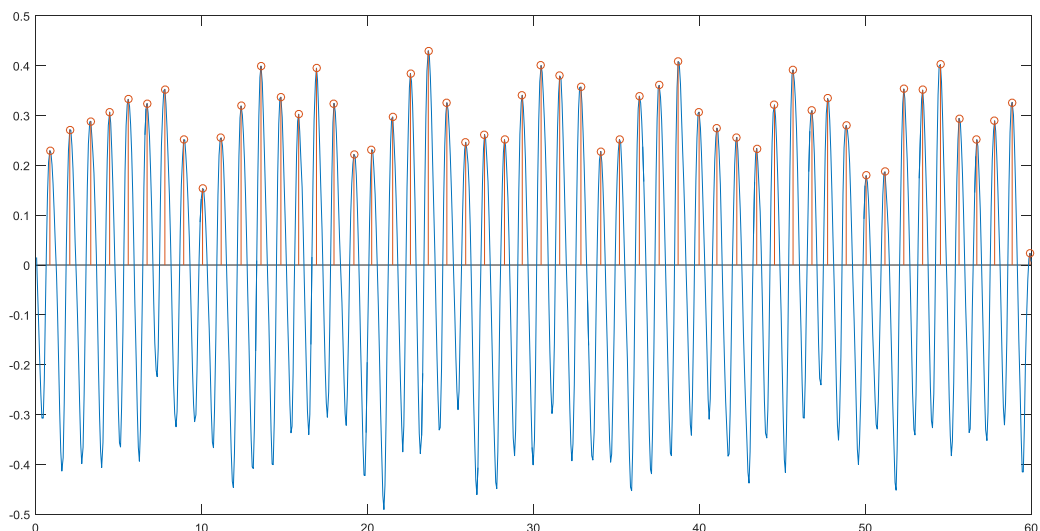
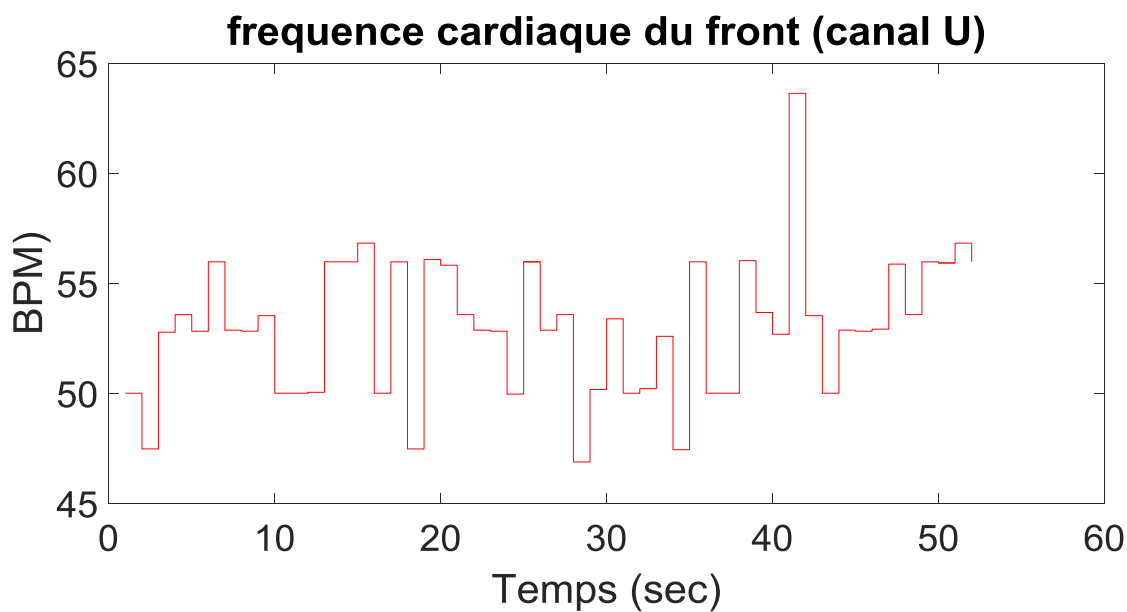


Figure 18: détection des pics (canal U)

La figure utilisée ci-dessus montre la détection des pics sur le signal PPG pour le canal U de la base C. Par contre, le graphe suivant traite l'interpolation appliqué sur le signal du canal U, cette étude montre comment les points du signal sont reliés pour mesurer la variabilité cardiaque à chaque moment.



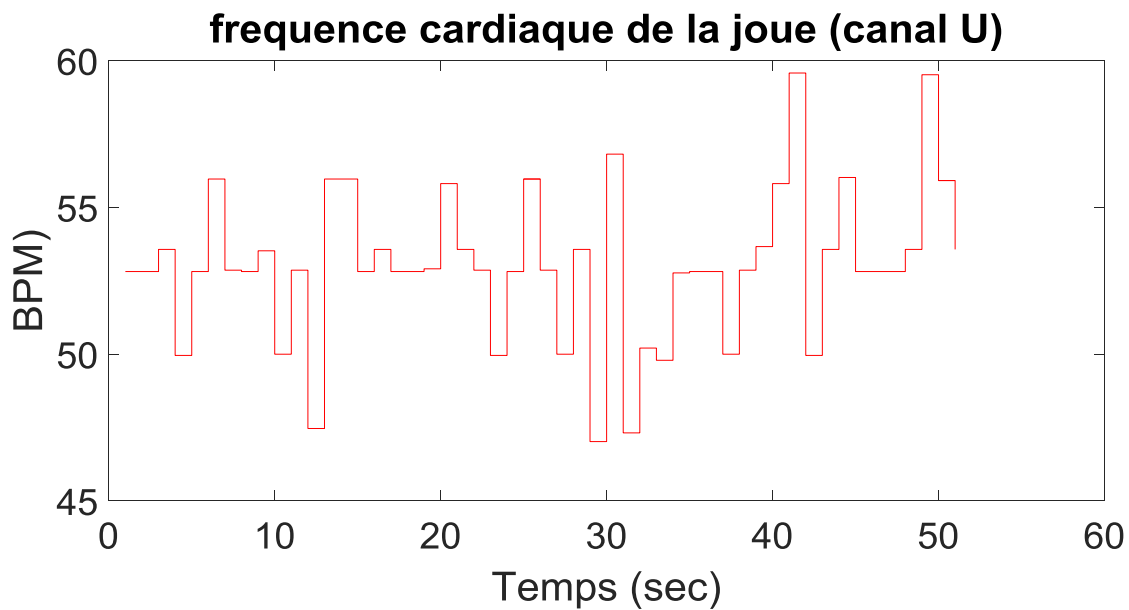


Figure 19: Tracer de la fréquence cardiaque pour chaque partie du patient (canal U)

Dans cette figure nous avons traité la composante du canal U. Une mesure de la fréquence cardiaque est effectuée et les résultats sont constants et presque identiques pour les deux parties du visage.

III.5 Conclusion :

L'utilisation des techniques de reconnaissance faciale a connu un développement accéléré, notamment avec l'utilisation efficace de nouvelles technologies, et principalement l'ordinateur et sa capacité sans cesse croissante dans le domaine du traitement d'images. Ceci leur a conféré de nouvelles applications et permis de développer davantage le domaine de la reconnaissance faciale.

Dans ce chapitre, notre étude nous a permis de passer en revue les différentes technologies utilisées pour détecter la région d'intérêt sélectionnée dans le visage, l'identification et la vérification. Nous avons utilisé trois bases de données dans lesquelles une personne saine d'âge de 30 ans et de couleur de peau blanche est assise devant une caméra webcam à des distances différentes. On a effectué une détection sur la partie frontale du visage ensuite la partie de la joue, puis un filtrage fort est appliqué afin de rendre le signal plus lisse possible, après nous avons calculé la moyenne spatiale et détecté les pics du signal et réalisé une interpolation pour pouvoir calculer la fréquence cardiaque. Les résultats étaient constants et ils sont présentés par des signaux.

Conclusion générale

Diverses technologies utilisant des méthodes sans contact, non invasives et ambulatoires ont été étudiées et développées pour la mesure biomédicale. La tomographie par ordinateur aux rayons X et l'imagerie par résonance magnétique sont des exemples typiques de la méthode sans contact pour la collecte d'informations anatomiques. Les études de recherche utilisant la mesure sans contact ont continué pendant quelques années, comme la mesure des signaux de respiration et de rythme cardiaque de sujets humains enterrés sous les débris du tremblement de terre en utilisant un faisceau de micro-ondes. Les méthodes optiques sont également largement utilisées pour la mesure sans contact. Les paramètres peuvent être principalement invasifs. En plus de ces études en utilisant des techniques d'ultrasons, l'électrocardiographie et la Photopléthysmographie peuvent être utilisées pour l'évaluation non invasive de la pression artérielle et la détection des maladies vasculaires, respectivement. Pour la mesure des activités normales, divers ambulatoires des méthodes ont été développés en minimisant les dispositifs de surveillance. Depuis le vieillissement mondial des sociétés en cours depuis quelques années, les méthodes ambulatoires pourraient être utiles pour les soins de santé des personnes âgées. Donc l'utilisation de la technologie sans contact permet de mesurer les paramètres physiologiques. On estime que des fonctions importantes suscitent de plus en plus l'intérêt des gens. Elle n'est pas seulement liée à la pratique médicale de l'hôpital. Télémédecine et santé à la maison est un sujet très intéressant pour intégrer de tels systèmes. Ainsi, le patient peut mesurer régulièrement et de manière autonome ses données importantes. Cette enquête reconnaît les avantages de l'utilisation de capteurs à distance pour acquérir des signaux physiologie, notamment en termes d'hygiène et de confort. Par exemple, créez un capteur sans contact prévient les réactions allergiques causées par le gel améliorant le gel de conduction entre la peau et les électrodes. Ainsi, les chercheurs travaillent à fournir des systèmes de mesure sans contact dans le domaine des instruments biomédicaux fiables, accessibles et peu coûteux, même si cela n'est pas toujours réalisable en pratique.

Les signaux physiologiques sont des quantités physiques obtenues du corps humain grâce à des capteurs qui sont en contact direct avec la peau. Actuellement, les chercheurs s'attachent à développer des techniques de mesure sans contact pour répondre à des contraintes spécifiques la mesure sans contact devient de plus en plus utile, notamment en cas de brûlures graves ou d'infections ou de prématurés, de risques d'irritation ou d'allergie, d'hygiène et de croissance demande de e-santé.

Nous avons décrit, mis en œuvre et évalué une nouvelle méthodologie pour récupérer le pouls cardiaque à partir d'enregistrements vidéo du visage humain qui a démontré une mise en œuvre à l'aide d'une simple webcam avec lumière du jour ambiante fournissant un éclairage. À notre connaissance, il s'agit de la première démonstration d'une méthode peu coûteuse pour la fréquence cardiaque sans contact mesures automatisées et tolérantes aux mouvements. De plus, nous avons montré comment l'approche est facilement évolutive pour l'évaluation simultanée de plusieurs personnes devant une caméra. Compte tenu du faible coût et de la disponibilité généralisée des webcams, cette technologie est prometteuse pour étendre et améliorer l'accès aux soins médicaux. Bien que cette étude a seulement abordé la récupération de la fréquence cardiaque de nombreux autres physiologies importantes telles que la fréquence respiratoire, la variabilité de la fréquence cardiaque et la saturation en oxygène du sang artériel peuvent potentiellement être estimées à l'aide de la technique proposée. La création d'une plateforme de mesures physiologiques multiparamétrique en temps réel basée sur cette technologie fera l'objet de travail futur.

Bibliographie

- [1] Djamel Eddine DJELDJLI, MAAOUI Choubeila, et BEREKSI REGUIG Fethi. Robust heart activity measurement using webcam. Auckland University of Technology: IEEE Xplore, 2020.
- [2] Dr Pierre BLOT. Formation ambulancier. 2010. <http://www.formationambulancier.fr/01-cours/m2/2103-mesures-cardio.html>.
- [3] M Pierre. Santé sur le net. 14 Octobre 2015. <https://www.sante-sur-le-net.com/maladies/cardiologie/generalites-coeur/>.
- [4] Professional, Cleveland Clinic medical. Cleveland Clinic. 29 Avril 2019. <https://my.clevelandclinic.org/health/articles/16950-ejection-fraction>.
- [5] <http://svt.ac-dijon.fr/schemassvt/spip.php?article675>
- [6] Francophone Université Médicale Virtuelle. Enseignement de Sémiologie cardiologique. 2010-2011.
- [7] <https://ressources.unisciel.fr/physiologie/co/grain2d3.html>
- [8] ELMER-HAERRIG, Vincent. Cardiologie - La pression artérielle et sa mesure. 17 Mai 2018. <https://www.infirmiers.com/etudiants-en-ifsu/cours/cours-cardiologie-la-pression-arterielle-et-sa-mesure.html>.
- [9] <https://www.coeuretavc.ca/maladies-du-coeur/tests/électrocardiogramme>
- [10] Passeport Santé, L'équipe. Passeport santé. Août 2015. <https://www.passeportsante.net/fr/Maux/examens-medicaux-operations/Fiche.aspx?doc=examen-echographie-coeur>.
- [11] Parente, Francesca Romana, Marco Santonico, Alessandro Zompant Mario Benassai, Giuseppe Ferri, Arnaldo D'Amico, et Giorgio Pennazza. An Electronic System for the Contactless Reading of ECG Signals. 27 Octobre 2017. <https://www.ncbi.nlm.nih.gov/pmc/articles/PMC5713015/>.
- [12] A.E. Mahdi, L. Faggion, Non-contact biopotentials sensor for remote human detection, sensors & their applications XVI, J. Phys.: Conf. Ser. 307 (2011) 012056.
- [13] Cœur et avc. s.d. <https://www.coeuretavc.ca/maladies-du-coeur/tests/-échographie-doppler>.
- [14] Nezu, Akio. medical design briefs. 1 Décembre 2019. <https://www.medicaldesignbriefs.com/component/content/article/mdb/features/articles/35623>.
- [15] M. Varanini, P.C. Berardi, F. Conforti, M. Micalizzi, D. Neglia, A. Macerata, Cardiac and respiratory monitoring through non-invasive and contactless radar technique, Comput. Cardiol. 35 (2008) 149–152.

- [16] O. Boric-Lubecke, V.M. Lubecke, I. Mostafanezhad, B.K. Park, W. Massagram, B. Jekanovic, Doppler radar architectures and signal processing for heart rate extraction, *Mikrotalasna revija* 15 (2) (2009) 12–17.
- [17] A. Mesleh, D. Skopin, S. Baglikov, A. Quteisah, Heart rate extraction from vowel speech signals, *J. Comput. Sci. Technol.* 27 (6) (2012) 1243–1251.
- [18] Mark Van .G Benoît and Balmaekers, Sidarto .O, and Wim Verkruyse "Near-continuous non-contact cardiac pulse monitoring in a neonatal intensive care unit in neardarkness", *Proc. SPIE* 10501, *Optical Diagnostics and Sensing XVIII: Toward Point-of-Care Diagnostics*, 1050114 (20 February)
- [19] Serge Bobbia. « Vers le développement d'un capteur photopléthysmographique sans contact ». *Traitement des images [eess.IV]*. Université de Bourgogne - Franche Comté, 2019. Français.
- [20] David Pollreisz & Nima TaheriNejad. *Mobile Networks and Applications*. (2019)
- [21] <https://dsp.stackexchange.com/questions/50156/detection-of-troughs-and-notches-in-a-ppg-signal>
- [22] <https://api.intechopen.com/media/chapter/16117/media/image27.png>
- [23] Fujita, Daisuke, et Arata Suzuk. *iee Xplore*. 2 Mai 2019. <https://ieeexplore.ieee.org/abstract/document/8704947>.
- [24] FRÉDÉRIC.B. MESURE SANS CONTACT DE L'ACTIVITÉ CARDIAQUE PAR ANALYSE DU FLUX VIDÉO ISSU D'UNE CAMÉRA NUMÉRIQUE .thèse de doctorat. UNIVERSITÉ DE LORRAINE.2014
- [25] Mignanelli L., Rembe C. (2020) Non-contact Health Monitoring with LDV. In: Kroschel K. (eds) *Laser Doppler Vibrometry for Non-Contact Diagnostics*. *Bioanalysis (Advanced Materials, Methods, and Devices)*, vol 9. Springer, Cham. https://doi.org/10.1007/978-3-030-46691-6_1
- [26] Serge.B. Vers le développement d'un capteur Photopléthysmographie sans contact. Doctorat d'Informatique et Instrumentation de l'Image. L'UNIVERSIT'E DE BOURGOGNE.2019
- [27] Morin, Luce, Abdelaziz Bensrhair, Benoit Gatüzère, et Yann Ricquebourg. *open classrooms*. 17 Décembre 2019. <https://openclassrooms.com/fr/courses/5060661-initiez-vous-aux-traitements-de-base-des-images-numeriques/5217241-initiez-vous-au-filtrage-en-frequence>.
- [28] Toinou, Tit. *Zeste de savoir*. 08 décembre 2014. <https://zestedesavoir.com/tutoriels/706/les-espaces-de-couleurs-rvb-et-tsv/>.
- [29] Adobe RVB (1998) Spécification, mai 2005 (PDF) (PDF) adobe.com.

