

الجمهورية الجزائرية الديمقراطية الشعبية

REPUBLIQUE ALGERIENNE DEMOCRATIQUE ET POPULAIRE

وزارة التعليم العالي والبحث العلمي

Ministère de l'Enseignement Supérieur et de la Recherche Scientifique

جامعة أبي بكر بلقايد - تلمسان

Université Aboubakr Belkaïd – Tlemcen –

Faculté de TECHNOLOGIE



## THESE

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

**En :** Génie biomédical

**Spécialité :** Instrumentation Biomédicale

**Par :** DJELDJLI Djamaleddine

### Sujet

**Mesure sans contact du signal Photopléthysmogramme par caméra : Analyse de la forme d'onde et évaluation de paramètres cardiovasculaires et respiratoires.**

Soutenue publiquement, le 16/09/2021 devant le jury composé de :

M.	Zinedine HADJ SLIMANE	Professeur	Univ. Tlemcen	Président
M.	Fethi BEREKSI REGUIG	Professeur	Univ. Tlemcen	Directeur de thèse
Mme.	Choubeila MAAOUI	Professeur	Univ. Lorraine	Co- Directrice de thèse
M.	Abdellatif RAHMOUNE	Professeur	E.S.I. Sidi-Belabes	Examineur 1
M.	Mahamed MESSADI	MCA	Univ. Tlemcen	Examineur 2
M.	Frédéric BOUSEFSAF	MCF	Univ. Lorraine	Invité
M.	Alain Pruski	Professeur	Univ. Lorraine	Invité

## Remerciements

---

*C'est avec un grand plaisir que j'écris ces lignes en signe de ma profonde reconnaissance et gratitude envers tous ceux qui ont contribué de près ou de loin à l'élaboration de ce travail de thèse.*

*Je voudrais tout d'abord adresser mes remerciements à mon directeur de thèse Professeur Fethi Bereksi Reguig pour sa disponibilité permanente, sa patience, son soutien et surtout pour ses judicieux conseils qui m'ont aidé à relever tous les défis que j'ai rencontrés durant ce travail.*

*Je tiens à exprimer tout particulièrement ma profonde reconnaissance à ma co-directrice de thèse Professeur Choubeila Maaoui pour m'avoir chaleureusement accueilli au sein du laboratoire LCOMS de l'université de Lorraine durant toute la période de ma bourse et de mettre à ma disposition tous les moyens et les savoirs faire nécessaires pour mener à bien mes travaux de recherches.*

*J'adresse également mes plus vifs remerciements à mon encadrant de stage au sein du laboratoire LCOMS, Docteur Frédéric Bousefsaf, maître de conférences à l'université de Lorraine, de m'avoir soutenu, m'encouragé et m'accompagné avec toutes ses précieuses compétences et ses connaissances durant mes deux années de stage.*

*Je tiens aussi à remercier et exprimer ma gratitude envers chacun des membres du jury : monsieur Abdellatif Rahmoune Et monsieur Mahamed Messadi pour avoir accepté d'examiner ce travail et faire donc partie du jury de soutenance. Je remercie particulièrement monsieur Zinedine Hadj Slimane qui m'a fait l'honneur de présider ce jury.*

*Mes remerciements vont à l'ensemble des membres du laboratoire de Génie Biomédical (Université Abou Bekr Belkaid à Tlemcen) et en particulier mon équipe TSPE. Je remercie spécifiquement le directeur du laboratoire Professeur Fethi Bereksi Reguig qui a veillé sur l'assurance d'un environnement très conviviale et sympathique pour le bon déroulement de nos travaux de recherche.*

*Pareillement, J'adresse mes remerciements à toutes les équipes et le personnel du laboratoire LCOMS qui ont mis à ma disposition toutes les ressources nécessaires à la bonne conduite de mon stage. À particulièrement Professeur Alain Pruski et Docteur Abdelhak Moussaoui qui ont fortement soutenus et facilité mon intégration au sein de l'équipe EPSAP. Je tiens aussi de remercier le directeur du laboratoire LCOMS, Professeur Imad Kacem de m'avoir donné l'opportunité d'intégrer le laboratoire et effectuer mon stage dans de bonnes conditions.*

*Mes remerciements les plus sincères vont aux collègues et amis qui m'ont accompagné de près ou de loin tout au long de cette thèse, et contribué à ce qu'elle se déroule dans une ambiance de travail agréable. Leur soutien inconditionnel et leurs encouragements ont été d'une grande aide.*

*Du plus profond de mon cœur, je remercie tous les membres de ma famille et en particulier ma mère, mon père, mes sœurs et mes frères qui m'ont soutenu, aidé et encouragé durant toutes mes études. C'est grâce à vous que j'en suis ici aujourd'hui et sans vous, toutes ces années ne se seraient certainement pas déroulées de la même manière.*

# Table des matières

<b>I</b>	<b>CHAPITRE : INTRODUCTION GENERALE .....</b>	<b>9</b>
<b>I-1</b>	<b>CONTEXTE .....</b>	<b>10</b>
<b>I-2</b>	<b>SUJET DE RECHERCHE .....</b>	<b>13</b>
<b>I-3</b>	<b>PLAN DE LA THESE .....</b>	<b>17</b>
<b>II</b>	<b>CHAPITRE : ETAT DE L'ART .....</b>	<b>19</b>
<b>II-1</b>	<b>INTRODUCTION .....</b>	<b>20</b>
<b>II-2</b>	<b>RAPPEL SUR L'ANATOMIE ET LA PHYSIOLOGIE DU CARDIOVASCULAIRE.....</b>	<b>20</b>
	II-2-1 LE CŒUR HUMAIN .....	20
	II-2-2 CYCLE CARDIAQUE .....	21
<b>II-3</b>	<b>PARAMETRES HEMODYNAMIQUES CARDIOVASCULAIRES .....</b>	<b>23</b>
	II-3-1 PRESSION SANGUINE .....	23
	II-3-2 COMPLIANCE, RESISTANCE ET RIGIDITE VASCULAIRE .....	23
	II-3-3 COMPOSANTES INTERVENANT A LA REGULATION DU DEBIT CARDIAQUE ET DE LA PRESSION ARTERIELLE .....	24
<b>II-4</b>	<b>MESURES NON INVASIVES DES PARAMETRES CARDIOVASCULAIRES PAR PHOTOPLETHYSMOGRAPHIE : ..</b>	<b>26</b>
	II-4-1 LA PHOTOPLETHYSMOGRAPHIE EN CONTACT : .....	26
	II-4-2 APPLICATIONS DE LA PHOTOPLETHYSMOGRAPHIE EN CONTACT .....	28
	II-4-2-1 <i>Mesure de la fréquence cardiaque et la variabilité de la fréquence cardiaque .....</i>	<i>29</i>
	II-4-2-2 <i>Mesure de la saturation d'oxygène.....</i>	<i>29</i>
	II-4-2-3 <i>Estimation de la pression artérielle.....</i>	<i>31</i>
	II-4-2-4 <i>Rappel sur l'électrocardiographie .....</i>	<i>32</i>
	II-4-3 CARACTERISTIQUES DE L'ONDE PPG ET LEURS APPLICATIONS.....	33
	II-4-3-1 <i>Caractéristiques temporelles :.....</i>	<i>34</i>
	II-4-3-2 <i>Caractéristiques de l'Aire .....</i>	<i>37</i>
	II-4-3-3 <i>Caractéristiques de l'amplitude et de la dérivée seconde.....</i>	<i>38</i>
	II-4-3-4 <i>Les différentes formes d'ondes du signal APG .....</i>	<i>41</i>

II-4-4	LIMITES DE LA PHOTOPLETHYSMOGRAPHIE EN CONTACT.....	42
<b>II-5</b>	<b>L'IMAGERIE PHOTOPLETHYSMOGRAPHIQUE.....</b>	<b>44</b>
II-5-1	EVOLUTION DE L'IMAGERIE PHOTOPLETHYSMOGRAPHIQUE ET LA MESURE DU RYTHME CARDIAQUE .....	44
II-5-2	EFFET DU CAPTEUR .....	50
II-5-3	EVALUATION DU STRESS MENTAL PAR LA MESURE DE LA VARIABILITE CARDIAQUE.....	51
II-5-4	MESURE DE LA SATURATION D'OXYGENE .....	52
II-5-5	MESURES DE LA PRESSION ARTERIELLE .....	53
II-5-6	AUTRES APPLICATIONS DE L'IMAGERIE PHOTOPLETHYSMOGRAPHIQUE.....	56
<b>II-6</b>	<b>RESUME .....</b>	<b>58</b>
<b>III</b>	<b>CHAPITRE : MESURE DE LA FREQUENCE CARDIAQUE, LA FREQUENCE RESPIRATOIRE ET LA VARIABILITE CARDIAQUE .....</b>	<b>61</b>
<b>III-1</b>	<b>INTRODUCTION .....</b>	<b>62</b>
<b>III-2</b>	<b>RAPPEL SUR LE FONCTIONNEMENT DES CAMERAS.....</b>	<b>62</b>
III-2-1	PARAMETRES REGLABLES DE LA CAMERA .....	65
<b>III-3</b>	<b>METHODES D'EXTRACTION DU SIGNAL IPPG .....</b>	<b>69</b>
III-3-1	REGLAGE DES PARAMETRES DE LA CAMERA ET L'ENREGISTREMENT DES TRAMES .....	70
III-3-2	SELECTION DE LA REGION D'INTERET.....	72
III-3-3	CHANGEMENT DE L'ESPACE COULEUR RGB VERS L'ESPACE CIE L*u*v*.....	75
III-3-4	MOYENNE SPATIALE ET EXTRACTION DU SIGNAL IPPG.....	77
III-3-5	PRETRAITEMENT DU SIGNAL IPPG ET EXTRACTION DE LA COMPOSANTE PULSATILE (AC) .....	78
III-3-5-1	Interpolation .....	79
III-3-5-2	Suppression des tendances basse fréquence (de l'anglais Detrending).....	80
III-3-5-3	Filtrage.....	80
III-3-5-4	Détection des vallées des signaux iPPG et PPG de contact .....	82
III-3-6	MESURE SANS CONTACT DE LA FREQUENCE CARDIAQUE .....	84

III-3-7	VARIABILITE DE LA FREQUENCE CARDIAQUE.....	86
III-3-8	MESURE SANS CONTACT DE LA FREQUENCE RESPIRATOIRE .....	88
<b>III-4</b>	<b>RESUME DE LA PREMIERE APPROCHE.....</b>	<b>90</b>
<b>III-5</b>	<b>VALIDATION ET DISCUSSION DES RESULTATS : .....</b>	<b>93</b>
III-5-1	MATERIEL ET PROTOCOLE EXPERIMENTALE .....	93
III-5-2	RESULTATS ET DISCUSSION .....	94
<b>III-6</b>	<b>CONCLUSION .....</b>	<b>101</b>
<b>IV</b>	<b>CHAPITRE : DE L'ANALYSE DE LA FORME D'ONDE DU SIGNAL IPPG VERS UNE MESURE MULTIPARAMETRIQUE.....</b>	<b>102</b>
<b>IV-1</b>	<b>INTRODUCTION .....</b>	<b>103</b>
<b>IV-2</b>	<b>METHODES D'EXTRACTION DU SIGNAL IPPG .....</b>	<b>103</b>
IV-2-1	METHODES DE SELECTION DE LA REGION D'INTERET.....	104
IV-2-2	SELECTION DU CANAL VERT DE L'ESPACE COULEUR RGB DANS LA DEUXIEME APPROCHE.....	105
IV-2-3	RESUME DES METHODES D'EXTRACTION ET DU PRETRAITEMENT DU SIGNAL IPPG.....	106
IV-2-4	DE L'EXTRACTION DES ONDES A LA MESURE DES CARACTERISTIQUES.....	109
	<i>IV-2-4-1 Caractéristiques temporelles .....</i>	<i>111</i>
	<i>IV-2-4-2 Aires .....</i>	<i>112</i>
	<i>IV-2-4-3 Caractéristiques de la dérivée seconde et amplitude.....</i>	<i>113</i>
IV-2-5	NORMALISATION DES CARACTERISTIQUES DE LA FORME D'ONDE .....	114
IV-2-6	METRIQUES ET METHODES D'EVALUATION.....	116
<b>IV-3</b>	<b>RESUME DE LA DEUXIEME APPROCHE.....</b>	<b>117</b>
<b>IV-4</b>	<b>VALIDATION ET DISCUSSION DES RESULTATS : .....</b>	<b>119</b>
IV-4-1	PROTOCOLE EXPERIMENTALE .....	120
IV-4-2	MATERIEL.....	120
IV-4-3	RESULTATS ET DISCUSSION .....	121

<i>IV-4-3-1 Caractéristiques temporelles .....</i>	<i>122</i>
<i>IV-4-3-2 Caractéristiques de l'Aire .....</i>	<i>125</i>
<i>IV-4-3-3 Caractéristiques de la deuxième dérivée et de l'amplitude.....</i>	<i>127</i>
<b>IV-5 CONCLUSION .....</b>	<b>129</b>
<b>V CONCLUSION GENERALE.....</b>	<b>131</b>

## Table des figures

Figure I-1-1: Différence entre une mesure sans contact (à gauche) et une mesure sans fils (à droite) .....	11
Figure I-2-1 : Aperçu sur la mesure sans contact du rythme cardiaque via une webcam .....	13
Figure I-2-2 : Aperçu global sur la méthode sans contact proposée pour extraire et mesurer les caractéristiques liées avec la pression artérielle, la rigidité, la résistance et l'âge des artères.....	15
Figure I-2-3 : Exemple d'un analyseur de la forme d'onde du signal Photopléthysmographique en contact .....	15
Figure II-2-1: Anatomie du cœur et des vaisseaux associés .....	21
Figure II-2-2: Le tissu nodal cardiaque assurant la contraction du myocarde.....	22
Figure II-4-1: Les deux modes utilisés en photopléthysmographie en contact.....	27
Figure II-4-2 : Les deux composantes du signal PPG réel .....	28
Figure II-4-3: Courbe d'absorption des différentes longueurs d'ondes par l'hémoglobine, HbO <sub>2</sub> : l'oxyhémoglobine, Hb : désoxyhémoglobine, COHb : carboxyhémoglobine et MethHb: méthémoglobine[25]......	<b>Erreur ! Signet non défini.</b>
Figure II-4-4: Oxymètre de pouls .....	31
Figure II-4-5: Représentation du temps de transit de pouls entre le pic R du signal ECG et l'onde du signal PPG.....	32
Figure II-4-6 : Une onde du signal ECG qui traduit un cycle cardiaque complet .....	32
Figure II-4-7 : Caractéristiques temporelles de la forme d'onde, les dérivées première et deuxième sont utilisées pour faciliter la détermination de certaines caractéristiques.....	34
Figure II-4-8: Variation du DeltaT ( $\Delta T$ ) avec l'Age des sujets .....	35
Figure II-4-9 : Caractéristiques de l'Aire de l'onde PPG .....	37
Figure II-4-10 : Caractéristiques d'Amplitude et de la dérivée seconde de l'onde PPG.....	38
Figure II-4-11 : Les différentes Formes d'onde de la dérivée seconde du signal photopléthysmogramme .....	42
Figure II-4-12 : Emplacement du capteur PPG dans le cas de réflectance et le cas de transmittance .....	43
Figure II-5-1 : Méthodologie de mesure du rythme cardiaque par une caméra thermique.....	45
Figure II-5-2 : La Photopléthysmographie sans contact (model d'interaction peau - lumière) .....	46
Figure II-5-3 : Méthode de mesure du signal iPPG proposée par TAKANO et al.....	47
Figure II-5-4: Protocole expérimental de la mesure iPPG proposé par Poh et al.....	48
Figure II-5-5 : Méthode d'extraction du signal iPPG par camera proposée par Poh et al.....	49
Figure II-5-6: Méthode de mesure du stress développée par bousefsaf et al. ....	52
Figure II-5-7 : Du protocole expérimental à l'estimation de la saturation en oxygène.....	53
Figure II-5-8 : Du protocole expérimental et matériels à la mesure du iPTT .....	54
Figure II-5-9 : Méthode de mesure de la pression artérielle proposée par Suguta et al. ....	55
Figure III-2-1 : Les deux différents capteurs utilisés dans les caméras et leurs compositions.....	63
Figure III-2-2: Valeurs d'ouverture du diaphragme les plus courantes .....	64
Figure III-2-3 : Effet de l'exposition sur l'image, l'image sous exposée est sombre (à gauche) et l'image sur exposée est très claire (à droite) .....	65
Figure III-2-4 : Effet de la vitesse d'obturation, appelée aussi temps de pose ou durée d'exposition sur la capture d'un objet en mouvement. ....	66

Figure III-2-5 : Effet de la balance des blancs.....	67
Figure III-2-6 : Réglage de la mise au point d'une caméra.....	67
Figure III-2-7 : Effet de la fréquence d'image sur un objet en mouvement.....	68
Figure III-2-8 : Différence entre le zoom optique et le zoom numérique.....	69
Figure III-3-1 : Réglage du zoom, du panoramique et de l'inclinaison.....	71
Figure III-3-2 : Extraction du signal iPPG sur différentes zones de visage.....	72
Figure III-3-3 : Cartes d'amplitude d'impulsion montrant la distribution des zones de visage en fonction de la qualité du signal iPPG.....	73
Figure III-3-4 : Sélection de la région analysée: (a) visage entier (b) front.....	73
Figure III-3-5: La méthode de sélection des deux différentes ROIs.....	75
Figure III-3-6 : Représentation des chrominances $u^*$ et $v^*$ de l'espace de couleur CIE $L^*u^*v^*$ .....	77
Figure III-3-7 : Exemple des signaux photopléthysmographiques sans contact (iPPG).....	78
Figure III-3-8 : Interpolation du signal iPPG brut.....	79
Figure III-3-9 : Suppression des variations basse fréquence (BF) du signal iPPG.....	80
Figure III-3-10 : Représentation de la transformée en ondelettes continue (CWT) du signal iPPG après la suppression des variations basse fréquence.....	81
Figure III-3-11 : Du signal brut à la détection des vallées.....	83
Figure III-3-12 : La mesure de la fréquence cardiaque instantanée.....	85
Figure III-3-13 : Détection des vallées du signal de la respiration et le monitoring de la fréquence cardiaque.....	90
Figure III-4-1 : Vue d'ensemble de l'approche proposée.....	91
Figure III-5-1 : Protocole expérimental.....	94
Figure III-5-2 : Mesure du signal iPPG à partir d'une peau foncé.....	95
Figure III-5-3 : Mouvement brusque durant la mesure du signal iPPG.....	96
Figure III-5-4 : Déphasage entre les deux signaux iPPG issu de la caméra et cPPG mesuré à partir du capteur de contact.....	96
Figure III-5-5 : Exemple d'application de la VFC.....	99
Figure III-5-6 : Comparaison des méthodes utilisées pour l'extraction du signal iPPG.....	100
Figure IV-2-1 : Détection et suivi du front.....	104
Figure IV-2-2 : Réponses du filtre passe-bande optique de la caméra utilisée dans cette approche.....	105
Figure IV-2-3 : Extraction du signal iPPG.....	106
Figure IV-2-4 : Inversement et interpolation du signal iPPG brut.....	107
Figure IV-2-5: Suppression des variations basse fréquence (BF) du signal iPPG.....	108
Figure IV-2-6: Signal iPPG filtré.....	109
Figure IV-2-7 : Exemple de détection des vallées.....	109
Figure IV-2-8 : Les ondes des signaux PPG séparées selon la détection de leurs vallées.....	110
Figure IV-2-9 : Caractéristiques temporelles de la forme d'onde.....	112
Figure IV-2-10 : Caractéristiques de l'Aire de l'onde PPG.....	113
Figure IV-2-11 : Caractéristiques d'Amplitude et de la dérivée seconde de l'onde PPG.....	114



Figure IV-2-12 : Ondes PPG brutes et normalisation des tracés des caractéristiques extraites de la forme d'onde de chaque signal .....	115
Figure IV-2-13 : Présentation d'un paramètre pour chacune des catégories de caractéristique .....	116
Figure IV-3-1 : Vue d'ensemble de la méthode proposée.....	118
Figure IV-4-1 : Protocole expérimental.....	121
Figure IV-4-2 : Représentation en nuage de points (Scatterplot) de trois caractéristiques temporelles .....	124
Figure IV-4-3 : Représentations en nuage de points pour les caractéristiques basées sur les aire .....	126
Figure IV-4-4 : Représentations en nuage de points pour les caractéristiques de dérivée seconde et d'amplitude	128

## Liste des tableaux

Tableau II-4-3-I:Types et significations des différentes formes d'onde APG .....	42
Tableau III-5-2-I: Résultats de l'analyse statistique effectuée sur les paramètres extraits des deux signaux PPG (cPPG) de contact et PPG sans contact (iPPG) qui sont la fréquence cardiaque (FC) et sa variabilité (VFC) ainsi la fréquence respiratoire (FR). .....	97
Tableau IV-4-9-I : Analyse statistique des caractéristiques temporelles. PI est la largeur totale de l'onde PPG, PWHH est la largeur à la mi-hauteur de l'onde PPG, FDPT est le temps de pic de la première dérivée, A2T est l'intervalle de temps entre le point d'inflexion (l'encoche dicrotique) et la fin de l'onde PPG, TN est l'intervalle de temps entre le début de l'onde PPG jusqu'à l'encoche dicrotique, DT est le délai entre le pic systolique et le pic diastoliques, CT est le temps de crête et DT est le temps de diastole. ....	123
Tableau IV-4-9-II : Analyse statistique des caractéristiques basé sur les aires. PA : aire totale de l'onde iPPG, A1: aire avant l'encoche dicrotique, A2: aire après encoche dicrotique. ....	125
Tableau IV-4-9-III : Analyse statistique des caractéristiques de la dérivées secondes et d'amplitude. b/a et e /a sont les rapports des amplitudes de la dérivées secondes, PH est la hauteur de l'onde PPG. ....	127

---

# Introduction générale

---

## I-1 Contexte

La surveillance continue des paramètres vitaux est un concept émergent dans le domaine médical nécessitant l'utilisation de techniques non invasives et confortables. Les progrès technologiques récents dans le domaine des capteurs, des télécommunications, ainsi qu'en traitement du signal et de l'image, ont favorisé le développement de nouveaux outils de monitoring et de diagnostic médical pour l'amélioration de la qualité des services de santé.

La mesure des paramètres vitaux notamment la fréquence cardiaque, le rythme respiratoire, la pression artérielle et la température corporelle, est vraisemblablement l'un des premiers gestes les plus pratiqués en clinique quotidienne. Généralement la saturation en oxygène dans le sang et la sévérité de la douleur sont des compléments de cette liste. Les signes vitaux constituent principalement des indicateurs cruciaux qui peuvent renseigner les professionnels de santé sur le bien-être physique ou psychologique d'une personne. Ils permettent donc le dépistage et la première prise en charge de plusieurs maladies. Chaque paramètre a un intervalle de variations acceptées dans les limites normales des mesures en fonction de plusieurs facteurs notamment l'âge, le poids, le sexe, l'activité physique et les états physiologique et psychologique. Pour une personne adulte en bonne santé au repos la fréquence cardiaque varie entre 60 et 100 battements par minute (bpm) et le rythme respiratoire varie entre 12 et 20 cycles par minute. La pression artérielle (prise au niveau du bras gauche) est exprimée par deux valeurs, pression artérielle systolique (pression maximale au moment de la contraction cardiaque) qui doit être comprise entre 90 et 139 mmHg et la pression artérielle diastolique (pression minimale au moment de la relaxation cardiaque) qui doit être comprise entre 60 et 89 mmHg pour un sujet normal. La plage de variation de la température corporelle dépend de l'endroit de la prise de mesure ; on distingue 4 températures orale, rectale, tympanique et axillaire ; elles varient entre 35°C et 38°C. Cependant toutes valeurs n'appartenant pas aux plages de variations normales (intervalles) de ces signes vitaux sont considérés comme indicateurs d'une éventuelle pathologie. Par conséquent différents dispositifs médicaux permettant la détermination automatique de ces intervalles et leur monitoring continu ont été développés en vue d'une aide au diagnostic médical.

Les dispositifs médicaux utilisés actuellement pour le diagnostic et le monitoring des données physiologiques doivent répondre particulièrement à plusieurs exigences (ils doivent être certifiés par un organisme agréé norme : ISO 13485) particulièrement une fiabilité de la mesure,

la sécurité et le confort du patient. A noter que toute négligence concernant ces exigences peut conduire à de mauvais résultats qui impacteront par la suite le diagnostic médical.

Les données physiologiques sont souvent mesurées à l'aide de capteurs invasifs ou non invasifs en contact direct avec la personne. Selon la nécessité et la précision recherchée, se fait le choix entre les techniques invasives ou non invasives. La mesure de la pression artérielle par exemple se fait habituellement d'une manière non invasive par la méthode auscultatoire ou la méthode oscillométrique. Quoiqu'une mesure précise de la pression artérielle nécessite un cathétérisme.

Malgré tous les avantages des technologies en contact, elles restent psychologiquement stressantes et souvent peu confortable en raison de l'utilisation de capteurs directement en contact avec le corps. De plus, leur utilisation est quasiment impossible en cas de traumatisme, ulcère cutané, brûlures, maladies congénitales et contagieuses. Par conséquent ces différentes limites, ainsi que la forte demande d'une technologie fiable, confortable, simple, portable, non stressante et à faible coût, a poussé les chercheurs au développement de nouvelles techniques de mesure sans contact des signaux physiologiques. Ces dernières n'utilisent aucun capteur en contact avec le corps humain (*e.g* Figure I-1-1 à gauche), à la différence avec les mesures à distance où le capteur est placé sur l'endroit de mesure et envoie des informations par voie sans fils (*e.g* Figure I-1-1 à droite).



**Mesure sans contact de la température corporelle**



**Mesure sans fil de la température corporelle**

Figure I-1-1: Différence entre une mesure sans contact (à gauche) et une mesure sans fils (à droite)

Des recherches récentes montrent que de nouvelles technologies utilisant des caméras permettent de mesurer sans contact des paramètres physiologiques relatifs à l'activité cardio-respiratoire d'une personne. Dans ce contexte, l'Imagerie PhotoPléthysmoGraphique (iPPG) par camera a pu attirer plus d'attention ces dix dernières années à travers ses diverses qualités en

surmontant les inconvénients des mesures de contact mentionnés ci-dessus. Ainsi, elle réduit le câblage et augmente la sécurité des patients et du personnel médical en minimisant les risques de contaminations dans le cas d'une maladie contagieuse. En effet, les dispositifs médicaux traitant les paramètres électrophysiologiques souffrent particulièrement du problème des courants de fuite qui peuvent circuler à travers le patient via les parties métalliques en contact avec son corps. Des circuits électroniques spécifiques sont utilisés dans ces dispositifs pour limiter ces courants. Ces courants de fuites peuvent aussi apparaître suite à un vieillissement ou une détérioration du dispositif médical ce qui rend leur contrôle périodique indispensable. Il est à noter qu'un faible courant circulant dans le corps est suffisant pour causer des accidents sanitaires très graves. Cependant ce problème n'est pas du tout relevé dans le cas de l'imagerie Photopléthysmographique vu qu'aucun capteur n'est en contact avec le corps.

Actuellement, les mesures sans contact prennent une place de plus en plus importante dans le domaine de la télémédecine, la sécurité (applications en biométrie), l'automesure et l'e-santé. Elles sont ouvertes sur nombreux champs d'application notamment la prévention et les soins médicaux, les mesures à domicile, l'automobile et les sciences de sport. La disponibilité des caméras dans nos appareils informatiques d'usage quotidien rend cette technologie accessible aux particuliers et les professionnels de là, l'iPPG peut éventuellement être utilisés pour lutter contre le stress en entreprise comme une de ses applications.

## 1-2 Sujet de recherche

Selon l'organisation mondiale (OMS) de santé les cardiopathies ischémiques et les accidents vasculaires cérébraux sont les principales causes de mortalité dans le monde au cours des 15 dernières années, elles étaient responsables de 15,2 millions de décès au total en 2016. Dans la même année les bronchopneumopathies obstructives chroniques ont fait 3 millions de morts [1]. Les maladies cardio-vasculaires sont la plupart du temps asymptomatiques nécessitant un contrôle périodique via des mesures fréquentes afin de les prévenir et de mieux les prendre en charge.

Dans ce projet de thèse nous nous sommes focalisés sur la mesure sans contact de certains paramètres physiologiques relatifs à l'activité cardiovasculaire et respiratoire. Dans ce contexte, deux objectifs ont été tracés.

**Le premier objectif** est le développement d'une technique de mesure sans contact de la fréquence cardiaque et respiratoire ainsi que la variabilité du rythme cardiaque en utilisant une caméra (ou une webcam). Cette technique consiste à traiter les vidéos couleurs du visage humain issus de la caméra par des méthodes robustes de traitement d'image et vidéo, et extraire par la suite avec précision un signal physiologique appelé Photopléthysmogramme (un signal riche en informations physiologiques) comme représenté sur la Figure I-2-1. Ce signal est couramment abrégé iPPG dans la littérature en regard à sa dénomination anglaise *Imaging PhotoPléthysmoGramme* car il est mesuré à partir des images.

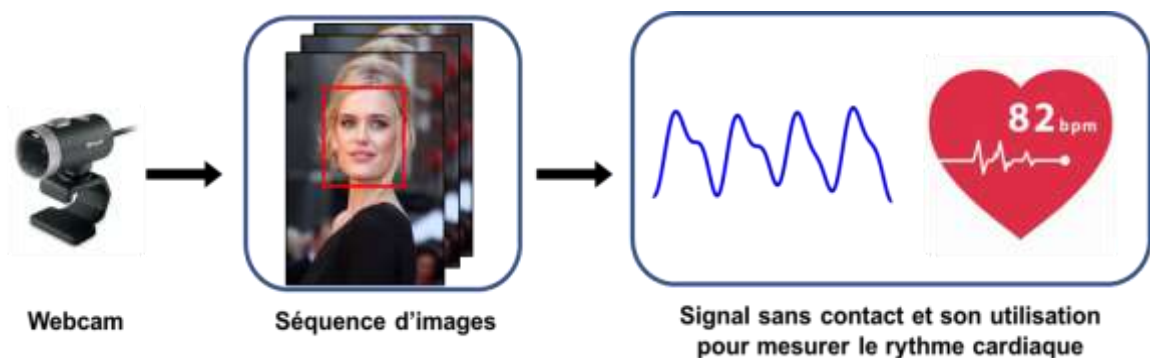


Figure I-2-1 : Aperçu sur la mesure sans contact du rythme cardiaque via une webcam qui constitue le capteur permettant l'enregistrement d'une vidéo faciale utilisée par la suite pour l'extraction du signal physiologique. La variabilité du rythme cardiaque est calculée à partir du rythme cardiaque instantané.

Sachant qu'actuellement la plupart des appareils informatiques à usage quotidien (*e.g* ordinateurs et Smartphones) disposent d'une caméra intégrée et que la technique proposée utilise un simple software nécessitant des performances moyennes d'exécution ; alors cela la rend facilement transposable de la phase de développement et expérimentation vers une application pratique réelle. De plus, cette technique a de nombreux champs d'application allant des consultations médicales et des mesures à domicile à la biométrie et la sécurité en passant par les sciences du sport.

Récemment, les vidéos consultations médicales par exemple ont permis de résoudre le problème de disponibilité et du déplacement des patients ainsi que la contamination des individus en cas de maladie contagieuse (voire épidémie). En effet, l'intégration de cette technique sans contact dans les vidéos consultations peut permettre au médecin de baser son diagnostic sur des données physiologiques réelles au lieu des affirmations subjectives du patient. Également, une telle mesure sans contact peut renforcer la robustesse des systèmes biométriques de sécurité à base de caméra de surveillance pour éviter tout risque d'usurpation d'identité. A noter que ces systèmes peuvent être facilement trompés par des masques, images ou vidéos.

Le mouvement et la fluctuation de la lumière sont deux contraintes qui affectent énormément la détection des signaux physiologiques, ce qui peut rendre la mesure incertaine. A ce sujet, une grande partie de nos travaux a été consacré au renforcement de la robustesse de la détection via des choix très appropriés des méthodes de traitement d'images et du signal.

A la fin de cette phase, la technique développée doit fournir des résultats fiables et précis sur lesquels le médecin peut se baser pour poser un diagnostic fiable d'une pathologie ou déclarer une urgence.

**Le deuxième objectif** de nos travaux de recherche consiste à une étude plus approfondie de la forme d'onde du signal physiologique (iPPG) afin d'en extraire plusieurs caractéristiques liées aux maladies cardiovasculaires et pathologies artérielles notamment la pression artérielle, la rigidité, la résistance et l'âge des vaisseaux sanguin (voir Figure I-2-2).



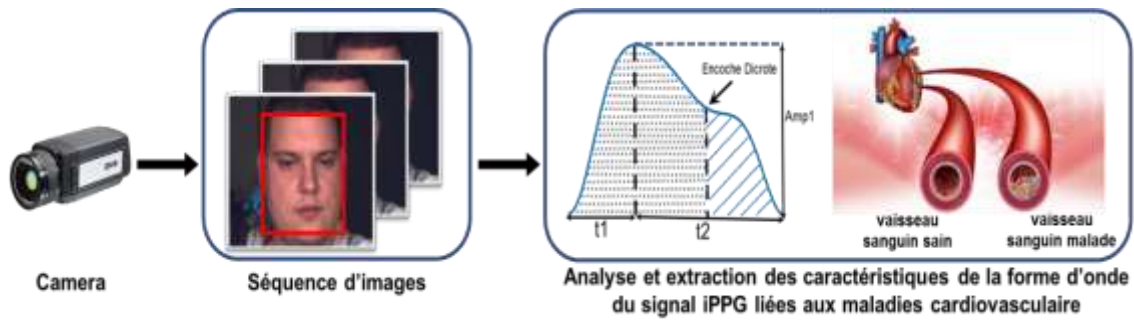


Figure I-2-2 : Aperçu global sur la méthode sans contact proposée pour extraire et mesurer les caractéristiques liées avec la pression artérielle, la rigidité, la résistance et l'âge des artères. La séquence d'images enregistrée par la caméra permet d'extraire le signal physiologique avec précision. Contrairement au rythme cardiaque lié à la périodicité du signal physiologique les pathologies cardiovasculaires sont liées à sa forme d'onde.

Malgré tout l'intérêt qui a été porté sur l'imagerie Photopléthysmographique, aucune étude systématique n'a été effectuée dans ce contexte. Cependant les caractéristiques de la forme d'onde du signal Photopléthysmographique en contact ont été utilisées dans plusieurs dispositifs commercialisés (e.g Figure I-2-3) permettant une mesure fiable de la pression artérielle, la rigidité, l'âge et la résistance vasculaire. Pour cette raison les études déjà effectuées sur la forme d'onde du signal Photopléthysmographique de contact ont été considérées comme une référence pour proposer une approche innovante d'extraction des caractéristiques de la forme d'onde du signal PhotoPléthysmoGraphique sans contact (iPPG). Une mesure sans contact de ces paramètres va permettre une meilleure maîtrise et prise en charge de l'hypertension artérielle et certaines maladies vasculaires.

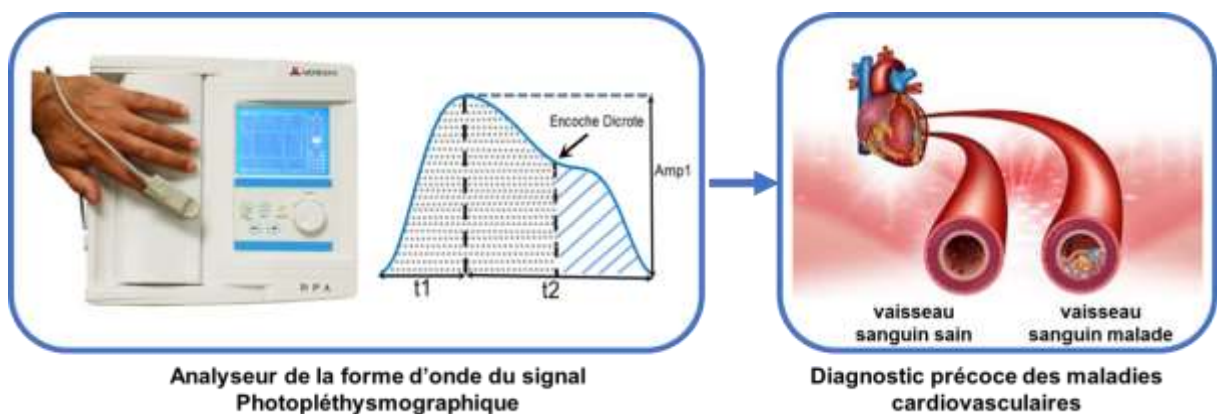


Figure I-2-3 : Exemple d'un analyseur de la forme d'onde du signal Photopléthysmographique en contact utilisé pour le diagnostic précoce des maladies cardiovasculaires.

La réalisation des deux objectifs visés va aboutir à un système multi-paramètres de mesure sans contact des paramètres physiologiques favorisant une évaluation globale de

l'hémodynamique cardiovasculaire tout en assurant à l'utilisateur le confort, la sécurité, la fiabilité, la facilité d'utilisation et le faible coût.

## I-3 Plan de la thèse

Le reste du manuscrit se décompose en trois grands chapitres décrivant la totalité des travaux effectués durant cette thèse :

**Le CHAPITRE 2** se focalise sur une étude approfondie des différentes techniques récemment utilisées pour la mesure sans contact des paramètres physiologiques humains. Il présente en un premier lieu un bref rappel sur le fonctionnement du système cardiovasculaire afin de permettre aux lecteurs de mieux comprendre les notions abordées par la suite dans ce manuscrit. Puis un aperçu global sur la photopléthysmographie (PPG) classique (en contact) est présenté, notamment sa définition, ses applications et les limitations qui ont conduit à la recherche d'une véritable alternative moins invasives, sécurisée et plus confortable. Une description des techniques de mesure hors contact des données physiologiques à partir d'une détection robuste des signaux photopléthysmographique en utilisant une caméra est ensuite faite. Les recherches récemment effectuées, les applications actuelles et les avantages de l'imagerie photopléthysmographique (iPPG) sont également abordées. Cela nous a permis de nous situer par rapport aux travaux déjà accomplis et par conséquent proposé nos approches. En fin un résumé de ce chapitre est présenté.

**Le CHAPITRE 3** est dédié à la description des méthodes utilisées durant le développement de notre première approche proposée ainsi que la discussion des résultats obtenus. Cette approche consiste à développer une technique robuste et fiable pour mesurer d'une manière hors contact la fréquence cardiaque, la fréquence respiratoire et la variabilité de la fréquence cardiaque en utilisant une simple webcam. Ce chapitre est partagé en 4 grandes sections. La première section est un rappel sur le fonctionnement des caméras et leurs différents paramètres ajustables pour enregistrer convenablement des images faciles à exploiter et par conséquent appropriées aux mesures iPPG. Ensuite nous présentons dans la deuxième section, les différentes méthodes d'extraction et du traitement du signal iPPG ainsi que les techniques qui permettent son exploitation dans la mesure des différents paramètres physiologiques ciblés. La troisième section récapitule ces différentes méthodes à travers la description d'un schéma bloc résumant notre approche proposée. Plusieurs essais ont été menés au laboratoire pour réaliser une base de données de validation. Ces expériences sont nécessaires pour l'évaluation de la reproductibilité, la précision et la justesse de notre méthode proposée. Un capteur de contact a été utilisé pour enregistrer le signal de référence que nous avons comparés à celui de la webcam. Les résultats obtenus sont

statistiquement validés et discutés dans la dernière partie de ce chapitre clôturé par nos conclusions.

**Le CHAPITRE 4** retrace le développement d'une approche d'analyse de la forme d'onde du signal iPPG pour extraire par la suite un ensemble de paramètres physiologiques caractérisant un ensemble de maladies cardiovasculaires et pathologies artérielles notamment la pression artérielle, la rigidité, la résistance et l'âge des vaisseaux sanguins. Dans ce chapitre nous présentons initialement un résumé des méthodes utilisées pour la détection est le prétraitement du signal iPPG qui sont légèrement différentes à celles utilisées dans la première approche. Ensuite nous détaillons les opérations d'extraction et du traitement des ondes. Dans cette approche nous analysons chaque onde du signal iPPG d'une manière séparée. Les techniques de calculs des différentes caractéristiques de la forme d'onde iPPG notamment les caractéristiques temporelles, les aires et les caractéristiques d'amplitude de la dérivée seconde, ainsi que leurs significations médicales sont par la suite présentées. Puis, les opérations de normalisation et d'évaluation statistique de ces caractéristiques sont respectivement décrites dans deux sous-sections séparées. Ces dernières sont suivies par un résumé décrivant l'approche proposée à travers un schéma bloc. La 3eme section de ce chapitre est consacré à la validation, l'analyse et la discussion des résultats obtenus. Les expériences menées au laboratoire sur plusieurs volontaires ont permis la réalisation de la base de données de validation. Deux capteurs de contact placés sur de endroits corporels ont été utilisés pour l'enregistrement des signaux de références.

Le Manuscrit est terminé par une conclusion générale et des perspectives sur ces travaux de recherche.

---

# **Etat de l'art**

---

## II-1 Introduction

Au fur et à mesure que la science et les technologies progresseront dans les domaines de l'électronique, la télécommunication, la robotique et l'informatique, il deviendra indispensable pour la médecine et les technologies biomédicales d'évoluer par rapport aux applications de santé utilisées pour le diagnostic des maladies, la thérapie et la prévention. L'objectif noble derrière l'évolution massive des technologies médicales est certainement l'amélioration de la qualité des services de santé tout en assurant aux patients la fiabilité, la sécurité et le confort. La mesure de paramètres physiologiques est un concept qui fait partie des techniques de diagnostic médical. Elle permet une meilleure compréhension de la physiologie humaine ainsi que la prévention contre certaines maladies. Selon l'OMS les maladies cardiovasculaires sont les premières causes de mortalité dans le monde [1]. La prise en charge et le diagnostic de ces maladies se fait généralement à travers la mesure de plusieurs paramètres tels que la fréquence cardiaque et la variabilité de la fréquence cardiaque, la pression artérielle et la rigidité vasculaire, forme et taille du cœur ...etc. Pour permettre aux lecteurs de mieux comprendre les paramètres cardiovasculaires que nous allons aborder par la suite et leurs techniques de mesures nous commençons cette section par un bref rappel sur l'anatomie et la physiologie du système cardiovasculaire.

## II-2 Rappel sur l'anatomie et la physiologie du cardiovasculaire

### II-2-1 Le cœur humain

Le cœur est un organe noble contractile situé dans la région thoracique ou plus précisément dans la portion antéro-inférieure du médiastin entre les poumons. Il assure la circulation sanguine pour permettre l'approvisionnement en oxygène et en nutriments au corps tout en entier. Derrière le cœur se trouvent les plus grands vaisseaux voire les plus importants notamment les deux veines caves (supérieure et inférieure), l'artère pulmonaire et l'artère aortique, comme c'est illustré sur la Figure II-2-1. Le cœur est constitué d'un muscle creux séparé en deux moitiés indépendantes (gauche et droite). Sa partie droite assure l'oxygénation du sang à travers la circulation pulmonaire. Sa partie gauche propulse le sang riche en oxygène à tous les organes du corps à travers la circulation systémique. Chacune des moitiés comporte deux chambres, une oreillette et un ventricule qui communiquent via des valvules d'admission (mitrale à gauche et tricuspide à droite) qui sont à l'état normal unidirectionnelles en favorisant le passage du sang uniquement de l'oreillette vers le ventricule.

Les vaisseaux sanguins comportent aussi des valvules d'échappement assurant le passage unidirectionnel du sang, du ventricule droit à l'artère pulmonaire via la valvule pulmonaire ou du ventricule gauche à l'aorte par la valvule aortique. Les valvules se situent respectivement à l'entrée de l'artère pulmonaire et de l'aorte, leur rôle principal est d'empêcher le reflux du sang par conséquent elles ne doivent jamais être ouvertes en même temps.

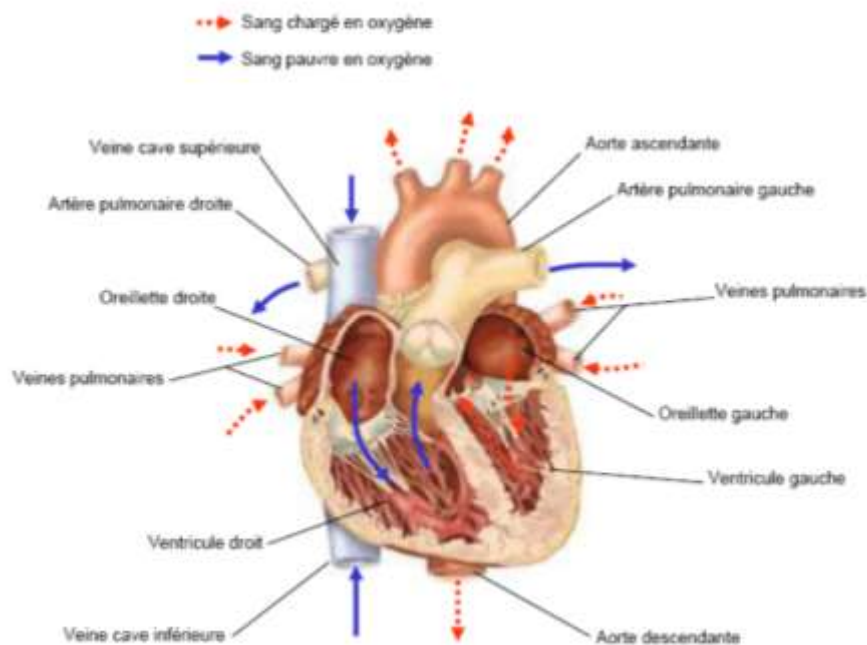


Figure II-2-1: Anatomie du cœur et des vaisseaux associés [2].

Le cœur est constitué essentiellement d'une paroi musculaire appelé myocarde, composé d'un ensemble de cellules musculaires cardiaques. L'endocarde tapisse l'intérieure du myocarde et le péricarde tapisse son extérieur. Les deux parois musculaires, septum interauriculaire et septum interventriculaire séparent respectivement les deux oreillettes et les deux ventricules (Figure II-2-1). Le ventricule gauche est trois fois plus épais que le ventricule droit car il propulse le sang vers tous les tissus du corps (tous les organes) ou la pression est considérablement plus importante que celle dans la circulation pulmonaire. Les parois des oreillettes sont moins épaisses que celles des ventricules. Il est à noter que le fonctionnement du cœur (cycle cardiaque) peut être modifié par l'activité des nerfs du système nerveux [3].

### II-2-2 Cycle cardiaque

Chaque battement cardiaque provoque une séquence quasi périodique d'événements mécaniques et électriques appelés cycle cardiaque. Celui-ci consiste en trois phases majeures : la

systole (moment de contraction) auriculaire puis la systole ventriculaire et en fin la diastole (moment de relaxation cardiaque).

Lors de la systole auriculaire, les deux oreillettes se contractent pour propulser le sang vers les ventricules. Une fois le sang est expulsé des oreillettes, les valvules mitrale et tricuspide (appelées aussi auriculo-ventriculaires) se ferment pour éviter un reflux du sang vers les oreillettes. La systole ventriculaire signifie la contraction ventriculaire et expulsion du sang vers le système circulatoire qui alimente tous les organes du corps. Une fois le sang est expulsé, les valvules pulmonaire et aortique se ferment. Enfin, la diastole est la relaxation des ventricules et des oreillettes permettant un remplissage passif des ventricules et l'arrivée de nouveau sang.

Le tissu nodal incrusté dans le cœur est l'origine de la contraction automatique du myocarde. Par son autostimulation électrique, le nœud sinusal génère les impulsions électriques qui harmonisent les contractions des oreillettes et des ventricules. Lors de leur propagation, ces impulsions électriques provoquent en premier temps la contraction auriculaire, puis elles passent par le nœud auriculo-ventriculaire qui leur dirige vers le faisceau de HIS (Figure II-2-2). Ce dernier assure la contraction des deux ventricules par le biais d'un ensemble de myofibres de conduction appelés le réseau de Purkinje comme représenté sur la Figure II-2-2. L'activité cardiaque dépend donc principalement de cette stimulation électrique. Lorsque la fréquence cardiaque change, la diastole est rallongée ou raccourcie tandis que la durée de la systole reste relativement constante [3].

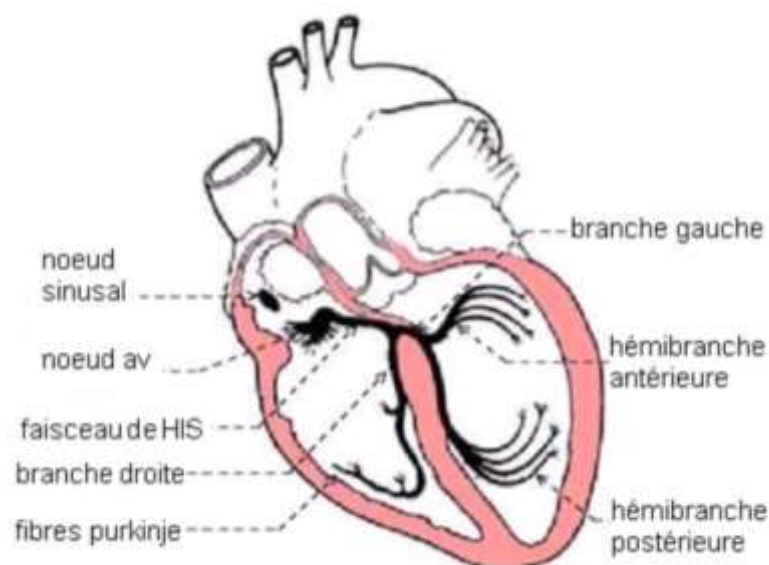


Figure II-2-2: Le tissu nodal cardiaque assurant la contraction du myocarde [2].



## II-3 Paramètres hémodynamiques cardiovasculaires

### II-3-1 Pression sanguine

La pression sanguine correspond à la force exercée par le sang sur la paroi des vaisseaux sanguin. Elle est produite par les battements du cœur (l'écoulement du sang dans la circulation systémique), qui en fonction de la vitesse (fréquence) et la puissance (volume pompé) des battements modifie les différentes caractéristiques hémodynamiques dont la pression sanguine. Communément les pressions physiques sont mesurées en pascals cependant, dans le domaine médical la pression artérielle est exprimée en millimètres de mercure (mm Hg) étant donnée de sa faible puissance. La pression qui règne dans les artères est appelée pression artérielle (ou tension artérielle). Cependant la pression appliquée par le sang sur les veines est appelée pression veineuse. Couramment, la mesure de la pression artérielle (PA) est l'un des gestes les plus pratiqués dans le milieu médical compte tenu que ses variations importantes (en dehors des valeurs normales) peuvent provoquer des dégâts de santé très graves ce qui n'est pas le cas de la pression veineuse qui est faible et par conséquent ne déclare aucune urgence médicale. La pression artérielle s'exprime en deux valeurs différentes, une pression maximale lors de la contraction ventriculaire (ventricule gauche) appelée Pression Artérielle Systolique (PAS) et une pression minimale durant la relaxation ventriculaire appelée pression artérielle diastolique (PAD). Également, elle peut être exprimée uniquement par une seule valeur moyenne appelée Pression Artérielle Moyenne (PAM). Chez un individu adulte en bonne santé, la PAS est environ 120 mmHg et la PAD aux alentours de 80 mmHg. Ces valeurs varient énormément selon les critères de l'individu comme le sexe, l'âge, la taille et le poids ainsi qu'elle dépend des conditions physiques et éléments externes, comme la chaleur, le froid et la saison [3].

### II-3-2 Compliance, résistance et rigidité vasculaire

Les propriétés hémodynamiques des vaisseaux sanguins et l'état de leurs parois est un concept largement présent dans le domaine des maladies cardiovasculaire. En préambule, il est important de revenir sur quelques notions de base sur la biomécanique vasculaire pour comprendre les facteurs qui influencent le débit (D) et la pression du flux sanguin :

1. La compliance appelée aussi distensibilité est la capacité d'un vaisseau de modifier son volume en réponse à une variation de pression sanguine [4], [5]. Contrairement, la rigidité est communément définie comme la résistance à la déformation ; elle est donc inversement

proportionnelle à la compliance. La rigidité vasculaire correspond à une baisse de la distensibilité des vaisseaux sanguins [5]. Généralement, la rigidité de l'arbre vasculaire (circulation systémique) est physiologiquement liée à l'âge. Des recherches récentes [6], [7] ont prouvé qu'elle est un puissant indicateur de risque cardio-vasculaire sans toutefois clarifier et justifier complètement un tel lien. Elle est aussi étroitement liée à l'athérosclérose et constitue un des moyens permettant la bonne compréhension et le diagnostic de l'ischémie myocardique aigüe ou chronique. En fin, la rigidité vasculaire influence directement le couplage cœur-vaisseaux sanguins en augmentant la post charge ventriculaire gauche; ceci pourrait avoir une importance particulière chez les patients porteurs d'une sténose aortique [8].

2. La résistance : Elle peut prendre plusieurs sens, en fluïdique, elle est considérée comme la somme des forces qui s'opposent à l'écoulement d'un liquide. Selon la loi de Poiseuille (voir équation ci-dessous) la résistance vasculaire (R) dépend du rayon du vaisseau sanguin (r), sa longueur (L) et de la viscosité ( $\eta$ ) du sang. La résistance des vaisseaux de la circulation systémique est appelée résistance vasculaire systémique (RVS) ou parfois résistance périphérique totale (RPT). La résistance présentée par les vaisseaux de la circulation pulmonaire est appelée résistance vasculaire pulmonaire (RVP). La RVS est utilisée dans les calculs du débit sanguin, la pression artérielle et la fonction cardiaque. Une vasoconstriction (le rétrécissement du diamètre des vaisseaux sanguins) provoque une augmentation de la RVS, tandis qu'une vasodilatation (augmentation du diamètre) entraîne une diminution de la RVS [9] .

$$R = \frac{8 \cdot \eta \cdot L}{\pi \cdot r^4} \quad (\text{II-3-1})$$

### **II-3-3 Composantes intervenant à la régulation du débit cardiaque et de la pression artérielle**

Comme cela est décrit en ci-dessus, la finalité principale du système cardiovasculaire est donc d'assurer un débit cardiaque (D) délivré à une pression artérielle (PA) suffisante pour garantir la perfusion des différents organes (l'approvisionnement en oxygène et en nutriments). Les différentes composantes intervenant à la régulation de ce débit et de cette pression sont :

- La force de contraction myocardique influençant le volume d'éjection systolique (VES, est le volume de sang éjecté par le cœur lors de sa contraction à chaque battement)
- La fréquence cardiaque (Fc)
- Le volume sanguin désoxygéné revenant au cœur droit qui module également la force de contraction myocardique et par conséquent le VES (Loi de Starling décrit le fonctionnement du ventricule cardiaque qui s'adapte au volume sanguin de remplissage en changeant sa force de contractilité)
- Le niveau de vasoconstriction artérielle systémique ou résistance vasculaire systémique (RVS)

Ces 4 éléments agissent sur les systèmes de régulation neuro-hormonaux afin d'adapter le débit cardiaque par rapport aux différentes situations physiologiques et pathologiques. Également, c'est sur ces éléments que vont agir les médicaments utilisés en cardiologie. L'évaluation de ces éléments se fait généralement à travers la mesure de certains paramètres cardiovasculaires à savoir La fréquence cardiaque, Pression Artérielle Moyenne (PAM), résistance et compliance voire la rigidité artérielle [3]. C'est pourquoi, afin de comprendre ultérieurement la physiologie, la physiopathologie et la thérapeutique cardiovasculaire il faut connaître la formule inter-reliant ces différentes composantes :

$$\mathbf{PAM = D \times RAS} \quad (\text{II-3-2})$$

Et

$$\mathbf{D = VES \times FC} \quad (\text{II-3-3})$$

Les explorations fonctionnelles cardiovasculaires se divisent en deux catégories, électrophysiologiques et physiologiques. Les grandeurs physiologiques sont liées généralement à un phénomène physique (non électrique) par exemple la pression artérielle dépend des propriétés hémodynamiques des artères. Cependant les grandeurs électrophysiologiques sont liées à une activité électrique d'un organe, par exemple l'électrocardiogramme (ECG) permet une mesure de l'activité électrique du cœur qui dépend des variations de potentiel électrique des cellules du tissu nodal (permettant l'auto-contraction du cœur) [10].

## II-4 Mesures non invasives des paramètres cardiovasculaires par Photopléthysmographie :

La photopléthysmographie (PPG) optique est une technique non invasive basée sur la mesure de l'amortissement optique de la peau qui varie en fonction de la modification temporelle du volume de sang dans les tissus sous cutanés micro-vascularisés [11], [12]. La mesure s'appuie sur le fait que le sang modifie l'absorption de certaines longueurs d'onde lors de son passage dans un tissu et par conséquent modifie le niveau de l'absorption de la peau.

### II-4-1 La Photopléthysmographie en contact :

La technologie PPG est utilisée dans une large gamme de dispositifs médicaux commercialisés pour l'évaluation de la fréquence cardiaque, de la saturation en oxygène, de la pression artérielle et du débit cardiaque, de la fonction autonome et également pour la détection des pathologies vasculaires périphériques [13]. Le succès et l'intérêt de cette technique résident dans le fait qu'elle utilise des composants électroniques très simple et très répandus de nos jours permettant donc une acquisition des signaux physiologiques d'une manière confortable, non invasive et en pleine sécurité. Le signal PPG peut être mesuré en utilisant une source lumineuse (e.g une LED) et un récepteur photosensible en deux modes différents en mode de transmittance ou de réflectance :

- Une source lumineuse : est généralement une diode électroluminescente dans le cas de la Photopléthysmographie en contact, elle émet une lumière monochrome à une longueur d'onde déterminée. Les longueurs d'onde très souvent utilisées sont le proche infrarouge ou le rouge [14]. Pour la mesure de la saturation en oxygène les deux longueurs sont utilisées. L'imagerie photopléthysmographique (cas de mesure sans contact) utilise généralement de la lumière ambiante qui est un mélange de la lumière artificielle et la lumière du jour [15].
- Un récepteur de lumière : est une photodiode ou un phototransistor dans le cas de la Photopléthysmographie en contact. Il permet de capter la lumière qui a interagit avec la peau et qui est modulée par la variation momentanée du volume de sang dans le tissu du site de mesure. La sélection de la longueur d'onde de travail est accordée à l'émetteur lumineux. Dans le cas d'utilisation de deux émetteurs à deux longueurs d'ondes différentes, le récepteur enregistre l'information lumineuse d'une manière séquentielle. Cependant

dans le cas de l'imagerie photopléthysmographique (cas de mesure sans contact) on utilise différents types des camera notamment des caméras couleurs et infrarouge[16], [17].

La mesure en transmittance se fait (dans le cas d'une mesure en contact) par l'utilisation d'une diode électroluminescente placée en face d'un photorécepteur par rapport au volume de tissu du doigt ou de l'oreille ( Figure II-4-1 à droite). La lumière émise par la source lumineuse est modulée par la variation du volume de l'hémoglobine circulant dans les capillaires sous l'épiderme puis captée par le récepteur photosensible. En réflectance, la lumière réfléchiée par la peau est mesurée d'où l'emplacement de l'émetteur et le récepteur cote à cote (Figure II-4-1 à gauche) [18].



Figure II-4-1: Les deux modes utilisés en photopléthysmographie en contact

Depuis sa découverte en 1937 par Hertzman et Spealman [11] jusqu'à maintenant, la photopléthysmographie reste incomplètement élucidées et cela malgré toutes ses applications approuvées. A l'heure actuelle, plusieurs recherches s'intéressent à l'étude de l'onde du signal PPG qui est riche en informations utiles pour une meilleure compréhension de la physiologie du système cardiovasculaire et par conséquent le diagnostic des pathologies qu'elles l'affectent.

L'onde PPG possède deux composantes, une composante continue (DC) cadencée par le rythme respiratoire (Figure II-4-2), l'activation du système nerveux sympathique et la thermorégulation. Elle dépend également de la lumière directement réfléchiée par la peau, de la pression du capteur en contact et de la peau du sujet. Parfois elle ne contient pas d'informations de pulsation par conséquent elle devient une source de perturbation [18]. La deuxième composante variable (AC) correspondant aux variations du volume sanguin provoquées par les battements cardiaques (Figure II-4-2). La fréquence fondamentale du signal PPG reflète directement le rythme cardiaque, elle est généralement située aux alentours de 1 Hz correspondante à 60 battements par minute (bpm) en moyenne pour un sujet sain au repos. La composante AC du signal PPG varie dans une plage fréquentielle de [0.5 - 4.0] Hz qui correspond aux [30 - 240] bpm [19]. Un filtrage du signal PPG est souvent nécessaire pour séparer les deux composantes AC et DC. Typiquement,

la composante AC est extraite par un filtre passe-bande dont les fréquences de coupure sont 0.5 Hz et 4.0 Hz. Elles sont rigoureusement sélectionnées afin de ne pas déformer le signal et que la composante continue ne soit plus dominante (inférieure  $< 0.5$ ] Hz).

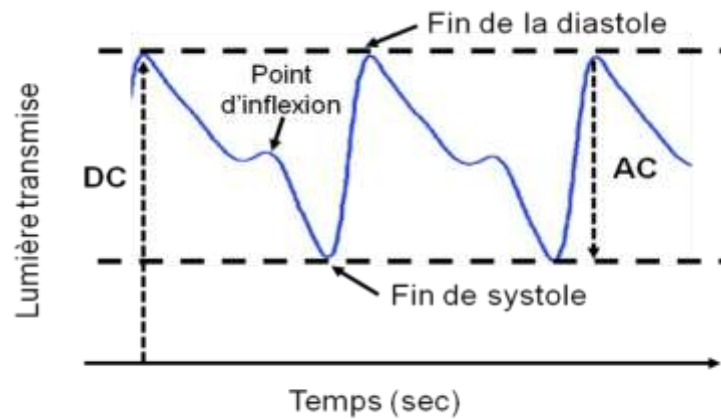


Figure II-4-2 : Les deux composantes du signal PPG réel, le signal utilisé dans la littérature est l'inverse de celui présenté en fonction de la lumière transmise. La fin de la systole traduit réellement le moment du passage d'un volume maximum du sang et la fin de la diastole marque le passage du minimum du sang dans un volume donné du tissu.

La composante pulsatile AC sur Figure II-4-2 présente la variation de la lumière transmise, l'onde PPG souvent utilisée dans littérature est l'inverse de cette dernière. L'onde PPG est composée de deux phases distinctes. Durant la phase systolique, le cœur expulse le sang dans le système vasculaire. Durant cette phase l'intensité de la lumière transmise décroît et l'amplitude de l'onde PPG (volume sanguin augmente) croît jusqu'à atteindre son maximum suite à une vasodilatation due à un fort écoulement du sang. Puis les vaisseaux sanguins se contractent et le volume sanguin décroît, le cœur entre donc en phase de diastole. Durant cette phase le sang continue son chemin vers les différents organes sous une pression minimum mais jamais nulle. L'encoche dicrotique (point d'inflexion) est souvent observable sur l'onde PPG dans la phase diastolique (Figure II-4-2). Cette dernière apparaît lors de la fermeture de la valvule aortique qui empêche le reflux. Le sang qui retourne vers le cœur (appelé l'onde réfléchie) à cause de la résistance vasculaire, rebondit sur les parois de la valvule en entraînant ainsi une légère augmentation du volume sanguin.

#### II-4-2 Applications de la photopléthysmographie en contact

La photopléthysmographie en contact basée sur l'utilisation des composants optoélectroniques a été utilisée dans de nombreux champs d'application, allant des services

d'urgence et de diagnostic médical jusqu'à l'automobile en passant ainsi par les sciences du sport et du bien-être.

Les chercheurs de différents domaines scientifiques s'intéressent de plus en plus au PPG en raison de ses avantages en tant qu'outil de diagnostic médical non invasif, peu coûteux et pratique. Traditionnellement, elle permet une mesure de la saturation en oxygène, le rythme cardiaque et l'évaluation des fonctions autonomes.

### **II-4-2-1 Mesure de la fréquence cardiaque et la variabilité de la fréquence cardiaque**

La première application de la photopléthysmographie est la mesure du rythme cardiaque [13]. Avec une pince placée sur le doigt, cette technique a fait preuve de fiabilité, sécurité et de confort d'usage comparativement à l'électrocardiographie qui nécessite l'emplacement d'électrodes avec du gels sur le corps [20].

Les appareils modernes basés sur la PPG et qui sont utilisés dans le domaine médical fournissent au minimum la fréquence cardiaque ainsi que la saturation en oxygène (Figure II-4-4). Cette dernière est souvent une fonctionnalité ajoutée dans les pinces PPG qui sont équipés d'une source de lumière rouge et proche infrarouge. Au contraire, les dispositifs destinés au grand public comme les montres à usage sportif sont en général équipés d'une source lumineuse verte unique pour la mesure du rythme cardiaque [21]. Tous ces dispositifs mesurent la périodicité de la composante AC du signal PPG qui reflète directement la fréquence cardiaque [22], [23].

### **II-4-2-2 Mesure de la saturation d'oxygène**

Les deux composantes AC et DC sont généralement utilisables pour le calcul de la saturation en oxygène (SpO<sub>2</sub>) dans le cas d'utilisation de deux sources de lumière différentes. La plupart des oxymètres de pouls dédiés à la mesure de la SpO<sub>2</sub> comportent deux LEDs différentes délivrant deux gammes de longueurs d'onde (Figure II-4-4). Une première située entre 600 et 750 nm (correspond à la couleur rouge) et une seconde entre 850 et 1000 nm (correspond au proche infrarouge) [24].

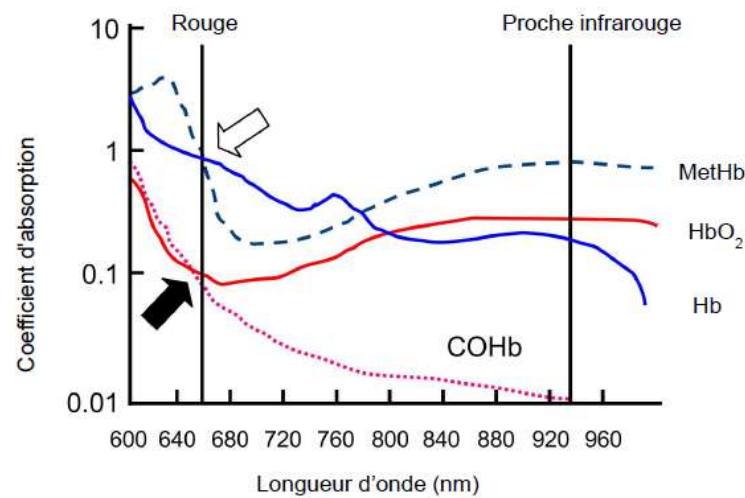


Figure II-4-3: Courbe d'absorption des différentes longueurs d'ondes par l'hémoglobine, HbO<sub>2</sub> : l'oxyhémoglobine, Hb : désoxyhémoglobine, COHb : carboxyhémoglobine et MetHb: méthémoglobine[25].

Compte tenu que les courbes d'absorption de l'oxyhémoglobine et de la désoxyhémoglobine ne sont pas identiques pour une même longueur d'onde comme cela est illustré sur la Figure II-4-3, il est possible donc de calculer la saturation en oxygène dans le sang [26] (SpO<sub>2</sub> exprimée en %) :

$$S pO_2 = \frac{HbO_2}{HbO_2 + Hb} \quad ( II-4-1 )$$

D'où le ratio des ratios des réponses obtenues avec le capteur

$$R = \frac{(AC / DC)_1}{(AC / DC)_2} \quad ( II-4-2 )$$

Une fois que nous avons obtenu ce rapport, on peut établir la fonction suivante :

$$S pO_2 = \frac{k_1 - k_2 \cdot R}{k_3 - k_4 \cdot R} \quad ( II-4-3 )$$

Le ratio (AC/DC)<sub>1</sub> correspond au rapport des deux composantes alternatives et continues du signal PPG modulé pour les longueurs d'onde situées entre 600 et 750 nm. Le ratio (AC/DC)<sub>2</sub> est celui du signal PPG modulé pour les longueurs d'onde situées entre 850 et 1000 nm. Les constantes k<sub>1</sub>, k<sub>2</sub>, k<sub>3</sub> et k<sub>4</sub> sont obtenues après la calibration de l'oxymétrie de pouls.





Figure II-4-4: Oxymètre de pouls,. Il permet la mesure de la fréquence cardiaque et la saturation en oxygène à travers la mesure des signaux PPG.

### II-4-2-3 Estimation de la pression artérielle

La pression artérielle a été mesurée en utilisant la photopléthysmographie à travers une mesure du temps de transit de pouls (PTT : en anglais *Pulse Transit Time*) [27]. Le PTT fait référence au temps nécessaire à une onde de pouls pour voyager entre deux sites artériels. La vitesse à laquelle cette onde de pouls se déplace est directement proportionnelle à la pression artérielle. Une élévation aigue de la pression artérielle provoque une augmentation du tonus vasculaire et par conséquent, la paroi artérielle devient plus rigide, ce qui réduit le PTT. Inversement, lorsque la pression artérielle chute, le tonus vasculaire diminue et le PTT augmente.

Récemment, le PTT a été mesuré en enregistrant l'intervalle de temps entre le passage de l'onde d'impulsion artérielle à deux sites consécutifs détectée à travers le PPG (temps S1-S2 sur la Figure II-4-5). Initialement, pour faciliter la mesure, l'onde électrocardiographique R ou Q a été utilisée comme un point de départ car elle correspond approximativement à l'ouverture de la valve aortique et l'onde PPG mesurée dans un site loin du cœur (e.g doigt, oreille ...etc.) comme un point d'arrivée; le PTT est donc le temps (R -S2) sur la Figure II-4-5.

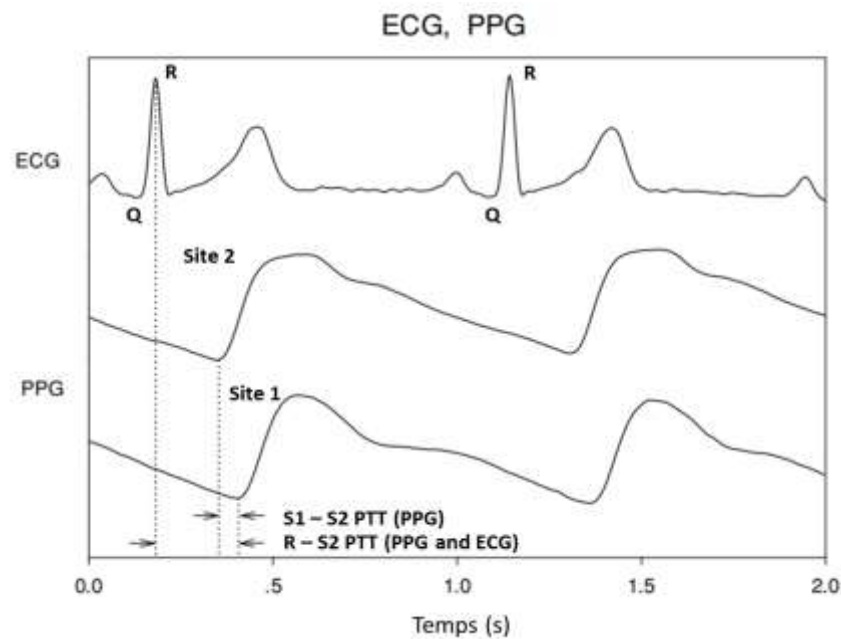


Figure II-4-5: Représentation du temps de transit de pouls entre le pic R du signal ECG et l'onde du signal PPG mesuré à partir du site 2 (R - S2), et le PTT entre deux ondes PPG provenant de deux sites de mesure différents est le temps (S1 - S2).

#### II-4-2-4 Rappel sur l'électrocardiographie

L'électrocardiographie est l'une des techniques les plus utilisées pour le diagnostic des pathologies cardiovasculaire. Elle est omniprésente dans les services hospitaliers et les cabinets privés de cardiologie. Elle permet une mesure de l'activité électrique cardiaque : le signal Electrocardiogramme ECG et son évaluation à travers des mesures sur les différentes ondes qui le constituent (voir Figure II-4-6 ci-dessous).

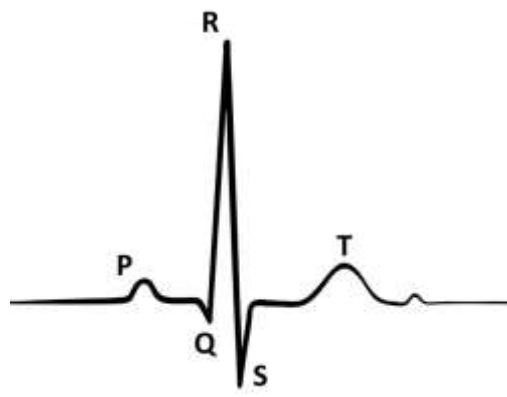


Figure II-4-6 : Une onde du signal ECG qui traduit un cycle cardiaque complet. Elle est constituée d'une onde P liée à la contraction auriculaire, un complexe QRS traduisant la contraction ventriculaire et une onde T liée à la relaxation ventriculaire.

Graphiquement le signal ECG (Figure II-4-6) est constitué d'une succession d'ondes P, QRS et T. L'onde P marque la dépolarisation lors de la contraction auriculaire, le complexe QRS correspond à la dépolarisation lors de la contraction ventriculaire. L'onde T traduit la fin de la repolarisation ventriculaire. De la localisation de ces ondes on définit des intervalles d'intérêt cliniques ; l'intervalle PR indique le temps nécessaire à propagation de l'influx électrique du nœud sinusal (au niveau de l'oreillette droite) jusqu'aux muscles des ventricules, l'intervalle QT marque la repolarisation ventriculaire globale, l'intervalle RR utilisé pour déterminer le rythme cardiaque. Le segment ST décrit le début de la repolarisation ventriculaire et correspond à la phase de repolarisation lente en « plateau » des myocytes des ventricules.

En milieu clinique, l'ECG est mesuré sur 12 dérivations à travers le placement de 10 électrodes sur les bras, les jambes et le torse [28]. Cet examen permet la détection de plusieurs myopathies ainsi que les troubles du rythme cardiaque via la mesure de la fréquence (l'intervalle temporel entre deux ondes R successives) et la variabilité cardiaque ainsi que la mesure des intervalles temporelles inter-ondes.

La Photopléthysmographie a pu remplacer l'Electrocardiographie dans plusieurs applications. Ainsi qu'elle est une technique prometteuse pour le dépistage précoce de diverses pathologies athérosclérotiques (maladies des vaisseaux sanguins) et pourrait être utile pour un diagnostic de routine du médecin généraliste. Cependant une compréhension des différentes caractéristiques du signal PPG qui peuvent avoir plusieurs significations médicales reste incomplète. Des études récentes [13], [20], [29] mettent l'accent sur des informations importantes intégrées dans la forme d'onde du signal PPG et qui méritent une attention particulière pour ses applications possibles au-delà de l'oxymétrie de pouls, la pression artérielle et la mesure de la fréquence cardiaque.

### **II-4-3 Caractéristiques de l'onde PPG et leurs applications**

Le contour de l'onde PPG est simple mais n'a pas été analysé et étudié avant qu'Ozawa [30] a introduit la première et la deuxième dérivée du signal PPG. Ceci en raison de la difficulté à détecter les changements dans la phase diastolique (des inflexions). Tel que c'est illustré sur la Figure II-4-7, la première et la deuxième dérivée du signal PPG permet une détermination plus précise des points d'inflexion et faciliter l'interprétation des ondes PPG originales. En effet, plusieurs facteurs peuvent affectés l'onde PPG notamment la fréquence cardiaque qui est par exemple directement corrélée à la largeur de l'onde. Tandis que les modifications des propriétés

hémodynamiques (conditions mécaniques de la circulation sanguine) entraînent des distorsions dans le profil de la forme d'onde [20].

Cette sous-section aborde les différentes études effectuées sur l'analyse et l'extraction des caractéristiques de la forme d'onde PPG, leurs significations médicales ainsi que leurs applications principales. Les caractéristiques de l'onde PPG sont présentées en trois catégories : les caractéristiques temporelles, les aires et les caractéristiques de l'amplitude et de la dérivée seconde.

**II-4-3-1 Caractéristiques temporelles :**

Les caractéristiques temporelles présentées par la suite sont les plus étudiés dans la littérature. La Figure II-4-7 décrit les techniques d'extraction de ces caractéristiques directement sur l'onde PPG ou par le biais de ces dérivées [30].

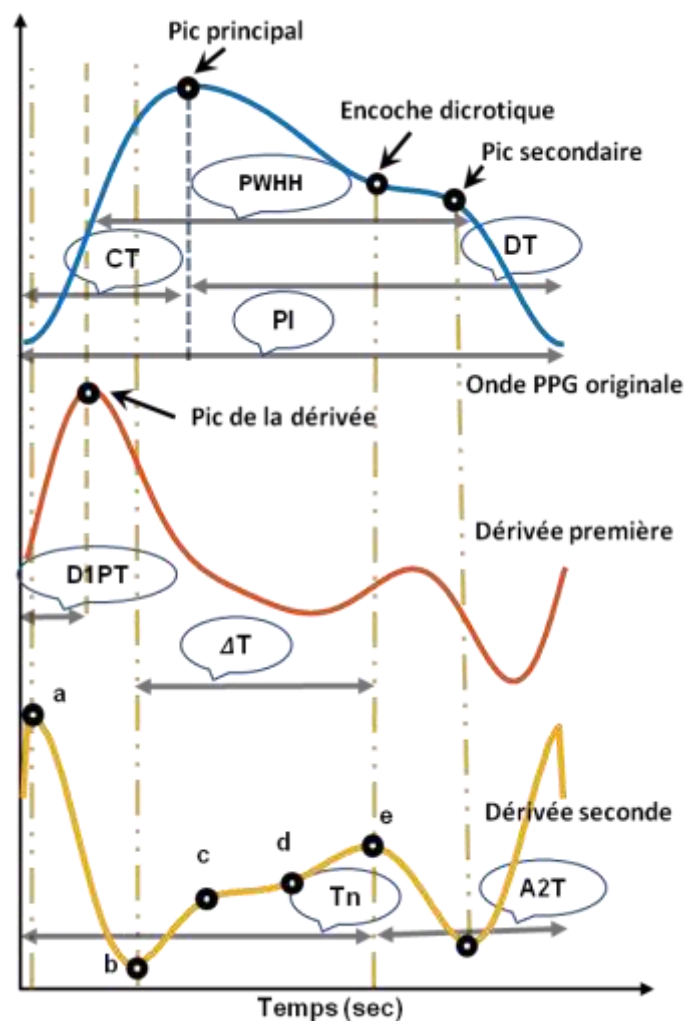


Figure II-4-7 : Caractéristiques temporelles de la forme d'onde, les dérivées première et deuxième sont utilisées pour faciliter la détermination de certaines caractéristiques.

1) **Pulse interval (PI)** : est la largeur totale de l'onde PPG. Elle représente la distance temporelle entre le début et la fin de l'onde (entre les deux pieds de l'onde), comme indiqué sur la Figure II-4-7. PI est habituellement utilisé à la place de l'intervalle pic à pic (entre deux pics successifs du signal PPG) lorsque les pics systoliques ne sont pas clairs. Les vallées du signal PPG sont toujours plus faciles à détecter par rapport à ses pics systoliques.

Poon et al. [31] ont suggéré que le rapport de la largeur totale de l'onde PPG à son amplitude systolique pourrait permettre une bonne compréhension des propriétés du système cardiovasculaire d'une personne. En 2008, Lu et al. [32] ont comparé la variabilité de la fréquence cardiaque (VFC) calculée sur les signaux PPG avec la VFC calculée par le biais des intervalles R-R des signaux ECG. Leurs résultats ont démontré que les VFC issus des deux signaux PPG et ECG sont fortement corrélées. Ils ont suggéré que les signaux PPG pourraient être utilisés pour une mesure alternative du VFC.

2) **DeltaT ( $\Delta T$ )** : est le temps entre le pic principal et le pic secondaire (le temps entre les pics systolique et diastolique). Il est lié au temps mis par l'onde de pouls pour se propager du cœur vers la périphérie et vice-versa [20].

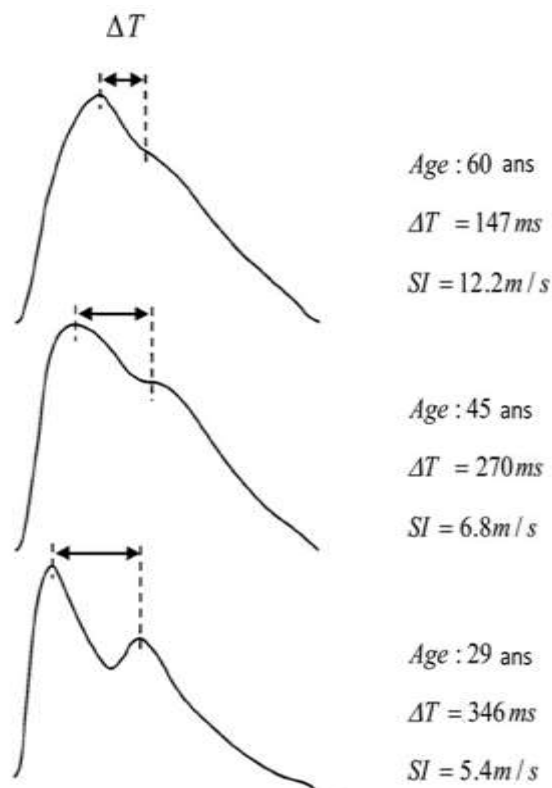


Figure II-4-8: Variation du DeltaT ( $\Delta T$ ) avec l'Age des sujets, il est inversement proportionnel à l'indice de rigidité des grandes artères (SI) [20].

En d'autres termes,  $\Delta T$  est le temps entre les deux passages à zéros positifs à négatifs de la première dérivée (Figure II-4-7). Cependant, dans certaines formes d'onde PPG les deux pics ne sont pas claires voire absents, dans ce cas les points d'inflexions sont utilisés pour le calcul de  $\Delta T$  (le sujet qui a 60 ans sur Figure II-4-8). Millasseau et al. [33] ont montré que  $\Delta T$  diminue avec l'âge en raison de l'augmentation de la rigidité des parois artérielles et la vitesse de l'onde de pouls dans l'aorte et les grandes artères (Figure II-4-8). Ils ont également prouvé que l'indice de rigidité des grandes artères (SI de l'anglais *Stiffness Index*) donné par l'équation II-3-4 ci-dessous augmente avec l'âge.

$$SI = \frac{h}{\Delta T} \quad (\text{II-4-4})$$

- $h$  : correspond à la taille du sujet.
- $\Delta T$  : le temps entre le pic systolique et le pic diastolique.

**3) Crest Time (CT):** est le temps de crête, il correspond au temps entre le pied de l'onde PPG et son pic principal comme présenté sur la Figure II-4-7. Alty et al [34] ont prouvé que CT est une caractéristique utile pour la classification des maladies cardiovasculaires. Ils ont développé une méthode pour classer les sujets en haute et basse vitesse d'onde de pouls (équivalent à un risque de maladie cardiovasculaire élevée et faible) en utilisant des caractéristiques extraites de l'onde PPG. Ils ont constaté aussi que le  $\Delta T$ , le CT et le SI déterminés à l'aide de la première dérivée du PPG étaient les meilleures caractéristiques pour une classification précise des maladies cardiovasculaires. Le classifieur utilisé dans cette étude a permis d'obtenir des résultats de classification d'environ 87,5%.

**4) Pulse Width at the Half Height (PWHH) :** est la largeur à la mi-hauteur de l'onde PPG (l'amplitude du pic principal), comme indiqué sur la Figure II-4-7. Awad et al. [35] ont montré que la PWHH est mieux corrélée avec la résistance vasculaire systémique que l'amplitude systolique. Il est également prouvé que PWHH est corrélée à la pression artérielle [36].

**5) Dicrotic Notch Time (Tn) :** est l'intervalle de temps entre le début de l'onde PPG jusqu'à l'encoche dicrotique (point d'inflexion dans la phase diastolique) comme montré sur la Figure II-4-7. Li et al. [37] ont prouvé que le rapport temporel de Tn au temps de la seconde surface (A2T) d'une onde PPG permet une bonne estimation de la pression artérielle mieux que le PTT. Wang et al. [38] ont montré que Tn diminue avec l'augmentation de la charge portée par une personne lors d'un exercice de musculation.

6) **A2 Time (A2T)** : est l'intervalle de temps entre le point d'inflexion (l'encoche dicrotique) et la fin de l'onde PPG (Figure II-4-7). Cette caractéristique est utilisée avec le Tn pour la mesure de la pression artérielle [37].

7) **Diastolic time (DT)** : est le temps de diastole, il correspond à l'intervalle de temps entre le pic principal et la fin de l'onde PPG comme indiqué sur la Figure II-4-7. Teng et zhang [36] ont constaté que DT est corrélé à la pression artérielle mieux que d'autres caractéristiques (CT, PI et PWHH)

8) **First derivative peak time (FDPT)** : est le temps de pic de la première dérivée de l'onde PPG. Il correspond donc à l'intervalle de temps entre le début de l'onde PPG et le pic de sa première dérivée. Tanveer et Hasan [39] a utilisé le FDPT avec 12 autres caractéristiques de la forme de l'onde PPG afin de proposer un modèle hiérarchique de réseau neurones artificiel pour l'estimation de la pression artérielle.

#### II-4-3-2 Caractéristiques de l'Aire

Les aires correspondent aux surfaces sous la courbe de l'onde PPG comme représenté sur la Figure II-4-9. Elles sont généralement liées aux propriétés des vaisseaux sanguins telles que la compliance et la résistance. Les aires caractérisent aussi les propriétés d'éjection ventriculaire [38].

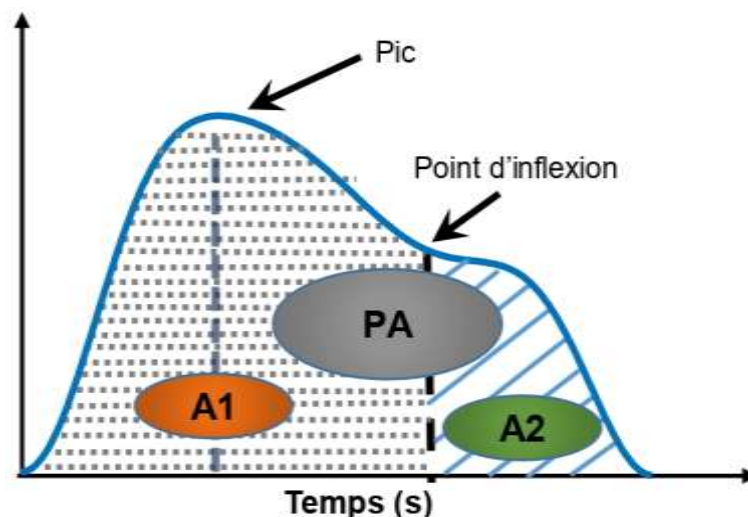


Figure II-4-9 : Caractéristiques de l'Aire de l'onde PPG [38], [39].

1) **Pulse Area (PA)** : correspond à l'aire totale de l'onde PPG [20], [38], [39]. La résistance périphérique, l'élasticité des vaisseaux sanguins et les changements physiologiques de la fonction d'éjection modifient l'aire totale ; elle diminue également avec l'exercice physique [38].

2) **Area 1 (A1)** : est l'aire mesurée entre le début de l'onde PPG jusqu'à l'encoche dicrotique (Figure II-4-9). Elle reflète les caractéristiques systoliques de l'onde de pouls qui sont principalement influencées par la fonction d'éjection cardiaque [40].

3) **Area 2 (A2)** : est l'aire sous la courbe PPG mesurée entre l'encoche dicrotique jusqu'à la fin de l'onde (Figure II-4-9) [20], [38]. Elle reflète les caractéristiques diastoliques des ondes de pouls qui sont affectées par la compliance artérielle et la résistance périphérique [41].

4) **Inflection Point Area ratio (IPA)** : est le rapport de surface diastolique (A2) à la surface de systole (A1) [20]. Wang et al. [42] ont montré que l'IPA est un bon indicateur de la résistance périphérique totale des vaisseaux sanguins. Ahn [43] a montré que la combinaison du pic « d » de la dérivée seconde avec IPA peut être un indicateur cliniquement utile du vieillissement vasculaire. De plus, il est un marqueur de la rigidité vasculaire périphérique [43] et une caractéristique permettant l'estimation de la pression artérielle [37].

#### II-4-3-3 Caractéristiques de l'amplitude et de la dérivée seconde

Les caractéristiques basées sur l'amplitude de l'onde de pouls et sa dérivée seconde sont représentées sur la Figure II-4-10.

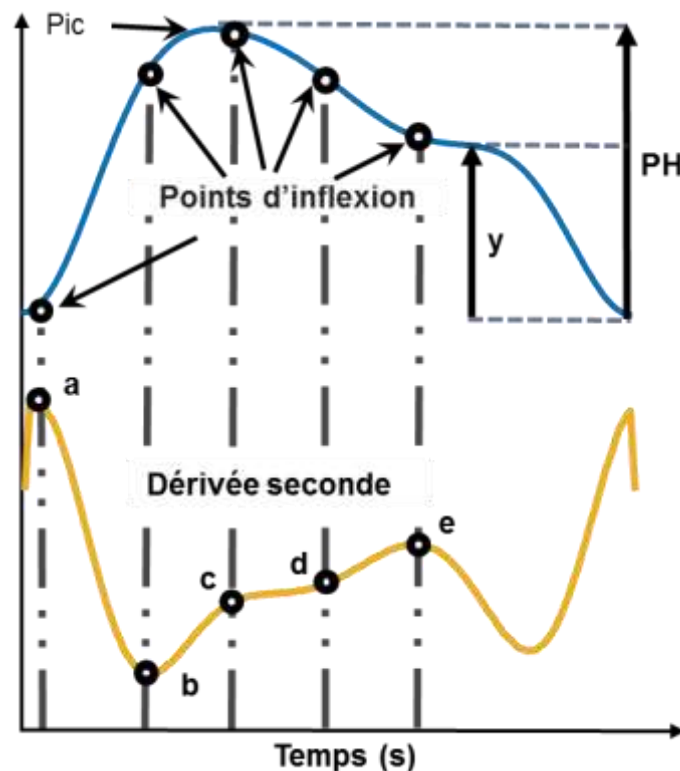


Figure II-4-10 : Caractéristiques d'Amplitude et de la dérivée seconde de l'onde PPG



1) **Pulse Height (PH)** : est l'amplitude du pic principal de l'onde PPG (Figure II-4-10) [29], [37], [38]. Von et al. [29] ont souligné que PH est liée à la performance d'éjection du ventricule gauche, au volume systolique cardiaque et à la distensibilité des grandes artères, bien qu'elle soit également liée au flux sanguin dans les petites artères des doigts. Une PH élevée peut indiquer une tension artérielle élevée, une hyperthyroïdie, de la fièvre, de l'anémie, un volume sanguin excessif, de l'athérosclérose et de l'anxiété. Une faible PH peut indiquer une vasoconstriction périphérique, une pression artérielle basse, une hypovolémie, une déshydratation, une hypothyroïdie ou une résistance vasculaire périphérique accrue [29].

2) **Augmentation Index (AI)** : est défini comme le rapport entre l'amplitude du pic diastolique (de l'onde de réfléchié dans la phase diastolique) et l'amplitude du pic systolique (la composante systolique précoce causée principalement par l'éjection du sang par le ventricule gauche) comme illustré sur la Figure II-4-10. L'amplitude du point d'inflexion (encoche dicrotique) peut être utilisée dans le cas d'absence du pic diastolique [30]. AI est utilisé comme un indice pour l'évaluation de la rigidité artérielle [44], [45]. Il augmente avec l'âge [46] et dépend des caractéristiques de l'onde de pression (du profil d'éjection du ventricule gauche), des propriétés vasculaires périphériques, de l'amplitude et du temps d'arrivée des ondes réfléchies [47]. Padilla et al. [48] l'appellent aussi indice de réflexion (RI):

$$RI = AI = \frac{y}{PH} \quad (\text{II-4-5})$$

- y : amplitude du pic diastolique.
- PH : l'amplitude du pic systolique.

La seconde dérivée du signal PPG est appelé PléthysmoGramme d'Accélération (APG, abréviation de la dénomination anglaise : *Acceleration PlethysmoGraphamme*) car elle est un indicateur de l'accélération du sang [20]. Les caractéristiques de la dérivée seconde abordées par la suite, sont les plus couramment utilisées dans la littérature. Comme le montre la Figure II-4-10, la forme d'onde de l'APG comprend quatre ondes systoliques et une onde diastolique, notamment une onde « a » (onde systolique précoce positive), une onde « b » (onde systolique précoce négative), une onde « c » (onde tardive de la ré-augmentation systolique), onde « d » (onde décroissante systolique tardive) et onde « e » (onde positive diastolique précoce). L'onde « e » représente l'encoche dicrotique comme montre la Figure II-4-10. Son emplacement correspond à la fermeture de la valve aortique et au reflux sanguin subséquent.

L'amplitude de chaque onde est mesurée à partir de la ligne de base, les valeurs au-dessus de la ligne de base étant positives et celles en dessous sont négatives. Les rapports entre l'amplitude de chaque onde et celle de l'onde a ( $b/a$ ,  $c/a$ ,  $d/a$  et  $e/a$ ) sont généralement utilisés pour les analyses des ondes PPG [49].

La dérivée seconde de la forme d'onde PPG du doigt est utilisée pour stabiliser la ligne de base et donc permettre une facilité de détection de ses différentes caractéristiques. Les principales caractéristiques de l'APG sont :

### 3) Rapport $b/a$

Takazawa et al. [30] ont montré que le rapport  $b/a$  reflète une rigidité artérielle accrue ; ce rapport augmente avec l'âge. De même Imanaga et al. [50] ont prouvé que ce même rapport est lié à la distensibilité des artères périphériques. Ils suggèrent que ce rapport soit un indice non invasif utile de diagnostic d'athérosclérose et de distensibilité artérielle altérée.

Aiba et al. [51] ont montré que le rapport  $b/a$  est lié à la concentration de plomb dans le sang (Pb-B). Dans leur étude qui a été menée sur des employés en exposition au plomb, ce rapport a diminué de manière significative chez les sujets ayant une carrière professionnelle de 5 ans ou plus (durée d'exposition au plomb) et chez les sujets dont le Pb-B était de  $40 \mu\text{g} / 100 \text{ml}$  ou plus. Alors que Šimek et al. [52] ont constaté que l'indice  $b/a$  permet la discrimination indépendante entre les sujets souffrant d'hypertension essentielle et les sujets sains.

Otsuka et al. [53] ont prouvé que le  $b/a$  est positivement corrélé au score de risque de Framingham. Le score de risque de Framingham a été utilisé pour estimer le risque de maladie cardiovasculaire. Leurs résultats suggèrent que l'indice  $b/a$  pourrait contribuer à la distinction entre les sujets à haut risque de cardiopathie et les personnes saines.

### 4) Rapport $c/a$

Takazawa et al. [30] ont montré que le rapport  $c/a$  reflète une diminution de la rigidité artérielle ; ce rapport diminue avec l'âge. L'indice  $c/a$  a également été utilisé par Šimek et al (2005) [52], ils ont découvert qu'il permet une distinction entre les personnes hypertendus et les personnes saines. Egalement, Baek et al [54] ont constaté que le rapport  $c/a$  diminuait avec l'âge tout comme le rapport  $b/a$  décrit ci-dessus.

### 5) Rapport d/a

En 1998, Takazawa et al. [30] ont montré que le rapport d/a reflète une diminution de la rigidité artérielle ; ce rapport diminue avec l'âge. Ils ont également trouvé que le rapport -d/a est un indice utile pour l'évaluation des agents vasoactifs (provoquant une vasoconstriction ou une vasodilatation) ainsi qu'un indice de post-charge ventriculaire gauche.

### 6) Rapport e/a

Takazawa et al. [30] ont montré qu'une augmentation du rapport e/a reflète une diminution de la rigidité artérielle et que le rapport e/a diminuait avec l'âge. Baek et al [54] ont confirmé que le rapport e / a diminuait avec l'âge.

### 7) L'intervalle a-a

L'intervalle a-a dans le signal APG est étroitement corrélé avec l'intervalle R-R dans le signal ECG car les deux représentent un cycle cardiaque complet. En 2007, Taniguchi et al. [55] ont utilisé cet intervalle au lieu de l'intervalle R-R pour évaluer le stress du chirurgien lors d'une opération chirurgicale. En 2010, Elgendi et al. [56] ont calculé la fréquence cardiaque et sa variabilité à partir des signaux APG [57].

#### II-4-3-4 Les différentes formes d'ondes du signal APG

Il existe différents types de formes d'onde du signal APG. Elles sont classées en sept types, de A à G, comme le montre la Figure II-4-11 [58]. La première forme d'onde APG A (extrême gauche) se réfère à une bonne circulation sanguine, tant que l'amplitude de l'onde b est inférieure à l'onde c. La dernière forme d'onde APG G (extrême droite) fait référence à une mauvaise circulation distincte dès que l'amplitude de l'onde c est inférieure à l'onde b [20]. La signification médicale des types de forme d'onde APG est décrite dans le

Tableau II-4-3-I. Le type A est souvent observé chez les jeunes en bonne santé, ce qui indique une bonne circulation sanguine. Cependant, les types de D à G sont souvent observés chez les patients atteints de maladie cérébrovasculaire, de cardiopathie ischémique, de cancer de sein ou de maladies utérines. Les changements de D à G reflètent le développement de ces maladie vasculaire [20].

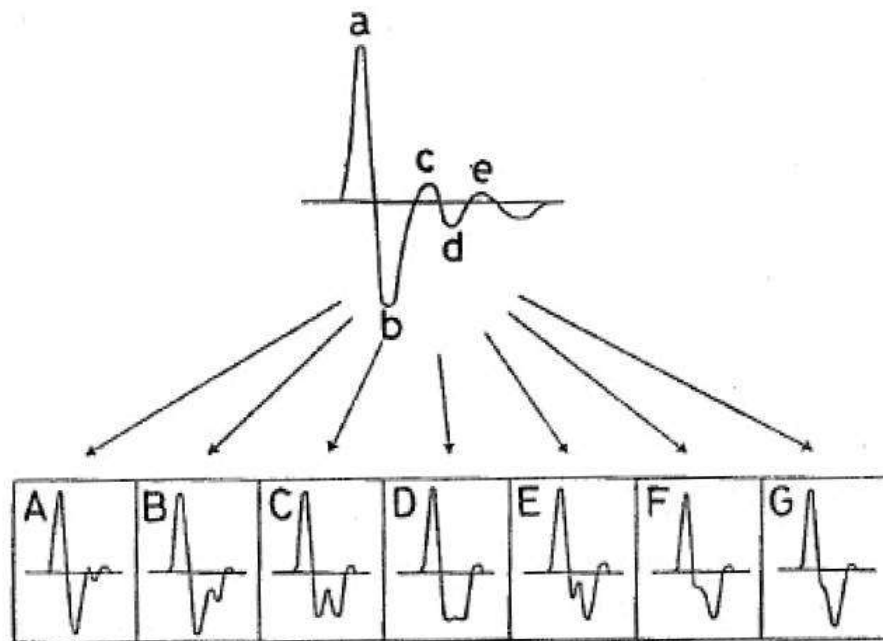


Figure II-4-11 : Les différentes Formes d'onde de la dérivée seconde du signal photopléthysmogramme (APG) [58].

Tableau II-4-3-I:Types et significations des différentes formes d'onde APG

Type de la forme d'onde APG	Description
A	Bonne circulation sanguine
B	Bonne circulation avec un début d'une maladie vasculaire
C	Une mauvaise circulation sanguine
D à G	Développement de la maladie vasculaire

#### II-4-4 Limites de la Photopléthysmographie en contact

Malgré tous ses avantages, la Photopléthysmographie en contact reste légèrement inconfortable en raison d'utilisation de capteurs en contact directe avec le corps humain. Tout d'abord, l'utilisation des capteurs en contact n'est pas toujours possible notamment en cas de traumatisme, d'ulcère cutané, de brûlures ou de maladies congénitales (malformations des membres supérieurs et inférieurs). Également en cas de maladie contagieuse les capteurs utilisés doivent être désinfectés et stérilisés à chaque utilisation. Aussi, la plupart des pinces PPG sont mal

adapté pour une utilisation pédiatrique puisqu'elles provoquent souvent des lésions de la peau et des douleurs [59] chez les jeunes enfants. Du point de vue de la mesure, la position et l'emplacement des capteurs PPG affectent la mesure. Un changement d'emplacement du capteur d'un endroit à un autre entraîne une grande modification de la forme d'onde du signal ainsi que sa composante continue (DC) [60]. La pression exercée par le mécanisme de maintien (Figure II-4-12) du capteur sur le site de mesure comprime les artères et impacte la détection en entraînant une distorsion du signal PPG. Une pression excessive, qui survient très facilement dans le cas de patient fragile, peut créer temporairement une occlusion des capillaires sous-cutanés et ainsi une perte de l'information mesurée [61]. Comme toutes les techniques de contact le mouvement constitue la principale contrainte à la bonne mesure, le capteur peut facilement se détacher si le sujet bouge ou change de position.

En conclusion, les principales limites des techniques PPG sont majoritairement liées à la nécessité du contact inhérent afin d'effectuer la mesure. L'apport d'une solution de mesure hors contact apparaît par conséquent significatif. De plus, l'utilisation des méthodes basées sur le PPG ne permettent pas actuellement une fiabilité meilleure que l'Electrocardiographie dans la mesure du rythme cardiaque et sa variabilité. Une Technique de mesure sans contact basée sur la PPG apparaît donc une solution à privilégier pour un monitoring des paramètres cardiovasculaires non critiques, tout en assurant le confort et la sécurité du patient et du personnel médical. Il s'agit de l'imagerie Photopléthysmographique.

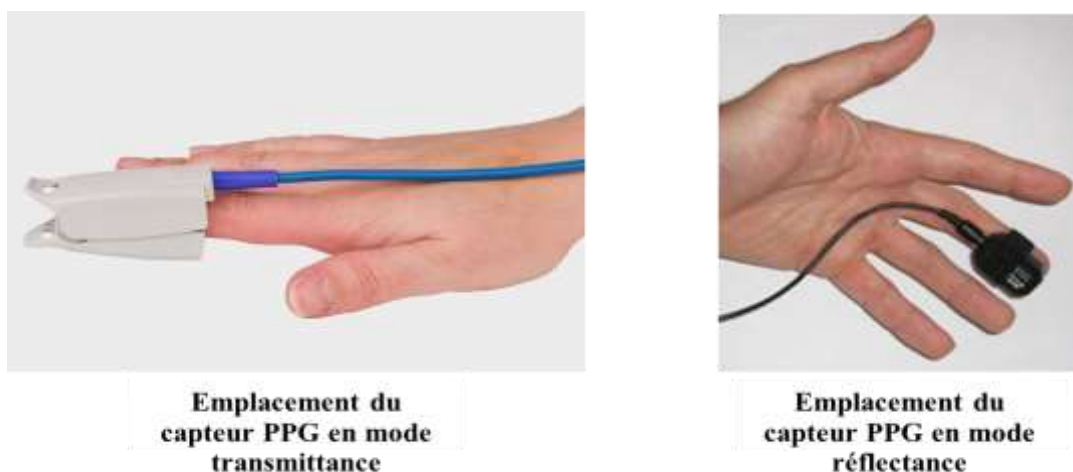


Figure II-4-12 : Emplacement du capteur PPG dans le cas de réflectance et le cas de transmittance, par fois le mode de réflectance et utilisé dans les pinces PPG à gauche.

## 11-5 L'imagerie Photopléthysmographique

Récemment, l'imagerie Photopléthysmographique (iPPG) a attiré une attention particulière compte tenu qu'elle permet une mesure sans contact de données physiologiques. La iPPG correspond à une solution d'intérêt permettant aux personnes en bonne santé, malades ou même hospitalisées, d'effectuer des mesures fréquentes de leurs fonctions vitales, et favorisant ainsi un diagnostic précoce ou un meilleur suivi de leurs pathologies.

La iPPG est une technique basée sur le même principe que la Photopléthysmographie en contact. Elle utilise une caméra au lieu d'une photodiode et une source de lumière telle que la lumière ambiante ou la lumière du jour remplaçant les LEDs. Elle permet la détection sans contact du volume de pouls sanguin en filmant le visage humain et observant les changements momentanés très fins de la couleur de peau du sujet, qui ne sont pas perceptibles à l'œil humain. Le signal physiologique iPPG sans contact peut être enregistré à l'aide d'une caméra intégrée dans des appareils à usage quotidien comme les smartphones ou les ordinateurs portables. Ces technologies qui sont peu coûteuses et omniprésentes permettent de réduire la gêne occasionnée par l'instrumentation de contact (patchs adhésifs à placer sur la peau, câbles...) tout en améliorant le confort d'utilisation, la sécurité des personnes et en réduisant les câblages.

Plusieurs travaux se sont intéressés et continuent de l'être à l'iPPG. On peut citer à titre d'exemple ceux de Poh et al. [62], [63] et Bousefsaf et al. [15], [64] qui ont utilisé le iPPG pour l'évaluation de l'activité cardiaque et la surveillance respiratoire. Fan et al. [65], Jeong et Finkelstein [66] ainsi que Sugita et al. [67] ont introduit la mesure sans contact de la pression artérielle par caméra basée sur la iPPG. Cette dernière a été aussi utilisée pour l'estimation de la saturation en oxygène [68]–[70] et l'évaluation du stress mental [15].

Dans la section suivante nous présentons un état de l'art détaillé des différentes techniques basées sur l'imagerie Photopléthysmographique et ses applications actuelles.

### 11-5-1 Evolution de l'imagerie Photopléthysmographique et la mesure du rythme cardiaque

Dans les premières études [16], [71], [72] sur l'imagerie Photopléthysmographique, les caméras thermiques ont été utilisées pour mesurer l'activité cardiaque. Le principe est basé sur la mesure de la variation de température introduite par le passage du sang chaud dans des artères superficielles de la peau. Ce phénomène est modulé par la pulsation cardiaque. Les caméras

thermiques représentent donc un moyen sans contact permettant de mesurer la fréquence cardiaque.

Un exemple des étapes du développement d'une approche de mesure du rythme cardiaque par caméra thermique [16] est illustré sur la Figure II-5-1. Dans cette étude la caméra est calibrée dans la bande spectrale du moyen infrarouge [16], [73] ou lointain infrarouge [71] pour enregistrer des images thermiques comme présenté sur la Figure II-5-1-a. Les mouvements du sujet durant la mesure sont détectés et supprimés (Figure II-5-1-b). En suite un algorithme de sélection des régions d'intérêt dans les images du visage (Figure II-5-1-c) est utilisé pour permettre une mesure uniquement sur certaines artères telle que la carotide [72] ou l'artère temporale superficielle [73]. Les variations de température reflètent les variations du volume sanguin dans les vaisseaux observés. Ces variations sont ensuite analysées dans le domaine fréquentiel (Figure II-5-1-d) et extraites par un filtre adaptatif (Figure II-5-1-e). La transformée en ondelettes continue a été aussi utilisée pour supprimer les bruits de mesure en ne sélectionnant que les coefficients pertinents de la bande de fréquence utile [71]. En fin pour la validation des résultats, la fréquence cardiaque estimée par la caméra thermique est comparée à celle obtenue par un capteur piézoélectrique approuvé (de contact) placé sur l'index (Figure II-5-1-f).

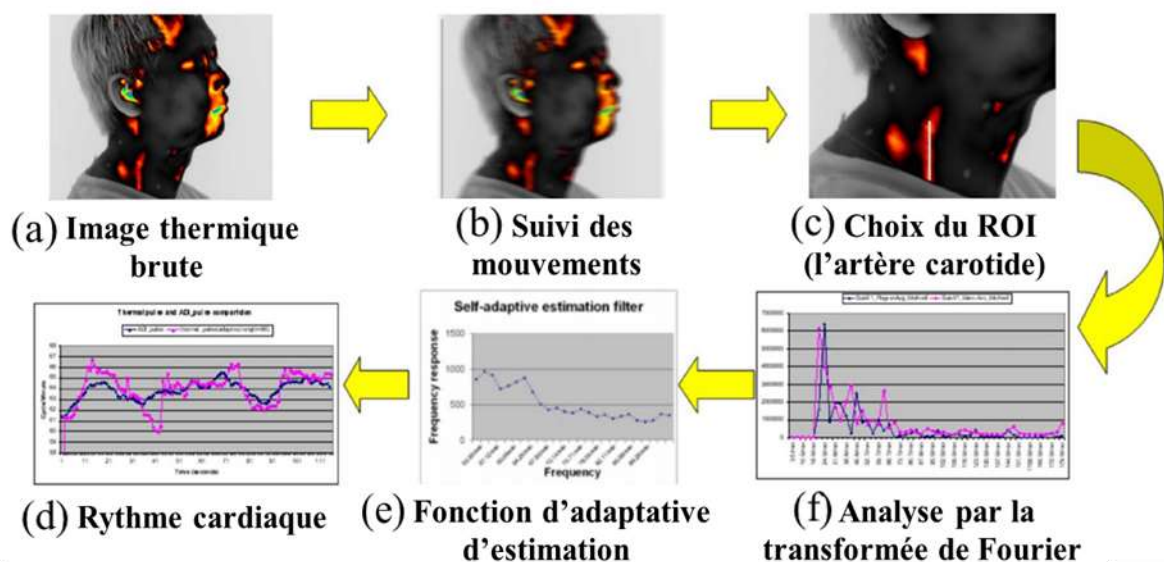


Figure II-5-1 : Méthodologie de mesure du rythme cardiaque par une caméra thermique.

L'inaccessibilité des caméras thermiques, leurs coûts élevés et leurs sensibilités aux mouvements et des conditions d'environnement, sont les principales causes qui ont conduit les

chercheurs à trouver d'autres moyens sans contact pour mesurer des paramètres physiologiques. Les caméras numériques couleurs sont devenues actuellement des capteurs photopléthysmographique (voir Figure II-5-2) à part entière [74] compte tenu de leur accessibilité facile et leur pouvoir de mesurer l'activité cardiaque d'une manière hors contact, là où les capteurs traditionnels (e.g. photodiode) nécessitent un contact avec le corps [75].

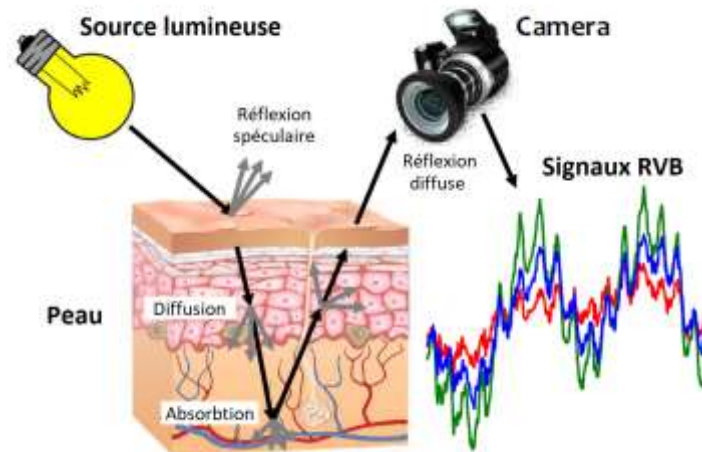


Figure II-5-2 : La Photopléthysmographie sans contact (modèle d'interaction peau - lumière): Mesurer Des variations de l'absorption de lumière par les vaisseaux sanguins via une caméra. Les signaux formés (un par composante colorimétrique du capteur) traduisent les évolutions du volume sanguin à chaque battement cardiaque. Figure extraite de [76].

En 2007, Takano et al. [17] ont mis en évidence la possibilité d'extraire le signal photopléthysmographique à partir d'un flux vidéo issu d'une caméra couleur en se basant sur le modèle PPG de réflectance (Figure II-5-2). L'objectif de cette étude était de mesurer l'activité cardiaque en filmant le visage humain. Les chercheurs ont exploité la variation de la luminance de la séquence d'images d'une région d'intérêt (ROI) définie manuellement (Figure II-5-3\_a) pour former le signal photopléthysmographique à travers une moyenne spatiale des pixels. Cette dernière permet de transformer chacune des images de la vidéo en un scalaire dont la succession des points (scalaires) compose le signal iPPG brut. Les bruits de hautes fréquences dans le signal brut ont été éliminés par un filtre passe bas de fréquence de coupure fixée à 2 Hz (Figure II-5-3\_c).



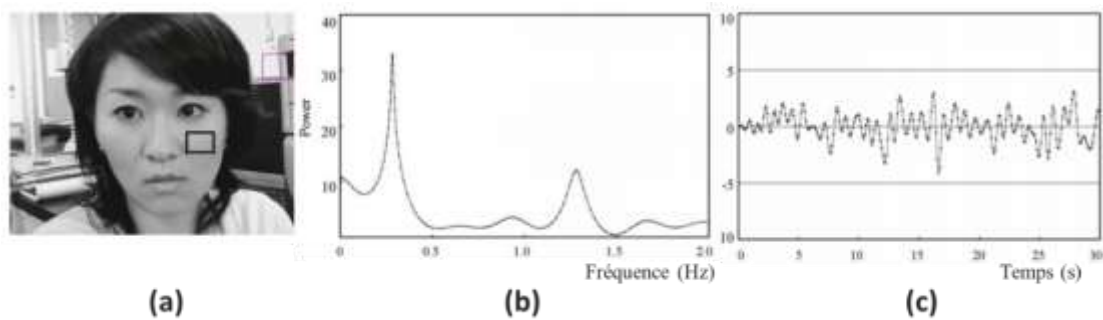


Figure II-5-3 : Méthode de mesure du signal iPPG proposée par TAKANO et al. (a) le ROI sélectionné manuellement, (b) l'analyse fréquentielle du signal iPPG reflétant la variation de la luminance, le pic basse fréquence reflète le rythme respiratoire et le deuxième pic à 1.3 Hz correspond à la pulsation cardiaque, (c) le signal iPPG filtré.

Une analyse fréquentielle des signaux obtenus a permis d'observer les deux pics, celui de la basse fréquence qui reflète le signal de la respiration et celui autour de 1 Hz reflétant le signal de la pulsation cardiaque (Figure II-5-3\_b). Un capteur de contact a été utilisé comme vérité de terrain pour confirmer ces résultats obtenus.

Contrairement à l'étude précédente, Verkruyse et ses collègues [77] ont utilisé le canal vert des images issues d'une caméra couleur pour extraire le signal iPPG en vue de la mesure de la fréquence cardiaque. Cette étude est basée sur le fait que l'oxyhémoglobine a une meilleure absorption de la lumière verte que la lumière rouge ou bleu [77]. Le signal iPPG brut est ensuite filtré entre 0.8 et 6 Hz, cette bande fréquentielle correspond à la plage de variations naturelles de la fréquence cardiaque. Les chercheurs ont constaté que la région d'intérêt doit contenir un nombre important des pixels d'où la difficulté pour extraire le signal iPPG d'un seul pixel à cause des bruits de la caméra générés aléatoirement par les cellules photosensibles. Les auteurs ont montré aussi que la mesure peut être effectuée à des distances supérieures à 10 mètres en installant une lentille optique sur la caméra.

Ces deux études précédentes [17], [77] constituent les premières implémentations de mesure sans contact du signal iPPG par une caméra telle qu'elle est faite aujourd'hui. Dans leurs modèles proposés les sources lumineuses, lumière ambiante ou sources de lumières polychromatiques remplacent les LED utilisées dans la photopléthysmographie classique de contact ainsi que les capteurs photosensibles sont remplacés par des caméras couleurs.

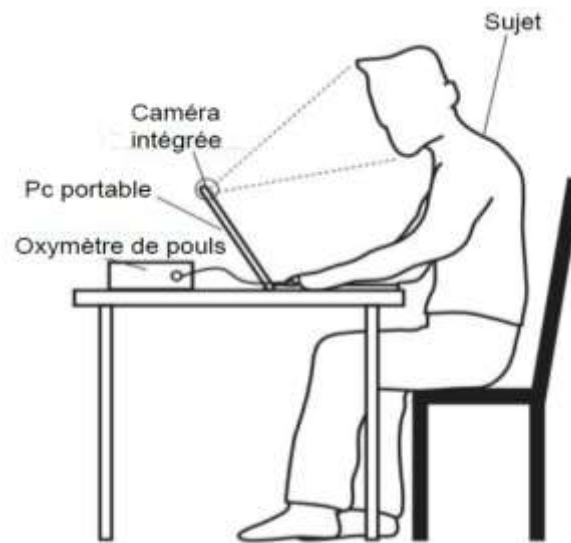


Figure II-5-4: Protocole expérimental de la mesure iPPG proposé par Poh et al. Le sujet est assis devant une caméra intégrée dans un ordinateur. L'oxymètre de pouls placé sur l'index permet l'enregistrement du signal de la vérité terrain [63].

En 2010, Poh et al. [63] introduisent une méthode automatique de détection sans contact du signal iPPG via une caméra RGB ou simplement une webcam bas coût. Elle permet une mesure robuste du rythme cardiaque et sa variabilité. Les chercheurs ont mis en place la même chaîne algorithmique utilisée actuellement dans la littérature. La Figure II-5-4 montre le protocole et les installations nécessaires à la mesure iPPG hors contact.

La caméra RGB intégrée dans l'ordinateur enregistre des images faciales sans compression, ensuite l'algorithme proposé dans cette étude détecte automatiquement le visage par la méthode de Viola et Jones [78]. L'analyse en composantes indépendantes (ICA) [79] a été utilisée entre les canaux rouge, vert et bleu afin de minimiser l'influence des artéfacts engendrés par les mouvements (Figure II-5-5). Cette dernière appartient aux méthodes de séparation aveugle de sources. Ces techniques consistent à retrouver les sources à l'aveugle sans un modèle prédéfini en expliquant la liaison entre les signaux émis par une source et ceux détectés par les capteurs [80]. Les composantes résultantes de l'analyse en composantes indépendantes ont été analysées par la transformée de Fourier afin de sélectionner la composante qui reflète au mieux la fréquence cardiaque. Cet exemple d'application montre la possibilité pour un monitoring du rythme cardiaque d'une personne au repos d'une façon quotidienne pour la détection d'arythmie cardiaque à long terme et surtout pour les patients atteints d'une maladie cardiaque sans aucune instrumentation de contact.

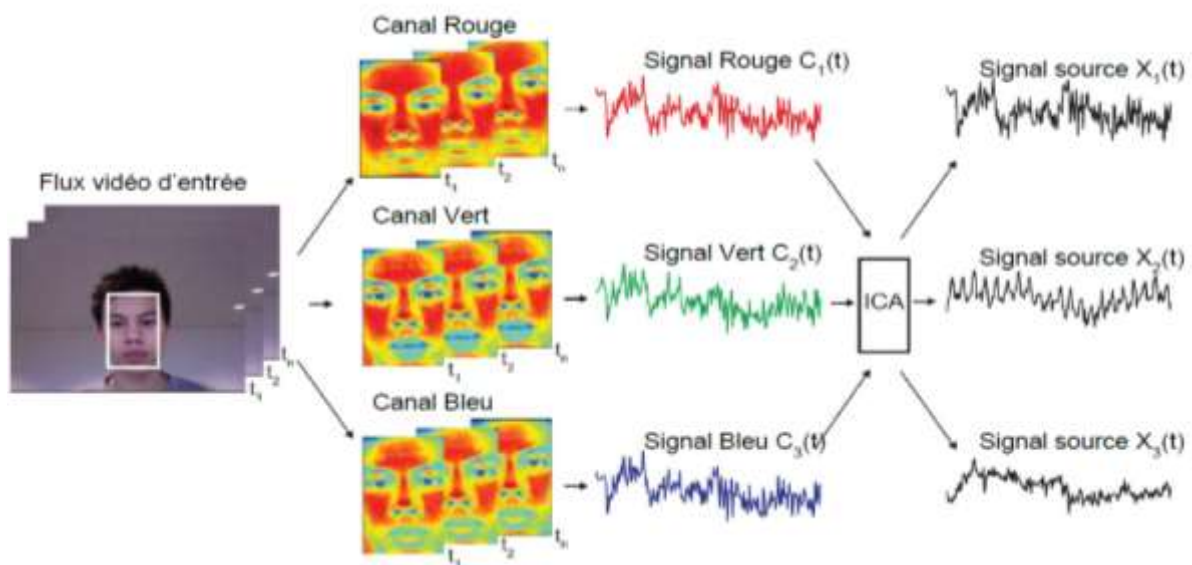


Figure II-5-5 : Méthode d'extraction du signal iPPG par caméra proposée par Poh et al. Les signaux des trois canaux rouge, vert et bleu des images couleurs sont extraits puis analysés par ICA ; il en résulte 3 composantes. La composante qui représente mieux la pulsation cardiaque est choisie par une analyse fréquentielle.

L'analyse en composantes indépendantes a été comparée avec d'autres méthodes de séparation aveugle de sources pour l'extraction des signaux iPPG notamment l'analyse en composante principale (PCA) [81]. Les deux méthodes montrent des performances similaires pour la quantification de la fréquence cardiaque. Il a été suggéré dans cette étude [81] de comparaison d'utiliser la PCA au lieu de l'ICA vu qu'elle est caractérisée par sa faible complexité algorithmique et son faible temps de calcul.

Bien que les méthodes de séparation aveugle des sources aient prouvé leur fiabilité pour les mesures d'imagerie photopléthysmographique mais elles restent toujours moins optimales par rapport aux méthodes de projection directe des canaux RGB sur un plan donné [25]. De même, leur complexité algorithmique, les rend moins adaptées pour des mesures en temps réel. De plus, la littérature montre que les méthodes de projection directe comme CHROM (cette abréviation vient du fait que la méthode est basée sur la chrominance), POS (en regard à sa dénomination anglaise *Plane Orthogonal to Skin*) ou 2SR (de anglais *Spatial Subspace Rotation*) présentent des performances similaires ou encore meilleures par rapport à l'ICA et la PCA [25].

Les méthodes par projection directe des canaux RGB ont aussi évoluées afin de permettre une formulation analytique directe basée sur un modèle. Le canal vert (G, de l'anglais *Green*) a été utilisé pour la première fois en 2008 pour extraire le signal iPPG [77] à partir d'une séquence

d'images RGB. Ce dernier a été combiné avec le canal rouge; cette combinaison a permis une réduction des artéfacts de mouvements affectant le signal iPPG mesuré [82]. Ensuite la méthode CHROM a été développée [83] en 2013, elle consiste en une combinaison linéaire des canaux R, G et B des images couleurs pour les projeter selon deux vecteurs formant un plan perpendiculaire à un vecteur standard des couleurs de la peau. De Haan et Van Leest [84] ont également proposé une approche appelée PBV (cette méthode utilise le vecteur *Pulse Blood Volume* abrégé comme PBV) [84], pour supprimer les informations inutiles et le bruit affectant la mesure iPPG. Les chercheurs utilisent dans cette étude un vecteur *Pulse Blood Volume* qui représente la direction des fluctuations du signal iPPG dans l'espace chromatique RGB.

Récemment, la méthode 2SR a été aussi utilisé pour une extraction plus robuste du signal iPPG [85]. Elle utilise la projection successive du vecteur de la couleur de la peau sur les deux autres vecteurs de la base propre issus d'une pseudo matrice de covariance avec une image de référence. Cette méthode permet ainsi, l'observation des variations de direction du vecteur de la couleur de la peau dans le temps. De plus, elle est intéressante car elle est basée uniquement sur les informations fournies par les données, ce qui l'a rend une méthode personnalisée pour chaque sujet [25]. En fin une méthode qui ressemble à la méthode CHROM appelée POS a été développée en 2017 [86]. Dans cette méthode les canaux R, G et B sont projetés selon deux vecteurs pour construire un plan qui permet cette fois ci de se rendre indépendant de la composante de spéculaire.

### II-5-2 Effet du capteur

A l'instar de développement des méthodes de traitement de l'image et du signal pour améliorer la robustesse de la mesure sans contact du signal iPPG, certains chercheurs se sont focalisés sur l'impact de la configuration et le type de la caméra sur la détection de ce signal. Poh et al. [62] et Sun et al. [87] ont étudié la possibilité d'utiliser une caméra basse de gamme telle que les webcams pour mesurer les variations subtiles de la couleur de la peau reflétant le signal iPPG sans contact. La comparaison entre les cameras haute gamme et les webcams a montré des résultats de détection similaires et très promoteurs. Ces études ont rendu la iPPG sans contact plus accessible aux dispositifs portables avec des webcams intégrées comme les smartphones, les ordinateurs portables et les tablettes...etc. Le rythme cardiaque peut donc être enregistré d'une manière sans contact et avec une bonne précision en utilisant une caméra standard CMOS polychromatique RGB à une cadence de 25 à 30 images par seconde. D'autres types de caméra et configuration ont été aussi utilisées dans ce contexte notamment la caméra monochrome haute

résolution couplée à une lentille et une source lumineuse sous forme d'un anneau composée de diodes électroluminescentes [88] et la caméra à 5 bandes différentes de couleur (capable d'enregistrer une image dans le rouge, le vert, le bleu, le cyan et l'orange) [89]. Les caméras haute gamme de type CCD sont caractérisées par leur faible bruit des cellules photosensibles [90] ; elles permettent également une très bonne détection sans contact du signal iPPG mais ne sont pas nécessaires pour obtenir une mesure fiable [91].

Au-delà du type de la caméra, les réglages des paramètres de l'appareil affectent la qualité de détection du signal iPPG. Les paramètres qui régulent automatiquement le focus, l'exposition ou la balance des blancs doivent impérativement être désactivés car ils modifient les couleurs des images sources et ainsi introduisent des perturbations dans les signaux mesurés [15]. Le bruit introduit par ces corrections peut être parfois du même ordre du signal informationnel nécessitant un filtrage poussé pour pouvoir l'exploiter. En outre le format de compression de la vidéo enregistrée peut aussi altérer ou faire disparaître les variations subtiles de la couleur de la peau que l'on souhaite extraire. Certaines caméras font un prétraitement des images et n'enregistrent que des vidéos compressées. La plupart des études utilisent des vidéos brutes sans aucune compression afin de bien préserver l'information iPPG sans contact[92].

En 2015, Blackford et al. [93] ont étudié l'effet de la résolution spatiale de la ROI et la fréquence d'acquisition des images sur la détection sans contact du signal iPPG. Ils ont utilisé des résolutions qui varient entre 329x246 pixels à 658x492 pixels et des fréquences d'acquisition qui varient de 30 à 125 images par seconde. Leurs résultats ne montrent pas des différences significatives ; ils concluent alors qu'une caméra standard avec une fréquence d'acquisition d'images d'au minimum 30 images par seconde et quelle que soit la résolution spatiale utilisée est suffisante pour effectuer la mesure dans les meilleures conditions.

### **II-5-3 Evaluation du stress mental par la mesure de la variabilité cardiaque**

En 2013, Bousefsaf et al. [94] ont exploité l'information contenue dans la composante  $u^*$  de l'espace couleur CIE  $l^*u^*v^*$  pour extraire un signal iPPG en temps réel des images RGB enregistrées via une simple webcam (Figure II-5-6-a). Le filtre utilisé dans cette méthode pour isoler les pixels de la peau a permis d'améliorer la robustesse de la mesure contre les mouvements du sujet (Figure II-5-6-a). Les auteurs introduisent aussi le filtrage en ondelette continue du signal iPPG afin d'améliorer la qualité du signal et mesurer par la suite le rythme cardiaque et sa

variabilité instantanément (Figure II-5-6-b) ; cette variabilité a été utilisée pour estimer le stress induit par une activité cognitive (Figure II-5-6-c). Depuis ces travaux, la variabilité du rythme cardiaque mesurée à partir du signal iPPG a été utilisée à plusieurs reprises comme moyen de mesure objective du système nerveux autonome [95], [96].

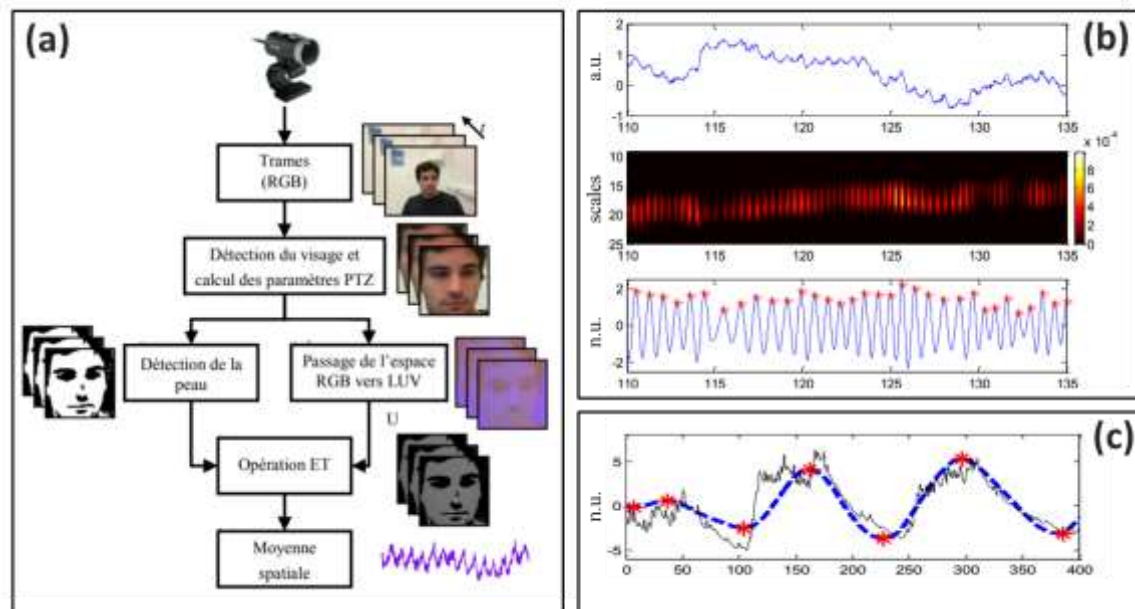


Figure II-5-6: Méthode de mesure du stress développée par bousefsaf et al. (a) les différentes étapes de traitement d'image pour l'extraction du signal iPPG brut, (b) le filtrage du signal brut par ondelette continue, (c) les traces du stress mesurée par camera (en bleu) et celui mesure par le capteur de contact (en noir).

#### II-5-4 Mesure de la saturation d'oxygène

En 2015, Bal et al et Guazzi et al. [68], [69] ont introduit la mesure de saturation en oxygène par une caméra couleur. Ils exploitent les canaux rouge et bleu, où le canal bleu est représentatif de la longueur d'onde infrarouge utilisée dans l'oxymètre de pouls traditionnel. Une opération de moyennage spatial des intensités des pixels des canaux rouge et bleu des images contenant la ROI est utilisée afin d'extraire les signaux iPPG correspondants. Le rapport de ces deux derniers est lié à la saturation en oxygène. Plusieurs coefficients ont été utilisés afin de trouver l'équation linéaire la mieux adaptée entre les lectures de l'oxymètre de contact approuvé et les rapports des signaux des canaux rouge et bleu. Les résultats sont très promoteurs même dans les cas des tests sur des sujets malades [68]

En 2016 Shao et al. [70] ont développé une méthode sans contact pour surveiller la saturation en oxygène du sang (SpO<sub>2</sub>). Ils utilisent une caméra CMOS avec une commande de

déclenchement pour permettre l'enregistrement de signaux photopléthysmographiques sans contact (iPPG) alternativement à deux longueurs d'onde particulières (Figure II-5-7-a). La SpO<sub>2</sub> est déterminée par la suite à partir des rapports des composantes pulsatiles sur celles non pulsatiles (AC / DC) mesurés à travers les signaux iPPG enregistrés à ces deux longueurs d'onde présélectionnées. Les auteurs montrent que le rapport signal / bruit (SNR) de la valeur de SpO<sub>2</sub> dépend du choix des longueurs d'onde. Ils ont constaté donc que la combinaison de l'orange ( $\lambda = 611$  nm) et du proche infrarouge ( $\lambda = 880$  nm) fournit le meilleur SNR dans le cas d'une mesure sans contact par camera (Figure II-5-7-a).

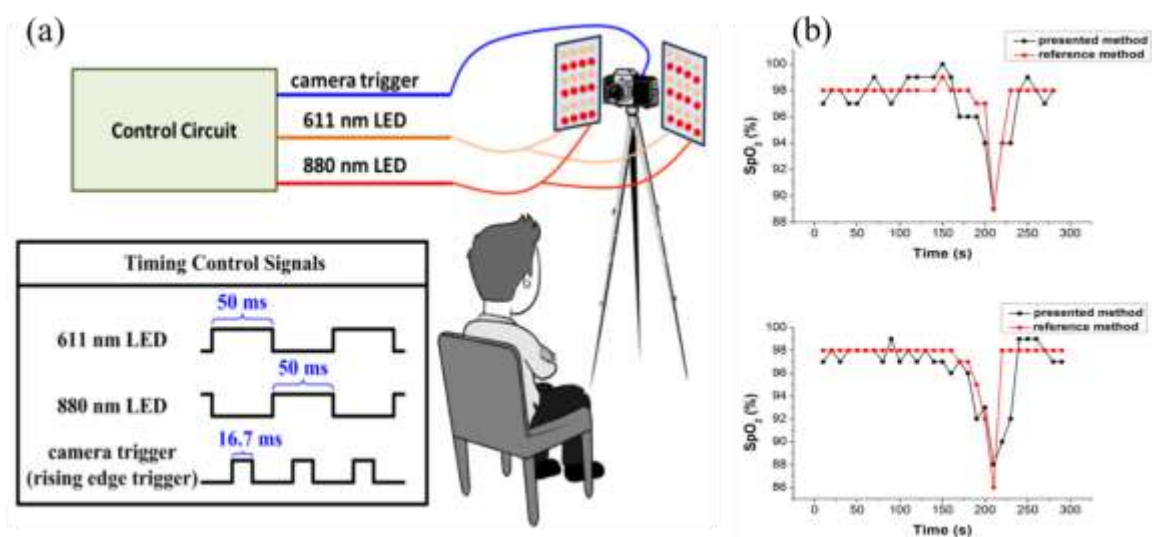


Figure II-5-7 : Du protocole expérimental à l'estimation de la saturation en oxygène, (a) durant l'expérience le participant est assis devant une caméra et une source de lumière délivrant alternativement deux longueurs d'onde différentes (611nm ou 880nm). La caméra est commandée pour enregistrer alternativement les deux signaux iPPG correspondants aux deux longueurs d'ondes contrôlées par la source de lumières. (b) les deux graphes montrent la forte corrélation entre la SpO<sub>2</sub> mesuré via la camera est celle mesure avec un capteur en contact référence.

Les résultats de l'étude étaient cohérents avec ceux mesurés à l'aide du capteur SpO<sub>2</sub> de contact considéré comme référence (Figure II-5-7-b). Cette méthode est particulièrement appropriée pour suivre sa santé et son bien-être à la maison dans des conditions de vie libre et pour ceux qui ne peuvent pas utiliser les dispositifs PPG traditionnels de contact.

### II-5-5 Mesures de la pression artérielle

La pression artérielle (PA) peut être estimée en utilisant le temps de transit du pouls (PTT). Comme expliqué avant, la photopléthysmographie peut être utilisée pour détecter ce décalage temporel de la propagation des ondes de pouls d'un site à un autre. En 2016, Jeong et Finkelstein



[66] ont introduit une nouvelle méthodologie permettant la mesure des iPTT (iPTT correspond au PTT mesuré à partir des iPPG) à partir des iPPG extraits d'images enregistrées à l'aide d'une caméra à haute vitesse. A travers cette étude ils ont montré qu'il existait une forte corrélation entre le iPTT et la pression artérielle. Cette dernière a été mesurée par un moniteur de tension artérielle approuvé (mesure en contact) utilisé simultanément avec l'enregistrement iPTT à trois phases d'exercice : repos, pic d'exercice et récupération. Les iPPG ont été extraits à partir des images enregistrées simultanément à deux endroits du corps (le front du visage et la paume de la main) pendant l'exercice en utilisant une caméra haute vitesse à 420 images par seconde (Figure II-5-8-a). Le iPTT a été alors déterminé comme un décalage temporel entre les pics systoliques successifs des deux iPPGs respectivement celui extrait des images du front et de la paume de la main (Figure II-5-8-b). Les résultats obtenus montrent une bonne corrélation entre les mesures en contact et sans contact par camera, ce qui ouvre une nouvelle voie pour la mesure sans contact de la pression artérielle.

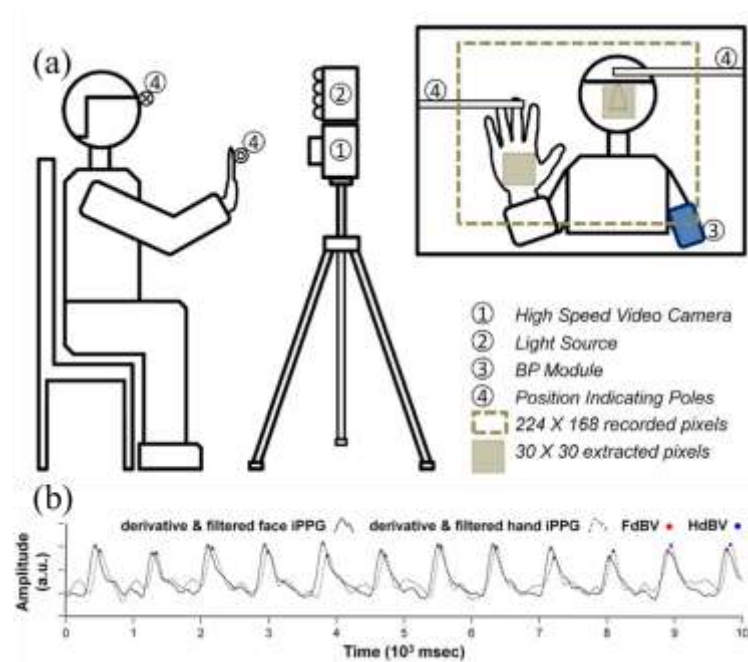


Figure II-5-8 : Du protocole expérimental et matériels à la mesure du iPTT,(a) le protocole expérimental consiste à demander à chaque participant de s'asseoir devant la caméra rapide et la source de lumière tout en fixant sa tête et sa main droite, le module de mesure en contact de la pression artérielle de référence est placé sur la main gauche. Les images ont été enregistrées à une résolution de 224 x160 pixels et les signaux iPPG du front et de la paume de la main ont été extraits d'un ROI de 30 x 30 pixels chaque une. (b) montre les dérivés des signaux iPPG de la main et le front d'où le décalage entre les deux pics (points rouge et bleu) des deux signaux correspond au iPTT.



Contrairement à l'étude précédente, Sugita et al. [67] ont développé une méthode d'estimation de la variabilité de la pression artérielle en utilisant une seule région d'intérêt (ROI) et cela à partir d'une vidéo couleur (Figure II-5-9-a). Dans cette étude, une source de lumière LED et une caméra rapide permettant d'enregistrer 120 images faciales par seconde ont été utilisées afin d'obtenir le maximum de précision dans la détection du signal iPPG comme représenté sur la Figure II-5-9-a. Il faut noter que les méthodes précédentes basées sur le temps de transit des ondes de pouls restreignaient les conditions de mesure car la relation de position relative entre deux régions différentes du corps doit être maintenue pendant la mesure. En d'autres termes, le iPTT est affecté par la variation de la distance entre la main et le visage lorsque ces zones sont choisies comme ROI. Pour Sugita et al. Ce problème ne se pose pas car la variation de la pression artérielle est estimée uniquement sur la base des changements dans la forme d'onde du signal iPPG à partir d'une seule ROI. Plusieurs ROIs (le front, les joues, la paume de la main) ont été examinés pour sélectionner celles qui conviennent à l'estimation de la pression artérielle (Figure II-5-9-b). Par conséquent, la combinaison des deux paramètres TBH (le paramètre du temps calculé dans cette étude et qui est lié à la pression artérielle) calculés respectivement à partir du front et de la paume de la main montre une bonne corrélation avec la pression artérielle systolique. Cette combinaison est représentée par le paramètre TD sur la Figure II-5-9-c. Dans cette méthode la validité de la méthode proposée est vérifiée par des expériences impliquant 20 participants en bonne santé.

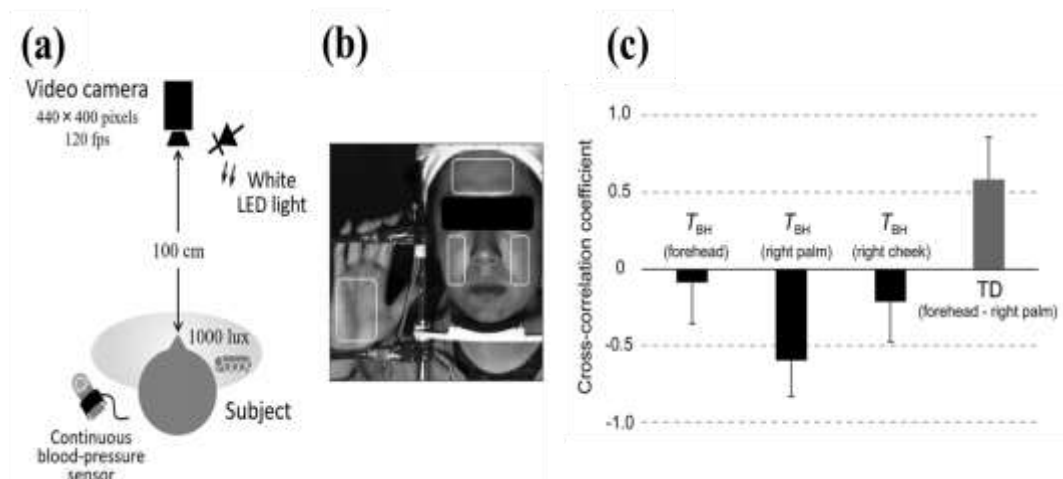


Figure II-5-9 : Méthode de mesure de la pression artérielle proposée par Sugita et al. (a) protocole expérimental, une caméra rapide de 120 ips et une source de lumière LED sont utilisées pour enregistrer des images faciales d'un participant situé à environ 1m. (b) les différentes ROIs examinées afin de choisir celle qui permet la bonne estimation de la pression artérielle. (c) Valeurs moyennes des coefficients de corrélation croisée entre la pression artérielle systolique (SBP) et la TBH. Ils sont comparés pour différentes régions d'intérêt (ROI): le front, la paume droite et la joue droite, TD est la combinaison du TBH du front et celui de la paume de main droite.

Les systèmes développés à l'heure actuelle constituent des prototypes qui ont réussi à générer une approximation de pression artérielle. Les résultats initiaux obtenus à travers ces études sont très promoteurs. Les recherches continuent dans ce contexte dans les perspectives de développer un dispositif de mesure fiable et sans contact de la pression artérielle tout en assurant le confort du patient et du personnel médical.

### **II-5-6 Autres applications de l'imagerie photopléthysmographique**

L'imagerie photopléthysmographique a fait l'objet d'une grande attention dans plusieurs domaines autres que le domaine médical [25] :

- Le sport reste toujours le plus grand consommateur de ces technologies, puisqu'il peut largement bénéficier des applications et des avantages de la iPPG. Il est montré que le rythme cardiaque est très utile dans le cadre d'entraînements pour évaluer la santé du sportif [97]. Cependant, la nécessité d'utilisation des capteurs en contact est très limitante car les systèmes employés ne fournissent pas une grande liberté de mouvement. Récemment plusieurs travaux mettent en avant l'utilisation de la iPPG pour mesurer le rythme cardiaque et respiratoire dans le cadre sportif [98] et pointent les contraintes qui y sont souvent liées comme l'apparition d'information périodique et pseudopériodique qui intègre le spectre fréquentiel du rythme cardiaque et compliquent ainsi les mesures [74].
- Les systèmes de sécurité modernes se sont focalisés sur la détection des menaces et des risques potentiels, le contrôle d'accès ou la surveillance des individus ainsi que la récupération d'informations objectives qui les concernent. La reconnaissance faciale prend une place de plus en plus grande dans ces systèmes en raison de son accessibilité et sa fiabilité d'identifier les utilisateurs par leurs caractéristiques biologiques uniques. Depuis plusieurs années, elle est employée comme un moyen sans contact afin de compléter [99], [100] voire remplacer l'usage des empreintes digitales. La faiblesse majeure de ce genre de systèmes est qu'ils peuvent facilement être trompés par des masques, images, ou vidéos [101], [102]. La iPPG a présenté une solution véritable à ce problème via une mesure de rythme cardiaque afin de renforcer la robustesse de ces systèmes de sécurité tout en minimisant les risques d'usurpation d'identité [103].

- Le secteur automobile a également bénéficié de la technologie iPPG, à travers l'installation des caméras au bord des véhicules afin d'analyser les paramètres physiologiques du conducteur tels que le rythme cardiaque et sa variabilité. Ces paramètres sont étroitement liés à l'état de santé du conducteur, la fatigue, le niveau de stress et le sommeil [104]–[107]. Cette technologie permet de prévenir les accidents routiers et informer les conducteurs sur leur état physiologique. D'autres méthodes complémentaires notamment le clignotement des yeux [108] et du suivi du regard [109] ont été utilisés avec la iPPG pour améliorer et renforcer sa robustesse.

Le domaine de la mesure des signaux physiologiques à l'aide d'appareils sans contact a fait l'objet d'une grande attention. Les recherches montrent des avancées significatives au cours des dernières années et démontrent que les caméras standards correspondent à des dispositifs fiables qui peuvent être utilisés pour mesurer un large ensemble de paramètres biomédicaux sans aucun contact avec le sujet. Néanmoins, et malgré les avancées importantes, les méthodes les plus récentes ne sont toujours pas prêtes à satisfaire les applications du monde réel. Le principal défi consiste à améliorer la robustesse au mouvement naturel qui produit du bruit et des artefacts indésirables dans les mesures. Ce problème est commun à la plupart des systèmes qui enregistrent et analysent des images pour détecter les signes vitaux et les paramètres biomédicaux. Des études cliniques doivent maintenant être menées pour confirmer la pertinence des méthodes testées en laboratoire et pour constituer ensuite des systèmes commerciaux. À l'ère de l'informatique où les appareils mobiles (smartphones, ordinateurs portables, tablettes) sont omniprésents, les caméras et les webcams correspondent à des capteurs déjà disponibles et donc particulièrement intéressants pour mesurer discrètement les signes vitaux.

## II-6 Résumé

Dans la première section de ce chapitre, Nous avons commencé par présenter un ensemble de rappels sur le système cardiovasculaire et son fonctionnement. Dans cette section nous avons expliqué l'anatomie du cœur et les différents tissus qui lui permettent d'assurer sa fonction contractile. Puis, nous avons cité l'ensemble des paramètres hémodynamiques des vaisseaux sanguins permettant la circulation du sang dans le corps humain. Ensuite nous avons présenté la définition et le principe de la photopléthysmographie ainsi que les deux modes possibles pour la mesure du signal physiologique. La PPG a pu remplacer l'électrocardiographie dans plusieurs applications ; c'est aussi une technique prometteuse pour le dépistage précoce de diverses pathologies athérosclérotiques et pourrait être très utile pour un diagnostic chez un médecin généraliste. Le succès et l'intérêt de cette technique résident donc dans le fait qu'elle utilise des composants électroniques très simples et très répandus de nos jours, permettant une acquisition des signaux physiologiques d'une manière confortable, non invasive et en pleine sécurité. Cette technique constitue le principe de base de nos travaux proposés par la suite dans ce manuscrit. Les applications de la PPG classique en contact ont aussi été détaillées notamment pour la mesure du rythme cardiaque et sa variabilité, l'estimation de la saturation en oxygène et la pression artérielle ainsi que l'évaluation des caractéristiques hémodynamique des vaisseaux sanguins. A la fin de cette section nous avons cité un ensemble de limitations liées à l'utilisation de cette technique en contact et qui ont conduit les chercheurs à penser aux techniques encore plus adéquates pour la mesure PPG.

Dans la deuxième section, nous avons introduit l'imagerie photopléthysmographique qui constitue une véritable solution aux limitations de la PPG de contact. Elle permet en utilisant une caméra l'extraction du signal iPPG à partir d'un enregistrement vidéo du visage humain sans aucun contact avec la peau. Ensuite nous avons présenté un état de l'art sur les études qui ont été faites dans ce contexte notamment les techniques qui s'appuient sur les camera thermiques, les cameras couleurs et les webcams bas coût. Les différentes techniques de traitement d'image et du signal qui ont été proposées depuis l'apparition de la iPPG ont été détaillées dans cette section. Cette étape nous a permis de faire un choix approprié de la méthode d'extraction du signal à partir d'un flux vidéo. Nous avons été contraints pour faire un choix entre deux grandes familles des méthodes à savoir les méthodes de séparation aveugle des sources et les méthodes de projections directes des canaux R, G et B suivant un plan donné.

Les systèmes basés sur la iPPG sont de plus en plus préférés par rapport aux capteurs en contact car ils permettent de réduire la gêne occasionnée par l'instrumentation (patchs adhésifs à placer sur la peau, câbles...) tout en améliorant le confort et la sécurité d'utilisation. D'un point de vue médical, une utilisation continue des éléments en contact peut entraîner des irritations voire des infections, notamment sur des peaux sensibles (personnes brûlées par exemple). Plusieurs applications basées sur la mesure sans contact des paramètres physiologiques (iPPG) comme l'estimation de la fréquence cardiaque et respiratoire, la variabilité de la fréquence cardiaque, le stress, la saturation en oxygène et la pression artérielle, ont été présentées. D'autres domaines autre que le domaine médical ont bénéficié des avantages de la iPPG ; ceux-ci ont été présentés à la fin de cette section.

Le reste du manuscrit sera consacré aux protocoles expérimentaux et aux méthodes que nous avons développés ainsi que les résultats obtenus dans le cadre de cette thèse. Il s'agit de deux méthodes qui seront décrites et évaluées dans les deux chapitres qui suivent.

- La première méthode concerne le développement d'une technique robuste de mesure sans contact du signal photopléthysmographique issu d'un flux vidéo enregistré par une simple webcam. Le signal sera exploité pour mesurer avec précision le rythme cardiaque et respiratoire ainsi que la variabilité du rythme cardiaque. Dans cette étude, nous commençons dans une première étape par un rappel succinct sur le fonctionnement des caméras et leurs différents paramètres à ajuster, suivi d'une description de la procédure d'enregistrement des images adéquates à la détection du iPPG. Dans une deuxième étape nous présentons les techniques de traitement de l'image et du signal utilisées pour l'extraction du signal iPPG sans contact. Le calcul du rythme cardiaque et respiratoire ainsi que la variabilité cardiaque sont ensuite détaillés. Dans la fin de ce chapitre, nous présenterons la procédure expérimentale qui a permis la validation de nos résultats obtenus. Ces résultats ont été statistiquement analysés et discutés pour en sortir à la fin par des conclusions.

- La deuxième méthode est une approche innovante d'analyse de la forme d'onde du signal iPPG pour extraire par la suite un ensemble de caractéristiques liées à plusieurs maladies cardiovasculaires et pathologies artérielles comme la pression artérielle, la rigidité, la résistance et l'âge des artères. Cette approche ressemble à la première en terme extraction et traitement du signal iPPG mais avec quelques légères différences. Ainsi, le protocole expérimental dans cette étude est complètement différent de celui utilisé pour les expériences menées dans la première approche.

Dans ce chapitre, un résumé des méthodes d'extraction de du traitement du signal iPPG est donné en premier temps. Ensuite nous avons présenté les méthodes d'extraction, traitement et normalisation des ondes pour calculer les trois catégories des caractéristiques de la forme d'onde : temporelles, de surface, amplitudes et celles de la dérivée seconde.

Un ou plusieurs capteurs approuvés de mesure en contact du signal PPG ont été utilisés durant les expériences des deux études menées au laboratoire. Les résultats et les paramètres mesurés en utilisant ces capteurs sont considérés comme références pour valider nos résultats obtenus à travers le iPPG.

---

**Mesure de la fréquence cardiaque,  
la fréquence respiratoire et la  
variabilité cardiaque**

---

# Mesure de la fréquence cardiaque, la fréquence respiratoire III et la variabilité cardiaque

## III-1 Introduction

L'état de l'art que nous avons effectué sur les différentes méthodes de détection sans contact du signal iPPG et son exploitation pour la mesure de paramètres physiologiques nous a permis de faire le choix des méthodes les plus appropriées à nos applications. Dans ce chapitre nous nous focalisons sur les méthodes que nous avons adopté pour accomplir les objectifs tracés dans la première étude.

Nous présentons en première étape un rappel sur les cameras (ou webcams) qui constituent l'élément de base dans la chaîne d'acquisition du signal physiologique. Ce rappel est suivi d'une description des méthodes nécessaires à l'extraction du signal iPPG à partir d'un flux vidéo issu d'une webcam. En dernière étape, les techniques de mesure respectivement de la fréquence cardiaque, la variabilité de la fréquence cardiaque et la fréquence respiratoire sont décrites, étudiées et évaluées.

En fait, cette première approche qui est développée est simple, fiable et caractérisée par une complexité algorithmique réduite et par conséquent un temps de calcul réduit tel que le montre les résultats obtenus. Ces caractéristiques permettent la possibilité d'utiliser cette approche dans les dispositifs d'usage quotidien avec une caméra intégrée, dotés de performances moyennes.

## III-2 Rappel sur le fonctionnement des caméras

Les caméras numériques sont des appareils d'enregistrement d'images d'une scène réelle. Elles sont omniprésentes dans nos dispositifs d'usage quotidien comme appareils photographiques, Smartphones, ordinateurs portables, montres connectées et tablettes. Toutes les caméras sont principalement composées d'un capteur sous forme d'éléments semi-conducteurs photosensible (photosites rectangulaires, carrés ou octogonaux) disposés à la façon d'un damier et permettant de convertir les rayonnements électromagnétiques (IR, visible, UV) en énergie électrique. Les tensions collectées par ces capteurs sont proportionnelles à la quantité de lumière reçue. Les cellules photosensibles constituant le capteur d'une caméra couleur (sous forme d'une matrice) sont sensibles au spectre de la lumière visible. Des filtres particuliers comme les matrices de BAYER sont généralement mis en place sur la matrice cellules photosensibles du capteur (Figure III-2-1) afin de mesurer les couleurs de la scène. Ces capteurs, généralement entourés par un



## Mesure de la fréquence cardiaque, la fréquence respiratoire et la variabilité cardiaque III

ensemble de composants électroniques, assurent d'une part le bon fonctionnement du capteur et le reste de la caméra et d'autre part la mise en forme du signal image. On distingue traditionnellement deux architectures de capteurs photosensibles (Figure III-2-1-a) :

- Les capteurs CCD (de l'anglais *Charge-Coupled Device* ou dispositif à transfert de charge) ont été spécialement développés pour le cinéma et l'industrie des caméras. Ils sont de meilleure qualité que les capteurs CMOS notamment en sensibilité à la lumière puisqu'ils permettent un meilleur rendu d'images même en sous-exposition. Les procédés de fabrication non standard ainsi que la difficulté de les intégrer dans les caméras rendent la technologie CCD une technologie complexe et donc excessivement chère. Également, ils consomment plus d'énergie qui en résulte de la chaleur en favorisant l'apparition de signaux parasites.

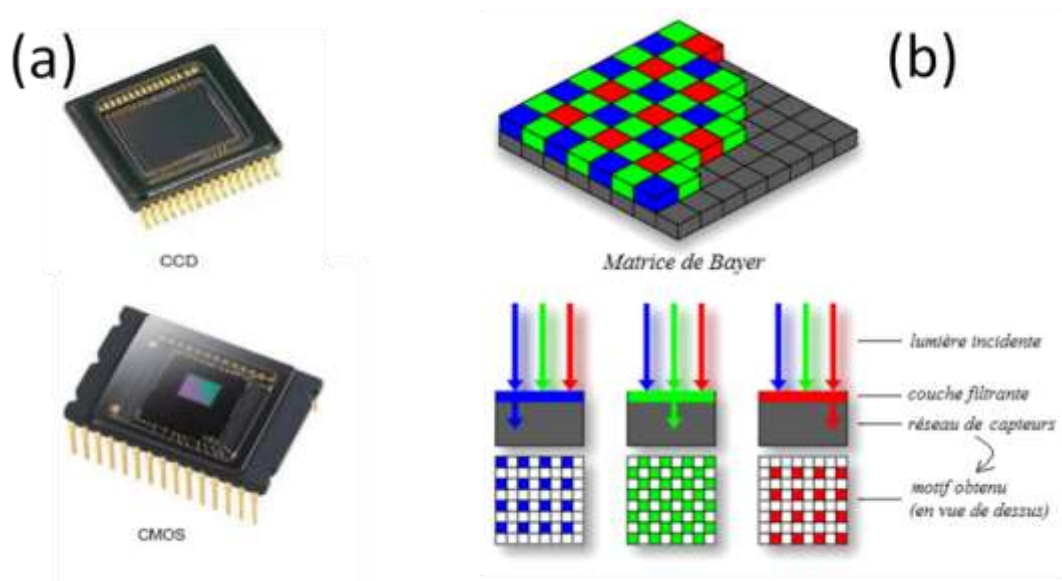


Figure III-2-1 : Les deux différents capteurs utilisés dans les caméras et leurs compositions. La figure (a) représente l'ancien capteur CCD (en haut) utilisé dans l'industrie des caméras professionnelles et en bas la nouvelle génération des capteurs CMOS utilisés dans les appareils d'information avec des caméras intégrées. La figure (b) montre le filtre de BAYER, placé sur la matrice photosensible du capteur afin de pouvoir collecter les différentes couleurs de la scène.

- Les capteurs CMOS ont été initialement développés pour s'intégrer dans les ordinateurs, ils sont donc plus simples et plus récents. Aujourd'hui, la technologie CMOS arrive à maturité la qualité du rendu d'image se rapproche de plus en plus à celle de la technologie CCD. La simplicité de leur procédé de fabrication et leur faible

## Mesure de la fréquence cardiaque, la fréquence respiratoire et la variabilité cardiaque

### III

consommation d'énergie les rendent moins onéreux et permettent d'avoir des caméras à un faible coût. La seule limitation actuelle du CMOS est leur faible sensibilité à la lumière.

La quantité de lumière collectée par le capteur est contrôlée par un objectif. Elle est donc modulée par le diaphragme (Figure III-2-2), une pièce composée de lames métalliques qui peut s'ouvrir pour faire entrer un maximum de lumière ou se fermer pour obstruer complètement l'objectif selon la situation. Les webcams et certaines caméras numériques ne nécessitent pas l'intégration d'un objectif vu que l'ouverture du diaphragme est fixée d'une manière statique et ne peut être directement modifiée [64].

Un système optique convergent formé de lentilles, et éventuellement de miroirs, est intégré dans l'objectif pour donner des images réelles sur la surface de la matrice photosensible du capteur. Ce mécanisme optique permet donc un zoom optique qui consiste à rapprocher le sujet (la scène filmée) grâce à une modification de la distance entre les lentilles et par conséquent l'image agrandie conserve toute sa finesse et définition. La plage de focale de ce système est fixée par le constructeur afin que l'image soit projetée précisément sur le capteur photosensible dans le cas d'un zoom. Les webcams disposent d'un système optique quasi-fixé avec une plage focale très faible permettant d'effectuer qu'une simple mise au point. Le zoom se fait dans ce cas d'une manière numérique par grossir une partie de l'image tout en conservant la définition native de l'image mais cela entraîne souvent une perte de qualité visible et proportionnelle au taux de grossissement des pixels[64].

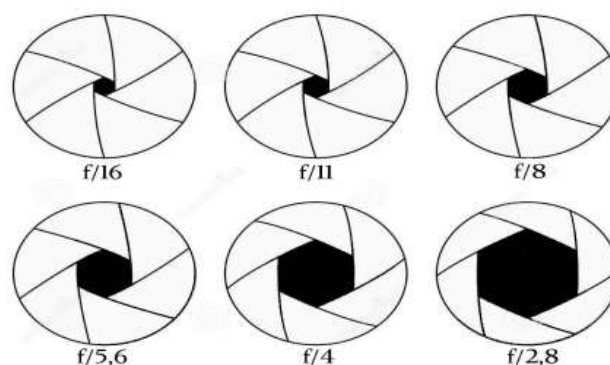


Figure III-2-2: Valeurs d'ouverture du diaphragme les plus courantes,  $f/2,8$  ;  $f/4$  ;  $f/5,6$  ;  $f/8$  ;  $f/11$  ;  $f/16$ . Par convention, l'ouverture est exprimée à l'aide de valeur  $f$ . D'autres valeur peuvent être utilisé comme  $f/2$  ;  $f/1,4$  ;  $f/22$  ;  $f/32$ .

# Mesure de la fréquence cardiaque, la fréquence respiratoire III et la variabilité cardiaque

## III-2-1 Paramètres réglables de la camera

Plusieurs paramètres de la caméra sont accessibles pour un réglage automatique ou encore manuel. Ces réglages doivent s'adapter aux variations de l'environnement pour enregistrer des images de bonne qualité. Les principaux paramètres ajustables de la caméra sont les suivants :

**Exposition** : est un paramètre qui assure l'équilibre de l'image pour qu'elle ne soit ni trop sombre, ni trop claire (Figure III-2-3). Elle désigne donc la quantité totale de lumière collectée par la matrice photosensible (capteur numérique) pendant la prise de vue et est mesurée en lux par seconde. Les cameras équipées d'un objectif permettent un double réglage de l'exposition, directement par un bouton rotatif sur l'objectif et aussi d'une manière numérique. Cependant les webcams restent un peu limitées en terme réglages d'exposition compte tenu de la faible taille de leur système optique.

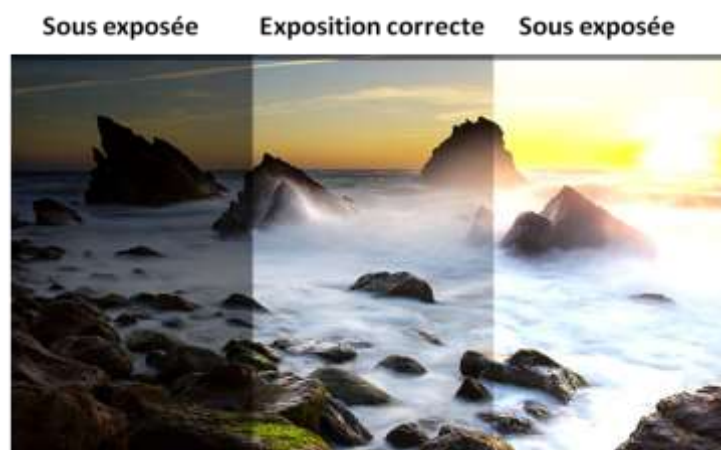


Figure III-2-3 : Effet de l'exposition sur l'image, l'image sous exposée est sombre (à gauche) et l'image sur exposée est très claire (à droite), une exposition bien ajustée permet une image correctement équilibrée.

L'exposition est contrôlée donc par l'ouverture du diaphragme (Figure III-2-2), taille de l'ouverture et le temps de pose. Plus longtemps le diaphragme reste ouvert, le capteur emmagasine plus de lumière et l'image résultante sera correctement illuminée. Cependant, le temps de rafraîchissement augmente dans ce cas et par conséquent la fréquence d'images par seconde chute considérablement provoquant un flou de mouvement sur l'image comme illustré sur la (Figure III-2-4) [64].

## Mesure de la fréquence cardiaque, la fréquence respiratoire et la variabilité cardiaque

### III

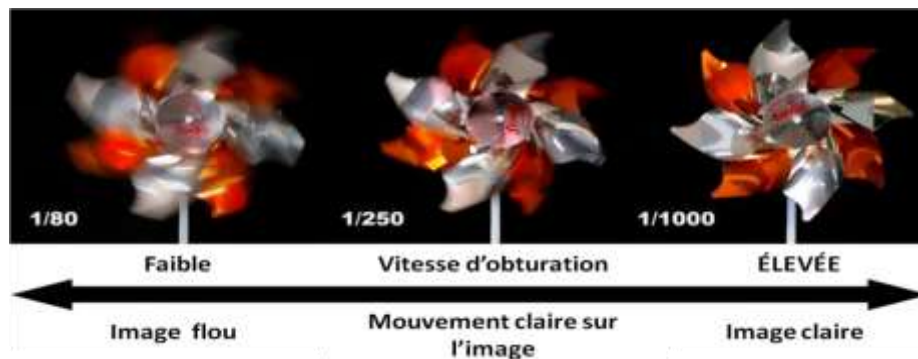


Figure III-2-4 : Effet de la vitesse d'obturation, appelée aussi temps de pose ou durée d'exposition sur la capture d'un objet en mouvement. Plus le temps de pose est court, plus l'image est nette. Ceci dit, en basse luminosité, il est recommandé d'opter pour un temps de pose plus long et une réduction du mouvement de l'objet. Filmer un objet en mouvement et en basse luminosité donne des images floues (à gauche) vu que le capteur aura besoin d'un temps de pose faible pour donner une image un peu plus claire. L'ISO est donc un paramètre permettant l'amplification numérique de la luminosité lorsque la scène filmée est sombre et de garder le temps de pose faible afin d'éviter les flous de mouvement.

Le mode du réglage automatique de l'exposition permet d'obtenir une photo correctement exposée, même si on n'est jamais à l'abri d'erreurs. Cependant le réglage manuellement de l'exposition s'est avéré très utile pour corriger les erreurs du mode automatique et éviter de se retrouver avec des images, surexposées (très claire) ou sous-exposées et trop sombres.

**La balance des blancs :** est un réglage qui permet à une caméra des prises de vues plus adaptées à la dominante de la couleur d'éclairage. Certaines caméras proposent des réglages prédéfinis pour des températures des couleurs normalisés. Pour affiner la température de la scène filmée, le réglage se fait généralement en ciblant un point blanc de référence sur l'image pour retrouver ensuite les vraies couleurs de l'image.

Par défaut, le réglage automatique de la balance des blancs est activé sur la plupart des caméras. Il permet d'excellentes images en lumière naturelle. Parfois certains ajustements sont nécessaires, notamment dans le cas d'utilisation des sources de lumière artificielle qui n'ont pas une neutralité colorimétrique irréprochable. Pour éviter que les images résultantes soient très froides (couleur dominante tend vers le bleu) ou très chaude (couleur dominante tend vers l'orange), ce réglage est à refaire à chaque fois que l'on change de conditions d'éclairage (Figure III-2-5) [64].

## Mesure de la fréquence cardiaque, la fréquence respiratoire et la variabilité cardiaque

### III



Figure III-2-5 : Effet de la balance des blancs. Lorsque la balance des blancs est réglée à une valeur faible la couleur dominante dans l'image résultante tend vers le bleu (figure à gauche). Les vraies couleurs de la scène apparaissent clairement quand la valeur de balance des blancs est correctement ajustée (figure du milieu). Une valeur importante de la balance des blancs donne des images avec une couleur dominante qui tend vers l'orange.

**La mise au point** : est un réglage qui consiste à ajuster la caméra afin que l'image soit plus nette (Figure III-2-6). Elle est ajustée en fonction de la distance entre l'élément filmé et la lentille de la caméra.

Il existe principalement deux types de mise au point, en mode automatique, l'appareil ajuste lui-même son système optique pour que l'image soit nette, et le mode manuel consiste à un réglage à la main en ajustant la bague prévue à cet effet sur l'objectif.



Figure III-2-6 : Réglage de la mise au point d'une caméra. La camera peut-être donc ajusté pour se focalisé sur des éléments en fonction de leur distance sur la même scène. Sur la figure à gauche la mise au point est ajustée pour que l'objet proche soit plus net sur l'image et sur la figure de droite elle est ajustée pour que l'objet lointain apparaisse plus net.

**Fréquence d'images** (appelée en anglais *frame rate*) : est le nombre de trames qu'une caméra capture par seconde lors d'un enregistrement vidéo et son unité de mesure est image par seconde (i /s). Cette dernière détermine la fluidité avec laquelle les images sont visualisées. Une

## Mesure de la fréquence cardiaque, la fréquence respiratoire III et la variabilité cardiaque

fréquence d'images élevée permet de filmer des mouvements rapides et d'une façon fluide (Figure III-2-7). A noter qu'à partir d'une certaine valeur fixée par le constructeur, une fréquence élevée produit des images sous-exposées (un peu sombre) car il n'y a qu'une petite quantité de lumière emmagasinée dans le capteur. Certaines caméras professionnelles dépassent les milles images par seconde cependant les webcams d'usage simple sont limitées entre 25 i/s et 30 i/s.

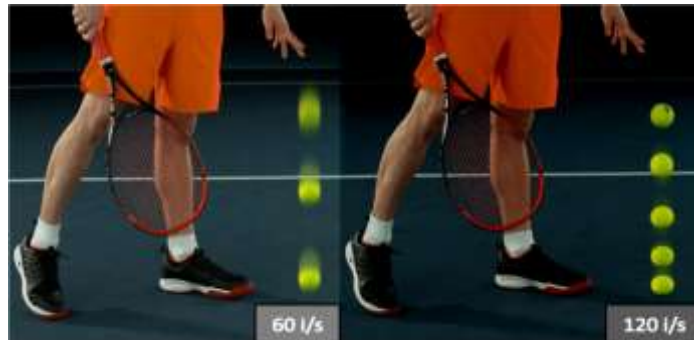


Figure III-2-7 : Effet de la fréquence d'image sur un objet en mouvement. La figure est une superposition des images enregistrées à deux fréquences d'images différentes. Lorsque la fréquence d'image est faible, le capteur emmagasine suffisamment de lumière à chaque capture et les images sont bien éclairées (exposées correctement) mais contenant moins de détails sur le mouvement. Lorsque cette fréquence est élevée, le temps de pose est réduit et donc les images sont sous exposées (un peu sombres) mais contenant plus de détails sur le mouvement comme montré sur la figure de gauche.

**Résolution et définition :** dans l'image, la définition est donnée par le nombre total de pixels. Elle est définie par la multiplication du nombre de pixels sur la hauteur de l'image par le nombre de pixels sur sa largeur. Alors que, la résolution est caractérisée par le nombre (ou la densité) de pixels par unité de longueur. Celle-ci ne traduit pas le nombre total de pixels. La résolution s'exprime pixel par pouce (ppp). Une image avec une définition élevée pourra simplement offrir une taille plus importante à résolution égale. Néanmoins, l'acquisition des trames en haute définition est un peu lente ainsi elles nécessitent plus de temps pour les traitées. Évidemment plus la résolution d'une image est élevée (plus de pixels dans un pouce), plus la qualité théorique est importante.

**ZOOM :** est une opération qui permet d'agrandir ou tout simplement de rapprocher une partie de la scène avant de la capturer. Comme précédemment expliqué, le zoom optique se fait à l'aide de l'objectif de la caméra et cela par le biais d'un système optique motorisé ou manuel. Cependant un zoom numérique consiste à utiliser une partie de l'image et la ramener à la bonne



## Mesure de la fréquence cardiaque, la fréquence respiratoire et la variabilité cardiaque III

taille. A noter que le zoom numérique entraîne une perte de la qualité de l'image (Figure III-2-8) [64].

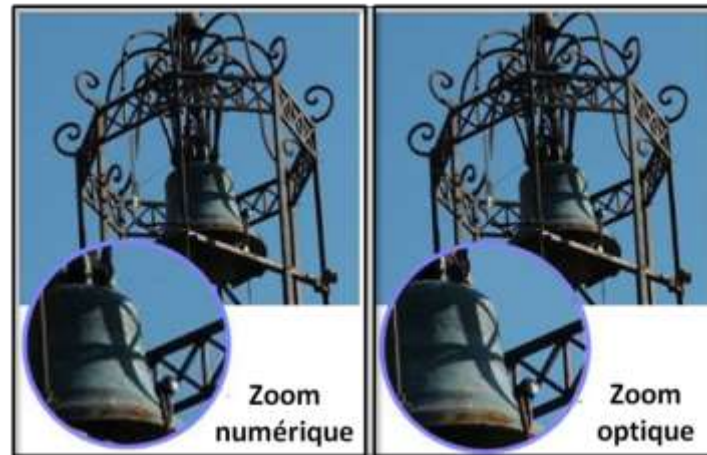


Figure III-2-8 : Différence entre le zoom optique et le zoom numérique. La partie de l'image zoomée numériquement (figure de gauche) est floue par rapport à celle rapprochée par un zoom optique (figure à droite).

**Panoramique et Inclinaison :** panoramique (appelée en anglais *Pan*) est un mouvement de rotation de la caméra sur un axe, à l'horizontale ou à la verticale, aussi bien que son résultat. Inclinaison (*Tilt* en anglais) est une opération qui consiste à appliquer une inclinaison horizontale ou verticale à une image [64].

### III-3 Méthodes d'extraction du signal iPPG

Dans cette section nous allons présenter l'ensemble des méthodes et algorithmes utilisés pour l'extraction du signal photopléthysmographique sans contact (signal iPPG) à partir d'une séquence des images faciales d'un individu, enregistrée par une webcam. Cette opération est commune pour les deux études effectuées (dans ce chapitre et le chapitre qui va suivre) avec néanmoins quelques légères différences dépendant de l'application et la précision recherchée. Rappelons que l'objectif de cette première étude est la mesure sans contact du rythme cardiaque, variabilité du rythme cardiaque et le rythme respiratoire en utilisant une webcam. Ces paramètres ne nécessitent pas une grande précision d'acquisition car ils sont liés à la variation de la périodicité du signal iPPG. La périodicité d'un signal est souvent moins complexe à traiter par rapport à d'autres caractéristiques.

# Mesure de la fréquence cardiaque, la fréquence respiratoire III

## et la variabilité cardiaque

Dans cette approche, l'algorithme développé en C++ interface la webcam et effectue tous les réglages nécessaires à l'aide de la bibliothèque OpenCV [110] sous l'environnement Visual Studio 2017. Ensuite il enregistre une séquence des images faciales appropriée à la mesure iPPG. Les opérations de traitement d'images et du signal utilisées pour l'extraction du signal iPPG sont encodées sur MATLAB 2018 (The MathWorks, Inc.).

### III-3-1 Réglage des paramètres de la caméra et l'enregistrement des trames

Une fois la caméra est interfacée, l'algorithme développé propose à l'utilisateur l'accès aux réglages de plusieurs paramètres liés à la caméra. L'objectif de cette opération est d'adapter l'image avec les conditions de l'environnement notamment l'intensité et la température de lumière dans la pièce de mesure. Les réglages automatiques sont désactivés par conséquent les paramètres ne sont ajustables qu'au début de la mesure puis ils restent non modifiables jusqu'à sa fin.

Afin d'obtenir une séquence d'images propices à la détection du iPPG, la luminosité, l'exposition, la saturation et la balance des blancs de la trame source doivent être bien ajustées pour obtenir respectivement une image correctement éclairée, saturée et dont les tons des couleurs sont acceptables. Les plages de régulation des paramètres de la caméra sont bornées par des seuils définis après plusieurs essais exploratoires.

Le zoom que ce soit numérique ou optique et la mise au point de la webcam (caméra) sont fixés d'une manière à ce que le visage d'un individu situé à environ 1m de la caméra, apparaisse nette et remplit au mieux l'image source. Cela permet donc d'augmenter le nombre de pixels de la peau du visage contenant l'information iPPG. Ainsi, le panoramique et l'inclinaison sont recalculés avant chaque enregistrement pour éventuellement centrer le visage dans image (Figure III-3-1).



## Mesure de la fréquence cardiaque, la fréquence respiratoire et la variabilité cardiaque

### III

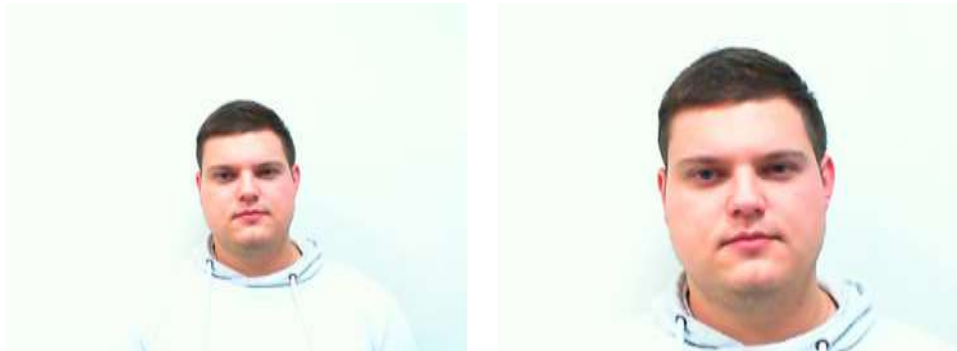


Figure III-3-1 : Réglage du zoom, du panoramique et de l'inclinaison. Sur la figure de gauche le zoom est ajusté pour que le visage d'un individu situé à environ 1m remplisse la trame délivrée par la webcam (camera) compte tenu des légers mouvements du visage. Ainsi que cette valeur de zoom permet de plus ou moins préserver la qualité de l'image source.

Les trames sources sont par la suite enregistrées à une résolution de 640 x 480 et stockées dans des tableaux à quatre dimensions. Trois dimensions représentent les canaux de couleurs de l'image notamment le rouge, le vert et le bleu (abréviation en anglais *RGB*). La quatrième dimension est réservée au temps d'enregistrement de chaque image. La taille des tableaux est proportionnelle à la résolution.

L'extraction du iPPG à travers l'image détectée par camera (ou webcam) est une observation continue des faibles variations de couleur de la peau du visage. En effet toutes modifications des paramètres de la caméra lors de la mesure génèrent des changements de couleur et de luminosité parfois plus importante que les fines variations de l'information iPPG. Il est donc important que les trames sources soient stabilisées durant le temps de l'enregistrement.

Le seul paramètre qui fait la différence entre les deux techniques proposées dans cette thèse est la fréquence d'enregistrement de l'image par seconde. Dans cette première technique proposée une simple webcam est utilisée pour enregistrer environ 30 images par seconde. Comme expliqué auparavant, Il a été prouvé que cette fréquence est suffisante pour la mesure sans contact du rythme cardiaque, variabilité cardiaque et le rythme respiratoire [111]. La deuxième méthode décrite dans le chapitre suivant, basée sur l'analyse des fines variations de la forme d'onde du signal iPPG, nécessite particulièrement une précision légèrement élevée. Dans ce cas une caméra rapide a été utilisée pour assurer une fréquence quasi-stable de 125 images par seconde durant la mesure. Une telle fréquence permet donc d'avoir plus de point voire plus de détails sur le signal iPPG extrait.

## III-3-2 Sélection de la région d'intérêt

Le choix de la région d'intérêt (ROI) a une influence significative sur la qualité du signal iPPG. L'information iPPG est détectable uniquement au niveau de la peau. Le visage humain est donc la partie du corps la plus rarement couverte par des vêtements. En effet, le visage en entier a été utilisé dans plusieurs études pour l'extraction de l'information iPPG [15], [112]. Quoique, la plupart de ces études souffrent du problème des parties du visage en mouvement comme les lèvres et les yeux. Le mouvement des lèvres et le clignotement des yeux entraînent des variations indésirables affectant la qualité de la mesure. En 2013, Lempe et al. [113] ont suggéré la sélection du front ou des joues comme ROI pour une détection du signal iPPG de bonne qualité (Figure III-3-2). En effet, des considérations pratiques recommandent également d'utiliser ces deux zones comme ROI, car ils sont rarement couverts par les poils du visage ou les vêtements, comme montré sur la Figure III-3-2 ci-dessous.

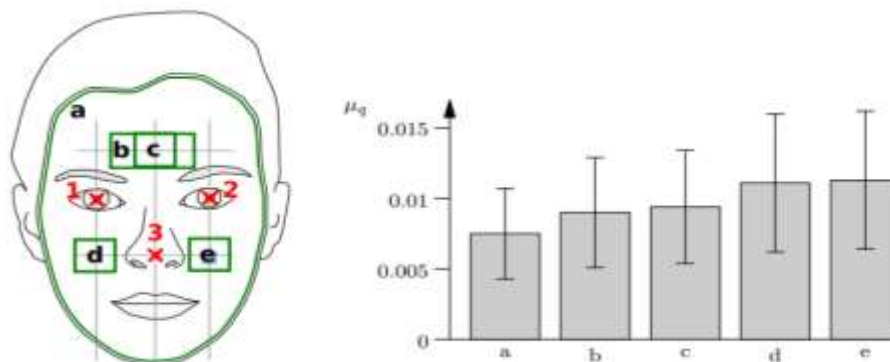


Figure III-3-2 : Extraction du signal iPPG sur différentes zones de visage. Sur la figure de gauche : la position des ROIs est en vert et des repères sont en rouge sur le visage. Sur la figure de droite sont illustrés : la qualité moyenne ( $\mu_q$ ) en fonction de l'écart type du signal extrait pour chaque zone du visage (a, b, c, d, e). Les joues et le front utilisés comme ROI présentent la qualité moyenne du signal la plus élevée [113].

Cependant, dans certains cas critiques, le front peut être caché par des cheveux longs ou un voile. Ainsi que les joues bougent avec les expressions faciales et le mouvement des lèvres. Les joues peuvent également être moins vascularisées comme illustré sur la Figure III-3-3, conduisant à un signal iPPG de très faible qualité, noyé dans le bruit et nécessitant un filtrage plus poussé (en utilisant des techniques plus complexes). Ces limitations rendent parfois la sélection du visage en entier inévitable pour améliorer le rapport signal sur bruit.

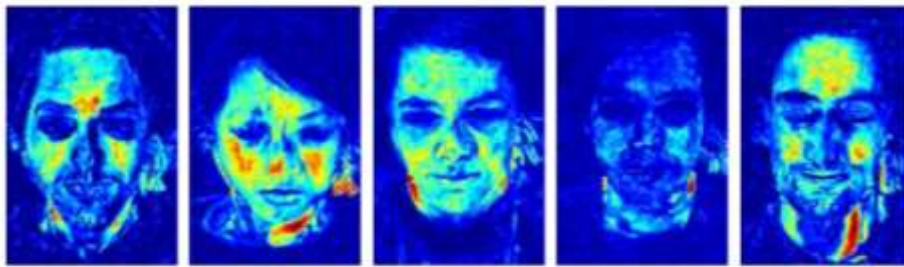


Figure III-3-3 : Cartes d'amplitude d'impulsion montrant la distribution des zones de visage en fonction de la qualité du signal iPPG. Le bleu représente une faible valeur de la qualité du signal, le rouge une valeur élevée [113].

La taille de la région d'intérêt affecte directement le temps de calcul et la qualité du signal iPPG extrait. La sélection d'une petite région d'intérêt (quelques pixels) augmente forcément la vitesse de l'analyse et le traitement des images. Par contre, il est très difficile d'observer l'information iPPG sur une très petites région d'intérêt à cause du bruit aléatoire généré par les cellules photosensibles de la caméra [77]. En revanche, une région d'intérêt de taille importante ralentit le traitement mais permet une qualité du signal généralement acceptable.

Dans cette approche, l'algorithme proposé détecte automatiquement le visage par la méthode proposée initialement par Viola et Jones [78]. Cette dernière utilise une cascade de classifieurs boostés sur chaque image. Ensuite le front est sélectionné en fonction des coordonnées des yeux (Figure III-3-4-b) cela permet de réduire la taille de l'image traitée.

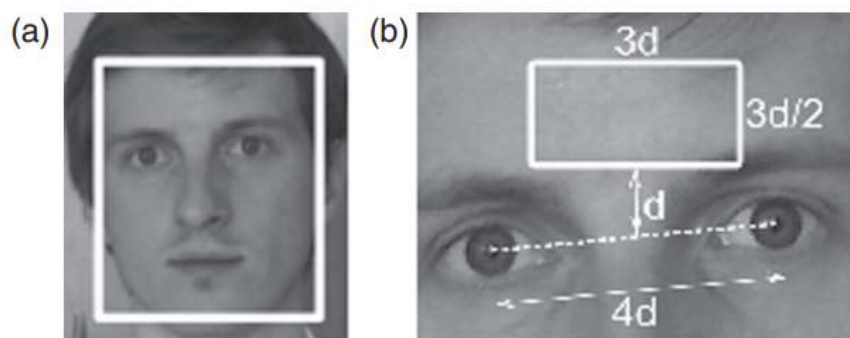


Figure III-3-4 : Sélection de la région analysée: (a) visage entier (b) front [114].

Parfois le signal iPPG extrait au niveau du front est de faible qualité, ou éventuellement non détectable à cause des cheveux cachant le front ou encore une faible vascularisation. Dans ce

## Mesure de la fréquence cardiaque, la fréquence respiratoire III et la variabilité cardiaque

cas l'algorithme reprend le traitement en sélectionnant le visage en entier comme une région d'intérêt (Figure III-3-4-a). Cependant, d'un côté le clignotement des yeux et le mouvement des lèvres produisent des artefacts de mouvement sur le signal iPPG et d'un autre côté les cheveux et les éléments de l'environnement peuvent être présents dans le rectangle qui englobe le visage affectant ainsi la qualité du signal iPPG. Aussi, le signal iPPG n'est détectable qu'uniquement sur la peau compte tenu qu'il résulte de l'interaction peau lumière[64]. Pour isoler donc que les pixels de la peau et minimiser l'effet des parties en mouvement dans le visage, nous avons développé un filtre de peau (Figure III-3-5) [115]. Ce dernier est basé sur un seuillage sur certaines composantes des deux espaces colorimétriques, YCbCr et HSV. Ces espaces sont formés par une transformation directe de l'espace couleur RGB. Le seuillage est empiriquement fait sur les composantes H, Cb et Cr comme montré ci-dessous:

$$0.01 < H < 0.1 \quad \text{(III-3-1)}$$

$$76 < C_b < 126 \quad \text{(III-3-2)}$$

$$132 < C_r < 173 \quad \text{(III-3-3)}$$

H (*Hue*) correspond à la teinte d'un pixel, souvent exprimée en degrés (ou en pourcentage).  $C_b$  est la chrominance bleue et  $C_r$  correspond à la chrominance rouge. Les chrominances sont calculées à travers les trois composantes de l'espace couleurs  $R'G'$  et  $B'$  qui varient de 0 à 255 [116], comme suit :

$$C_b = -0.1687 R' - 0.331 G' + 0.5 B' + 128 \quad \text{(III-3-4)}$$

$$C_r = 0.5 R' - 0.4187 G' - 0.0813 B' + 128 \quad \text{(III-3-5)}$$

Le seuillage de ces composantes permet d'obtenir un masque applicable sur l'image source afin d'isoler la peau du visage et obtenir ainsi le résultat présenté sur Figure III-3-5. La détection de la peau améliore le rapport signal sur bruit (SNR) du fait que seuls les pixels délivrant l'information utile sont conservés.

L'utilisation du front comme ROI permet donc une mesure plus rapide et moins compliquée compte tenu de la petite taille de l'image du front. Cependant le signal iPPG peut ne pas être détectable et dans ce cas la sélection du visage en entier est une véritable alternative, malgré que cela ralentit le traitement (Figure III-3-5).

# Mesure de la fréquence cardiaque, la fréquence respiratoire III et la variabilité cardiaque

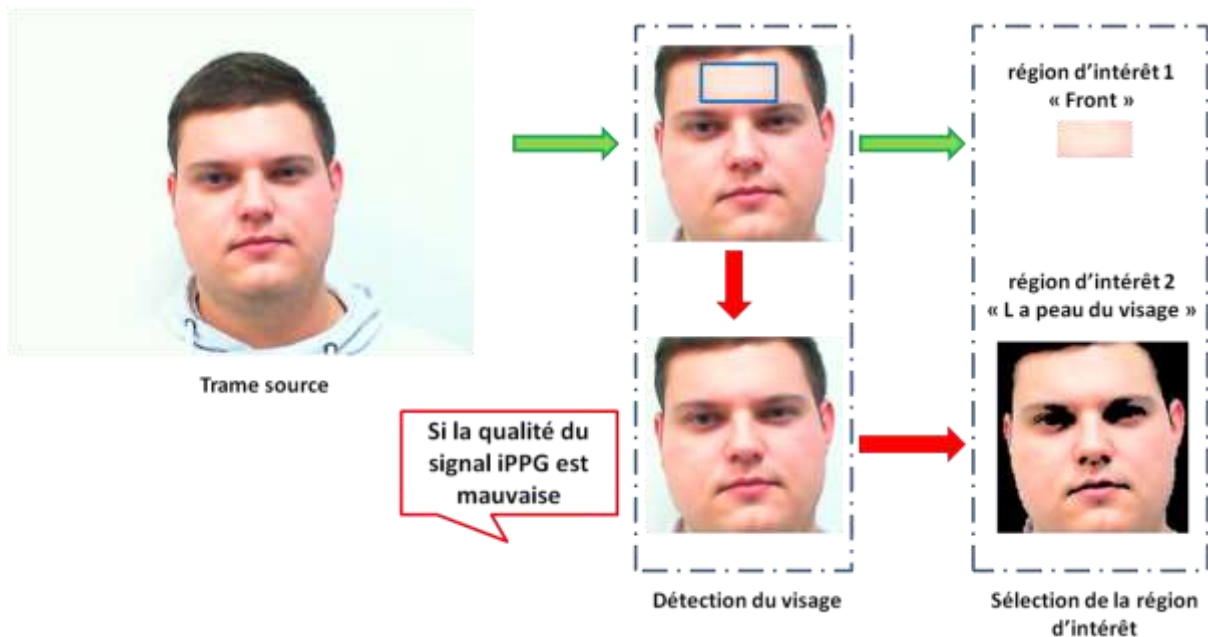


Figure III-3-5: La méthode de sélection des deux différentes ROIs. L'algorithme permet l'extraction le signal iPPG en premier temps en sélectionnant le front (le chemin en flèches vertes), si ce signal n'est pas détectable ou de mauvaise qualité l'algorithme reprend la mesure sur le visage en entier (le chemin en flèches rouges).

### III-3-3 Changement de l'espace couleur RGB vers l'espace CIE L\*u\*v\*

Le principe de l'imagerie photopléthysmographique consiste à observer les variations de la couleur de la peau du visage pour en extraire les fluctuations périodiques du volume sanguin, délivrant ainsi un signal proche de l'onde de pouls. L'hémoglobine est la molécule qui donne au sang sa couleur rouge. Il est prouvé que l'hémoglobine sanguin a une meilleure absorption lumineuse des longueurs d'onde comprises entre 540 nm et 577 nm correspondant respectivement aux deux couleurs verte et jaune [117]. Donc pour cibler uniquement les variations du volume sanguin permettant l'extraction du iPPG, il est indispensable d'observer une composante colorimétrique avec des indexes de couleur compris entre le jaune et le vert.

L'espace couleur CIE L\*u\*v\* utilisé dans cette approche [115], a été initialement proposé dans le domaine de l'imagerie photopléthysmographique par Bousefsaf et al. [15]. La commission internationale de l'éclairage (CIE) définit l'espace CIE L\*u\*v\* comme un modèle de caractérisation des écrans permettant une représentation uniforme par rapport à la perception des

## Mesure de la fréquence cardiaque, la fréquence respiratoire III et la variabilité cardiaque

couleurs par l'œil humain. Les écarts entre les couleurs de cet espace sont similaires à ceux perçus par la vision humaine.

L'espace CIE  $L^*u^*v^*$  est constitué de trois composantes : la composante  $L^*$  correspond à la luminance et les deux composantes,  $u^*$  et  $v^*$  caractérisent la chrominance. La composante  $u^*$  représente les indexes de couleur compris entre le rouge et le vert et la composante  $v^*$  ceux entre le jaune et le bleu pour  $v^*$  (Figure III-3-6). L'information photopléthysmographique est perceptible en observant la composante  $u^*$  [15], [115]. Le passage de l'espace colorimétrique CIE  $L^*u^*v^*$  se fait par le biais de l'espace CIE XYZ qui est lui-même dérivé de l'espace couleur natif RGB [118]. Les composantes  $L^*$ ,  $u^*$  et  $v^*$  sont calculées à travers l'espace couleur CIEXYZ selon les équations suivantes :

$$L^* = \begin{cases} \left(\frac{29}{3}\right)^3 \left(\frac{Y}{Y_n}\right) & , \quad \frac{Y}{Y_n} \leq (6/29)^3 \\ 116 \left(\frac{Y}{Y_n}\right)^{1/3} - 16, & \frac{Y}{Y_n} > (6/29)^3 \end{cases} \quad (\text{III-3-6})$$

$$u^* = 13L^* \cdot (u' - v'_n) \quad (\text{III-3-7})$$

$$v^* = 13L^* \cdot (v' - u'_n) \quad (\text{III-3-8})$$

Les valeurs  $u'_n$  et  $v'_n$  sont les coordonnées ( $u'$ ,  $v'$ ) de chromaticité pour un "objet blanc spécifié", qui peut être appelé point blanc [118],  $Y_n$  est sa luminance. Il est défini par la CIE :  $Y_n = 1.0$ ,  $u'_n = 0.197939$  et  $v'_n = 0.468311$ . Les équations pour  $u'$  et  $v'$  sont données ci-dessous [118] :

$$u' = \frac{4X}{X + 15Y + 3Z} \quad (\text{III-3-9})$$

$$v' = \frac{9Y}{X + 15Y + 3Z} \quad (\text{III-3-10})$$

Les composantes de l'espace colorimétrique CIE XYZ sont calculées à partir de l'espace colorimétrique RGB selon les formules suivantes [64] :

$$\begin{bmatrix} X \\ Y \\ Z \end{bmatrix} = \begin{bmatrix} 0.412453 & 0.357580 & 0.180423 \\ 0.212671 & 0.715160 & 0.072169 \\ 0.019334 & 0.119193 & 0.950227 \end{bmatrix} \cdot \begin{bmatrix} R \\ G \\ B \end{bmatrix} \quad (\text{III-3-11})$$

# Mesure de la fréquence cardiaque, la fréquence respiratoire III et la variabilité cardiaque

Il est nécessaire de changer l'espace colorimétrique des images RGB (contenant que la ROI) à l'espace colorimétrique CIE LUV afin de cibler que les longueurs d'onde (couleurs) absorbées par l'hémoglobine. Cela réduira l'effet des fluctuations lumineuses et les artéfacts des mouvements du sujet.

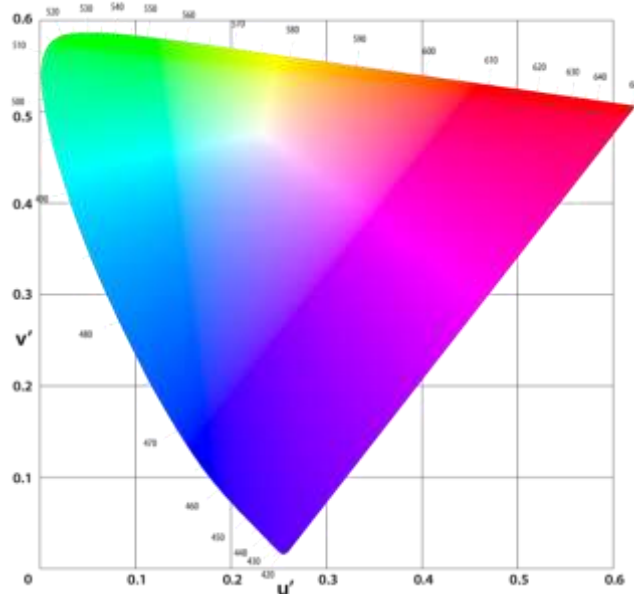


Figure III-3-6 : Représentation des chrominances u\* et v\* de l'espace de couleur CIE L\*u\*v\*.

## III-3-4 Moyenne spatiale et extraction du signal iPPG

Une moyenne spatiale (MS) des intensités des pixels permet de transformer une séquence des images faciales en un signal iPPG brut. Cette étape est commune pour les deux approches proposées. Après le changement de l'espace couleurs des images de la ROI (composante u\* des images de la ROI), les intensités de pixels de chaque image résultante sont moyennées. Cette moyenne spatiale transforme toutes les intensités de pixels d'une image en un scalaire à l'instar d'une moyenne classique. Seules les intensités lumineuses des pixels différents de 0 sont prises en compte (voir équation (III-3-12)). Une succession de n trames génère un signal iPPG brut de n points (Figure III-3-7) [115], [119].

$$MS = \frac{\sum_{i=1}^N PI_i \neq 0}{N} \tag{III-3-12}$$

- N : le nombre total des intensités des pixels.

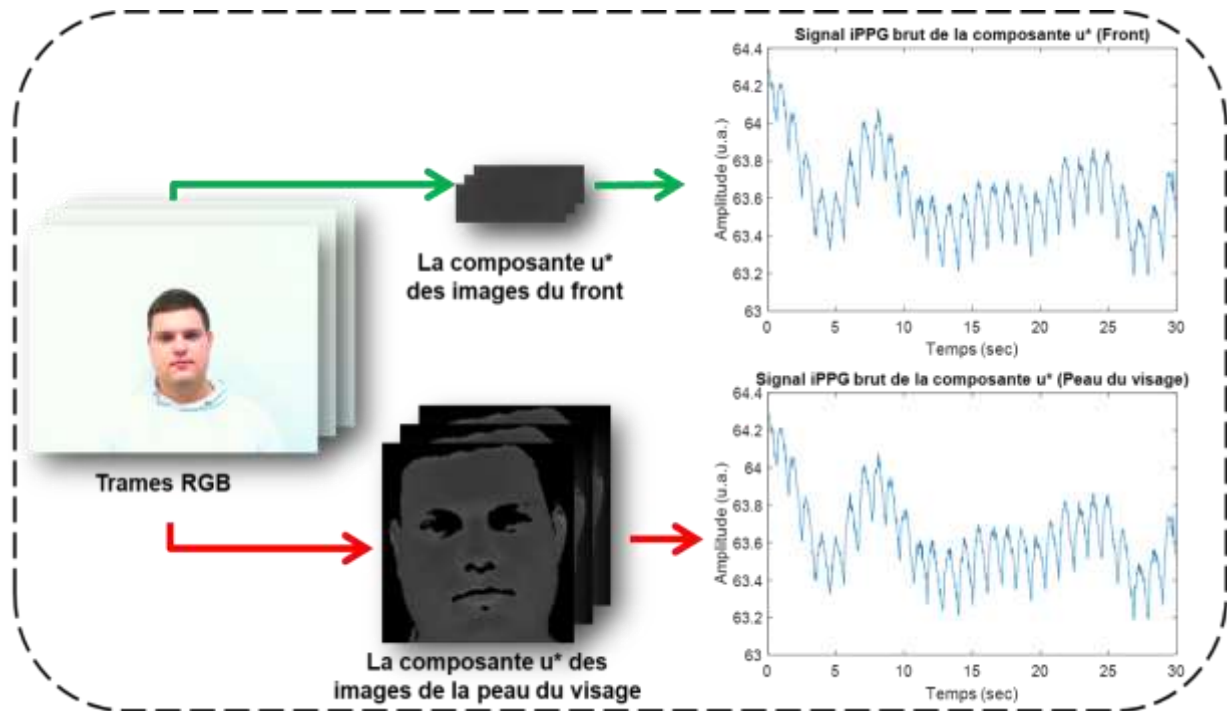


Figure III-3-7 : Exemple des signaux photopléthysmographiques sans contact (iPPG). Les signaux iPPGs sont extraits à partir de la composante  $u^*$  (de l'espace couleur CIE  $L^*u^*v^*$ ) des images des ROIs (utilisant des images obtenues à partir d'une webcam) et comme décrit dans cette méthode : les flèches vertes indiquent une mesure à partir du front, les flèches rouges indiquent la mesure alternative à partir du visage en entier (si le iPPG du front n'est pas de bonne qualité).

### III-3-5 Prétraitement du signal iPPG et extraction de la composante pulsatile (AC)

Tout comme les signaux PPG de contact, les signaux iPPG bruts (Figure III-3-7) possèdent des composantes hautes et basses fréquences. Comme cité auparavant les tendances basses fréquences (composante DC) sont principalement liées à la respiration et l'intensité de lumière éclairant le visage. Les fluctuations de haute fréquence peuvent être liées à plusieurs facteurs principalement aux pulsations cardiaques (composante AC) et certain bruit provenant de la camera (efficacité quantique), mouvement volontaire et involontaire du sujet ou les fluctuations lumière dues à la fréquence de la tension d'alimentation.

Pour extraire l'ensemble des informations d'intérêts contenus dans le signal iPPG, il est nécessaire de supprimer les variations basses fréquences et les bruits qui affectent la composante AC représentant la pulsation cardiaque (information d'intérêt) [64], [120]. Ces fluctuations



# Mesure de la fréquence cardiaque, la fréquence respiratoire III et la variabilité cardiaque

entraînent généralement des composantes fréquentielles qui peuvent affecter le calcul des paramètres fréquentiels ou temporels.

Un prétraitement du signal iPPG brut est indispensable avant son exploitation. Cette phase est commune dans les deux approches proposées et est constituée de trois étapes :

## III-3-5-1 Interpolation

La fréquence d'échantillonnage du signal iPPG brut est exactement la fréquence des images enregistrées par seconde fournie par la caméra. Compte tenu qu'un point du signal brut correspond à la moyenne des intensités des pixels d'une image faciale. La webcam utilisée dans ce travail fournit un signal échantillonné à 30Hz. Cette fréquence d'échantillonnage est légèrement irrégulière car elle dépend des performances de la webcam elle-même et celles de l'ordinateur.

Une interpolation par des splines cubique d'Hermite (de l'anglais *Piecewise Cubic Hermite Interpolating Polynomial* ou PCHIP) [121] sur 256 Hz est appliquée sur le signal iPPG brut (Figure III-3-7). Cette opération permet de rendre la fréquence d'échantillonnage du signal brut plus régulière (Figure III-3-8) et augmente le nombre de points qui le composent. Par conséquent cela augmente énormément la précision dans toutes les opérations suivantes du traitement du signal dépendant de la fréquence d'échantillonnage, comme la détection des pics, les filtrages et les analyses fréquentielles[119].

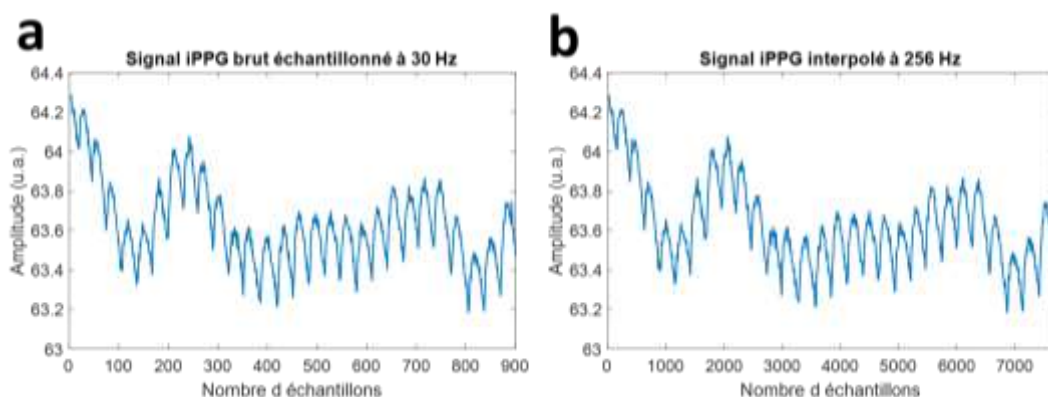


Figure III-3-8 : Interpolation du signal iPPG brut. (a) signal iPPG brut de la webcam enregistrée à 30 Hz. (b) signal iPPG inversé et rééchantillonné à 256 Hz. Cette opération permet d'avoir une fréquence d'échantillonnage régulière et d'augmenter la précision dans la détection des points.

# Mesure de la fréquence cardiaque, la fréquence respiratoire et la variabilité cardiaque III

## III-3-5-2 Suppression des tendances basse fréquence (de l'anglais *Detrending*)

Comme mentionné avant, Il est nécessaire de supprimer les variations de basse fréquence (BF) qui affectent la composante AC reflétant l'activité cardiaque. Une méthode avancée de « *detrending* » initialement proposée par Tarvainen et al [120] a été utilisée pour supprimer ces variations (Figure III-3-9). Elle fonctionne comme un filtre passe-haut à réponse impulsionnelle variable dans le temps[119].

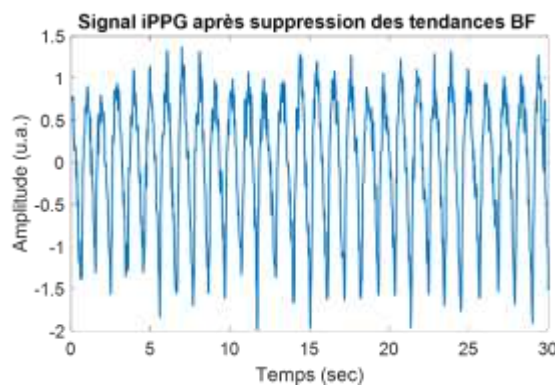


Figure III-3-9 : Suppression des variations basse fréquence (BF) du signal iPPG.

## III-3-5-3 Filtrage

Le signal iPPG brut est bruité, un filtrage est donc nécessaire. La composante AC du signal iPPG est directement modulé par les pulsations du volume sanguin. Cela peut être traduit par une représentation fréquentielle ou toute l'information utile est contenue dans la bande passante [0,7 4] Hz correspondante à un rythme cardiaque de 42 à 240 battements par minute (bpm) [25]. Après la suppression des variations BF, une méthode de filtrage est proposée pour limiter donc toutes perturbations dans les signaux. Elle est réalisée en deux étapes successives. En première étape, le signal est filtré par une transformation en ondelette continue (CWT, voir Figure III-3-10) afin d'isoler sa composante AC et bien conserver sa forme d'onde d'origine [15], [122]. L'ondelette bump choisi d'une manière empirique a été utilisée en définissant une bande passante du filtre à [0,7 ,4] Hz. Cela permet d'éliminer : le bruit haute fréquence, le reste des variations BF et la composante continue du signal iPPG[115], [119].

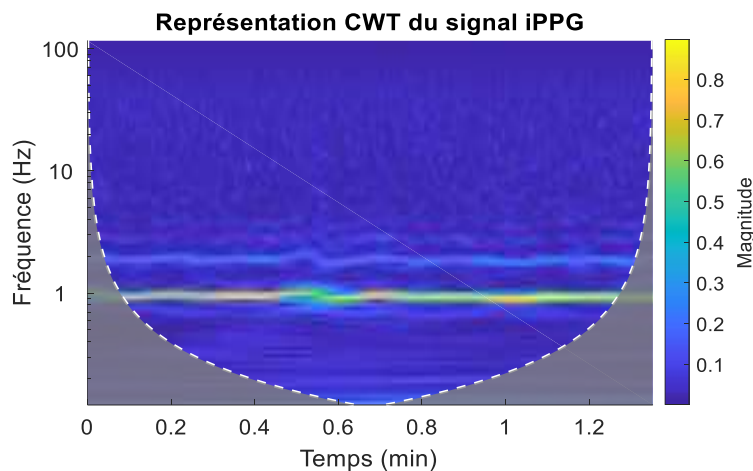


Figure III-3-10 : Représentation de la transformée en ondelettes continue (CWT) du signal iPPG après la suppression des variations basse fréquence. Le maximum d'énergie est autour de 1 Hz, cette bande fréquentielle correspond aux variations de la fréquence cardiaque représentée par la composante AC du signal iPPG.

Ce filtrage est généralement insuffisant car il ne s'adapte pas aux variations de la fréquence cardiaque qui évolue dans le temps. Pour cela, un filtre Butterworth à fenêtre glissante d'un pas d'une seconde a été conçu (deuxième étape de filtrage), où ses fréquences de coupure sont sélectionnées d'une manière adaptative. Cette sélection est basée sur le calcul de la densité spectrale de puissance (DSP) d'une fenêtre du signal filtré (dans la bande [0,7 ,4] Hz) de cinq secondes (taux d'échantillonnage  $\times$  5). Ensuite, le pic de la fréquence de DSP maximale générée est détecté (Figure III-3-11). Il correspond à la fréquence cardiaque moyenne (FCm). La bande passante du filtre dans cette portion du signal est donc fixée à [FCm-1 FCm+1] Hz. Les fréquences de  $\pm$  1Hz ajoutées à la FCm ont été calculées en tenant compte que la fréquence cardiaque ne peut pas dépasser plus de  $\pm$  15 bpm entre deux battements cardiaques successifs, comme reporté dans [123]. Cette bande passante dans chaque segment du signal est bornée dans l'intervalle des variations fréquentielles physiologiques acceptables ([0,7 ,4] Hz). Dans le cas où la valeur FCm  $\pm$  1Hz est supérieure à 4 Hz cette valeur reste 4 Hz, et si elle est inférieure à 0.7 Hz elle reste 0.7 Hz. A titre d'exemple, si dans un segment (5 secondes) du signal, FCm est égale à 1 Hz (60 bpm), la bande passante sera [0,7 FCm+1] ou encore si FCm est égale à 3.5 Hz (210 bpm), la bande passante sera donc [FCm-1 4]. Le signal filtré est représenté dans la Figure III-3-11-d ci-dessous[115].

# Mesure de la fréquence cardiaque, la fréquence respiratoire III et la variabilité cardiaque

## III-3-5-4 Détection des vallées des signaux iPPG et PPG de contact

La détection des vallées du signal PPG est une opération indispensable pour le calcul du rythme cardiaque ou l'analyse du signal onde par onde. Dans les deux approches proposées la fonction *findpeaks* préprogrammée sous MATLAB (The MathWorks, Inc.) a été utilisée pour localiser les minimums locaux des signaux iPPG et PPG de contact (cPPG) considéré comme référence (Figure III-3-11-a). Les paramètres de cette fonction ont été fixés afin que l'algorithme ne puisse détecter que les vallées espacées d'une distance physiologiquement cohérente [119].

Le capteur PPG approuvé de contact utilisé dans cette approche délivre un signal prêt à être exploité, échantillonné à 256 Hz. Cependant pour éviter tout problèmes de qualité du signal liée aux artefacts de mouvement ou autres, le signal a été filtré dans la bande fréquentielle [0.7, 4] Hz correspondante a la plage des variations conventionnelles du signal PPG [25].

Pour tout le reste des étapes les signaux PPG de références en contact (dénommés cPPG) ainsi que ceux calculés à partir des images (dénommés iPPG) suivent le même processus d'analyse.

Les deux représentations fréquentielle (Figure III-3-11-e et Figure III-3-11-f) correspondent à la transformée de Fourier d'un enregistrement des deux signaux cPPG et iPPG simultanément pour une durée de 30 secondes. Les signaux cPPG et iPPG montrent une grande ressemblance [115]. Le pic maximal de la DSP (densité spectrale de puissance) correspond à la fréquence cardiaque moyenne (FCm) qui est environ 1Hz. De plus, dans le domaine temporel, la représentation des signaux sur la même figure (Figure III-3-12-a) confirme les ressemblances constatées dans le domaine fréquentiel (Figure III-3-11-e et Figure III-3-11-f). Il est à noter que le déphasage entre les deux signaux est supprimé. Ce dernier est lié à la différence du temps d'arrivée de l'onde de pouls sur le site de mesure (*PTT : Pulse Transit Time* en anglais) et le petit délai entre le lancement des deux logiciels permettant la mesure du iPPG et du PGG. Les bonnes performances du prétraitement du signal iPPG proposé, ont permis une détection précise des vallées qui conduit donc à une mesure très précise du rythme cardiaque et sa variabilité ainsi qu'une séparation optimale des ondes du signal. Ceci va être discuté dans ce qui suit.

# Mesure de la fréquence cardiaque, la fréquence respiratoire et la variabilité cardiaque

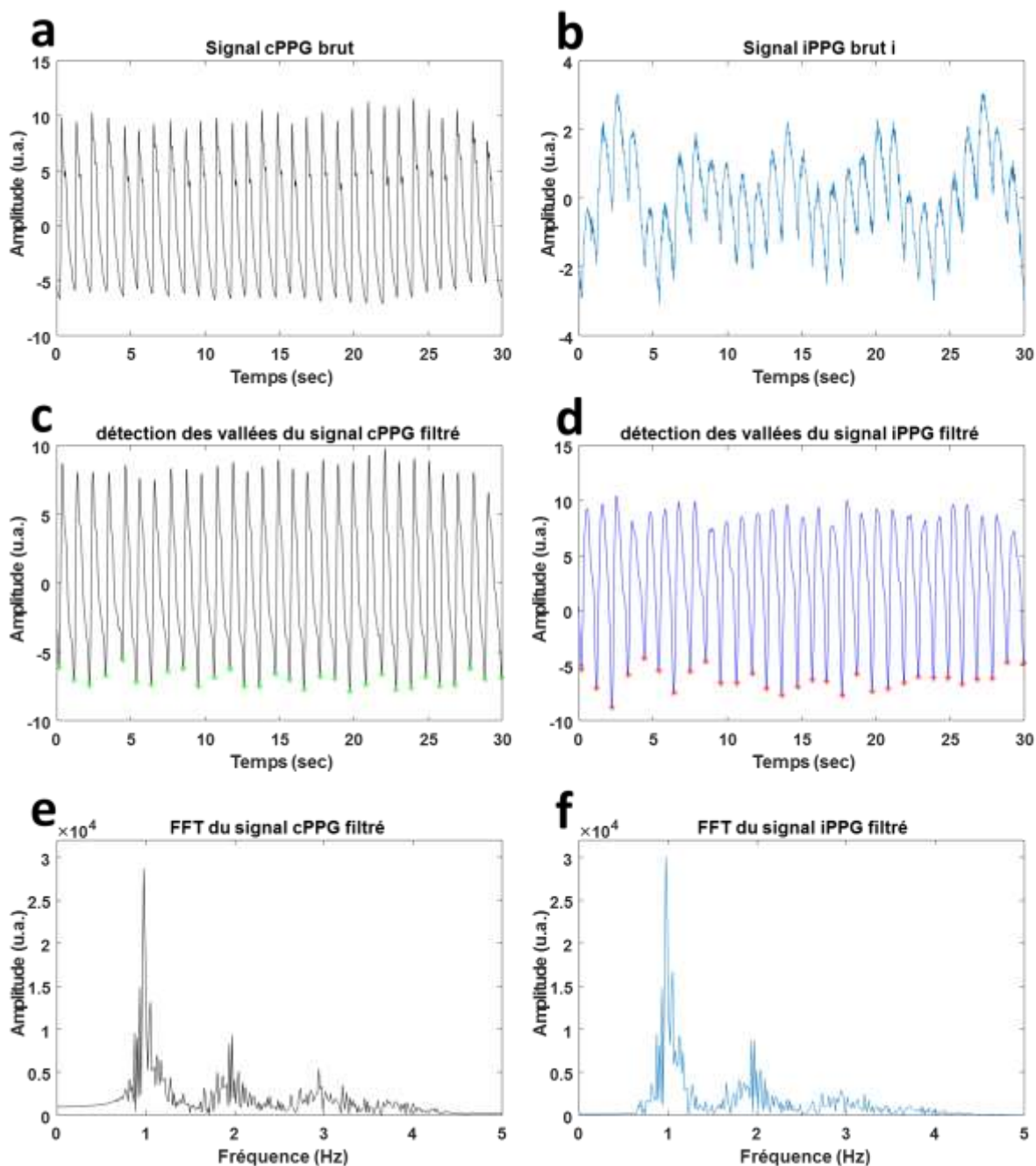


Figure III-3-11 : Du signal brut à la détection des vallées. (a) et (b) Les signaux PPG de contact (cPPG) de l'index et iPPG bruts respectivement. (c) et (d) signaux résultants après suppression des variations basse fréquence (BF) et filtrage adaptatif. Les vallées sont détectées dans chacun des signaux cPPG et iPPG. (e) et (f) les représentations fréquentielles de chaque signal calculé par la transformée de Fourier rapide (FFT).

# Mesure de la fréquence cardiaque, la fréquence respiratoire et la variabilité cardiaque III

## III-3-6 Mesure sans contact de la fréquence cardiaque

La fréquence cardiaque (FC) est le nombre de battements du cœur ou plus précisément le nombre de contractions ventriculaires par unité de temps (généralement par minute). La fréquence cardiaque peut varier en fonction des besoins physique du corps, y compris la nécessité d'absorber l'oxygène et d'excréter du dioxyde de carbone. Elle peut être trop rapide (tachycardie) ou trop lente (bradycardie). Ainsi qu'elle est généralement égale ou proche de l'impulsion mesurée en tout point périphérique. Les activités qui peuvent provoquer des changements de FC comprennent l'exercice physique, le sommeil, l'anxiété, le stress, la maladie et l'ingestion de médicaments.

La mesure du FC est l'un des gestes les plus pratiqués en milieux clinique et hospitalier. Comme cité précédemment elle est utilisée dans de nombreux champs d'application, allant des services d'urgence jusqu'aux sciences du sport, où la fréquence cardiaque est surveillée pendant un effort physique intense. Elle constitue un indicateur crucial qui peut nous renseigner sur le bien-être physique ou psychologique d'une personne.

La fréquence cardiaque instantanée ( $FC_i$ ) est déterminée en détectant d'abord les vallées successives (ceux-ci correspondent aux cycles cardiaques) tout au long du signal iPPG filtré (Figure III-3-11-d), puis en mesurant les durées successives entre elles. Ces durées temporelles sont abrégées par *IBI* dans ce manuscrit (dénomination anglaise d'*InterBeat Interval*). Cette abréviation est très fréquemment utilisée dans la littérature scientifique. Le temps d'un cycle cardiaque complet (distance IBI) est transformé pour être exprimé en battements par minute bpm (Figure III-3-12) en utilisant l'équation ci-dessous [115].

$$FC_i = \frac{60}{\text{Batt}_{i+1} - \text{batt}_i} \quad (\text{III-3-13})$$

Le dénominateur de cette équation correspond à la durée de temps entre deux battements successifs.  $FC_i$  est la fréquence cardiaque instantanée en battements par minute d'un cycle complet.

# Mesure de la fréquence cardiaque, la fréquence respiratoire et la variabilité cardiaque

## III

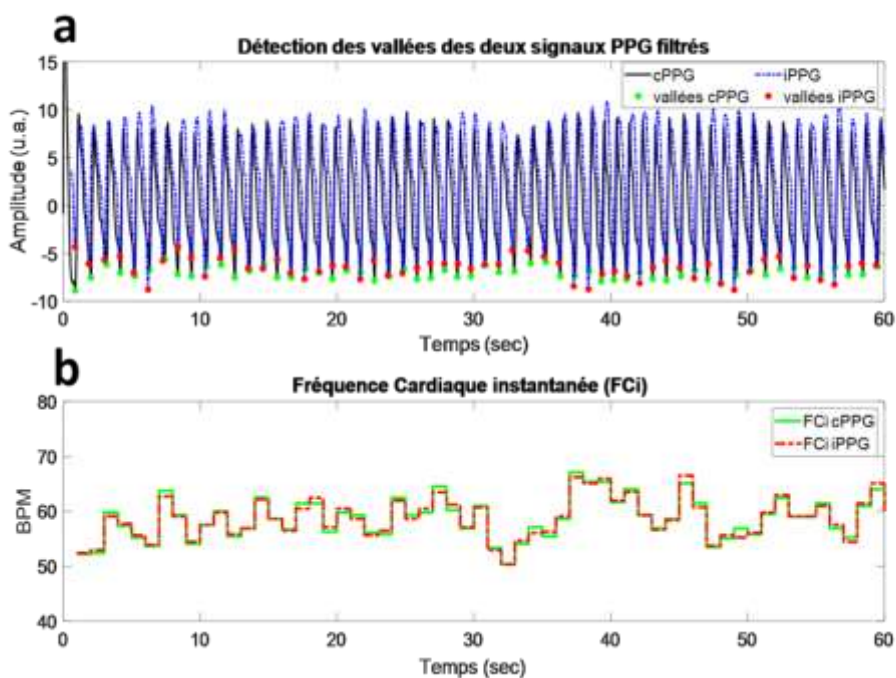


Figure III-3-12 : La mesure de la fréquence cardiaque instantanée. Le tracé vert est la FCi mesurée à partir du signal cPPG (enregistré par un capteur de contact). Le tracé rouge discontinu correspond à la FCi mesurée à partir du signal iPPG extrait à partir d'images du visage enregistré via une caméra.

Les variations du rythme cardiaque instantané sont représentées en escaliers sur la Figure III-3-12-b. Le tracé vert représente la fréquence cardiaque instantanée mesurée à l'aide d'un capteur de contact considéré comme référence et le tracé rouge correspond à la FCi mesurée par la caméra. Il est clairement observable que les deux tracés sont quasiment superposés. Cela prouve la haute fiabilité et la grande précision de la mesure sans contact de la fréquence cardiaque par la caméra.

Dans le cas où le front n'est pas suffisamment vascularisé, un mouvement important du visage ou encore une variation drastique des conditions lumineuses, une distorsion sur le signal iPPG brut est provoquée en conduisant par conséquent à des valeurs aberrantes de FCi. Pour cela un algorithme de correction du FCi a été développé afin de limiter l'effet de ces valeurs aberrantes. L'algorithme proposé vérifie que la fréquence cardiaque moyenne (FCm) appartient à l'intervalle [0.7 4] Hz (plage de variation de la fréquence cardiaque). Si FCm n'appartient pas à cette plage, dans la première mesure sur le front (chemin en flèche vertes dans Figure III-3-5) l'algorithme reprend la mesure sur le visage en entier (mais sur la même séquence d'image source). Si la FCm de cette dernière n'appartient pas à cette plage, l'algorithme demande à l'utilisateur de répéter

## Mesure de la fréquence cardiaque, la fréquence respiratoire III et la variabilité cardiaque

l'enregistrement des images. Sinon, l'algorithme commence à vérifier chaque valeur de FCi en la comparant par ses trois valeurs de FCi en amont et les trois en aval tout en respectant la règle que le rythme cardiaque ne dépasse pas  $\pm 15$  bpm entre deux battements successifs [123]. Si cette condition n'est pas vérifiée dans une des comparaisons, la valeur en question est directement remplacée par la FCm. A noter que si les valeurs remplacées dépassent 20% du total des valeurs calculées l'algorithme reprend la mesure sur le visage en entier (mais sur la même séquence d'image source) sinon il répète de nouveau l'enregistrement d'images.

### III-3-7 Variabilité de la fréquence cardiaque

La variation naturelle de la fréquence cardiaque d'un battement à un autre est conventionnellement nommée variabilité de la fréquence cardiaque (VFC) [124]. Dans la littérature scientifique, de nombreuses études ont été menées sur l'analyse de la VFC. Cette dernière est devenue actuellement un outil de diagnostic de plus en plus important en cardiologie pour l'évaluation des risques et la détection de plusieurs maladies cardiovasculaires [125]. En psychologie, la VFC permet la détection du stress mental [111], l'anxiété et la dépression [126]. Elle est aussi utilisée dans plusieurs autres domaines que la médecine comme le sport [127] et l'automobile (détection du sommeil du chauffeur) [128] ...etc.

Les méthodes proposées dans la littérature pour analyser la VFC sont catégorisées selon le type : temporel, statistique, géométrique et fréquentiel. Dans ce travail nous nous sommes focalisés sur l'analyse temporelle et statistique. Cette analyse est plus appropriée dans notre cas, compte tenu que certaines de ses caractéristiques permettent d'estimer la VFC pour des enregistrements court d'environ 1min.

Dans le domaine temporel, plusieurs paramètres peuvent être calculés, comme la fréquence cardiaque moyenne, la différence entre la fréquence la plus élevée et celle la plus basse ou encore les variations de rythmes entre le jour et la nuit. Les enregistrements de la fréquence cardiaque instantanée sur une longue durée peuvent être analysés statistiquement. Ces statistiques peuvent fournir des informations très intéressantes [129] [130]. L'étude statistique est généralement réalisée sur des portions du signal cardiaque d'au minimum 5min [131]. Cependant il a été prouvé que cette étude peut aussi être réalisée sur des signaux très court [132]. Les trois paramètres pertinents qui peuvent être extraits de cette étude sont les suivants :



## Mesure de la fréquence cardiaque, la fréquence respiratoire III et la variabilité cardiaque

L'écart-type  $\sigma$  (la racine carrée de la variance comme présenté dans l'équation III-2-14 ci-dessous ) donne des informations sur les composantes cycliques du signal de basses et hautes fréquences. Les portions du signal analysées et comparées doivent être identiques car l'augmentation de la durée de la portion du signal analysée tend à augmenter la valeur de la variance. Il est donc recommandé par la société européenne de cardiologie et la *Société nord-américaine de stimulation et d'électrophysiologie* d'analyser des segments d'environ 5 minutes [64], [124].

$$\sigma = \sqrt{\frac{1}{N} \sum_{i=1}^N (FC_i - \overline{FC})^2} \quad (\text{III-3-14})$$

Ou N est le nombre total de fréquences cardiaques instantanées mesurées dans la portion du signal analysée. FC<sub>i</sub> est la ième fréquence cardiaque calculée dans cette série.  $\overline{FC}$  est la moyenne arithmétique de toutes les fréquences cardiaques instantanées du segment analysé.

Pour une estimation de la variabilité du signal sur le plus long terme, l'écart-type  $\sigma_\mu$  (voir équation III-2-15 ci-dessous) entre la moyenne des fréquences cardiaques d'un segment et l'ensemble de l'enregistrement a été utilisée. Généralement, chaque portion du signal d'une durée de 5 minutes est comparée à la durée complète d'enregistrement [64].

$$\sigma_\mu = \sqrt{\frac{1}{N} \sum_{i=1}^N (\overline{FC}_i - \overline{\overline{FC}})^2} \quad (\text{III-3-15})$$

Ou N est le nombre de fréquences cardiaques dans la portion considérée du signal (Elle peut être une portion du signal de 5 min extraite d'un enregistrement de 1 ou 2 heures par exemple).  $\overline{FC}_i$  Correspond à la moyenne des fréquences cardiaques d'un segment de 5 min.  $\overline{\overline{FC}}$  est la moyenne arithmétique des moyennes des fréquences dans les différents segments de l'enregistrement (généralement, une portion du signal de 5 min).

Les paramètres statistiques cités en haut nécessitent des enregistrements de longue durée. En effet la plupart des études sur la variabilité cardiaque sont focalisés sur son estimation à court terme. La racine carrée des différences au carré entre deux fréquences cardiaques instantanées

## Mesure de la fréquence cardiaque, la fréquence respiratoire III et la variabilité cardiaque

successives peut donc être utilisée pour l'estimation de la variabilité sur le court terme [133]. Sa dénomination anglaise est *Root Mean Square of Successive Differences* abrégée comme *RMSSD*. Ce paramètre fournit une image sur la composante haute fréquence (tonus vagal) de la variabilité cardiaque. Le tonus vagal une composante fondamentale du versant parasympathique du système nerveux autonome. Un bon tonus vagal est généralement associé à une bonne santé générale[134]. Le RMSSD est calculé par l'équation ci-dessous.

$$\text{RMSSD} = \sqrt{\frac{1}{N-1} \sum_{i=2}^N (\text{FC}_i - \text{FC}_{i-1})^2} \quad (\text{III-3-16})$$

Où N est le nombre de fréquences cardiaques de portion considérée.  $(\text{FC}_i - \text{FC}_{i-1})$  est la différence entre chaque deux fréquences cardiaques instantanées successives.

Des informations supplémentaires sur la distribution des fréquences cardiaques peuvent aussi être extraites à travers d'autres paramètres comme le coefficient d'asymétrie-étirement (*Skewness* en anglais) ou d'aplatissement (*Kurtosis en anglais*) [130].

La mesure de la variabilité cardiaque à court terme est plus pratique car elle permet une mesure fiable et dans une durée de temps raisonnable. Il est à noter, que ce soit pour le PPG avec ou sans contact, l'utilisateur doit impérativement réduire ses mouvements pour obtenir une bonne mesure. Cela n'est pas toujours possible et surtout pour un enregistrement de plusieurs heures. Dans notre approche, la RMSSD est utilisée comme une caractéristique de la variabilité cardiaque [127]. Elle Permet un aperçu global sur l'état de santé d'un individu et d'identifier les patients à haut risque. C'est en effet le paramètre le plus adapté avec nos enregistrements de courte durée qui varient entre 1min et 5min. Malgré que la RMSSD nécessite conventionnellement une durée d'enregistrement minimum de 5 min[131], les chercheurs ont proposé des périodes ultra-court de 10 s [135], 30 s [136] et 60 s [132].

### III-3-8 Mesure sans contact de la fréquence Respiratoire

La fréquence respiratoire (FR) est aussi un signe vital important au même titre que la fréquence cardiaque ou la pression artérielle. Elle correspond au nombre de cycles respiratoires (inspiration et expiration font un cycle complet) par unité de temps (CPM). Une anomalie du rythme respiratoire peut généralement être un signe avant-coureur d'une

## Mesure de la fréquence cardiaque, la fréquence respiratoire et la variabilité cardiaque III

insuffisance respiratoire, d'une dépression respiratoire ou une adaptation physiologique de l'organisme face à une situation donnée, par exemple une émotion vive ou un exercice physique.

Récemment, plusieurs travaux scientifiques ont étudié la faisabilité de la mesure de la FR d'une manière sans contact. Les résultats de ces études montrent que la fréquence respiratoire est tout à fait mesurable directement à partir du signal iPPG enregistré par une caméra [17], [77], [137] ou indirectement le biais du rythme cardiaque instantané [15], [62] à travers l'arythmie sinusale respiratoire Figure III-3-13.

L'arythmie sinusale respiratoire entraîne des variations de la fréquence cardiaque dans le temps. La fréquence cardiaque instantanée augmente légèrement pendant l'inspiration et diminue lors de l'expiration. L'arythmie sinusale respiratoire est contrôlée par le tonus parasympathique du système nerveux autonome.

Dans cette étude nous avons mesuré la fréquence respiratoire à travers les variations induites par arythmie sinusale respiratoire. Pour extraire la fréquence respiratoire instantanée (FR<sub>i</sub>), le signal correspondant aux variations du rythme cardiaque instantanée a été en premier temps interpolé à 256 Hz par des splines cubique d'hermite (de l'anglais *Piecewise Cubic Hermite Interpolating Polynomial* ou *PCHIP*) [121]. Le signal résultant a été ensuite filtré dans la bande fréquentielle [0.15 et 0.4] Hz. Cette bande correspond aux fréquences physiologiques possibles de la respiration chez un être humain et qui sont entre 9 et 24 respirations par minute [64]. Ce filtrage est réalisé par un simple filtre passe bande de Butterworth du 3<sup>ème</sup> ordre. Les vallées du signal résultant sont par la suite détectées (Figure III-3-13) par la fonction `findpeaks` disponible dans le toolbox de Matlab, afin de mesurer les durées entre chaque deux cycles successifs. La fréquence respiratoire instantanée est calculée selon la formule ci-dessous:

$$FR_i = \frac{60}{dt_{i+1} - dt_i} \quad (III-3-17)$$

Le dénominateur de cette équation correspond à la durée de temps entre deux chaque cycle respiratoire successif. FR<sub>i</sub> est la fréquence respiratoire instantanée en cycle par minute (CPM).

Les variations du rythme respiratoire instantané sont représentées en escaliers sur la Figure III-3-13-b Le tracé vert représente la mesure référence par le capteur PPG de contact et le tracé rouge correspond à la mesure par la caméra. Visuellement, les deux signaux de respiration sont

# Mesure de la fréquence cardiaque, la fréquence respiratoire III et la variabilité cardiaque

identiques (Figure III-3-13-a) ; leurs morphologies sont similaires et évoluent de la même manière. Les tracés de la FCI sont quasiment superposés montrant la fiabilité et précision de la mesure. Cela confirme que la fréquence respiratoire est tout à fait mesurable par caméra.

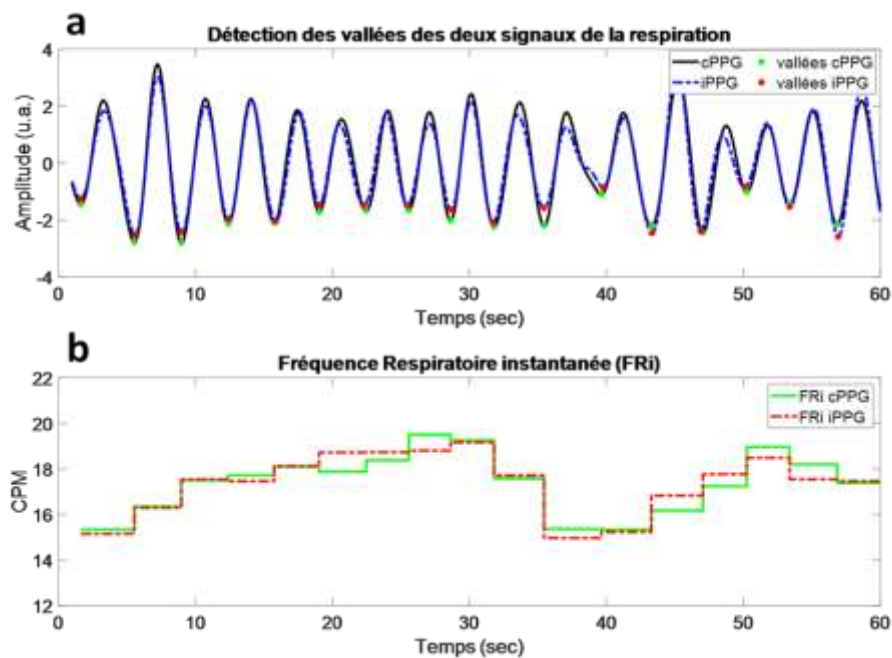


Figure III-3-13 : Détection des vallées du signal de la respiration et le monitoring de la fréquence cardiaque.

## III-4 Résumé de la première approche

L'objectif principal de cette approche est le développement d'une technique de mesure sans contact de l'activité cardiaque et respiratoire. Cette technique consiste à extraire des paramètres physiologiques à partir d'un enregistrement vidéo couleur issu d'une caméra. Plusieurs méthodes robustes de traitement d'images et du signal sont utilisées pour transformer la séquence d'images de la vidéo en un signal photopléthysmographique. Ce dernier est riche en informations dont fréquence cardiaque et respiratoire ainsi que la variabilité du rythme cardiaque constituent les premiers paramètres physiologiques que nous mesurons avec une grande précision. Dans les paragraphes qui suivent nous résumons les méthodes utilisées (voir Figure III-4-1) dans cette approche.

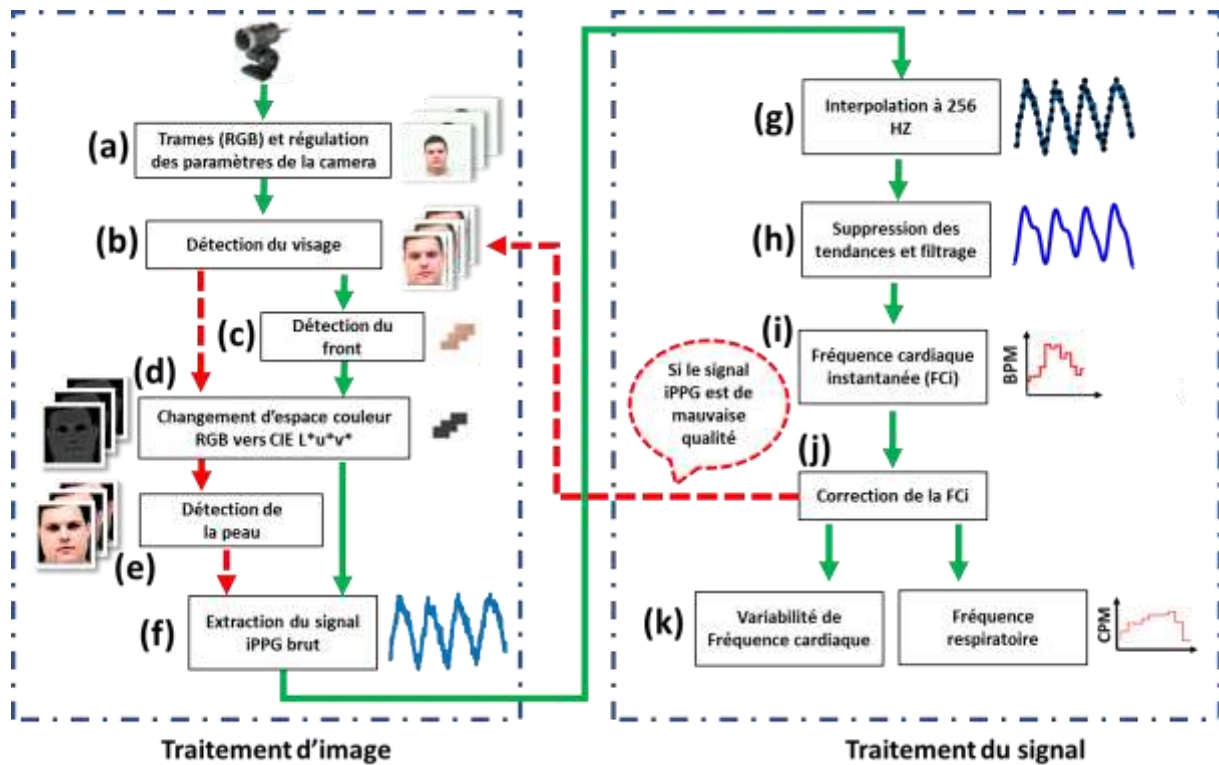


Figure III-4-1 : Vue d'ensemble de l'approche proposée. (a) Réglage des paramètres de la caméra. (b) Détection du visage par la méthode initialement proposée par Viola et Jones. (c) Les pixels du front sont isolés pour chaque image par le suivi des coordonnées des yeux. (d) La conversion de l'espace couleur RGB vers l'espace CIE  $L^*u^*v^*$ , et la sélection de la composante  $u^*$ . (e) L'algorithme utilise le visage en entier dans le cas où le signal iPPG est de mauvaise qualité (flèches rouges en pointillé), la détection de la peau permet de minimiser les artefacts engendrés par les parties en mouvement du visage (yeux et lèvres). (f) Le signal brut est extrait par une moyenne spatiale des pixels appliqué sur la composante  $u^*$  des images de la ROI. Le traitement du signal est effectué par les étapes suivantes : (g) Le signal est interpolé sur 256Hz pour augmenter la précision de la mesure et faciliter le reste des étapes du traitement. (h) Les tendances sont supprimées et le signal est filtré par la transformée en ondelette continue. (i) Mesure de la fréquence cardiaque instantanée pour l'exploiter dans l'extraction du reste des paramètres physiologiques. (j) La correction de la fréquence cardiaque instantanée se fait par une succession de comparaisons avec les valeurs en amont, en aval et la fréquence cardiaque moyenne. (k) Mesure de la fréquence respiratoire et la variabilité cardiaque par le biais de la FCi.

L'algorithme développé en C++ interface la webcam utilisée pour l'enregistrement des images par le biais de la bibliothèque OpenCV [110]. Les paramètres de la webcam tels que le zoom, la luminosité, le contraste et la saturation des couleurs sont contrôlés pour enregistrer directement une séquence des images faciales du sujet avec une fréquence d'images de 30 ips et une résolution de  $640 * 480$  pixels pendant 60 secondes (Figure III-4-1-a). Le front (région

## Mesure de la fréquence cardiaque, la fréquence respiratoire III et la variabilité cardiaque

d'intérêt) est ensuite automatiquement détecté dans trame source. Il est sélectionné en fonction des coordonnées du rectangle de la détection du visage (Figure III-4-1-b) et des distances calculées entre les yeux (Figure III-4-1-c). Le visage est détecté automatiquement dans les images source à l'aide d'un algorithme initialement proposé par Viola et Jones qui utilise une cascade de classificateurs boostés sur chaque trame [78]. Néanmoins, dans le cas où le signal iPPG détecté à partir du front est de mauvaise qualité ou est non détectable, le système répète la mesure en prenant le visage en entier comme ROI [115]. Il est à noter que l'augmentation de la taille de la ROI augmente le temps de calcul. Pour minimiser les artefacts engendrés par le mouvement des lèvres et le clignotement des yeux dans le cas de la sélection du visage en entier comme ROI, une segmentation de la peau est effectuée (Figure III-4-1-d). Cette opération permet de garder que les pixels de la peau qui constitue la source principale de l'information PPG [64]. En outre, afin de cibler les variations de la couleur de la peau reflétant l'information PPG, un changement de l'espace couleur RGB des images de la ROI vers l'espace CIE  $L^*u^*v^*$  est effectué (Figure III-4-1-e). Il a été prouvé que les fluctuations photopléthysmographique sont plus perceptibles en observant la composante  $u^*$  que  $v^*$  ou  $L^*$  [64]. Cela augmente la robustesse de la méthode contre les fluctuations dues aux variations de lumière et aux mouvements du sujet. Le signal iPPG brute est obtenu par une moyenne spatiale des intensités lumineuse des pixels (Figure III-4-1 f) de la composante  $u^*$  des image de la ROI (Figure III-4-1-f). Elle permet de transformer l'ensemble de pixels de chaque image de la ROI en un scalaire. Cette opération est appliquée sur un ensemble de  $n$  trames générant ainsi une succession de  $n$  points (scalaires) formant le signal iPPG brut (Figure III-4-1-g).

Le signal iPPG brut résultant est ensuite interpolé (Figure III-4-1-h) à 256 Hz puis ses variations de basse fréquence sont supprimées pour isoler que sa composante AC. Ensuite il est filtré en utilisant un filtre adaptatif qui modifie ses paramètres de bande passante en fonction des variations de la fréquence cardiaque (Figure III-4-1-i). Cette étape permet d'éliminer le bruit de haute fréquence et préserver la forme d'onde du signal. Cela facilite aussi la détection des points caractéristiques du signal iPPG et augmente la précision de la mesure.

La fréquence cardiaque est par la suite mesurée à partir de la détection des vallées du signal filtré. Les valeurs de la fréquence cardiaque instantanée ( $FC_i$ ) erronées (dues aux artefacts de mouvements ou aux fluctuations de la lumière) sont corrigées à travers une succession de

## Mesure de la fréquence cardiaque, la fréquence respiratoire III et la variabilité cardiaque

comparaisons avec les valeurs de FCi en amont, les valeurs de FCi en aval et la fréquence cardiaque moyenne de la portion du signal analysée (Figure III-4-1-j) [115]. En fin la variabilité de la fréquence cardiaque et la fréquence respiratoire sont mesurées à partir la FCi corrigée ( Figure III-4-1-k).

### III-5 Validation et discussion des résultats :

Des expériences ont été conduites au laboratoire pour évaluer et valider cette méthode proposée. Elles sont effectuées dans des conditions réelles simulant une personne qui utilise son ordinateur. Aucune exigence sur le type d'éclairage est demandée pour réaliser la mesure car la lumière ambiante est suffisante. Cette approche est considérée comme une application destinée à une utilisation pratique.

Dans cette section nous présentons le protocole expérimental et le matériel utilisé dans cette approche pour réaliser notre base de données. Cette dernière est utilisée pour valider notre approche. Les résultats obtenus sont présentés et étudiés pour en sortir à la fin par des conclusions.

#### III-5-1 Matériel et protocole expérimentale

Les expériences ont été menées au laboratoire de recherche LCOMS de l'université de Lorraine –Metz, sur 20 volontaires en bonne santé de sexe, d'âge et de couleur de peau différents. Chaque participant remplit un formulaire de consentement avant le début de chaque expérience. Une fois le participant est installé (Figure III-5-1), l'algorithme développé en C++ sur l'environnement Visual Studio interface la webcam HD (LifeCam Cinema by Microsoft) et prend le contrôle de ses paramètres. Ensuite les images faciales du sujet sont enregistrées sous le format bmp et sans aucune compression. La vitesse nominale d'enregistrement est fixée à 30 images par seconde (ips) pour une résolution de 640 x 480 pixels. Les trois canaux RGB de chaque image sont encodés sur 24 bits par pixel (chaque canal est codé sur 8 bit). La lumière ambiante de la pièce est utilisée comme seule source d'éclairage pour toutes les expériences. Cette dernière est un mélange de la lumière artificielle et la lumière naturelle du jour. Il est important de noter que la balance des blancs et l'exposition ont été fixées durant l'enregistrement des images. Le paramétrage automatique de l'exposition et la balance des blancs régulent en continu les couleurs de chaque trame et génèrent par conséquent des artefacts indésirables dans les signaux iPPG bruts [15]. Un capteur PPG de contact approuvé BVP-Flex/Pro (Thought Technologies Ltd.), est utilisé

## Mesure de la fréquence cardiaque, la fréquence respiratoire et la variabilité cardiaque III

pour enregistrer le signal PPG de l'index à une fréquence d'échantillonnage de 256 Hz (Figure III-5-1). Pour la validation des résultats les deux signaux cPPG et iPPG ont été mesurés simultanément. Les signaux recueillis ont été analysés avec notre programme développé sous MATLAB (The MathWorks, Inc.).

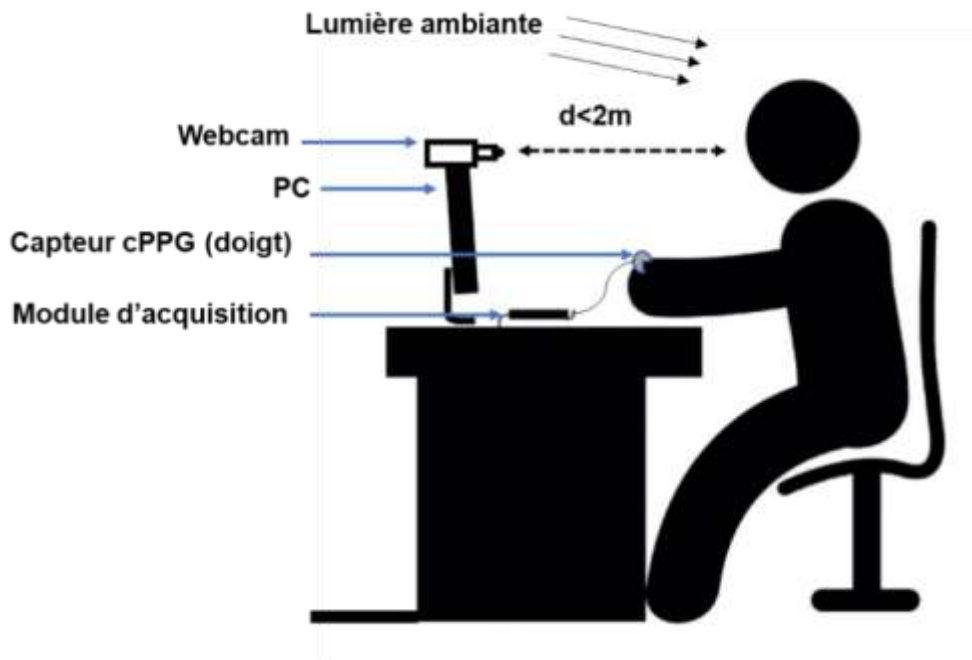


Figure III-5-1 : Protocole expérimental[115].

Avant le démarrage de l'expérience, le participant s'installe sur une chaise située approximativement à une distance d'un mètre de la webcam (Figure III-5-1). Puis, une vidéo couleur faciale du sujet d'environ 1 minute est enregistrée ; simultanément le cPPG est mesuré en plaçant le capteur PPG sur l'index du sujet (Figure III-5-1). La mesure est donc faite au repos simulant un sujet qui travaille sur son ordinateur. Durant la mesure le participant peut se comporter naturellement tout en évitant les mouvements brusques. Toutefois il est demandé de rester toujours en face à la webcam et ne pas tourner sa tête plus que  $45^\circ$  vers les deux côtés gauche ou droit. L'algorithme perd généralement les repères de la détection du visage quand la tête est tournée plus que  $45^\circ$ .

### III-5-2 Résultats et discussion

La base de données réalisée dans le cadre de cette étude a été statistiquement analysée. Les indices statistiques tels que les corrélations de Pearson, les moyennes et les écarts-types ont été



## Mesure de la fréquence cardiaque, la fréquence respiratoire et la variabilité cardiaque III

calculés pour les paramètres de chaque participant. Les paramètres ciblés dans cette étude sont la fréquence cardiaque (FC), fréquence respiratoire (FR) et la variabilité de la fréquence cardiaque (VFC). Ces paramètres obtenus à travers respectivement le cPPG (considéré comme signal de référence) et le iPPG, sont présentés dans le Tableau III-5-2-avec leurs indices d'analyse statistique. Les résultats les plus pertinents de 8 participants sont sélectionnés et présentés dans Tableau III-5-2-I. Les Cinq premiers participants (1 à 5) possèdent une peau mate claire ou blanche claire et les trois derniers participants ont une peau foncée. Cette sélection permet d'observer l'effet de la couleur de la peau sur la mesure iPPG. En outre, nous pouvons aussi étudier l'effet du mouvement rapide à travers les résultats du participant 4 qui a un tic nerveux (mouvements involontaires compulsifs surprenant par leur caractère brusque et inapproprié à la situation) et l'effet de la fréquence cardiaque élevé à partir des résultats du participant 8. Le reste des participants ont des résultats similaires aux deux premiers participants (coefficient de corrélation supérieur à 0.90). Nous notons que les résultats obtenus dans cette étude ont été acceptés pour publication dans la revue IJMEI (International Journal of Medical Engineering and Informatics).



Figure III-5-2 : Mesure du signal iPPG à partir d'une peau foncée. Une dégradation de la qualité du signal est observable quand la couleur de la peau tend vers le noir.

Durant les expériences nous avons remarqué que la couleur de peau foncée (surtout la couleur de peau noire) affectait les résultats comme montré sur la Figure III-5-2 (voir aussi le Tableau III-5-2-I). En fait, la peau noire absorbe une grande quantité de lumière ambiante, seulement une petite quantité de lumière est donc réfléchi. La seule façon pour améliorer la détection du signal iPPG dans ce cas est d'utiliser une source d'éclairage supplémentaire.

# Mesure de la fréquence cardiaque, la fréquence respiratoire et la variabilité cardiaque

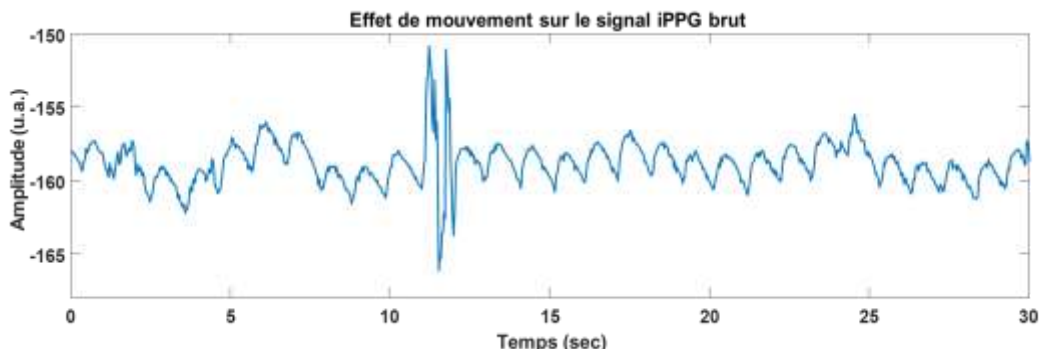


Figure III-5-3 : Mouvement brusque durant la mesure du signal iPPG. Un mouvement rapide entraîne une distorsion sur le signal. L'algorithme de correction du FCi permet de résoudre ce problème.

De même, le mouvement rapide peut aussi affecter la mesure (Figure III-5-3). Ceci est également illustré dans le résultat obtenu pour le participant 4 (participant avec une peau plus claire et des mouvements plus rapides) comme indiqué dans le Tableau III-5-2-I. Par conséquent, les résultats des participants avec une peau plus claire et des mouvements lents étaient fortement corrélés.

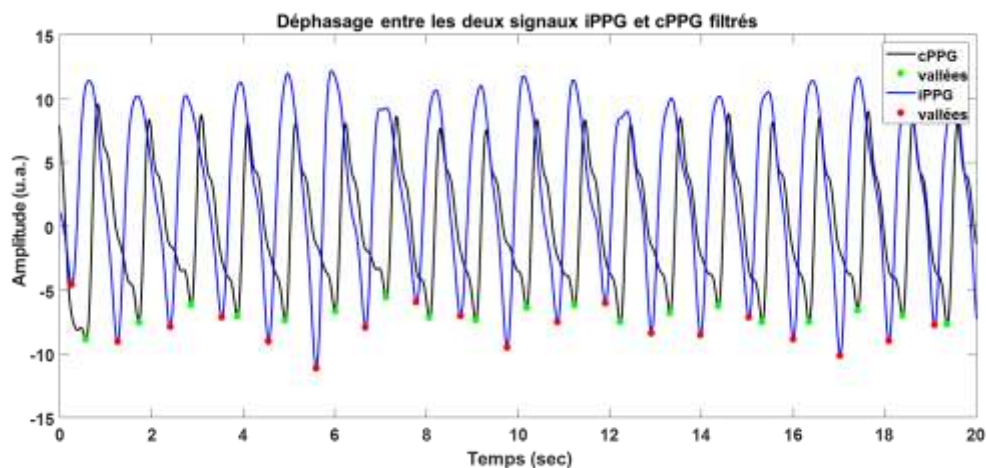


Figure III-5-4 : Déphasage entre les deux signaux iPPG issu de la caméra et cPPG mesuré à partir du capteur de contact.

La corrélation dans le domaine fréquentiel est également déterminée et analysée. Elle atteint 97% autour de la FC moyenne pour chaque participant, ceci prouve la forte corrélation dans le domaine temporel (Tableau III-5-2-I). En outre, un déphasage est constaté entre les deux signaux iPPG et cPPG comme montré sur la Figure III-5-4. Nous supposons que ce dernier est

# Mesure de la fréquence cardiaque, la fréquence respiratoire III et la variabilité cardiaque

principalement dû au temps de transit de pouls (PTT) car la distance parcourue par l'onde de pouls sanguin du cœur à l'index de la main (pour le cPPG) est plus longue que celle du cœur au visage (pour le iPPG). De plus, cela peut être dû aussi au délai entre le lancement des deux processus de mesures.

Il est important de noter que le signal iPPG brut extrait à partir de la composante  $u^*$  est de bonne qualité car cette approche surmonte les fluctuations de la lumière ambiante et l'ombre qui se produit sur le visage pendant les mouvements volontaires ou involontaires. Tous ces résultats illustrent clairement les performances de l'approche proposée.

Tableau III-5-2-I: Résultats de l'analyse statistique effectuée sur les paramètres extraits des deux signaux PPG (cPPG) de contact et PPG sans contact (iPPG) qui sont la fréquence cardiaque (FC) et sa variabilité (VFC) ainsi la fréquence respiratoire (FR).  $\mu$  correspond à la moyenne et  $\sigma$  à l'écart type. RMSSD est anglaise *Root Mean Square of Successive Differences*.

Param.	FC (BPM)			VFC using RMSSD (ms)			FR (CPM)			
	$\mu \pm \sigma$			$\mu \pm \sigma$			$\mu \pm \sigma$			
Mesure Part.	cPPG	iPPG	Corr elatio n	cPPG	iPPG	Corr elatio n	cPPG	iPPG	Corr elatio n	
Peau mate et claire	1.	57.75 ±2.35	57.93 ±2.89	0.95	21.36 ±20.87	24.11 ±22.47	0.94	13.92 ±0.91	13.25 ±1.02	0.93
	2.	72.12 ±2.97	71.95 ±1.89	0.93	36.58 ±26.25	40.94 ±24.33	0.92	18.25 ±1.20	18.36 ±1.80	0.92
	3.	49.16 ±2.54	49.72 ±2.93	0.89	42.16 ±19.22	49.02 ±23.48	0.96	12.14 ±0.80	11.45 ±0.77	0.96
	4.	53.93 ±3.50	53.28 ±1.79	0.74	80.57 ±32.24	59.83 ±20.77	0.53	14.12 ±1.40	13.87 ±0.92	0.59
	5.	49.70 ±1.38	49.57 ±1.47	0.95	46.43 ±15.92	45.30 ±21.34	0.95	14.07 ±1.25	14.95 ±1.36	0.95
Peau foncée	6.	63.69 ±1.32	63.72 ±2.32	0.85	75.02 ±18.57	82.22 ±22.31	0.83	17.96 ±1.25	16.33 ±1.4	0.86
	7.	56.15 ±2.79	56.62 ±3.25	0.87	48.55 ±27.25	49.34 ±21.10	0.86	15.35 ±2.05	15.24 ±1.80	0.85
	8.	90.77 ±1.15	89.82 ±1.36	0.71	37.9 ±30.27	89.66 ±40.25	0.69	20.50 ±2.11	19.81 ±2.87	0.77

Il est observable sur la Figure III-3-12 (paragraphe 0), les deux traces de FC évoluent de la même manière autour d'une fréquence cardiaque moyenne de 59.4 BPM et dans un intervalle de 50 à 70 BPM. Cela met en évidence la forte corrélation obtenue entre les deux méthodes (avec et

## Mesure de la fréquence cardiaque, la fréquence respiratoire et la variabilité cardiaque III

sans contact) comme indiqué dans le Tableau III-5-2-I. La précision de la mesure de la FC est liée principalement à trois facteurs : la fréquence d'image par seconde enregistrée par la caméra, les artéfacts de mouvement et la couleur de la peau (voir Figure III-5-3 et Tableau III-5-2-I). En effet plus la fréquence d'image est élevée, le nombre de point du signal est donc plus élevé et par conséquent la mesure sera plus précise. Cependant, une caméra lente de faible cadence rate quelques informations quand la fréquence cardiaque est élevée. Cet effet est bien clair dans les résultats du participant 8 où la corrélation est légèrement faible. En revanche, l'erreur par défaut d'une webcam d'une fréquence d'image de 30 ips est 2 bpm. De plus, une image ratée durant l'enregistrement en raison d'un bug ou autres (Ce phénomène est très connu dans le domaine de l'imagerie photopléthysmographique), peut doubler l'erreur à 4 bpm. Une telle erreur est tout à fait acceptable pour un diagnostic généraliste d'une maladie cardiaque de même qu'elle n'affecte pas le diagnostic d'une urgence cardiaque.

La RMSSD (de l'anglais *Root Mean Square of Successive Differences*) présentée dans le Tableau III-5-2-I est utilisée comme une caractéristique de la variabilité de la fréquence cardiaque. C'est en effet le paramètre le plus adapté avec nos enregistrements de courte durée comme montré aussi dans [131]. L'analyse de la VFC nécessite conventionnellement une durée d'enregistrement minimum de 5 min tandis que les chercheurs ont proposé des périodes ultra-courte de 10 s [135], 30 s [136] et 60 s [132]. La VFC est déduite de la fréquence cardiaque instantanée (FCi). Donc les résultats de cette dernière sont principalement liés aux résultats de la FCi. Cela est bien clairement illustré à travers la corrélation pour tous les participants, à l'exception du participant 4 où le mouvement a légèrement affecté la mesure. L'intervalle des valeurs normales de VFC mesurée à travers la RMSSD sur un enregistrement d'environ une minute est [19 - 75] ms [131]. En effet la majorité des participants ont une VFC appartenant à l'intervalle des variations physiologiquement acceptable.

## Mesure de la fréquence cardiaque, la fréquence respiratoire et la variabilité cardiaque

### III

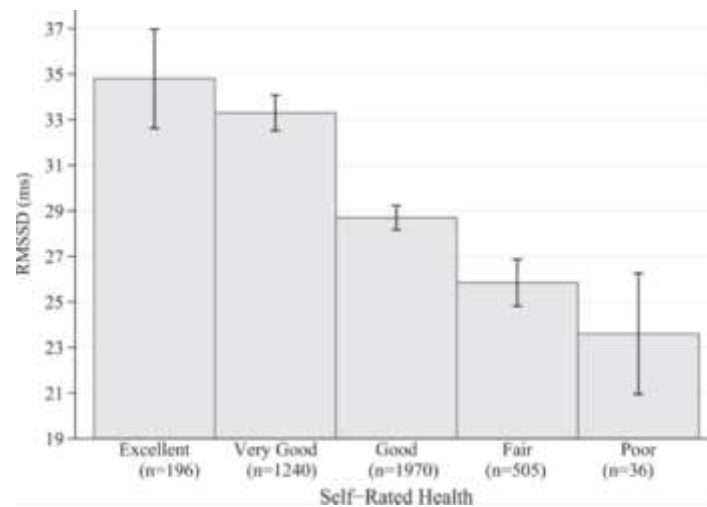


Figure III-5-5 : Exemple d'application de la VFC. Les participants sont classés selon leurs états de santé ( Excellente, Très bonne, Bonne, Acceptable ou Mauvaise,) et cela en fonction de leurs valeurs de VFC mesurée à travers la caractéristique RMSSD durant 24 heures [138].

La variabilité cardiaque de la fréquence est devenue actuellement un indicateur de l'état de santé générale et un outil de diagnostic de plus en plus important en cardiologie pour l'évaluation des maladies cardiovasculaire [125]. En psychologique, la VFC permet la détection du stress mentale [111], l'anxiété et la dépression [126]. Elle est aussi utilisée dans plusieurs autres domaines que la médecine comme le sport [127] et l'automobile (détection du sommeil du chauffeur) [128] ...etc. A titre d'exemple, une étude [138] sur l'autoévaluation de l'état de santé des individus a été menée sur 3947 travailleurs âgés de 18 à 65 ans et qui s'étaient portés volontaires pour un bilan de santé approfondi. Leur état de santé a été donc classifiée en cinq catégories en fonction de la valeur du VFC (la caractéristique RMSSD est utilisée) mesurée durant 24 heures : 1. Excellente, 2. Très bonne, 3. Bonne, 4. Acceptable ou 5. Mauvaise, comme montré sur la Figure III-5-5 [138]. Il est a noté que les valeurs de la RMSSD présentées sur la Figure III-5-5 sont un peu faible par rapport à ceux présentés sur le tableau car elles correspondent à une moyenne sur 24 heures. Durant la journée, la VFC varie énormément en fonction de plusieurs facteurs comme le stress, l'effort physique, le sommeil et/ou maladie cardiaque.

Durant le développement de cette approche, plusieurs techniques de détection du signal iPPG ont été testées telles que ICA, PCA, canaux RGB et espace colorimétrique CMYK. La Figure III-5-6, montre une comparaison entre notre méthode de détection du signal iPPG et deux autres méthodes à savoir PCA et l'ICA considérées comme des méthodes robustes. Visuellement

## Mesure de la fréquence cardiaque, la fréquence respiratoire III et la variabilité cardiaque

et sans même aller à une analyse statistique des signaux, le signal mesuré à partir de la composante  $u^*$  de l'espace couleur CIE  $L^*u^*v^*$  présente moins de distorsions et un faible bruit de haute fréquence Figure III-5-6-a.

Bien que les méthodes de séparation aveugle des sources aient prouvé leur fiabilité pour les mesures d'imagerie photopléthysmographique mais elles restent toujours moins optimales par rapport aux méthodes de projection directe des canaux RGB sur un plan donné [25]. Egalement, leur complexité algorithmique, les rend moins adaptées pour les mesures en temps réel et même pour l'intégration dans des dispositifs de performances moyennes. De plus, la littérature montre que les méthodes de projection directe présentent des performances similaires ou encore meilleures par rapport à l'ICA et la PCA [25].

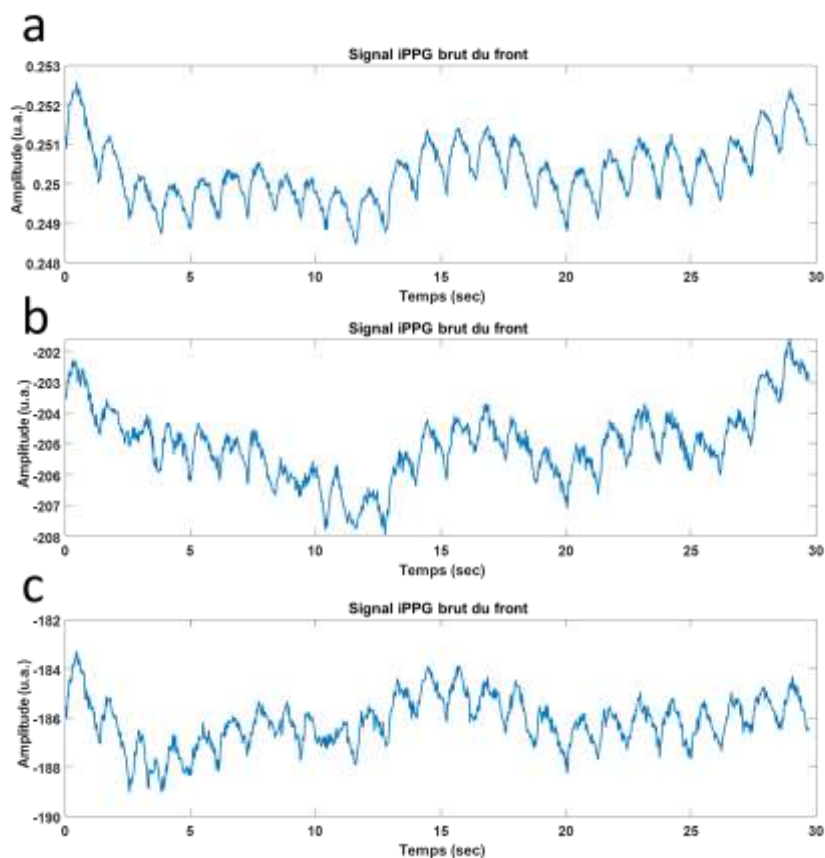


Figure III-5-6 : Comparaison des méthodes utilisées pour l'extraction du signal iPPG. (a) signal iPPG mesuré par la méthode proposée à partir de la composante  $u^*$ . (b) signal iPPG mesuré par la méthode PCA. (c) signal mesuré par la méthode ICA

## Mesure de la fréquence cardiaque, la fréquence respiratoire et la variabilité cardiaque III

Enfin, tous les résultats montrent la concordance et la bonne corrélation entre les paramètres calculés à l'aide de la caméra (iPPG) et ceux calculés à partir du capteur en contact (cPPG). Cela prouve les bonnes performances de la méthode proposée. En effet, l'utilisation de la composante  $u^*$  de l'espace couleur CIE  $L^*u^*v^*$  a permis de surmonter les fluctuations de lumière dues aux mouvements lents. Également, le filtrage proposé assure en premier temps l'élimination des bruits affectant le signal iPPG. Ainsi qu'il s'adapte avec les variations de la fréquence cardiaque afin de préserver la forme d'onde originale des ondes iPPG. Pour encore améliorer la robustesse de la méthode, les valeurs erronées de la fréquence cardiaque sont détectées et corrigées à travers une succession des comparaisons avec des valeurs en avant et en aval. Cependant, malgré tous les efforts déployés pour améliorer la qualité du signal iPPG, l'effet des mouvements brusques et les fluctuations de lumière, ne peut pas être totalement supprimé.

### III-6 Conclusion

Dans ce travail, nous avons présenté une technique robuste de mesure sans contact de certains paramètres physiologiques. La fréquence cardiaque, la variabilité de la fréquence cardiaque et la fréquence respiratoire ont été calculées à partir d'un signal iPPG enregistré à l'aide d'une webcam. L'évaluation de la méthode a été réalisée en analysant les signaux cPPG et le iPPG respectivement des deux techniques de contact et celle sans contact. Les caractéristiques fréquentielles et temporelles des deux signaux ont été étudiés et comparés. Les résultats obtenus sont très prometteurs pour une exploitation du iPPG à l'extraction de plusieurs paramètres physiologiques tel que la FC, la FR et la VFC. Cela a été confirmé par la corrélation élevée des résultats obtenus sur le cPPG considéré comme référence et le iPPG. Toutefois, pour une meilleure validation de ces résultats et par conséquent l'implémentation de la technique proposée dans les dispositifs informatiques utilisés quotidiennement par le grand public, il est nécessaire que la validation soit menée sur un échantillon de plus grande taille, y compris des personnes âgées et patients.

---

**De l'analyse de la forme d'onde du  
signal iPPG Vers une mesure  
multiparamétrique**

---



# De l'analyse de la forme d'onde du signal iPPG Vers une mesure multiparamétrique IV

## IV-1 Introduction

Au cours des dernières décennies, les chercheurs ont utilisé la morphologie du signal photopléthysmographique de contact (cPPG) pour évaluer la rigidité artérielle, la pression artérielle, l'artériosclérose, le débit cardiaque, la résistance et le vieillissement vasculaire [20], [29]. Nous rappelons que, dans notre recherche bibliographique nous n'avons trouvé aucune étude sur l'analyse de la forme d'onde du signal photopléthysmographique sans contact (iPPG), et c'est la raison pour laquelle nous n'avons présenté dans la section II-4-3 que les travaux menés sur le PPG de contact. Il est important de noter que les variations de la forme d'onde PPG sont très fines et très sensibles aux bruits nécessitant une précision particulière. En effet, ce travail a été réalisé dans des conditions de laboratoire, avec un matériel approprié permettant de minimiser tous types d'erreurs.

Dans ce chapitre nous présentons les méthodes utilisées pour étudier les similitudes entre les caractéristiques de forme d'onde iPPG et cPPG associées aux maladies cardiovasculaires. Nous utilisons une caméra rapide et des capteurs PPG de contact placés sur l'index et le lobe de l'oreille pour respectivement enregistrer les signaux iPPG et les deux cPPG (de l'index et du lobe de l'oreille). Leurs caractéristiques de forme d'onde sont par la suite présentées ainsi que leurs techniques d'extraction. En fin les résultats obtenus sont analysés et discutés pour en tirer des conclusions.

## IV-2 Méthodes d'extraction du signal iPPG

La détection du signal iPPG est une étape commune dans les deux approches proposées. Néanmoins, nous distinguons quelques légères différences dans la sélection de la région d'intérêt et l'espace couleur utilisé pour l'extraction du signal iPPG. Ces deux étapes sont présentées et suivies par un résumé succinct des étapes d'extraction et du prétraitement du signal iPPG que nous n'avons pas changées par rapport à la première méthode.

Dans cette approche nous avons gardé le même réglage des paramètres de la caméra, proposé dans la première approche (paragraphe III-3-1). Nous soulignons que nous avons changé la webcam (utilisée dans la première approche) par une caméra rapide afin de pouvoir enregistrer des images à 125 ips. Cette fréquence d'image permet d'augmenter le nombre de points dans le

## De l'analyse de la forme d'onde du signal iPPG Vers une mesure multiparamétrique IV

signal extrait. Par conséquent, cela améliore la précision de la détection des points caractéristiques du signal iPPG qui sont en relation avec ses caractéristiques de la forme d'onde.

### IV-2-1 Méthodes de sélection de la région d'intérêt

Pour satisfaire les exigences demandées dans cette étude de faisabilité, nous avons développé un algorithme plus robuste pour la sélection et le suivi du front. Cela améliore largement la détection du signal iPPG et minimise les artefacts liés au mouvement.

Les bibliothèques Dlib et OpenCV ont été utilisées pour le suivi des repères faciaux afin d'isoler les pixels du front [139]. La détection des repères faciaux dans la séquence des images sources est effectuée en deux étapes: tout d'abord, la détection de visage est assurée par un histogramme de gradient orienté (de l'anglais *Histogram of Oriented Gradients*) combiné avec un classifieur linéaire et une fenêtre coulissante de détection de schéma [140]. Ensuite, un prédicteur de forme est appliqué pour localiser 68 points clés sur le visage (yeux, sourcils, nez, bouche, mâchoire) [139], [141]. Pour plus de stabilité, les points de repère (68 coordonnées par image) de chaque 30 image successive sont moyennés pour obtenir un ensemble unique qui peut être appliqué sur les 30 images faciales successives courantes. Les repères des sourcils sont utilisés pour détecter le front (Figure IV-2-1), qui est utilisé comme la seule ROI.

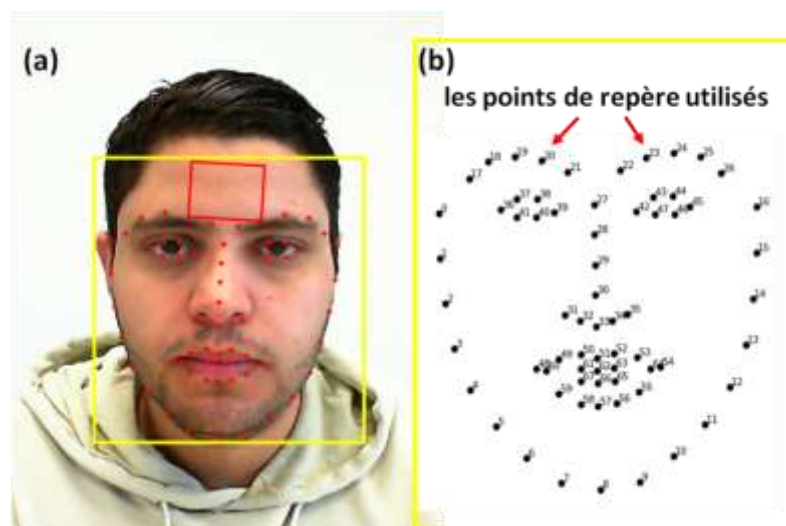


Figure IV-2-1 : Détection et suivi du front. (a) Détection du front. Les rectangles jaune et rouge délimitent respectivement le visage et le front détectés. Les points rouges correspondent aux 68 repères faciaux. (b) Le sous-ensemble de repères utilisés pour suivre le front est indiqué par des flèches rouges.

# De l'analyse de la forme d'onde du signal iPPG Vers une mesure multiparamétrique

## IV-2-2 Sélection du canal vert de l'espace couleur RGB dans la deuxième approche

Dans cette étude, le choix du canal vert pour l'extraction du signal iPPG, a été basé sur les résultats de l'étude de Cui et al. [142]. Ces résultats montrent que les longueurs d'onde comprises entre 510 et 560 nm permettent une extraction efficace en réflectance du iPPG. La lumière verte peut également être utilisée pour enregistrer le PPG de contact avec de bonnes performances [143]. Il est ainsi possible de corréler ces informations avec la réponse du filtre optique de la caméra à la lumière visible RGB (Figure IV-2-2). En outre, le canal vert a été utilisé dans la grande majorité des études qui utilisent une caméra couleur pour enregistrer et analyser les signaux iPPG [77], [144].

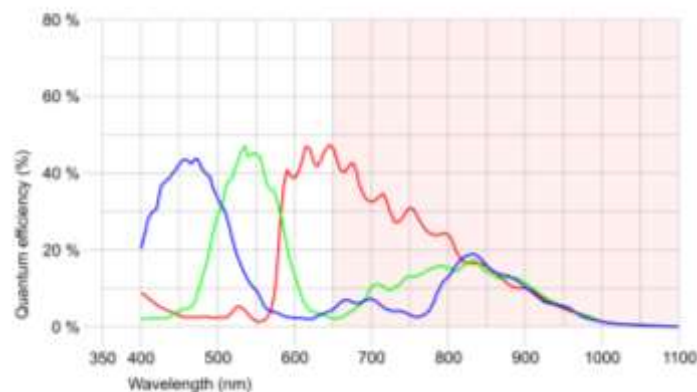


Figure IV-2-2 : Réponses du filtre passe-bande optique de la caméra utilisée dans cette approche.

Tout comme la grande majorité des capteurs RGB intégrés dans les caméras à utilisation grand public, les caractéristiques spectrales de la caméra rapide utilisée dans cette étude sont similaires aux distributions conventionnelles. Il est bien clair dans la Figure IV-2-2 que notre caméra a une bonne réponse à la lumière verte.

La raison pour laquelle nous n'avons pas gardé le même espace couleur (CIE  $L^*u^*v^*$ ) que celui utilisé dans la première approche est que :

Le changement de l'espace couleur RGB au CIE  $L^*u^*v^*$  nécessite le passage par l'espace CIE XYZ. Ces différentes étapes n'impactent pas beaucoup le processus de traitement d'images dans le cas d'utilisation d'une fréquence d'image de 30 ips (cas de la webcam utilisée dans la première étude). Cependant la caméra rapide (utilisée dans cette 2ème approche) enregistre des

## De l'analyse de la forme d'onde du signal iPPG Vers une mesure multiparamétrique IV

images à une fréquence 4 fois plus élevée que celle utilisée dans la première approche. Dans ce cas, l'utilisation de l'espace couleur (CIE  $L^*u^*v^*$ ) ralentit énormément le traitement et augmente le temps de calcul.

comme mentionné avant, le canal vert est le plus utilisé dans la grande majorité des études sur la iPPG [77], [144]. Ce dernier a donc été utilisé pour rester en phase avec les travaux existants dans la littérature et écarter tout problème de qualité du signal car nous étudions dans la deuxième approche des variations très fines de la forme d'onde iPPG

### IV-2-3 Résumé des méthodes d'extraction et du prétraitement du signal iPPG

Tout d'abord, nous rappelons que dans cette approche nous avons gardé les mêmes méthodes d'extraction et du prétraitement du signal iPPG utilisées dans la première approche. Dans cette sous-section nous présentons brièvement un résumé de ces méthodes.

Le signal iPPG brut est extrait à partir du canal vert des images faciales enregistrées par la caméra rapide (Figure IV-2-3 ). Pareillement à la première approche, une moyenne spatiale des intensités des pixels est utilisée pour transformer le canal vert de chaque image en un scalaire considéré comme un point dans le signal iPPG brut (paragraphe III-3-4). Une succession de  $n$  trames génère un signal iPPG brut de  $n$  points (Figure IV-2-3 ).

Également, les mêmes méthodes utilisées pour le prétraitement du signal iPPG issu de la webcam (première approche), sont utilisées pour traiter le signal iPPG issu la caméra rapide. Dans cette section nous proposons un résumé des méthodes déjà détaillées dans la section (III-3-5).

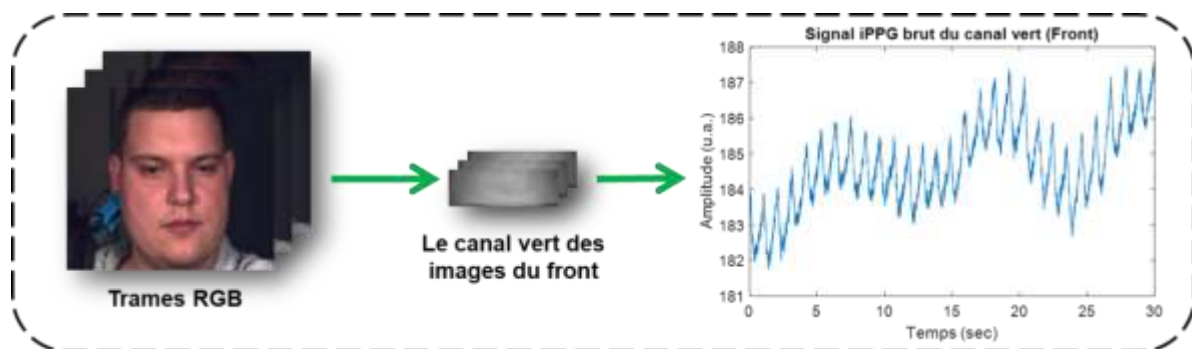


Figure IV-2-3 : Extraction du signal iPPG. Le signal iPPG est extrait des images du canal vert du front en utilisant des images obtenues à partir d'une caméra rapide. Le signal extrait du canal vert est inversé par rapport à celui de la composante  $u^*$ .

## De l'analyse de la forme d'onde du signal iPPG Vers une mesure multiparamétrique IV

La caméra rapide fournit un signal échantillonné à 125 Hz. Rappelons que la fréquence d'échantillonnage du signal iPPG brut est exactement la fréquence des images enregistrées par seconde fournit par la caméra. Ainsi que cette fréquence est légèrement irrégulière. Pour cette raison, le signal est interpolé à 256 Hz par des splines cubique d'Hermite (de l'anglais *Piecewise Cubic Hermite Interpolating Polynomial* ou PCHIP) [121] (paragraphe III-3-5-1). Cette opération augmente le nombre de point qui compose le signal iPPG et rend la fréquence d'échantillonnage plus régulière. Par conséquent, cela augmente la précision et facilite le reste des opérations de traitement.

Le signal iPPG brut est aussi inversé pour passer à la forme conventionnelle du signal PPG utilisée dans la littérature (Figure III-3-8). Le signal issu du canal vert est toujours inversé par rapport à celui de la composante  $u^*$  de l'espace couleur CIE (utilisé dans la première approche).

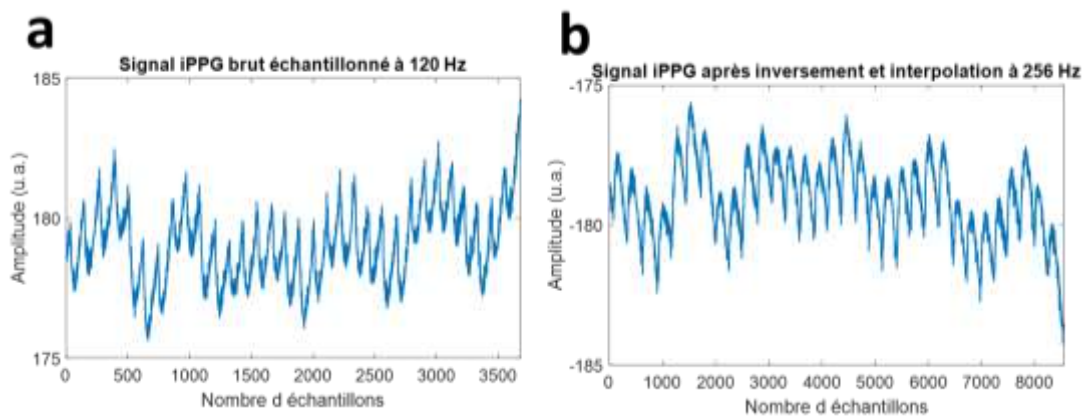


Figure IV-2-4 : Inversement et interpolation du signal iPPG brut. (a) signal iPPG brut de la caméra rapide enregistré à 125 Hz. (b) signal iPPG inversé et ré-échantillonné à 256 Hz. Cette opération permet d'avoir une fréquence d'échantillonnage régulière et d'augmenter la précision dans la détection des points caractéristique du signal. Cette étape concerne aussi le signal iPPG détecté par la webcam à 30 Hz.

Il est ensuite nécessaire de supprimer les variations de basse fréquence (BF) pour isoler la composante AC du signal iPPG. Cette opération est importante car elle facilite le calcul des paramètres de la forme d'onde, surtout ceux liés à l'amplitude et aux aires. Ces tendances sont filtrées (Figure IV-2-5) en utilisant la méthodes proposée par Tarvainen et al [120] décrite dans le paragraphe 0 [119].

## De l'analyse de la forme d'onde du signal iPPG Vers une mesure multiparamétrique IV

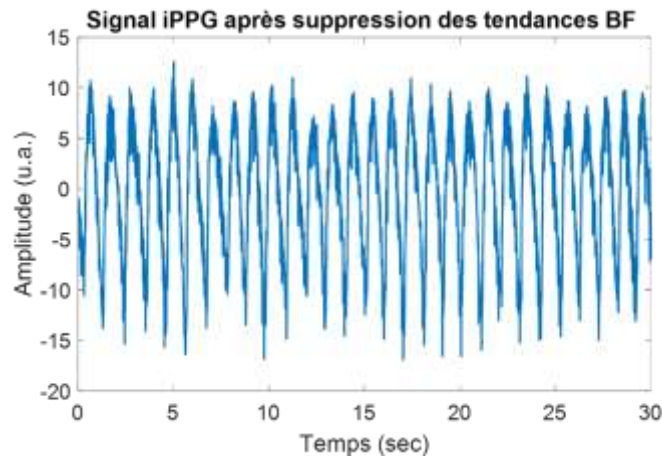


Figure IV-2-5: Suppression des variations basse fréquence (BF) du signal iPPG

Le bruit hautes fréquences est bien observable sur la composante AC du signal iPPG comme illustré sur la Figure IV-2-5. Ce bruit provient principalement de la caméra ; il est généré aléatoirement par les cellules photosensibles (efficacité quantique). Pour isoler donc que la composante d'intérêt (AC) et éliminer le bruit, le signal est filtré en deux étapes successives : en première étape, à travers un filtre à base de la transformation en ondelette continue (détails dans le paragraphe III-3-5-3) d'une bande passante de [0,7 4] Hz correspondante à un rythme cardiaque de 42 à 240 battements par minute (bpm) [25], [119]. Le signal résultant est, en deuxième étape, filtré en utilisant un filtre Butterworth adaptatif à fenêtre glissante [115]. Ce dernier adapte sa bande passante avec les variations de la fréquence du signal iPPG qui, en réalité, est la fréquence cardiaque (paragraphe III-3-5-3). Ce filtrage permet d'éliminer les bruits du signal tout en conservant sa forme d'onde d'origine (Figure IV-2-6) [15], [122].

A la différence de la première approche nous avons utilisé dans cette étude, deux capteurs PPG approuvés de contact pour la validation de nos résultats. Ces deux capteurs placés sur le lobe de l'oreille et sur l'index, délivrent des signaux cPPG échantillonnés respectivement à 256 Hz prêts à être exploités. Toutefois, pour limiter tout problème de qualité du signal liée aux artefacts de mouvement ou autres, Ces signaux cPPG (de l'oreille et celui du doigt) ont été filtrés dans la bande fréquentielle [0,7, 4] Hz correspondante à la plage conventionnelle des variations du signal PPG [25].

## De l'analyse de la forme d'onde du signal iPPG Vers une mesure multiparamétrique IV

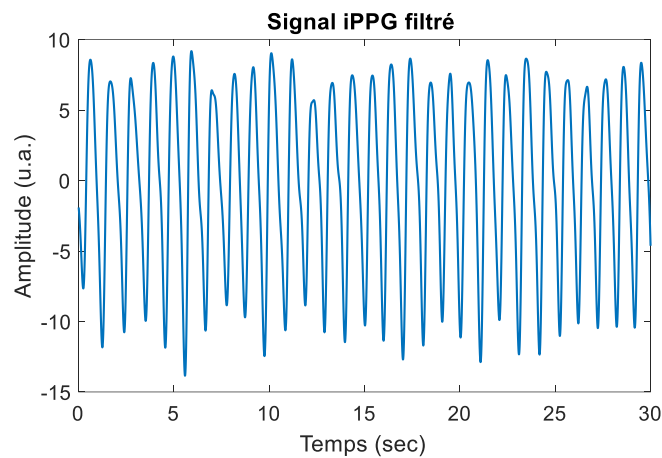


Figure IV-2-6: Signal iPPG filtré

Les opérations de traitement utilisées par la suite sont commune pour les trois signaux à savoir iPPG et les deux cPPG.

L'analyse que nous avons proposée dans cette approche traite les signaux (iPPG ou cPPG) onde par onde. En effet, nous avons détecté les vallées de chaque signal pour les utiliser par la suite dans la séparation des ondes iPPG, un exemple est donné sur la Figure IV-2-7.

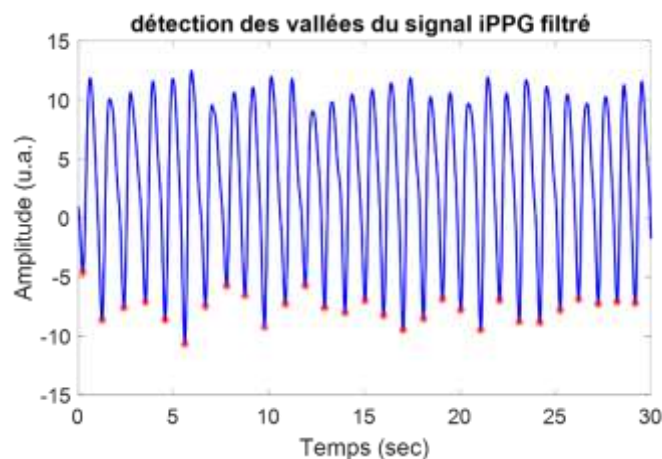


Figure IV-2-7 : Exemple de détection des vallées

### IV-2-4 De l'extraction des ondes à la mesure des caractéristiques

Les vallées du signal iPPG détectées auparavant sont utilisées pour séparer toutes ses ondes. Une onde du signal iPPG est comprise entre deux vallées successives comme montré sur la Figure IV-2-8. Il est à noter que le signal est traité par la suite onde par onde [119]. Chaque onde



## De l'analyse de la forme d'onde du signal iPPG Vers une mesure multiparamétrique IV

est ensuite ré-interpolée indépendamment à 256 points par des splines cubique d'hermite (en anglais *Piecewise Cubic Hermite Interpolating Polynomial* ou PCHIP) [121]. Cette étape permet d'avoir un nombre de points standard pour toutes les ondes du signal facilitant leur manipulation.

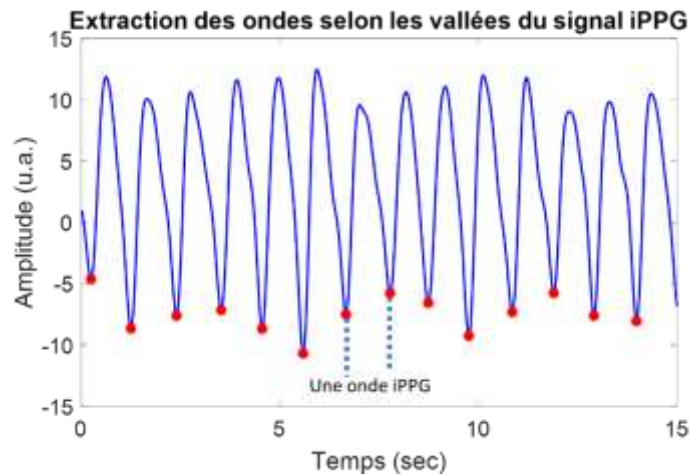


Figure IV-2-8 : Les ondes des signaux PPG séparées selon la détection de leurs vallées.

Les caractéristiques de la forme d'onde sont fines et très facilement affectées par les petites distorsions dues à un artefact de mouvement ou une fluctuation de lumière. Donc afin d'améliorer la stabilité des ondes extraites, chaque groupe de 10 ondes successives a été moyenné en utilisant une fenêtre glissante avec un pas d'une seule onde. Les ondes résultantes sont directement exploitées pour calculer les caractéristiques temporelles et celle de la deuxième dérivée. Tandis que la tendance linéaire de chaque onde est supprimée pour calculer les aires et les amplitudes avec plus de précision. Ces caractéristiques sont calculées pour chaque onde du signal.

Il est en général difficile de détecter les variations de forme d'une onde PPG en analysant le signal brut. D'autres représentations, telle que la dérivée seconde du signal, ont été utilisées pour faciliter l'analyse de la forme d'onde[30]. Les dérivées première et deuxième sont ensuite calculées par la fonction gradient préprogrammée sur Matlab pour chaque onde. Elles permettent la localisation des points d'inflexions sur l'onde iPPG et qui sont nécessaire pour le calcul de la majorité des caractéristiques de la forme d'onde (Figure IV-2-9). Les détails d'extraction de chaque caractéristique ainsi que leurs significations médicales ont été bien décrits dans la section II-4-3. Nous avons reproduit les mêmes méthodes utilisées pour l'analyse de la forme d'onde du signal cPPG car nous ne trouvons aucune étude sur la forme d'onde du signal iPPG. Dans cette section



## De l'analyse de la forme d'onde du signal iPPG Vers une mesure multiparamétrique IV

un rappel est proposé résumant les différentes caractéristiques pouvant être extraites d'un signal PPG tout en présentant leur signification physiologique. On distingue trois catégories des caractéristiques : les caractéristiques temporelles, les caractéristiques de surface et les caractéristiques de l'amplitude et de la dérivée seconde :

### IV-2-4-1 Caractéristiques temporelles

Ces caractéristiques décrites précédemment dans le chapitre II sont présentées en Figure IV-2-9. Il s'agit des caractéristiques CT, DT, PI,  $\Delta T$ , Tn, A2T, PWHH, et D1PT. Pour rappel, le Crest Time (CT) correspond au temps entre le début de l'onde (première vallée de l'onde) et son pic principal [38]. Ce paramètre est un marqueur utile dans la classification de maladies cardiovasculaires. CT augmente avec l'âge, proportionnellement à l'artériosclérose (épaississement et durcissement des artères). Le Diastolic Time (DT) compte à lui correspond au temps compris entre le pic principal et la fin de l'onde. Ce paramètre évolue avec la pression artérielle [36].

Le Pulse Interval (PI) correspond au temps total de l'onde (entre les deux vallées). Ce paramètre permet d'estimer la fréquence cardiaque [32]. Également, le rapport entre PI et l'amplitude de l'onde donne des informations sur les propriétés du système cardiovasculaire [31].

Delta T ( $\Delta T$ ) correspond au temps compris entre le pic principal et le pic secondaire de l'onde PPG ou, en l'absence d'un pic secondaire, entre les points d'inflexion calculés à partir de la dérivée seconde [20], [39].  $\Delta T$  diminue avec l'âge [33] et est en corrélation avec l'augmentation de la rigidité des artères,.

Le Dicrotic Notch Time (Tn) est le temps compris entre le démarrage de l'onde et le point d'inflexion [37], [38]. A2 Time (A2T) correspond au temps compris entre le point d'inflexion et la fin de l'onde [37], [38]. Ces deux caractéristiques sont des indicateurs corrélés à la pression artérielle [37].

Pulse Width at Half Height (PWHH) est le temps égale à la largeur de l'onde à mi-hauteur. Il est corrélé à la résistance systémique vasculaire et à la pression sanguine [35], [36], [145]. En fin le paramètre First Derivative Peak Time (D1PT) correspond au temps compris entre le début et le pic de la première dérivée de L'onde. D1PT fait partie des paramètres utilisés pour estimer la pression artérielle [39].

## De l'analyse de la forme d'onde du signal iPPG Vers une mesure multiparamétrique

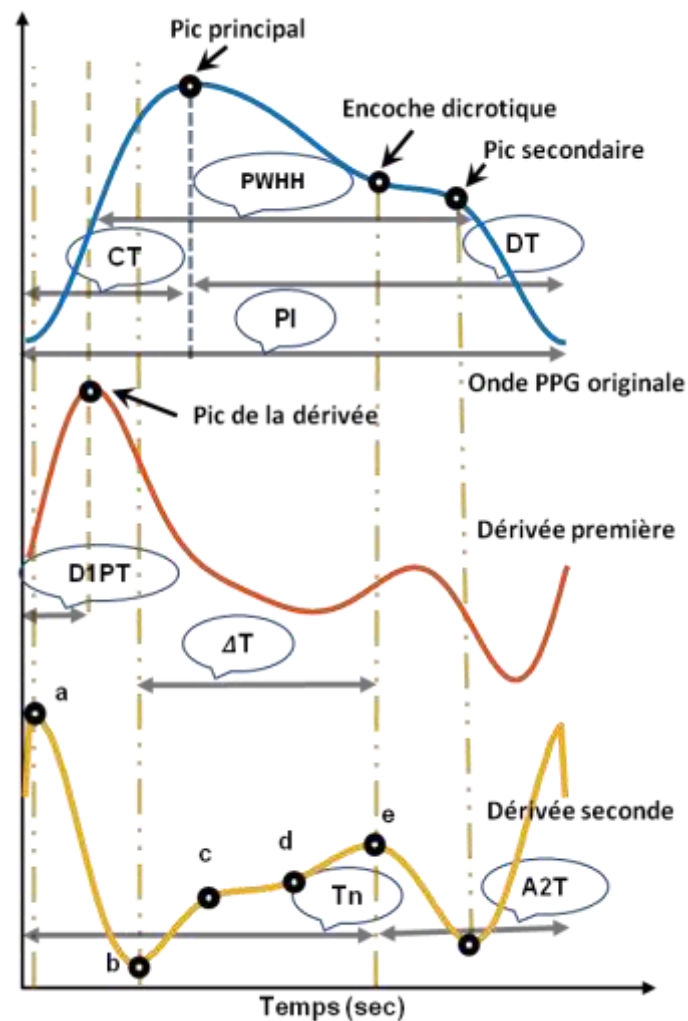


Figure IV-2-9 : Caractéristiques temporelles de la forme d'onde, les dérivées première et deuxième sont utilisées pour faciliter le calcul de certaines caractéristiques.

### IV-2-4-2 Aires

Les caractéristiques basées sur les aires décrites précédemment dans le chapitre II sont présentées en Figure IV-2-10. Il s'agit des caractéristiques PA, A1, et A2. Pour rappel, le paramètre Pulse Area (PA) correspond à l'aire totale de l'onde PPG. La résistance périphérique et l'élasticité des vaisseaux sanguins modifient ce paramètre [38]. L'Aire 1 (A1) est l'aire calculée entre le début de l'onde et le point d'inflexion. Elle reflète les caractéristiques relatives à la phase d'éjection ventriculaire (contraction du cœur) [146]. L'Aire 2 (A2) est calculée entre le point d'inflexion et la fin de l'onde. Le paramètre reflète les propriétés de la phase diastolique (relaxation du cœur). Sa valeur est liée à l'élasticité des artères [41].

## De l'analyse de la forme d'onde du signal iPPG Vers une mesure multiparamétrique

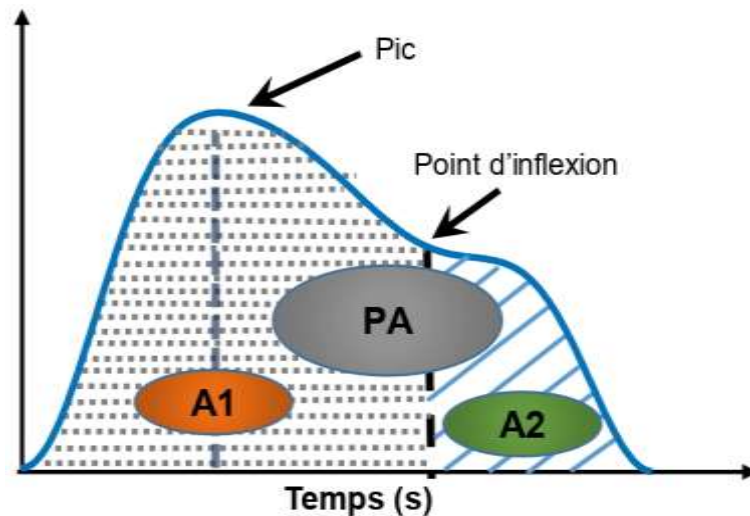


Figure IV-2-10 : Caractéristiques de l'Aire de l'onde PPG

### IV-2-4-3 Caractéristiques de la dérivée seconde et amplitude

Les caractéristiques relatives à l'amplitude de l'onde et à sa dérivée seconde décrites précédemment dans le chapitre II sont présentées en Figure IV-2-11. Il s'agit des caractéristiques PH, le rapport  $b/a$ , et le rapport  $e/a$ . Pour rappel, le paramètre Pulse Height (PH) correspond à l'amplitude du pic principal. Ce paramètre reflète les performances du ventricule gauche ainsi que le volume d'éjection systolique (volume de sang que le cœur éjecte à chaque battement). Une valeur importante de ce paramètre peut traduire une pression artérielle élevée voire d'autres pathologies (hyperthyroïdie, fièvre, anémie, anxiété). Au contraire, une valeur faible peut être signe d'une pression artérielle faible voir d'hypothyroïdie [29].

Le rapport  $b/a$  correspond au rapport des amplitudes du point b sur le point a (Figure IV-2-11). Ce rapport reflète la rigidité des artères et augmente avec l'âge [30]. De la même manière, le rapport  $e/a$  correspond au rapport entre les amplitudes du point e sur le point a. Ce paramètre diminue avec l'âge.

## De l'analyse de la forme d'onde du signal iPPG Vers une mesure multiparamétrique IV

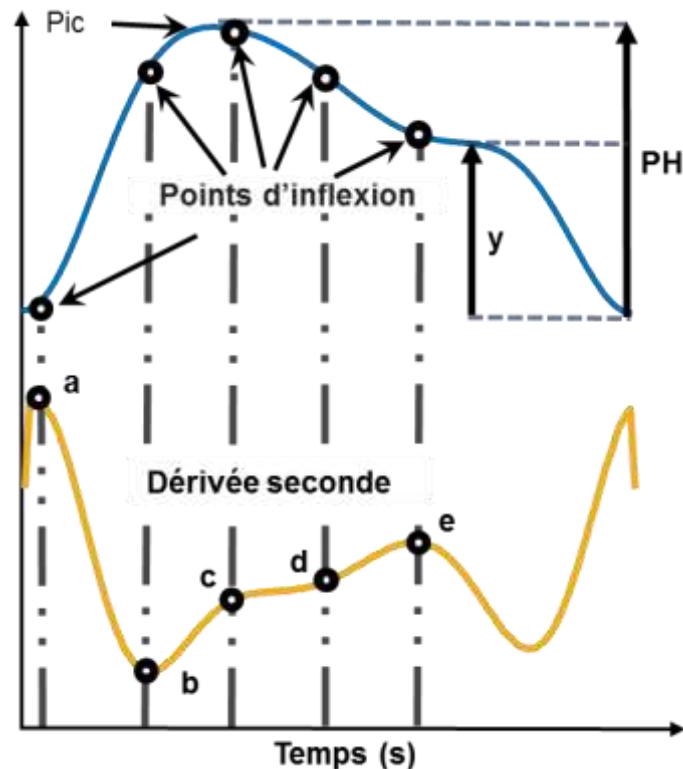


Figure IV-2-11 : Caractéristiques d'Amplitude et de la dérivée seconde de l'onde PPG.

### IV-2-5 Normalisation des caractéristiques de la forme d'onde

Des écarts naturels dans les formes d'onde de chaque site de mesure peuvent être observés comme montré sur la Figure IV-2-12 ci-dessous. Ces variations sont produites par les différences dans la vascularisation sanguine, par les interactions entre le capteur PPG (capteur de contact) et la peau (ex. Pression locale) ainsi que par les propriétés inhérentes de la peau [147]. Par conséquent, afin de bien comparer les résultats, chaque caractéristique extraite de la forme d'onde iPPG ou cPPG du doigt a été normalisée en prenant les caractéristiques du cPPG de l'oreille comme références. L'équation (IV-1-1) ci-dessous montre comment la moyenne et l'écart type de chaque iPPG et cPPG du doigt sont amenés à une quantité similaire à celle du cPPG de l'oreille:

$$X_{\text{norm}} = \sigma_{\text{cPPGoreille}} \left( \frac{X - \mu_X}{\sigma_X} \right) + \mu_{\text{cPPGoreille}} \quad (\text{IV-2-1})$$

Où  $X_{\text{norm}}$  est un tracé d'une caractéristique calculée à partir d'un iPPG ou un cPPG du doigt (l'index).  $\mu$  et  $\sigma$  correspondent respectivement à la moyenne et à l'écart type d'un tracé

## De l'analyse de la forme d'onde du signal iPPG Vers une mesure multiparamétrique

d'une caractéristique. X correspond soit à un tracé d'une caractéristique du signal iPPG ou d'une caractéristique du signal cPPG du doigt.

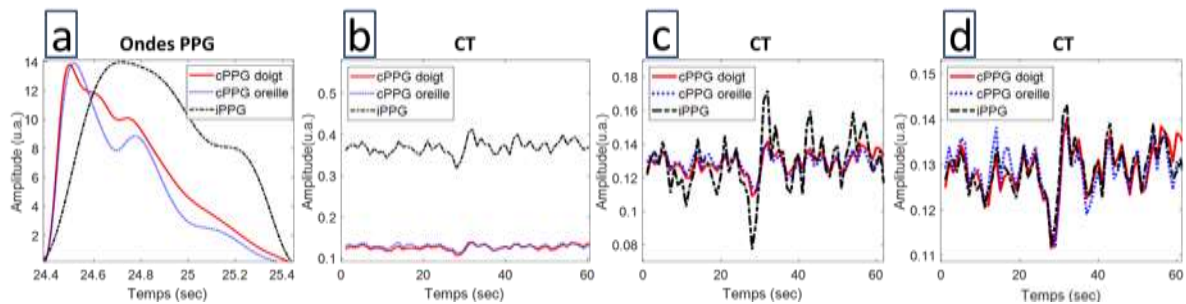


Figure IV-2-12 : Ondes PPG brutes et normalisation des tracés des caractéristiques extraites de la forme d'onde de chaque signal. (a) Ondes PPG extraites de : l'index droit (cPPG doigt) et l'oreille droite (cPPG oreille) mesurées par des capteurs de contact, ainsi que celle du front mesuré par la caméra (iPPG). (b) Le temps de crête brut (CT) mesuré à partir des trois sites de mesure pour plusieurs ondes PPG successives. (c) Tracés du CT (iPPG et cPPG du doigt) ramenés à la même moyenne que CT du cPPG de l'oreille. (d) Tracés normalisés (même moyenne et écart-type que cPPG de l'oreille). L'évolution des traces est très similaire, montrant que les deux techniques de mesure (capteur PPG de contact et caméra) permettent de mesurer efficacement ce paramètre physiologique.

Une fois que toutes caractéristiques de la forme d'onde de chaque signal (iPPG et cPPGs) sont calculées et normalisées, nous étudions leur comportements dans deux situations différentes : la situation RNC (RNC pour Respiration Non Contrôlée) et la situation MR (MR pour Maintien de Respiration) comme indiqué sur la Figure IV-2-13 ci-dessous. Durant la RNC au repos, les variations de l'état physiologique ne sont pas très significatives. Alors que le maintien de la respiration engendre des modifications physiologiques significatives. Tous les résultats présentés par la suite seront catégorisés selon les expériences menées en situation RNC et et situation MR. Un extrait des tracés d'une caractéristique par catégorie est présenté sur la Figure IV-2-13. Ces résultats montrent la concordance et la bonne corrélation entre les paramètres calculés à partir des signaux (iPPG) et ceux calculés à partir des signaux (cPPG). Cette figure permet d'apprécier la pertinence des mesures par caméra et montre que cette technologie accessible délivre des résultats significatifs, proches de ceux calculés à partir des références (signaux cPPG).

# De l'analyse de la forme d'onde du signal iPPG Vers une mesure multiparamétrique

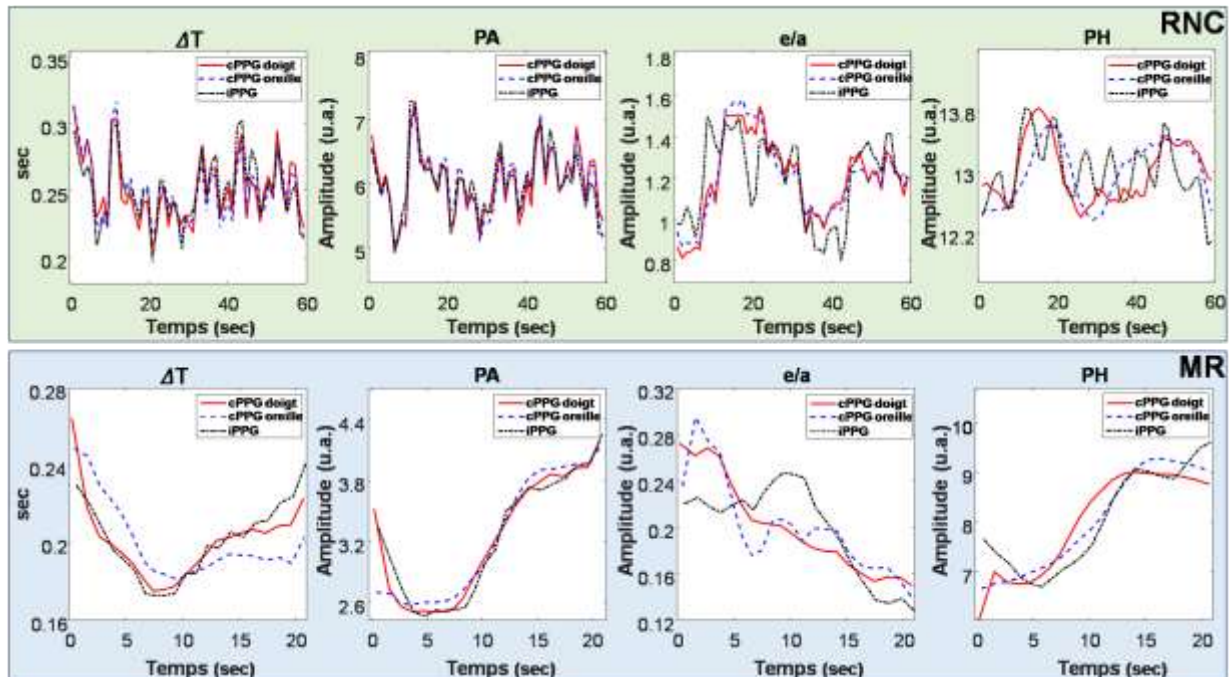


Figure IV-2-13 : Présentation d'un paramètre pour chacune des catégories de caractéristique (temporelle, aire, dérivée et amplitude). Ces données sont extraites du participant #1. Ligne du haut : résultats pendant une respiration non contrôlée (RNC) où peu de modifications physiologiques sont présentes. Ligne du bas : résultats pendant un maintien de respiration (MR). Cette expérience permet de modifier temporairement la pression sanguine artérielle, ce qui entraîne des modifications de la forme d'onde.

## IV-2-6 Métriques et méthodes d'évaluation

L'évaluation de la méthode proposée est effectuée par une analyse statistique qui repose sur le coefficient de corrélation de Pearson ainsi que sur deux types d'erreurs : l'erreur quadratique moyenne en anglais *the Root Mean Square Error* (RMSE, voir équation V-1-2) et l'erreur moyenne en pourcentage absolu en anglais *the Mean Absolute Percentage Error* (MAPE, voir l'équation V-1-3). Le MAPE donne la précision d'une estimation par rapport à une valeur de référence.

$$RMSE = \sqrt{MSE} = \sqrt{\frac{\sum_{i=1}^N (Y_i - X_i)^2}{N}} \quad (IV-2-2)$$

$$MAPE = \frac{100}{N} \sum_{i=1}^N \left| \frac{Y_i - X_i}{Y_i} \right| \quad (IV-2-3)$$

## **De l'analyse de la forme d'onde du signal iPPG Vers une mesure multiparamétrique** **IV**

Où  $N$  correspond au nombre d'échantillons.  $X$  est appelée l'estimation ; elle correspond au tracé normalisé d'une caractéristique de la forme d'onde mesurée soit à partir du cPPG du doigt ou du iPPG.  $Y$  est appelée la référence ; elle correspond au tracé de caractéristique normalisée cPPG correspondant.  $Y$  peut donc être le tracé d'une caractéristique du cPPG de l'oreille (si  $X$  est cPPG doigt ou iPPG) ou un tracé d'une caractéristique du cPPG doigt pour une comparaison entre les caractéristique iPPG est cPPG de doigt.

### **IV-3 Résumé de la deuxième approche**

Dans cette étude nous proposons une approche d'analyse de la forme d'onde du signal iPPG extrait à partir des images du visage enregistrées par une caméra. Un ensemble de caractéristiques de l'onde de pouls sont extraites. Elles sont liées à la rigidité artérielle, la pression artérielle, l'artériosclérose, le débit cardiaque et le vieillissement vasculaire [20], [29]. Nous présentons dans la sous-section IV-2-4, un résumé de différentes caractéristiques pouvant être extraits d'un signal photopléthysmographique ainsi que leur interprétation physiologique. Les résultats de cette approche sont validés par l'utilisation de deux capteurs PPG de contact approuvé placés sur le lobe de l'oreille et le doigt (index). La comparaison des résultats des deux approches celles de contact et hors contact permet d'observer l'effet du site de mesure.

Le système développé, est constitué de deux parties principales comme présenté dans la Figure IV-3-1. Dans la première partie de traitement d'image, les paramètres de la caméra rapide tels que le zoom, la luminosité, le contraste, l'exposition et la saturation des couleurs sont automatiquement réglées afin d'enregistrer une vidéo faciale de 60 secondes, appropriée à l'extraction du signal iPPG (Figure IV-3-1-a). L'enregistrement se fait pour deux expériences : en Respiration Non Contrôlée (pour une durée d'environ 60s) et en Maintien de Respiration (la durée d'enregistrement dépend de la capacité du sujet à retenir sa respiration), cela va provoquer des variations des paramètres physiologiques du sujet.

Les bibliothèques Dlib et OpenCV ont été utilisées pour permettre la détection et le suivi des pixels du front (Figure IV-3-1 b) [139]–[141]. Le front et les joues sont rarement couvertes par des vêtements ou des cheveux et correspondent à des ROI avec un rapport signal sur bruit significatif [113]. Pour plus de stabilité, les points de repère de la ROI (68 coordonnées par image) de toutes les 30 images successives ont été moyennés pour obtenir un ensemble unique qui peut



## De l'analyse de la forme d'onde du signal iPPG Vers une mesure multiparamétrique

être appliqué sur les 30 images faciales successives. Les repères des sourcils sont utilisés pour détecter le front (Figure IV-2-1-b) qui est utilisé comme la seule région d'intérêt.

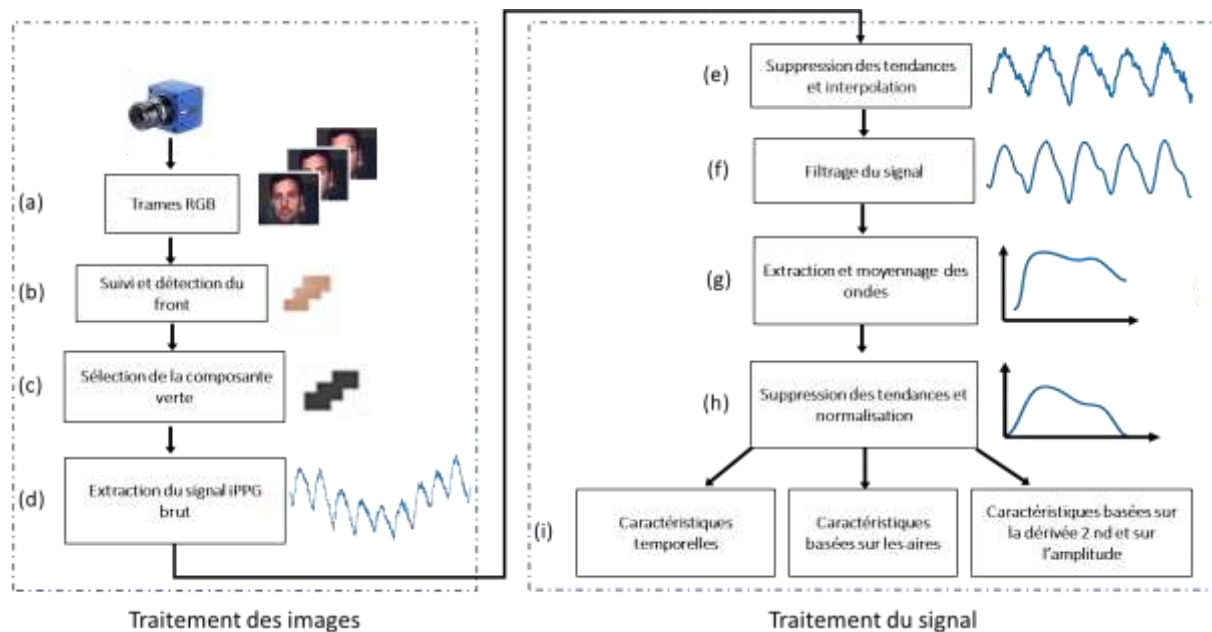


Figure IV-3-1 : Vue d'ensemble de la méthode proposée. (a) Réglage des paramètres de la caméra. (b) Les pixels du front sont isolés pour chaque image par le suivi des points de repère du visage. (c) Le canal vert est sélectionné dans l'espace colorimétrique RGB. (d) Le signal brut est extrait en utilisant une opération de moyenne spatiale. Le traitement du signal est effectué par les étapes suivantes : (e) Les tendances sont supprimées et le signal est suréchantillonné à une fréquence de 256 Hz. (f) Le signal est filtré et les vallées sont détectées. (g) Le signal est traité onde par onde. Un moyennage d'ondes successives est proposé pour assurer une meilleure stabilité des caractéristiques calculées. (h) Les tendances sont supprimées pour (i) Les caractéristiques de la forme d'onde sont précisément calculées.

Aucune transformation de couleur spécifique n'est utilisée dans cette méthode. Seul le canal vert de la séquence d'images RGB du front est utilisé (Figure IV-3-1-c) pour l'extraction du signal iPPG [77], [119]. Le signal iPPG brut est ensuite extrait en utilisant la moyenne spatiale des intensités des pixels (Figure IV-3-1-d). Cette opération transforme les pixels de l'image de la ROI en un scalaire[77]. Ce processus est appliqué sur un ensemble de n trames générant ainsi une succession de n points (scalaires) formant le signal iPPG brut.

Le signal brute est d'abord interpolé à 256Hz pour affiner avec précision les vallées [148] puis ses tendances sont supprimées en utilisant une méthode avancée de *detrending* initialement proposée par Tarvainen et al [120] (Figure IV-3-1-e). Ensuite le signal résultant est filtré en



## **De l'analyse de la forme d'onde du signal iPPG Vers une mesure multiparamétrique**

utilisant sa représentation de transformée en ondelette continue puis avec un filtre adaptatif permettant de suivre les variations des fréquences du signal ( Figure IV-3-1-f). Cette étape garantit une détermination correcte des caractéristiques de la forme d'onde du signal iPPG. Les sondes PPG de contact utilisées dans cette étude délivrent des signaux PPG (cPPG) filtrés considérés comme vérité de terrain.

Il est à noter que les signaux filtrés iPPG et cPPG subissent le même traitement. Pour l'extraction des caractéristiques de la forme d'onde, les ondes de chaque signal sont tout d'abord coupées en fonction de ses vallées. Ces signaux sont donc analysés onde par onde [119]. Chaque onde est ensuite réinterpolée indépendamment à 256 points (Figure IV-3-1-f). Cela permet d'avoir un nombre de point standard pour toutes les ondes que ce soit du signal iPPG ou les signaux cPPGs.

Afin d'améliorer la stabilité des caractéristiques mesurées, toutes les 10 ondes successives sont moyennées en utilisant une fenêtre glissante d'un pas d'une onde (Figure IV-3-1-g). Puis la tendance linéaire de chaque onde est supprimée pour faciliter le calcul de certaines caractéristiques comme les aires (Figure IV-3-1-h). Après la normalisation de l'onde les trois catégories des caractéristiques : les caractéristiques temporelles, les aires et les caractéristiques de l'amplitude et de la dérivée seconde, sont calculées (Figure IV-3-1-i). Les détails d'extraction de chaque caractéristique sont décrits dans la section II-4-3

### **IV-4 Validation et discussion des résultats :**

Les expériences qui ont été conduites pour la validation de cette approche sont légèrement différentes par rapport à celles de la première approche. Généralement pour répondre aux exigences des études de faisabilité, les expériences sont faites dans des conditions laboratoire contrôlées. Cela permet d'évaluer la fiabilité de la méthode proposée et d'identifier les éventuelles sources d'artéfacts qui peuvent affecter la mesure. En effet dans cette section nous présentons le protocole expérimental et le matériel utilisé dans cette approche pour créer une base de données à travers la participation de plusieurs volontaires. Les résultats obtenus dans cette étude sont par la suite statistiquement étudiés et présentés.

# De l'analyse de la forme d'onde du signal iPPG Vers une mesure multiparamétrique IV

## IV-4-1 Protocole expérimentale

La configuration expérimentale dans cette étude, est très similaire à la première série d'expériences permettant de quantifier la fréquence cardiaque, la variabilité de la fréquence cardiaque et la fréquence respiratoire mais selon certaines conditions de mouvement. En effet, 12 volontaires de sexe, d'âge et de couleur de peau différents ont participé dans ces expériences. Au début des expériences, les participants ont été invités à s'asseoir sur une chaise devant la caméra à une distance d'environ 1 m (Figure IV-4-1). Deux capteurs PPG de contact ont été placés ; un sur le lobe de l'oreille droite et l'autre sur l'index droit afin d'enregistrer les deux signaux cPPG de référence. L'index a été choisi parce que la plupart des études de la littérature ont analysé la forme d'onde du signal cPPG enregistrée à partir de cette zone [20], [29]. Ainsi que le lobe de l'oreille a été choisi comme deuxième référence en raison de sa proximité avec le front (utilisé comme ROI pour les mesures de la caméra). Cela, nous permet d'éviter de placer le capteur de contact sur le front (ROI pour la mesure par la caméra) où il occultera partiellement cette zone lors de l'enregistrement de la vidéo. Les deux capteurs ont été placés sur deux sites différents pour observer l'effet du site de mesure. Pendant l'enregistrement, les participants ont été invités à respirer normalement (RNC : Respiration Non Contrôlée) pendant 60 secondes, puis à effectuer un maintien de la respiration (MR : Maintien de Respiration) aussi longtemps qu'ils le pouvaient.

Le comportement des caractéristiques mesurées est analysé durant le maintien de la respiration qui induit des variations physiologiques importantes.

## IV-4-2 Matériel

Dans cette étude, une caméra rapide (objectif 16 mm série C monté sur une caméra couleur EO-2223C d'Edmund Optics) a été utilisée. Les images ont été enregistrées à l'aide d'un logiciel développé en C ++ avec une résolution de 640 x 480 pixels et une cadence de 125 images par seconde. Les trois canaux RGB composant l'image (rouge, vert et bleu) sont codés avec 24 bits par pixel ( 8 bits par pixel pour chaque canal). Les vidéos ont été sauvegardées sous forme d'images bmp sans aucune compression. Les expériences ont été menées dans une pièce noire où la seule source de lumière était deux panneaux LED Neewer (NL480) comme le montre la Figure IV-4-1. L'éclairage LED a été utilisé dans nos expériences car il fournit un éclairage stable et homogène approprié pour la mesure iPPG. L'intensité lumineuse des deux panneaux LED a été fixée à 80 % d'un maximum de 3360 lux/m et la température de la couleur à 3750 K. Nous notons que les

## De l'analyse de la forme d'onde du signal iPPG Vers une mesure multiparamétrique

paramètres automatiquement réglés par la caméra (exposition et balance des blancs) ont été désactivés car il peuvent introduire des artefacts importants dans le signal iPPG mesuré [15].

Les signaux de référence ont été enregistrés par deux capteurs PPG (utilisent la lumière infrarouge) en contact commerciaux BVP-Flex/Pro (Thought Technologies Ltd.) à une fréquence de 256 Hz. Les signaux recueillis ont été analysés avec le logiciel MATLAB (The MathWorks, Inc.).

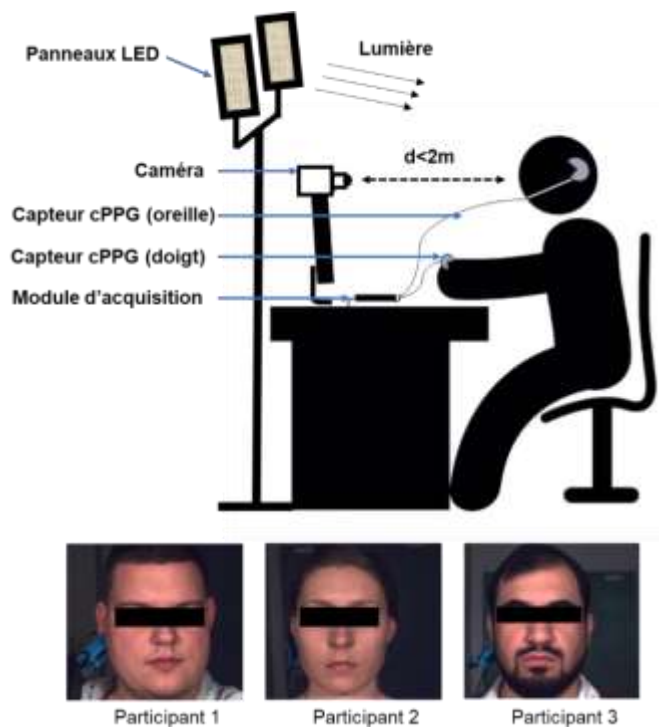


Figure IV-4-1 : Protocole expérimental. Le participant est installé devant la caméra à une distance d'approximativement 1 mètre. Deux capteurs en contact enregistrant les signaux PPG de référence sont placés au doigt et à l'oreille. La lumière artificielle est contrôlée par deux panneaux LED dont la couleur et l'intensité lumineuse sont ajustables.

### IV-4-3 Résultats et discussion

Des études précédentes [13], [20], [29] montrent que les caractéristiques de la forme d'onde du signal cPPG (de contact) sont fortement liées à plusieurs paramètres physiologiques tels que la fréquence cardiaque, la fréquence respiratoire, la rigidité artérielle, le vieillissement des vaisseaux le débit cardiaque, la résistance et la pression artérielle (section: Caractéristiques de l'onde PPG et leurs applications ). Nous avons proposé dans cette étude de comparer la forme d'onde du signal

## **De l'analyse de la forme d'onde du signal iPPG Vers une mesure multiparamétrique**

PPG sans contact enregistré à l'aide d'une caméra avec celle enregistrée par des sondes PPG de contact. Les caractéristiques extraites de ces formes d'ondes ont été évaluées et analysées. En effet, les résultats obtenus sont présentés dans la Figure IV-2-13 et les tableaux ci-dessous (Tableau IV-4-3-I, Tableau IV-4-3-II et Tableau IV-4-3-III). Ces résultats sont extraits de 3 sites de mesure différents, à savoir le front, à l'aide de la caméra, de l'oreille droite et de l'index droit, à l'aide de capteurs de contact approuvés (Figure IV-2-13). La comparaison des résultats obtenus par la caméra avec ceux des deux capteurs de contact permet d'observer l'impact du site de mesure [60]. Ainsi que cela nous permet aussi de nous assurer que les différences entre les résultats ne sont pas dues à nos méthodes du traitement du signal iPPG.

La Figure IV-2-13 présente un exemple de caractéristique par catégorie. On constate que les trois traces évoluent de la même manière et que la rétention de la respiration induit des variations physiologiques importantes. Cette figure permet d'apprécier la pertinence des mesures par caméra et montre que cette technologie accessible délivre des résultats significatifs, proches de ceux calculés à partir des capteurs références. Pour résumer, notre analyse statistique se fait sur 3 comparaisons de caractéristiques : iPPG (front) vs cPPG oreille, iPPG vs cPPG doigt et cPPG oreille vs cPPG doigt. Les caractéristiques sont présentées en trois catégories: temporelle, aires, dérivée seconde et amplitude (voir Figure IV-2-9, Figure IV-2-10 et Figure IV-2-11)

### **IV-4-3-1 Caractéristiques temporelles**

Les 8 caractéristiques temporelles abordées par la suite sont les plus fréquemment utilisées dans la littérature pour l'évaluation de plusieurs paramètres physiologiques [20]. Le Tableau IV-4-3-I suivant montre la comparaison entre la caméra et les sondes de contact.

## De l'analyse de la forme d'onde du signal iPPG Vers une mesure multiparamétrique IV

Tableau IV-4-3-I : Analyse statistique des caractéristiques temporelles. PI est la largeur totale de l'onde PPG, PWHH est la largeur à la mi-hauteur de l'onde PPG, FDPT est le temps de pic de la première dérivée, A2T est l'intervalle de temps entre le point d'inflexion (l'encoche dicrotique) et la fin de l'onde PPG, TN est l'intervalle de temps entre le début de l'onde PPG jusqu'à l'encoche dicrotique, DT est le délai entre le pic systolique et le pic diastoliques, CT est le temps de crête et DT est le temps de diastole. p-values sont  $<10^{-4}$  pour tous les coefficients de corrélation. RMSE correspond à l'erreur quadratique moyenne et MAPE à l'erreur absolue moyenne en pourcentage.

		cPPG <sub>oreille</sub> vs iPPG			cPPG <sub>doigt</sub> vs iPPG			cPPG <sub>doigt</sub> vs cPPG <sub>oreille</sub>		
Cara.	Exp.	Corrélation	RMSE	MAPE	Corrélation	RMSE	MAPE	Corrélation	RMSE	MAPE
		$\mu \pm \delta$		(%)	$\mu \pm \delta$		(%)	$\mu \pm \delta$		(%)
PI	NB	0.93±0.05	0.02	1.46	0.89±0.09	0.02	1.58	0.96±0.99	0.01	1.53
	BH	0.90±0.07	0.03	2.35	0.84±0.14	0.04	2.68	0.90±0.13	0.03	1.33
PWHH	NB	0.81±0.12	0.01	2.46	0.56±0.33	0.02	3.63	0.63±0.36	0.02	3.12
	BH	0.73±0.17	0.03	5.16	0.52±0.29	0.04	7.89	0.54±0.46	0.03	6.81
FDPT	NB	0.78±0.11	0.00	2.97	0.73±0.13	0.00	3.14	0.74±0.17	0.00	3.29
	BH	0.73±0.09	0.00	4.49	0.70±0.33	0.00	4.06	0.73±0.27	0.00	3.68
T2A	NB	0.88±0.06	0.02	2.08	0.82±0.14	0.02	2.42	0.91±0.15	0.01	1.13
	BH	0.84±0.11	0.03	3.55	0.78±0.13	0.04	3.81	0.90±0.09	0.02	1.81
TN	NB	0.85±0.08	0.01	2.24	0.75±0.15	0.01	2.76	0.84±0.18	0.01	1.85
	BH	0.81±0.10	0.02	4.09	0.66±0.19	0.02	5.01	0.80±0.18	0.01	3.24
$\Delta T$	NB	0.80±0.11	0.01	2.85	0.64±0.17	0.01	3.57	0.80±0.20	0.01	2.31
	BH	0.78±0.14	0.02	4.95	0.57±0.19	0.02	6.24	0.66±0.23	0.01	5.03
CT	NB	0.79±0.11	0.00	2.66	0.67±0.26	0.01	3.04	0.76±0.27	0.00	2.29
	BH	0.79±0.13	0.02	5.67	0.62±0.35	0.02	7.10	0.78±0.22	0.01	3.57
DT	NB	0.92±0.05	0.02	1.55	0.88±0.10	0.02	1.67	0.95±0.10	0.01	0.66
	BH	0.90±0.07	0.03	2.39	0.84±0.12	0.04	2.84	0.90±0.12	0.03	1.39

Nous présentons également, sur la Figure IV-4-2, les représentations en nuages de points de trois caractéristiques temporelles sélectionnés en fonction de leur degré de corrélation : forte, bonne et acceptable respectivement du gauche vers la droite. Les signaux comparés (Tableau IV-4-3-I) montrent donc une forte corrélation pour la caractéristique DT (0,92 pour RNC et 0,90 pour MR), une bonne corrélation pour la caractéristique A2T (0,88 pour RNC et 0,81 pour MR) et une corrélation acceptable pour la caractéristique PWHH (0,81 pour RNC et 0,73 pour MR).

## De l'analyse de la forme d'onde du signal iPPG Vers une mesure multiparamétrique IV

### mesure multiparamétrique

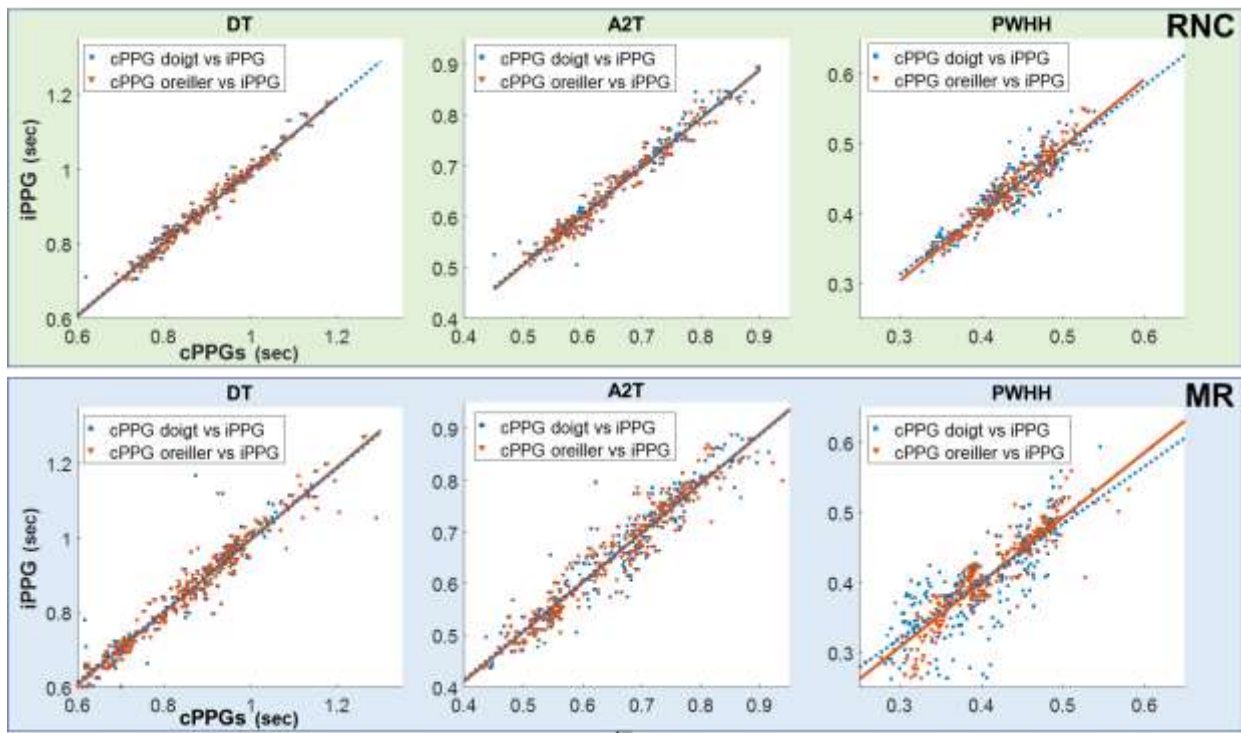


Figure IV-4-2 : Représentation en nuage de points (Scatterplot) de trois caractéristiques temporelles: DT: temps diastolique, A2T: temps de la seconde aire , PWHH: la largeur à la mi-hauteur de l'onde PPG. Les mesures sans contact sont en bon accord avec celles de contact pour DT et A2T. Les corrélations présentées dans le Tableau IV-4-3-I reflètent cette observation. Les lignes d'identité montrent la ligne de meilleur ajustement.

Globalement, nous remarquons que les caractéristiques temporelles sont très bien corrélées (par exemple  $\Delta T$  dans la Figure IV-2-13), en particulier pour les deux comparaisons cPPG oreille vs cPPG doigt et iPPG vs cPPG oreille. Pour les trois comparaisons, les caractéristiques PI et DT présentent les meilleures corrélations qui varient en moyenne entre 0,84 et 0,96 dans le cas des deux expériences (RNC et MR). Alors que PWHH présente une corrélation plus faible par rapport aux restes des caractéristiques. Cette corrélation reste acceptable si nous considérons uniquement la comparaison iPPG vs cPPG oreille où elle atteint en moyenne 0,73 pour MR et 0,81 pour RNC. Il est important de noter que pour toutes les caractéristiques temporelles, la corrélation en RNC est plus élevée qu'en MR tandis que les valeurs MAPE et RMSE sont un peu plus importantes pour MR que pour RNC.

Nous observons également que les caractéristiques extraites du cPPG oreille sont mieux corrélés avec celles du signal iPPG et cela par rapport aux caractéristiques extraites à partir du

## De l'analyse de la forme d'onde du signal iPPG Vers une mesure multiparamétrique

doigt. Ce phénomène traduit clairement l'impact significatif du site de mesure sur les corrélations compte tenu que le front et l'oreille sont très proches en termes de ROIs par rapport au doigt. Nous notons aussi que les faibles valeurs d'erreurs (Tableau IV-4-3-I) et la pente de la ligne de meilleur ajustement ( de l'anglais *line of best fit*) dans les représentation en nuages de points (Figure IV-4-2) ainsi que les faibles valeurs de p-val ( $p\text{-val} < 10^{-4}$ ) indiquent la concordance et la forte relation entre les deux techniques de mesure.

### IV-4-3-2 Caractéristiques de l'Aire

Les caractéristiques basées sur les aires sont généralement liées aux propriétés des vaisseaux sanguin telles que la résistance, l'élasticité et la compliance. Elles sont également exploités pour caractériser les propriétés d'éjection ventriculaire [38].

Tableau IV-4-3-II : Analyse statistique des caractéristiques basé sur les aires. PA : aire totale de l'onde iPPG, A1: aire avant l'encoche dicrotique, A2: aire après encoche dicrotique. p-values sont  $< 10^{-4}$  pour tous les coefficients de corrélation.

Cara. Exp.	cPPG <sub>oreille</sub> vs iPPG			cPPG <sub>doigt</sub> vs iPPG			cPPG <sub>doigt</sub> vs cPPG <sub>oreille</sub>			
	Correlation $\mu \pm \delta$	RMSE	MAPE (%)	Correlation $\mu \pm \delta$	RMSE	MAPE (%)	Correlation $\mu \pm \delta$	RMSE	MAPE (%)	
PA	NB	0.750.17	0.16	3.57	0.55±0.34	0.21	4.64	0.61±0.28	0.17	4.24
	BH	0.87±0.17	0.16	4.23	0.88±0.07	0.17	4.78	0.87±0.11	0.15	4.36
A1	NB	0.68±0.15	0.11	4.30	0.46±0.39	0.12	5.16	0.51±0.32	0.11	4.90
	BH	0.81±0.22	0.10	4.24	0.86±0.09	0.11	5.62	0.85±0.13	0.10	5.34
A2	NB	0.68±0.15	0.10	4.74	0.50±0.34	0.11	5.40	0.67±0.31	0.08	3.97
	BH	0.80±0.15	0.12	6.26	0.78±0.15	0.12	6.84	0.85±0.12	0.10	4.97

Le Tableau IV-4-3-II montre que les deux comparaisons iPPG vs cPPG oreille et cPPG oreille vs cPPG doigt présentent des valeurs de corrélation comparables pour toutes les caractéristiques de l'aire. Dans l'exemple sur la Figure IV-2-13, l'aire totale (PA) de l'onde iPPG évolue de la même manière pour tous les sites de mesure. Nous notons que MR introduit un changement significatif dans ces caractéristiques (voir Figure IV-2-13).

Contrairement aux caractéristiques temporelles, la corrélation dans le cas de MR est meilleure que celle de l'expérience RNC. Nous supposons que la corrélation de ces caractéristiques est associée à l'ampleur des changements physiologiques. Par conséquent la corrélation est un peu faible pour l'expérience RNC car aucun changement physiologique significatif lié aux propriétés

## De l'analyse de la forme d'onde du signal iPPG Vers une mesure multiparamétrique IV

du vaisseau n'apparaît au repos. Cependant, un maintien de respiration produit un changement physiologique global qui induit des variations significatives dans les aires de l'onde de pouls.

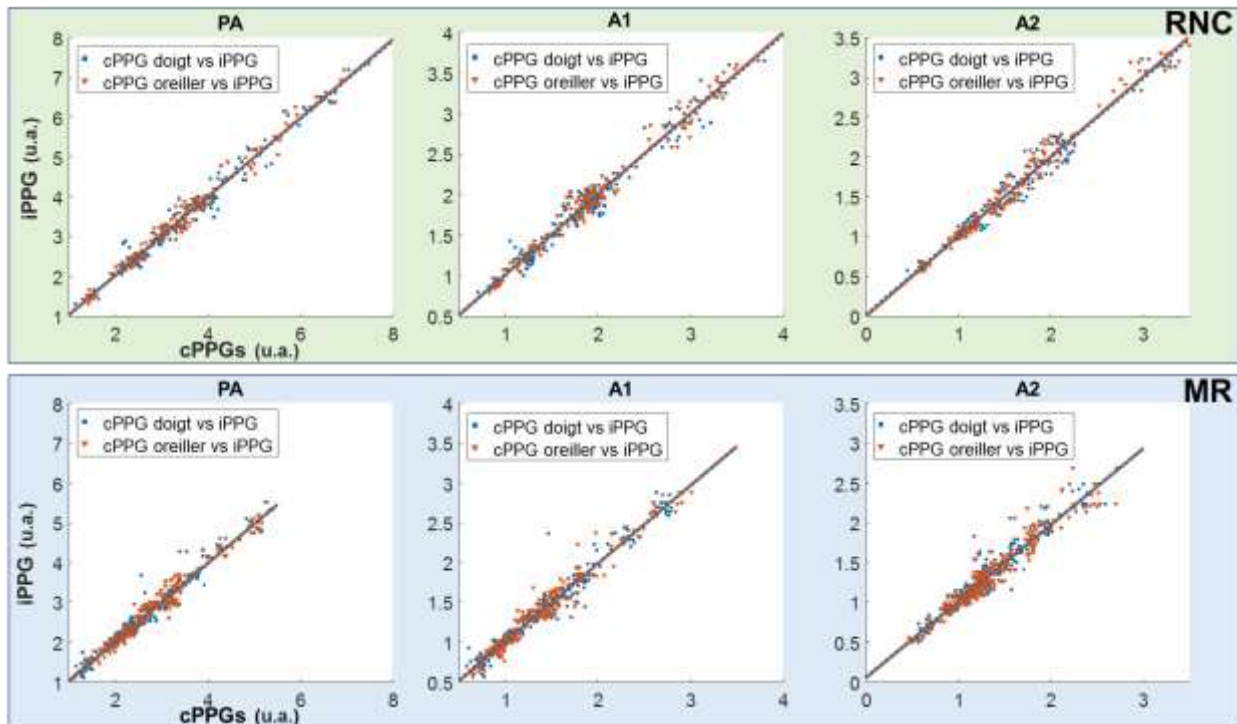


Figure IV-4-3 : Représentations en nuage de points pour les caractéristiques basées sur les aires : PA: aire totale de l'onde iPPG, A1: aire avant l'encoche dicrotique, A2: aire après encoche dicrotique, pour les deux expériences RNC (respiration normale non contrôlée) et MR (maintien de la respiration). Les lignes d'identité montrent la ligne de meilleur ajustement.

Pour toutes les caractéristiques basées sur les aires, la comparaison cPPG oreille vs iPPG montre une corrélation plus élevée que les autres comparaisons. Cela ne peut être dû qu'à l'effet du site de mesure, pareil que les caractéristiques temporelles. La pente de la ligne de meilleur ajustement sur la représentation en nuages de points (Figure IV-4-3) ainsi que les valeurs RMSE et MAPE montrent une forte relation entre les techniques de mesure. Nous avons aussi constaté que les caractéristiques des aires sont particulièrement sensibles au bruit de la caméra et aux artefacts de mouvements.



# De l'analyse de la forme d'onde du signal iPPG Vers une mesure multiparamétrique IV

## IV-4-3-3 Caractéristiques de la deuxième dérivée et de l'amplitude

La seconde dérivée reflète les variations les plus fines de la forme d'onde iPPG. Ces caractéristiques sont principalement associées à la rigidité artérielle et au vieillissement des vaisseaux sanguin [20]

Tableau IV-4-3-III : Analyse statistique des caractéristiques de la dérivées secondes et d'amplitude. b/a et e/a sont les rapports des amplitudes de la dérivées secondes, PH est la hauteur de l'onde PPG. p-values sont  $<10^{-4}$  pour tous les coefficients de corrélation.

Cara. Exp.		cPPG <sub>oreille</sub> vs iPPG			cPPG <sub>doigt</sub> vs iPPG			cPPG <sub>doigt</sub> vs cPPG <sub>oreille</sub>		
		Correlation $\mu \pm \delta$	RMSE	MAPE (%)	Correlation $\mu \pm \delta$	RMSE	MAPE (%)	Correlation $\mu \pm \delta$	RMSE	MAPE (%)
b/a	NB	0.55±0.26	0.03	2.40	0.14±0.34	0.04	3.51	0.05±0.42	0.04	3.79
	BH	0.72±0.15	0.04	3.55	0.11±0.07	0.08	6.60	0.14±0.65	0.08	6.39
e/a	NB	0.60±0.18	0.01	6.46	0.33±0.39	0.02	8.53	0.65±0.36	0.02	5.37
	BH	0.67±0.17	0.03	22.90	0.24±0.09	0.04	22.95	0.48±0.57	0.03	18.03
PH	NB	0.22±0.50	0.39	3.82	0.24±0.34	0.39	3.99	0.28±0.54	0.31	3.35
	BH	0.80±0.20	0.36	3.87	0.83±0.15	0.36	4.23	0.79±0.29	0.33	3.82

À partir du Tableau IV-4-3-III et des représentations en nuages de points (Figure IV-4-4), nous remarquons que RMSE et MAPE des caractéristiques calculées à partir de la deuxième dérivée sont acceptables, mais les corrélations sont un peu faibles. Seule la comparaison iPPG vs cPPG oreille présente une corrélation acceptable. Nous notons que ces caractéristiques sont très sensibles aux artefacts où de légères perturbations dans la forme d'onde iPPG peuvent considérablement affecter les caractéristiques de la deuxième dérivée. En pratique, cet effet a tendance à produire de fortes valeurs aberrantes qui conduisent à une baisse de la corrélation. Nous supposons également que les caractéristiques dérivées secondes sont étroitement liées à la densité des vaisseaux sanguins et aux propriétés vasculaires (par exemple le vieillissement des vaisseaux) qui diffèrent d'un site de mesure à un autre [60], [147].

Les corrélations des caractéristiques de la dérivée seconde sont bonnes pour les expériences MR (en moyenne sont environ 0,70) et acceptables (environ 0,57 en moyenne) pour RNC. D'après la Figure IV-2-13, la caractéristique e/a évolue de la même manière pour les trois traces celui issu de la caméra et les deux enregistrées avec des capteurs de contact. La Figure montre également l'impact du maintien de la respiration sur les caractéristiques de la dérivée seconde.

## De l'analyse de la forme d'onde du signal iPPG Vers une mesure multiparamétrique IV

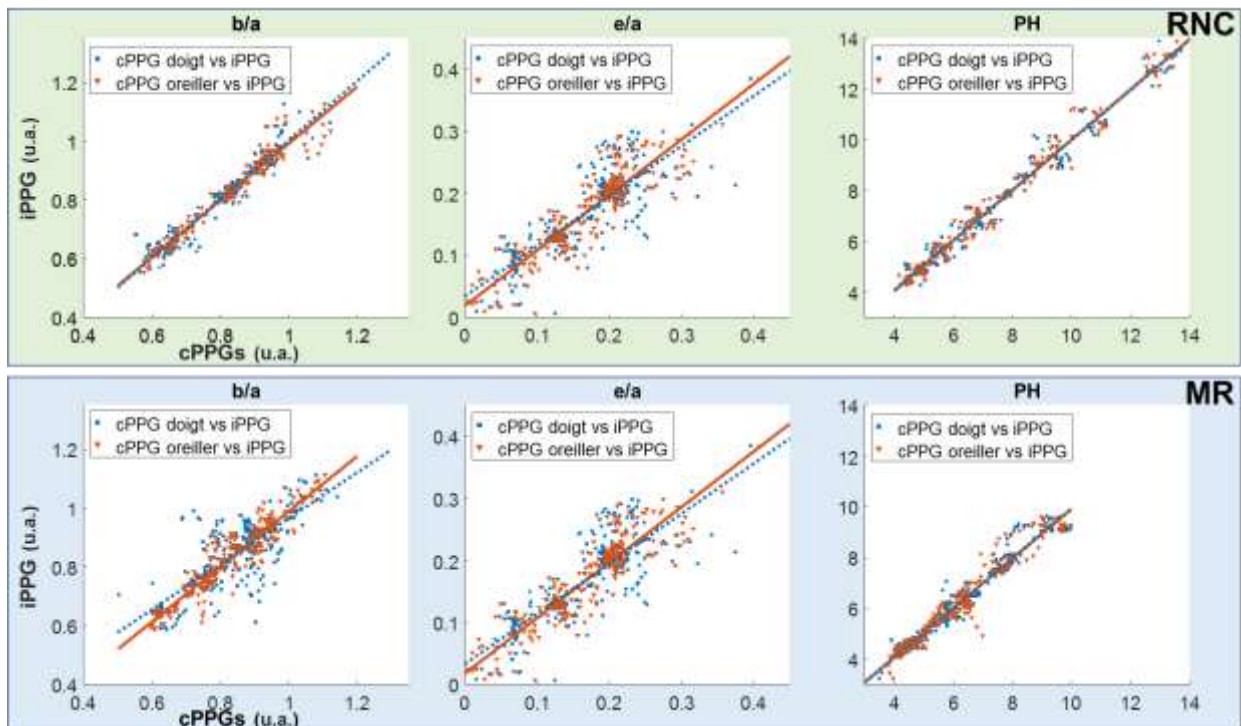


Figure IV-4-4 : Représentations en nuage de points pour les caractéristiques de dérivée seconde et d'amplitude. Les lignes d'identité montrent la ligne de meilleur ajustement.

Le PH est une caractéristique assez particulière qui dépend de deux processus physiologiques : la vasodilatation et de la vasoconstriction locales induits par la thermorégulation ou les variations de la pression artérielle [29]. Dans Tableau IV-4-3-III et la Figure IV-4-4, toutes les comparaisons présentent une forte corrélation pour l'expérience MR (autour de 0,80) et une très faible corrélation pour RNC (autour de 0,25). La Figure IV-2-13 reflète clairement cette observation. Il est à noter que le PH est presque constant au repos. En revanche, les expériences MR ont provoqué des variations significatives de PH, qui se traduisent par de meilleures valeurs de corrélation.

Les résultats présentés dans cette étude montrent que l'utilisation d'une caméra pour mesurer d'une manière sans contact les paramètres cardiovasculaires basés sur la forme d'onde PPG est très prometteuse. Globalement toutes les caractéristiques extraites des signaux sans contact sont bien corrélées avec celles obtenues à l'aide de capteurs PPG de contact même si les deux technologies sont différentes. Les écarts peuvent être dus à la différence de propriétés des sites de mesure [60]. Nous soulignons que plusieurs sources de bruit peuvent affecter le signal iPPG comme la caméra (efficacité quantique), l'éclairage ou les mouvements du sujet. Nous

## **De l'analyse de la forme d'onde du signal iPPG Vers une mesure multiparamétrique** **IV**

supposons dans cette étude que les effets des mouvements subtils et involontaires induits par le rythme cardiaque (effet balistocardiographique) sur le signal iPPG sont très faibles voire négligeables comme le montre [149].

### **IV-5 Conclusion**

L'imagerie photopléthysmographique est une technique de mesure optique non invasive, peu coûteuse, simple et sans contact utilisée pour mesurer des paramètres physiologiques. Nous avons démontré, dans cette étude, la faisabilité d'évaluer à distance les caractéristiques des formes d'onde iPPG. Les variations de ces caractéristiques sont en relation étroite avec plusieurs maladies cardiovasculaires telles que la rigidité artérielle, la pression artérielle et le vieillissement vasculaire. Cette étude fournit également des informations quantitatives pour bien comprendre les mécanismes sous-jacents de la forme d'onde issus à partir de différents sites corporels. Les caractéristiques de la forme d'onde du signal iPPG et celles de cPPG mesurées à partir de deux sites différents sont comparées. Plusieurs similitudes et une forte corrélation pour deux expériences (en respiration non contrôlée et en maintien de respiration) différentes ont été montrées. En effet, cPPG de l'oreille et le iPPG ont montré une forte corrélation pour les caractéristiques temporelles, une bonne corrélation pour les aires et une corrélation acceptable pour l'amplitude et les caractéristiques de la dérivées seconde.

Les effets du site de mesure peuvent être la raison de la légère faible corrélation de certaines caractéristiques. Globalement, les résultats montrent que les technologies employées pour mesurer sans contact les signaux PPG présentent un intérêt particulier pour l'évaluation de la rigidité artérielle, de la pression artérielle et par conséquent pour le diagnostic sans contact de plusieurs maladies cardiovasculaires.

Les principales limites de cette étude sont liées à la taille réduite et restreinte de l'échantillon de participant étudié (âge et types de peau). Nous prévoyons donc de mener des expériences similaires sur une population à grande échelle comprenant des patients et des participants âgés. Afin de bien comprendre l'effet du site de mesure, nous proposons, dans le cadre de travaux futurs, d'étudier les similitudes entre les formes d'onde du cPPG front et du iPPG (front) en positionnant un capteur de contact spécialement conçu pour mesurer le cPPG du front. L'effet de la gamme de longueurs d'onde sera également analysé à travers une comparaison entre les

## **De l'analyse de la forme d'onde du signal iPPG Vers une mesure multiparamétrique** **IV**

signaux de contact et sans contact mesurés au même et à différentes longueurs d'onde (à savoir IR et vert). Cette expérience pourrait ensuite être reproduite dans d'autres zones du corps (par exemple la région de la main).

---

# **Conclusion générale**

---

Les pathologies respiratoires ou cardiovasculaires et leurs risques s'accroissent avec le vieillissement en raison de la prévalence élective dans les tranches d'âge les plus élevées de la population. Ces maladies nécessitent un contrôle continu à travers des mesures plus fréquentes de leurs paramètres physiologiques relatifs. Cela permet le diagnostic précoce de la maladie et facilite sa prise en charge.

Dans ce contexte, la mesure sans contact de données physiologiques et médicales correspond à une solution d'intérêt : elle permet aux personnes d'effectuer des mesures fréquentes de leurs fonctions vitales, favorisant ainsi le diagnostic précoce ou un meilleur suivi de la ou des pathologies. Les mesures déportées (sans contact) sont prises de manière non-invasive ; sans instrumentation supplémentaire ou spécifique et sans aucun contact, par le biais des caméras embarquées dans des dispositifs d'usage quotidien comme les ordinateurs et les smartphones. L'estimation déportée de fonctions physiologiques concerne tout autant les personnes saines (diagnostic précoce) que malades ou immobilisées, vieillissantes ou en perte d'autonomie ainsi que dépendantes ou en situation de handicap (maladies invalidantes notamment).

Cette technologie n'est pas exclusivement liée aux pratiques médicales en milieu hospitalier. La télémédecine, les mesures à domicile et l'automesure peuvent être les grands consommateurs de cette technologie. En outre, dans l'automobile ces systèmes peuvent être utilisés pour surveiller les paramètres physiologiques du conducteur et l'alerter en cas de besoin. Cette technique rend aussi plus robuste les systèmes de sécurité et de biométrie et soulève la contrainte de contact pour les appareils de sport mesurant les paramètres physiologiques.

La recherche reconnaît les avantages de l'utilisation de capteurs sans contact pour acquérir des signaux physiologiques, notamment au niveau de l'hygiène, du confort et minimisation de stress et des risques de contagion. Par exemple, dans le cas de pandémie ou de maladie contagieuse, il est préférable de favoriser l'utilisation de ces capteurs.

Toutes les études menées sur l'imagerie Photopléthysmographique ont permis d'améliorer énormément ses performances en terme de fiabilité et robustesse. Cela a favorisé le passage de cette technique du contexte recherche et tests laboratoire au marché des dispositifs médicaux. Actuellement plusieurs applications d'automesure du rythme cardiaque, rythme respiratoire et variabilité du rythme cardiaque, basées sur la iPPG sont disponibles.

La première approche que nous avons développée dans le cadre de cette thèse, est une application permettant une mesure précise du rythme cardiaque, rythme respiratoire et la

variabilité du rythme cardiaque. Les expériences de validation de cette approche ont été faites dans des conditions réelles simulant une personne qui travaille sur son ordinateur. Les résultats obtenus dans le cadre de ces expériences ont montré une grande concordance et une forte corrélation entre les paramètres calculés à partir du signal iPPG et ceux calculés à partir du signal cPPG. Cela a permis d'apprécier la pertinence des mesures par caméra et confirme que cette technologie accessible délivre des résultats significatifs. Les méthodes utilisées au développement de cette approche sont simples et implantables dans des dispositifs de performances moyennes comme les smartphones et les ordinateurs portables. Tous ces avantages et caractéristiques rendent cette application utilisable en monde réel, prête pour être exploitée dans différents champs d'applications. Nous admettons que la validation de la méthode a été faite sur un nombre limité de participants et nous suggérons qu'elle doit être faite sur un échantillon de population un peu plus large.

Tout comme la Photopléthysmographie de contact, nous avons également prouvé la possibilité d'utiliser l'imagerie Photopléthysmographique pour le diagnostic de certaines maladies cardiovasculaires et pathologies artérielles, à travers une étude de faisabilité sur la forme d'onde du signal iPPG. Les paramètres tirés de la forme d'onde sont en étroite relation avec la pression artérielle, la rigidité, la résistance et l'âge des vaisseaux sanguins tels que cela était reporté dans la littérature du domaine (signaux cPPG). Les résultats obtenus dans cette approche sont très prometteurs. À travers des mesures plus fréquentes, cette technique permet d'envisager une détection précoce ainsi qu'une meilleure maîtrise et prise en charge de l'hypertension et d'autres pathologies athérosclérotiques, surtout avec un moyen bas coût et d'ores et déjà accessible. Le calibrage et la robustesse de la méthode font l'objet de nos travaux futurs.

La combinaison des deux approches proposées dans cette thèse va aboutir à un système multi-paramètres d'auto-mesure sans contact des paramètres physiologiques favorisant une appréciation globale de l'état de santé cardiovasculaire tout en assurant à l'utilisateur le confort, la sécurité, la fiabilité, la facilité d'utilisation et le faible coût.

## Résumé

Les avancées technologiques dans le domaine des capteurs, du traitement du signal et du traitement d'image ont favorisé le développement de nouvelles techniques peu coûteuses, confortables, sans contact, non stressantes, simples et portables pour la surveillance des paramètres physiologiques. Des études récentes ont montré que le signal Photoplethysmographique couramment mesuré avec des capteurs de contact directe avec la peau, peut être enregistré d'une manière sans contact. L'imagerie Photoplethysmographique (iPPG : *Imaging PhotoPlethysmoGraphy*) est une technique basée sur le même principe que la Photoplethysmographie de contact, tout en utilisant une caméra et une source de lumière dédiée, lumière ambiante ou lumière du jour. Elle détermine le volume de pouls sanguin à partir des images de visage humain en suivant les changements subtils de la couleur de la peau qui ne sont pas perceptibles à l'œil humain. iPPG peut être enregistré à l'aide des caméras intégrées dans des appareils à usage quotidien tels que les téléphones intelligents ou les ordinateurs portables. Dans cette thèse nous nous sommes focalisés sur la mesure sans contact de certains paramètres physiologiques relatifs à l'activité cardiovasculaire et respiratoire en proposant deux approches différentes basées sur la iPPG. La première méthode consiste à développer une technique robuste de mesure sans contact du signal photoplethysmographique issu d'un flux vidéo enregistré par une simple webcam. Le signal iPPG obtenu est ensuite exploité pour mesurer avec précision la fréquence cardiaque et respiratoire ainsi que la variabilité de la fréquence cardiaque. La deuxième méthode est une approche innovante d'analyse de la forme d'onde du signal iPPG pour extraire par la suite un ensemble de caractéristiques liées à plusieurs maladies cardiovasculaires et pathologies artérielles comme la pression artérielle, la rigidité, la résistance et l'âge des artères. Les résultats obtenus montrent une concordance et une forte corrélation entre les paramètres calculés à l'aide de la caméra (iPPG) et ceux calculés à partir du capteur en contact approuvé utilisé comme référence. Cette recherche ouvre plusieurs perspectives dans l'évaluation et le diagnostic sans contact de plusieurs maladies cardiovasculaires et respiratoires.

*Mots clés: activités cardiovasculaire et respiratoire caméra, fonctions vitales, imagerie photoplethysmographique, traitement d'image et du signal.*

## Abstract

Technological advances in the field of sensors; signal processing and image processing have fostered the development of new inexpensive, comfortable, non-contact, non-stressful, simple and portable techniques for monitoring physiological parameters. Recent studies have shown that the Photoplethysmographic signal, commonly measured with direct skin contact sensors, can be recorded in a contactless manner. Imaging PhotoPlethysmoGraphy (iPPG) is a technique based on the same principle as contact Photoplethysmography, while it uses a camera and a dedicated light source, ambient light or daylight. It allows remote detection of blood volume pulse from human face images by tracking subtle changes in skin color that are not perceptible to the human eye. iPPG can be recorded using cameras embedded in daily use devices like smartphones or laptops. In this thesis, we focused on the contactless measurement of certain physiological parameters related to cardiovascular and respiratory activities by proposing two different approaches based on the iPPG. The first method consists of developing a robust technique for iPPG signal measurement from a video stream recorded by a simple webcam. The resulting iPPG signal is then used to accurately measure heart and respiratory rates as well as heart rate variability. The second method is an innovative approach to analyze iPPG signal waveform to subsequently extract a set of characteristics related to several cardiovascular diseases and arterial pathologies such as blood pressure, stiffness, resistance and age of arteries. The obtained results show a concordance and a strong correlation between the parameters computed using the camera (iPPG) and those calculated from the approved contact sensor used as a reference. This research opens up several perspectives in the evaluation and the remote diagnosis of several cardiovascular and respiratory diseases.

*Key words: cardiovascular activity, and respiratory camera, vital functions, imaging photoplethysmography, image and signal processing.*

## ملخص

ساعدت التطورات التكنولوجية في مجالات أجهزة الاستشعار ومعالجة الإشارات والصور على تطوير تقنيات جديدة غير مكلفة غير متصلة، مريحة، بسيطة ومحمولة لمراقبة المعلمات الفسيولوجية. أظهرت الدراسات الحديثة إمكانية قياس إشارة التصوير الضوئي لدم من دون أي اتصال أو تلامس مباشر مع الشخص، حيث تقاس هذه الإشارة عادةً بأجهزة استشعار في تلامس المباشر. التصوير الضوئي لدم عن بعد هي تقنية تعتمد على نفس مبدأ التصوير الضوئي بالاتصال المباشر مع الشخص، ولكن باستخدام الكاميرا ومصدر الضوء المخصص كضوء المحيط أو ضوء النهار. تسمح هذه التكنولوجيا بتحديد حجم نبض الدم من خلال صور وجه الإنسان وذلك عن طريق تتبع التغيرات الدقيقة في لون الجلد، الغير الملحوظة للعين البشرية. يمكن أيضاً تسجيل هذه الإشارة باستخدام الكاميرات المدمجة في الأجهزة اليومية للاستعمال مثل الهواتف الذكية أو أجهزة الكمبيوتر المحمولة. تتمحور هذه الأطروحة على قياس بعض المعايير الفسيولوجية المتعلقة بنشاط القلب والأوعية الدموية والجهاز التنفسي من دون أي اتصال أو تلامس مباشر مع المستخدم وذلك من خلال اقتراح نهجين مختلفين يعتمدان على تقنية التصوير الضوئي لدم عن بعد. في المنهجية الأولى يتم تطوير تقنية دقيقة لقياس إشارة التصوير الضوئي عن بعد من خلال فيديو مسجل بواسطة كاميرا ويب بسيطة. ثم يتم استخدام إشارة الناتجة لقياس معدل ضربات القلب والتنفسي بدقة بالإضافة إلى التغير في معدل ضربات القلب. المنهجية الثانية هي تقنية مبتكرة لتحليل شكل موجة إشارة التصوير الضوئي لدم لاستخراج مجموعة من الخصائص المرتبطة بالعديد من أمراض القلب والأوعية الدموية وأمراض الشرايين مثل ضغط الدم، تصلب ومقاومة الشرايين وعمرها. تُظهر النتائج التي تم الحصول عليها توافقاً وارتباطاً قوياً بين المعلمات المحسوبة باستخدام الكاميرا وتلك المحسوبة من مستشعر التلامس المعتمد والمستخدم كمرجع. يفتح هذا البحث عدة وجهات نظر في التقييم والتشخيص عن بعد للعديد من أمراض القلب والأوعية الدموية والجهاز التنفسي.

*الكلمات المفتاحية: نشاط القلب والأوعية الدموية، كاميرا الجهاز التنفسي، الوظائف الحيوية، تصوير التصوير الضوئي، معالجة الصور والإشارات.*



## Bibliographie

- [1] World Health Organisation, « global health estimates 2016: death by Cause, Age, Sex, by country and Region, 2000-2016 ». Geneva, 2018.
- [2] C. Zywiec et D. Celikag, « Testing results and derivation of minimum performance criteria for computerized ECG-analysis », in [1991] *Proceedings Computers in Cardiology*, 1991, p. 97–100.
- [3] E. N. Marieb et K. Hoehn, *Human anatomy & physiology*, 9th ed. Boston: Pearson, 2013.
- [4] M. Garnier, V. Delamare, J. Delamare, et T. Delamare- Riche, « Dictionnaire des termes de médecine », 2000.
- [5] R. T. Lee et R. D. Kamm, « Vascular mechanics for the cardiologist », *J. Am. Coll. Cardiol.*, vol. 23, n° 6, p. 1289-1295, mai 1994, doi: 10.1016/0735-1097(94)90369-7.
- [6] M. Hallab, S. Pichierri, P. Chevalet, L. De Decker, et G. Berrut, « La rigidité artérielle, un nouveau facteur de risque à mesurer », *Gériatrie Psychol. Neuropsychiatr. Vieil.*, vol. 10, n° 3, p. 235–243, 2012.
- [7] P. Boutouyrie, K. T. Ong, et S. Laurent, « La rigidité artérielle: un marqueur de risque intégrateur », *Sang Thromb. Vaiss.*, vol. 21, n° 8, p. 350-355, oct. 2009, doi: 10.1684/stv.2009.0415.
- [8] B. Harbaoui, « Vascular stiffness and interventional cardiology », Theses, Université de Lyon, 2017.
- [9] O. Apodaca, « Acute effects of whole body vibration exercises with various frequencies and amplitudes on arterial stiffness in males », 2014.
- [10] A. R. Houghton, D. Gray, et F. Jan, *Maîtriser l'ECG: de la théorie à la clinique*. Elsevier Masson, 2011.
- [11] A. B. Hertzman, « Observations on the finger volume pulse recorded photoelectrically », *Am J Physiol*, vol. 119, p. 334–335, 1937.
- [12] A. Kamal, J. Harness, G. Irving, et A. Mearns, « Skin photoplethysmography—a review », *Comput. Methods Programs Biomed.*, vol. 28, n° 4, p. 257–269, 1989.
- [13] J. Allen, « Photoplethysmography and its application in clinical physiological measurement », *Physiol. Meas.*, vol. 28, n° 3, p. R1-R39, 2007.
- [14] B. L. Horecker, « The absorption spectra of hemoglobin and its derivatives in the visible and near infra-red regions », *J Biol Chem*, vol. 148, n° 1, p. 173–183, 1943.
- [15] F. Bousefsaf, C. Maaoui, et A. Pruski, « Continuous wavelet filtering on webcam photoplethysmographic signals to remotely assess the instantaneous heart rate », *Biomed. Signal Process. Control*, vol. 8, n° 6, p. 568–574, 2013.
- [16] M. Garbey, N. Sun, A. Merla, et I. Pavlidis, « Contact-free measurement of cardiac pulse based on the analysis of thermal imagery », *IEEE Trans. Biomed. Eng.*, vol. 54, n° 8, p. 1418–1426, 2007.
- [17] C. Takano et Y. Ohta, « Heart rate measurement based on a time-lapse image », *Med. Eng. Phys.*, vol. 29, n° 8, p. 853–857, 2007.
- [18] P. D. Mannheim, « The light–tissue interaction of pulse oximetry », *Anesth. Analg.*, vol. 105, n° 6, p. S10–S17, 2007.
- [19] D. S. T. MASIMo, « Signal Extraction Technology of MASIMo Co », *Tech. Bull.*, vol. 1, 2001.
- [20] M. Elgendi, « On the analysis of fingertip photoplethysmogram signals », *Curr. Cardiol. Rev.*, vol. 8, n° 1, p. 14–25, 2012.
- [21] Y. Maeda, M. Sekine, et T. Tamura, « The advantages of wearable green reflected photoplethysmography », *J. Med. Syst.*, vol. 35, n° 5, p. 829–834, 2011.

## Bibliographie

- [22] N. Hjortskov, D. Rissén, A. K. Blangsted, N. Fallentin, U. Lundberg, et K. Sjøgaard, « The effect of mental stress on heart rate variability and blood pressure during computer work », *Eur. J. Appl. Physiol.*, vol. 92, n° 1-2, p. 84–89, 2004.
- [23] E. Kristal-Boneh, M. Raifel, P. Froom, et J. Ribak, « Heart rate variability in health and disease », *Scand. J. Work. Environ. Health*, p. 85–95, 1995.
- [24] M. Nitzan, A. Romem, et R. Koppel, « Pulse oximetry: fundamentals and technology update », *Med. Devices Auckl. NZ*, vol. 7, p. 231, 2014.
- [25] S. Bobbia, « Vers le développement d'un capteur photopléthysmographique sans contact », PhD Thesis, 2019.
- [26] Y. Mendelson et B. D. Ochs, « Noninvasive pulse oximetry utilizing skin reflectance photoplethysmography », *IEEE Trans. Biomed. Eng.*, vol. 35, n° 10, p. 798–805, 1988.
- [27] L. A. Geddes, M. H. Voelz, C. F. Babbs, J. D. Bourland, et W. A. Tacker, « Pulse Transit Time as an Indicator of Arterial Blood Pressure », *Psychophysiology*, vol. 18, n° 1, p. 71–74, janv. 1981, doi: 10.1111/j.1469-8986.1981.tb01545.x.
- [28] G. D. Clifford, « Signal processing methods for heart rate variability », PhD Thesis, Oxford University, UK, 2002.
- [29] E. von Wowern, G. Östling, P. M. Nilsson, et P. Olofsson, « Digital Photoplethysmography for Assessment of Arterial Stiffness: Repeatability and Comparison with Applanation Tonometry », *PLOS ONE*, vol. 10, n° 8, p. e0135659, août 2015, doi: 10.1371/journal.pone.0135659.
- [30] K. Takazawa *et al.*, « Assessment of vasoactive agents and vascular aging by the second derivative of photoplethysmogram waveform », *Hypertension*, vol. 32, n° 2, p. 365–370, 1998.
- [31] C. Poon, X. Teng, Y. Wong, C. Zhang, et Y. Zhang, « Changes in the photoplethysmogram waveform after exercise », in *2004 2nd IEEE/EMBS International Summer School on Medical Devices and Biosensors*, 2004, p. 115–118.
- [32] S. Lu *et al.*, « Can Photoplethysmography Variability Serve as an Alternative Approach to Obtain Heart Rate Variability Information? », *J. Clin. Monit. Comput.*, vol. 22, n° 1, p. 23–29, janv. 2008, doi: 10.1007/s10877-007-9103-y.
- [33] S. C. Millasseau, R. Kelly, J. Ritter, et P. Chowienczyk, « Determination of age-related increases in large artery stiffness by digital pulse contour analysis », *Clin. Sci.*, vol. 103, n° 4, p. 371–377, 2002.
- [34] S. R. Alty, N. Angarita-Jaimes, S. C. Millasseau, et P. J. Chowienczyk, « Predicting arterial stiffness from the digital volume pulse waveform », *IEEE Trans. Biomed. Eng.*, vol. 54, n° 12, p. 2268–2275, 2007.
- [35] A. A. Awad *et al.*, « The relationship between the photoplethysmographic waveform and systemic vascular resistance », *J. Clin. Monit. Comput.*, vol. 21, n° 6, p. 365–372, nov. 2007, doi: 10.1007/s10877-007-9097-5.
- [36] X. F. Teng et Y. T. Zhang, « Continuous and noninvasive estimation of arterial blood pressure using a photoplethysmographic approach », in *Proceedings of the 25th Annual International Conference of the IEEE Engineering in Medicine and Biology Society (IEEE Cat. No.03CH37439)*, Cancun, Mexico, 2003, p. 3153–3156, doi: 10.1109/IEMBS.2003.1280811.
- [37] Y. Li, Z. Wang, L. Zhang, X. Yang, et J. Song, « Characters available in photoplethysmogram for blood pressure estimation: beyond the pulse transit time », *Australas. Phys. Eng. Sci. Med.*, vol. 37, n° 2, p. 367–376, juin 2014, doi: 10.1007/s13246-014-0269-6.

## Bibliographie

- [38] A. Wang *et al.*, « Quantification of radial arterial pulse characteristics change during exercise and recovery », *J. Physiol. Sci.*, vol. 68, n° 2, p. 113–120, 2018.
- [39] M. S. Tanveer et M. K. Hasan, « Cuffless blood pressure estimation from electrocardiogram and photoplethysmogram using waveform-based ANN-LSTM network », *Biomed. Signal Process. Control*, vol. 51, p. 382–392, 2019.
- [40] P. Salvi, C. Palombo, G. M. Salvi, C. Labat, G. Parati, et A. Benetos, « Left ventricular ejection time, not heart rate, is an independent correlate of aortic pulse wave velocity », *J. Appl. Physiol.*, vol. 115, n° 11, p. 1610–1617, déc. 2013, doi: 10.1152/jappphysiol.00475.2013.
- [41] C.-M. Huang *et al.*, « Radial Pressure Pulse and Heart Rate Variability in Heat- and Cold-Stressed Humans », *Evid. Based Complement. Alternat. Med.*, vol. 2011, p. 1–9, 2011, doi: 10.1155/2011/751317.
- [42] L. Wang et Y. T. Zhang, « A Novel Photoplethysmogram Index for Total Peripheral Resistance after Bicycle Exercise », 2008.
- [43] J. M. Ahn, « New Aging Index Using Signal Features of Both Photoplethysmograms and Acceleration Plethysmograms », *Healthc. Inform. Res.*, vol. 23, n° 1, p. 53, 2017, doi: 10.4258/hir.2017.23.1.53.
- [44] G. F. Mitchell *et al.*, « Changes in arterial stiffness and wave reflection with advancing age in healthy men and women: the Framingham Heart Study », *Hypertension*, vol. 43, n° 6, p. 1239–1245, 2004.
- [45] M. Scharm *et al.*, « Increased central artery stiffness in impaired glucose metabolism and type 2 diabetes », *Hypertension*, vol. 43, p. 176–81, 2004.
- [46] M. E. Safar, G. M. London, et others, « Therapeutic studies and arterial stiffness in hypertension: recommendations of the European Society of Hypertension », *J. Hypertens.*, vol. 18, n° 11, p. 1527–1535, 2000.
- [47] B. A. Kingwell et C. D. Gatzka, « Arterial stiffness and prediction of cardiovascular risk », *J. Hypertens.*, vol. 20, n° 12, p. 2337–2340, 2002.
- [48] J. Padilla, E. Berjano, J. Saiz, L. Facila, P. Diaz, et S. Merce, « Assessment of relationships between blood pressure, pulse wave velocity and digital volume pulse », in *2006 Computers in Cardiology*, 2006, p. 893–896.
- [49] K. Takazawa, « Clinical usefulness of the second derivative of a plethysmogram (acceleration plethysmogram) », *J Cardiol*, vol. 23, p. 207–217, 1993.
- [50] I. Imanaga, H. Hara, S. Koyanagi, et K. Tanaka, « Correlation between wave components of the second derivative of plethysmogram and arterial distensibility », *Jpn. Heart J.*, vol. 39, n° 6, p. 775–784, 1998.
- [51] Y. Aiba *et al.*, « Peripheral hemodynamics evaluated by acceleration plethysmography in workers exposed to lead », *Ind. Health*, vol. 37, n° 1, p. 3–8, 1999.
- [52] N. Nousou, S. Urase, Y. Maniwa, K. Fujimura, et Y. Fukui, « Classification of acceleration plethysmogram using self-organizing map », in *2006 International Symposium on Intelligent Signal Processing and Communications*, 2006, p. 681–684.
- [53] T. Otsuka, T. Kawada, M. Katsumata, et C. Ibuki, « Utility of second derivative of the finger photoplethysmogram for the estimation of the risk of coronary heart disease in the general population », *Circ. J.*, vol. 70, n° 3, p. 304–310, 2006.
- [54] H. J. Baek, J. S. Kim, Y. S. Kim, H. B. Lee, et K. S. Park, « Second derivative of photoplethysmography for estimating vascular aging », in *2007 6th International Special Topic Conference on Information Technology Applications in Biomedicine*, 2007, p. 70–72.

## Bibliographie

- [55] K. Taniguchi *et al.*, « Evaluating the surgeon's stress when using surgical assistant robots », in *RO-MAN 2007-The 16th IEEE International Symposium on Robot and Human Interactive Communication*, 2007, p. 888–893.
- [56] M. Elgendi, M. Jonkman, et F. De Boer, « Heart Rate Variability Measurement using the Second Derivative Photoplethysmogram. », in *BIOSIGNALS*, 2010, p. 82–87.
- [57] M. Elgendi, M. Jonkman, F. De Boer, et others, « Measurement of aa intervals at rest in the second derivative plethysmogram », in *Proceedings of the 2009 International Symposium on Bioelectronics and Bioinformatics*, 2009, p. 76.
- [58] S. Homma, S. Ito, T. Koto, et H. Ikegami, « Relationship between accelerated plethysmogram, blood pressure and arteriolar elasticity », *Jpn. J. Phys. Fit. Sports Med.*, vol. 41, n° 1, p. 98–107, 1992.
- [59] J. M. Kuller, « Skin breakdown: risk factors, prevention, and treatment », *Newborn Infant Nurs. Rev.*, vol. 1, n° 1, p. 35–42, 2001.
- [60] V. Hartmann, H. Liu, F. Chen, Q. Qiu, S. Hughes, et D. Zheng, « Quantitative comparison of photoplethysmographic waveform characteristics: effect of measurement site », *Front. Physiol.*, vol. 10, 2019.
- [61] A. C. M. Dassel, R. Graaff, A. Meijer, W. G. Zijlstra, et J. G. Aarnoudse, « Reflectance pulse oximetry at the forehead of newborns: The influence of varying pressure on the probe », *J. Clin. Monit.*, vol. 12, n° 6, p. 421–428, 1996.
- [62] M.-Z. Poh, D. J. McDuff, et R. W. Picard, « Advancements in Noncontact, Multiparameter Physiological Measurements Using a Webcam », *IEEE Trans. Biomed. Eng.*, vol. 58, n° 1, p. 7–11, janv. 2011, doi: 10.1109/TBME.2010.2086456.
- [63] M.-Z. Poh, D. J. McDuff, et R. W. Picard, « Non-contact, automated cardiac pulse measurements using video imaging and blind source separation. », *Opt. Express*, vol. 18, n° 10, p. 10762–10774, 2010.
- [64] F. Bousefsaf, « Mesure sans contact de l'activité cardiaque par analyse du flux vidéo issu d'une caméra numérique : extraction de paramètres physiologiques et application à l'estimation du stress », PhD Thesis, Lorraine, 2014.
- [65] X. Fan, Q. Ye, X. Yang, et S. D. Choudhury, « Robust blood pressure estimation using an RGB camera », *J. Ambient Intell. Humaniz. Comput.*, sept. 2018, doi: 10.1007/s12652-018-1026-6.
- [66] I. C. Jeong et J. Finkelstein, « Introducing contactless blood pressure assessment using a high speed video camera », *J. Med. Syst.*, vol. 40, n° 4, p. 77, 2016.
- [67] N. Sugita, M. Yoshizawa, M. Abe, A. Tanaka, N. Homma, et T. Yambe, « Contactless Technique for Measuring Blood-Pressure Variability from One Region in Video Plethysmography », *J. Med. Biol. Eng.*, p. 1–10, 2018.
- [68] U. Bal, « Non-contact estimation of heart rate and oxygen saturation using ambient light », *Biomed. Opt. Express*, vol. 6, n° 1, p. 86, janv. 2015, doi: 10.1364/BOE.6.000086.
- [69] A. R. Guazzi *et al.*, « Non-contact measurement of oxygen saturation with an RGB camera », *Biomed. Opt. Express*, vol. 6, n° 9, p. 3320, sept. 2015, doi: 10.1364/BOE.6.003320.
- [70] D. Shao *et al.*, « Noncontact monitoring of blood oxygen saturation using camera and dual-wavelength imaging system », *IEEE Trans. Biomed. Eng.*, vol. 63, n° 6, p. 1091–1098, 2016.
- [71] S. Y. Chekmenev, H. Rara, et A. A. Farag, « Non-contact, wavelet-based measurement of vital signs using thermal imaging », in *The first international conference on graphics, vision, and image processing (GVIP)*, Cairo, Egypt, 2005, p. 107–112.
- [72] M. Yang, Q. Liu, T. Turner, et Y. Wu, « Vital sign estimation from passive thermal video », in *2008 IEEE Conference on Computer Vision and Pattern Recognition*, 2008, p. 1–8.

## Bibliographie

- [73] T. Bourlai, P. Buddharaju, I. Pavlidis, et B. Bass, « Methodological advances on pulse measurement through functional imaging », in *Computational Surgery and Dual Training*, Springer, 2010, p. 101–121.
- [74] P. Sahindrakar, G. de Haan, et I. Kirenko, « Improving motion robustness of contact-less monitoring of heart rate using video analysis », *Tech. Univ. Eindh. Dep. Math. Comput. Sci.*, 2011.
- [75] J. Kranjec, S. Beguš, G. Geršak, et J. Drnovšek, « Non-contact heart rate and heart rate variability measurements: A review », *Biomed. Signal Process. Control*, vol. 13, p. 102–112, 2014.
- [76] W. Wang, A. C. den Brinker, S. Stuijk, et G. de Haan, « Robust heart rate from fitness videos », *Physiol. Meas.*, vol. 38, n° 6, p. 1023, 2017.
- [77] W. Verkruysse, L. O. Svaasand, et J. S. Nelson, « Remote plethysmographic imaging using ambient light. », *Opt. Express*, vol. 16, n° 26, p. 21434–21445, 2008.
- [78] P. Viola et M. J. Jones, « Robust real-time face detection », *Int. J. Comput. Vis.*, vol. 57, n° 2, p. 137–154, 2004.
- [79] A. Hyvärinen et E. Oja, « Independent component analysis: algorithms and applications », *Neural Netw.*, vol. 13, n° 4-5, p. 411–430, 2000.
- [80] J.-F. Cardoso, « Analyse en composantes indépendantes », *Proc XXXIV Journ. Stat. Brux.*, 2002.
- [81] M. Lewandowska, J. Rumiński, T. Kocejko, et J. Nowak, « Measuring pulse rate with a webcam—a non-contact method for evaluating cardiac activity », in *2011 federated conference on computer science and information systems (FedCSIS)*, 2011, p. 405–410.
- [82] M. Hülsbusch, « An image-based functional method for opto-electronic detection of skin-perfusion », *RWTH Aachen Ger.*, 2008.
- [83] G. De Haan et V. Jeanne, « Robust pulse rate from chrominance-based rPPG », *IEEE Trans. Biomed. Eng.*, vol. 60, n° 10, p. 2878–2886, 2013.
- [84] G. De Haan et A. Van Leest, « Improved motion robustness of remote-PPG by using the blood volume pulse signature », *Physiol. Meas.*, vol. 35, n° 9, p. 1913, 2014.
- [85] W. Wang, S. Stuijk, et G. De Haan, « A novel algorithm for remote photoplethysmography: Spatial subspace rotation », *IEEE Trans. Biomed. Eng.*, vol. 63, n° 9, p. 1974–1984, 2015.
- [86] W. Wang, A. C. den Brinker, S. Stuijk, et G. de Haan, « Algorithmic principles of remote PPG », *IEEE Trans. Biomed. Eng.*, vol. 64, n° 7, p. 1479–1491, 2016.
- [87] Y. Sun, C. Papin, V. Azorin-Peris, R. Kalawsky, S. Greenwald, et S. Hu, « Comparison of scientific CMOS camera and webcam for monitoring cardiac pulse after exercise », in *Applications of Digital Image Processing XXXIV*, 2011, vol. 8135, p. 813506.
- [88] S. Yu, S. Hu, V. Azorin-Peris, J. A. Chambers, Y. Zhu, et S. E. Greenwald, « Motion-compensated noncontact imaging photoplethysmography to monitor cardiorespiratory status during exercise », *J. Biomed. Opt.*, vol. 16, n° 7, p. 077010, 2011.
- [89] D. McDuff, S. Gontarek, et R. W. Picard, « Improvements in remote cardiopulmonary measurement using a five-band digital camera », *IEEE Trans. Biomed. Eng.*, vol. 61, n° 10, p. 2593–2601, 2014.
- [90] Y. Sun et N. Thakor, « Photoplethysmography revisited: from contact to noncontact, from point to imaging », *IEEE Trans. Biomed. Eng.*, vol. 63, n° 3, p. 463–477, 2015.
- [91] Y. Sun, V. Azorin-Peris, R. Kalawsky, S. Hu, C. Papin, et S. E. Greenwald, « Use of ambient light in remote photoplethysmographic systems: comparison between a high-performance camera and a low-cost webcam », *J. Biomed. Opt.*, vol. 17, n° 3, p. 037005, 2012.

## Bibliographie

- [92] F. Bousefsaf, C. Maaoui, et A. Pruski, « Peripheral vasomotor activity assessment using a continuous wavelet analysis on webcam photoplethysmographic signals », *Biomed. Mater. Eng.*, vol. 27, n° 5, p. 527-538, nov. 2016, doi: 10.3233/BME-161606.
- [93] E. B. Blackford et J. R. Estep, « Effects of frame rate and image resolution on pulse rate measured using multiple camera imaging photoplethysmography », in *Medical Imaging 2015: Biomedical Applications in Molecular, Structural, and Functional Imaging*, 2015, vol. 9417, p. 94172D.
- [94] F. Bousefsaf, C. Maaoui, et A. Pruski, « Remote assessment of the Heart Rate Variability to detect mental stress », présenté à ICTs for improving Patients Rehabilitation Research Techniques, Venice, Italy, 2013, doi: 10.4108/icst.pervasivehealth.2013.252181.
- [95] Y. Benezeth, P. Li, R. Macwan, K. Nakamura, R. Gomez, et F. Yang, « Remote heart rate variability for emotional state monitoring », in *2018 IEEE EMBS International Conference on Biomedical & Health Informatics (BHI)*, 2018, p. 153–156.
- [96] H. E. Tasli, A. Gudi, et M. Den Uyl, « Integrating remote ppg in facial expression analysis framework », in *Proceedings of the 16th International Conference on Multimodal Interaction*, 2014, p. 74–75.
- [97] J. Karvonen et T. Vuorimaa, « Heart rate and exercise intensity during sports activities », *Sports Med.*, vol. 5, n° 5, p. 303–311, 1988.
- [98] Y. Cui, C.-H. Fu, H. Hong, Y. Zhang, et F. Shu, « Non-contact time varying heart rate monitoring in exercise by video camera », in *2015 International Conference on Wireless Communications & Signal Processing (WCSP)*, 2015, p. 1–5.
- [99] M. Turk et A. Pentland, « Face recognition using eigenfaces », in *Proceedings. 1991 IEEE computer society conference on computer vision and pattern recognition*, 1991, p. 586–587.
- [100] W. Zhao, R. Chellappa, P. J. Phillips, et A. Rosenfeld, « Face recognition: A literature survey », *ACM Comput. Surv. CSUR*, vol. 35, n° 4, p. 399–458, 2003.
- [101] A. Hadid, « Face biometrics under spoofing attacks: Vulnerabilities, countermeasures, open issues, and research directions », in *Proceedings of the IEEE Conference on Computer Vision and Pattern Recognition Workshops*, 2014, p. 113–118.
- [102] S. Liu, B. Yang, P. C. Yuen, et G. Zhao, « A 3D mask face anti-spoofing database with real world variations », in *Proceedings of the IEEE conference on computer vision and pattern recognition workshops*, 2016, p. 100–106.
- [103] S. Liu, P. C. Yuen, S. Zhang, et G. Zhao, « 3D mask face anti-spoofing with remote photoplethysmography », in *European Conference on Computer Vision*, 2016, p. 85–100.
- [104] J. Kuo, S. Koppel, J. L. Charlton, et C. M. Rudin-Brown, « Evaluation of a video-based measure of driver heart rate », *J. Safety Res.*, vol. 54, p. 55–e29, 2015.
- [105] I. R. Tayibnapis, D.-Y. Koo, M.-K. Choi, et S. Kwon, « A novel driver fatigue monitoring using optical imaging of face on safe driving system », in *2016 International Conference on Control, Electronics, Renewable Energy and Communications (ICCEREC)*, 2016, p. 115–120.
- [106] B.-F. Wu, Y.-W. Chu, P.-W. Huang, M.-L. Chung, et T.-M. Lin, « A motion robust remote-PPG approach to driver's health state monitoring », in *Asian Conference on Computer Vision*, 2016, p. 463–476.
- [107] Q. Zhang, Q. Wu, Y. Zhou, X. Wu, Y. Ou, et H. Zhou, « Webcam-based, non-contact, real-time measurement for the physiological parameters of drivers », *Measurement*, vol. 100, p. 311–321, 2017.
- [108] A. A. Lenskiy et J.-S. Lee, « Driver's eye blinking detection using novel color and texture segmentation algorithms », *Int. J. Control Autom. Syst.*, vol. 10, n° 2, p. 317–327, 2012.

## Bibliographie

- [109] F. Vicente, Z. Huang, X. Xiong, F. De la Torre, W. Zhang, et D. Levi, « Driver gaze tracking and eyes off the road detection system », *IEEE Trans. Intell. Transp. Syst.*, vol. 16, n° 4, p. 2014–2027, 2015.
- [110] « Librairie OpenCV. En ligne sur : <http://opencv.org> ». .
- [111] F. Bousefsaf, C. Maaoui, et A. Pruski, « Remote detection of mental workload changes using cardiac parameters assessed with a low-cost webcam », *Comput. Biol. Med.*, vol. 53, p. 154–163, oct. 2014, doi: 10.1016/j.combiomed.2014.07.014.
- [112] M.-Z. Poh, D. J. McDuff, et R. W. Picard, « Non-contact, automated cardiac pulse measurements using video imaging and blind source separation. », *Opt. Express*, vol. 18, n° 10, p. 10762–10774, 2010.
- [113] G. Lempe, S. Zaunseder, T. Wirthgen, S. Zipser, et H. Malberg, « ROI selection for remote photoplethysmography », in *Bildverarbeitung für die Medizin 2013*, Springer, 2013, p. 99–103.
- [114] M. Lewandowska, J. Rumiński, T. Kocejko, et J. Nowak, « Measuring pulse rate with a webcam—a non-contact method for evaluating cardiac activity », in *2011 federated conference on computer science and information systems (FedCSIS)*, 2011, p. 405–410.
- [115] D. Djeldjli, C. Maaoui, et F. B. Reguig, « Robust heart activity measurement using webcam », in *2019 International Conference on Control, Automation and Diagnosis (ICCAD)*, 2019, p. 1–6.
- [116] T. M. Mahmoud et others, « A new fast skin color detection technique », *World Acad. Sci. Eng. Technol.*, vol. 43, p. 501–505, 2008.
- [117] B. L. Horecker, « The absorption spectra of hemoglobin and its derivatives in the visible and near infra-red regions », *J Biol Chem*, vol. 148, n° 1, p. 173–183, 1943.
- [118] C. Poynton, « The CIE system of colorimetry », *Digit. Video HDTV Algorithms Interfaces*, p. 211–231, 2012.
- [119] D. Djeldjli, F. Bousefsaf, C. Maaoui, et F. Bereksi-Reguig, « Imaging Photoplethysmography: Signal Waveform Analysis », in *2019 10th IEEE International Conference on Intelligent Data Acquisition and Advanced Computing Systems: Technology and Applications (IDAACS)*, Metz, France, sept. 2019, p. 830–834, doi: 10.1109/IDAACS.2019.8924239.
- [120] M. P. Tarvainen, P. O. Ranta-aho, et P. A. Karjalainen, « An advanced detrending method with application to HRV analysis », *IEEE Trans. Biomed. Eng.*, vol. 49, n° 2, p. 172–175, févr. 2002, doi: 10.1109/10.979357.
- [121] F. N. Fritsch et R. E. Carlson, « Monotone piecewise cubic interpolation », *SIAM J. Numer. Anal.*, vol. 17, n° 2, p. 238–246, 1980.
- [122] G. Joseph, A. Joseph, G. Titus, R. M. Thomas, et D. Jose, « Photoplethysmogram (PPG) signal analysis and wavelet de-noising », in *2014 annual international conference on emerging research areas: Magnetics, machines and drives (AICERA/iCMMMD)*, 2014, p. 1–5.
- [123] P. Steer, « Fetal distress », *Risks Labour*, p. 27, 1985.
- [124] T. F. of the E. S. of C. the N. A. S. of P. Electrophysiology, « Heart rate variability: standards of measurement, physiological interpretation, and clinical use », *Circulation*, vol. 93, n° 5, p. 1043–1065, 1996.
- [125] G. E. Billman, H. V. Huikuri, J. Sacha, et K. Trimmel, « An introduction to heart rate variability: methodological considerations and clinical applications », *Front. Physiol.*, vol. 6, févr. 2015, doi: 10.3389/fphys.2015.00055.

## Bibliographie

- [126] R. M. Carney, K. E. Freedland, et P. K. Stein, « Anxiety, depression, and heart rate variability », *Psychosom. Med.*, vol. 62, n° 1, p. 84–86, 2000.
- [127] B. Makivić, M. Nikić Djordjević, et M. S. Willis, « Heart Rate Variability (HRV) as a tool for diagnostic and monitoring performance in sport and physical activities. », *J. Exerc. Physiol. Online*, vol. 16, n° 3, 2013.
- [128] A. Chowdhury, R. Shankaran, M. Kavakli, et M. M. Haque, « Sensor applications and physiological features in drivers' drowsiness detection: A review », *IEEE Sens. J.*, vol. 18, n° 8, p. 3055–3067, 2018.
- [129] U. R. Acharya, K. P. Joseph, N. Kannathal, C. M. Lim, et J. S. Suri, « Heart rate variability: a review », *Med. Biol. Eng. Comput.*, vol. 44, n° 12, p. 1031–1051, 2006.
- [130] E. S. Neto, J. Neidecker, et J. Lehot, « Comprendre la variabilité de la pression artérielle et de la fréquence cardiaque », in *Annales françaises d'anesthésie et de réanimation*, 2003, vol. 22, n° 5, p. 425–452.
- [131] F. Shaffer et J. P. Ginsberg, « An Overview of Heart Rate Variability Metrics and Norms », *Front. Public Health*, vol. 5, p. 258, sept. 2017, doi: 10.3389/fpubh.2017.00258.
- [132] M. R. Esco et A. A. Flatt, « Ultra-short-term heart rate variability indexes at rest and post-exercise in athletes: evaluating the agreement with accepted recommendations », *J. Sports Sci. Med.*, vol. 13, n° 3, p. 535, 2014.
- [133] B. M. Appelhans et L. J. Luecken, « Heart rate variability as an index of regulated emotional responding », *Rev. Gen. Psychol.*, vol. 10, n° 3, p. 229–240, 2006.
- [134] C. M. DeGiorgio *et al.*, « RMSSD, a measure of vagus-mediated heart rate variability, is associated with risk factors for SUDEP: the SUDEP-7 Inventory », *Epilepsy Behav.*, vol. 19, n° 1, p. 78–81, 2010.
- [135] L. Salahuddin, J. Cho, M. G. Jeong, et D. Kim, « Ultra short term analysis of heart rate variability for monitoring mental stress in mobile settings », in *2007 29th annual international conference of the ieee engineering in medicine and biology society*, 2007, p. 4656–4659.
- [136] H. J. Baek, C.-H. Cho, J. Cho, et J.-M. Woo, « Reliability of ultra-short-term analysis as a surrogate of standard 5-min analysis of heart rate variability », *Telemed. E-Health*, vol. 21, n° 5, p. 404–414, 2015.
- [137] L. Tarassenko, M. Villarroel, A. Guazzi, J. Jorge, D. Clifton, et C. Pugh, « Non-contact video-based vital sign monitoring using ambient light and auto-regressive models », *Physiol. Meas.*, vol. 35, n° 5, p. 807, 2014.
- [138] M. N. Jarczok *et al.*, « Investigating the Associations of Self-Rated Health: Heart Rate Variability Is More Strongly Associated than Inflammatory and Other Frequently Used Biomarkers in a Cross-Sectional Occupational Sample », *PLOS ONE*, vol. 10, n° 2, p. e0117196, févr. 2015, doi: 10.1371/journal.pone.0117196.
- [139] V. Kazemi et J. Sullivan, « One millisecond face alignment with an ensemble of regression trees », in *Proceedings of the IEEE conference on computer vision and pattern recognition*, 2014, p. 1867–1874.
- [140] F. Bousefsaf, C. Maaoui, et A. Pruski, « Automatic Selection of Webcam Photoplethysmographic Pixels Based on Lightness Criteria », *J. Med. Biol. Eng.*, vol. 37, n° 3, p. 374–385, juin 2017, doi: 10.1007/s40846-017-0229-1.
- [141] C. Sagonas, E. Antonakos, G. Tzimiropoulos, S. Zafeiriou, et M. Pantic, « 300 Faces In-The-Wild Challenge: database and results », *Image Vis. Comput.*, vol. 47, p. 3–18, mars 2016, doi: 10.1016/j.imavis.2016.01.002.
- [142] W. Cui, L. E. Ostrander, et B. Y. Lee, « In vivo reflectance of blood and tissue as a function of light wavelength », *IEEE Trans. Biomed. Eng.*, vol. 37, n° 6, p. 632–639, 1990.



## Bibliographie

- [143] Y. Maeda, M. Sekine, T. Tamura, A. Moriya, T. Suzuki, et K. Kameyama, « Comparison of reflected green light and infrared photoplethysmography », in *2008 30th Annual International Conference of the IEEE Engineering in Medicine and Biology Society*, 2008, p. 2270–2272.
- [144] L. A. M. Aarts *et al.*, « Non-contact heart rate monitoring utilizing camera photoplethysmography in the neonatal intensive care unit — A pilot study », *Early Hum. Dev.*, vol. 89, n° 12, p. 943–948, déc. 2013, doi: 10.1016/j.earlhumdev.2013.09.016.
- [145] A. Awad, M. Ghobashy, R. Stout, D. Silverman, et K. Shelley, *Blood pressure determination using the pulse oximeter waveform*. 2001.
- [146] P. Salvi, C. Palombo, G. M. Salvi, C. Labat, G. Parati, et A. Benetos, « Left ventricular ejection time, not heart rate, is an independent correlate of aortic pulse wave velocity », *J. Appl. Physiol.*, vol. 115, n° 11, p. 1610–1617, déc. 2013, doi: 10.1152/jappphysiol.00475.2013.
- [147] M. Ghamari, « A review on wearable photoplethysmography sensors and their potential future applications in health care », *Int. J. Biosens. Bioelectron.*, vol. 4, n° 4, 2018, doi: 10.15406/ijbsbe.2018.04.00125.
- [148] C. A. Rabbath et D. Corriveau, « A comparison of piecewise cubic Hermite interpolating polynomials, cubic splines and piecewise linear functions for the approximation of projectile aerodynamics », *Def. Technol.*, vol. 15, n° 5, p. 741–757, oct. 2019, doi: 10.1016/j.dt.2019.07.016.
- [149] A. V. Moco, S. Stuijk, et G. De Haan, « Ballistocardiographic artifacts in PPG imaging », *IEEE Trans. Biomed. Eng.*, vol. 63, n° 9, p. 1804–1811, 2015.