



HAL
open science

Mesure déportée de signaux physiologiques Vers une estimation de la pression sanguine par caméra

Frédéric Bousefsaf, Djamaleddine Djeldjli, Choubeila Maaoui, Alain Pruski,
Fethi Bereksi-Reguig

► To cite this version:

Frédéric Bousefsaf, Djamaleddine Djeldjli, Choubeila Maaoui, Alain Pruski, Fethi Bereksi-Reguig. Mesure déportée de signaux physiologiques Vers une estimation de la pression sanguine par caméra. Handicap 2020, Feb 2020, Paris, France. hal-03790815

HAL Id: hal-03790815

<https://hal.science/hal-03790815>

Submitted on 28 Sep 2022

HAL is a multi-disciplinary open access archive for the deposit and dissemination of scientific research documents, whether they are published or not. The documents may come from teaching and research institutions in France or abroad, or from public or private research centers.

L'archive ouverte pluridisciplinaire **HAL**, est destinée au dépôt et à la diffusion de documents scientifiques de niveau recherche, publiés ou non, émanant des établissements d'enseignement et de recherche français ou étrangers, des laboratoires publics ou privés.

Mesure déportée de signaux physiologiques

Vers une estimation de la pression sanguine par caméra

Frédéric Bousefsaf, Choubeila Maaoui, Alain Pruski
LCOMS, université de Lorraine
7 rue Marconi, 57070 Metz, France
frederic.bousefsaf@univ-lorraine.fr

Djamaledine Djeldjli, Fethi Bereksi-Reguig
Laboratoire de Génie Biomédical
Université de Tlemcen
13000 Tlemcen, Algérie

Résumé—Désignées par l’OMS comme étant la première cause de mortalité dans le monde, les pathologies respiratoires ou cardiovasculaires sont responsables de près de la moitié des maladies invalidantes. Différentes technologies permettent désormais de mesurer signaux physiologiques et fonctions vitales sans qu’aucun contact avec la personne ne soit nécessaire. Les caméras bas coût et les webcams en sont un parfait exemple : elles permettent d’évaluer l’état de l’appareil cardiovasculaire en vue du diagnostic de pathologies relatives au cœur ou aux vaisseaux sanguins. Nous proposons, dans cet article, une méthodologie consistant à mesurer un ensemble de caractéristiques biomédicales à partir de vidéos délivrées par une caméra. L’analyse est effectuée sur le visage de la personne par une observations des fines variations de couleur qui apparaissent à chaque fois que le cœur bat et envoie du sang dans le corps. Différents paramètres relatifs à la pression sanguine et à la rigidité des artères sont étudiés et validés à partir de capteurs de référence en contact. L’estimation déportée de fonctions physiologiques concerne tout autant les personnes saines que malades ou immobilisées, vieillissantes ou en perte d’autonomie ainsi que dépendantes ou en situation de handicap.

Mots clés—fonctions vitales, traitement des images et du signal, technologies sans contact, activité cardiovasculaire, pression sanguine

I. INTRODUCTION

L’OMS désigne les maladies cardiovasculaires comme étant la première cause de mortalité dans le monde [1]. Ces pathologies 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. Les pathologies respiratoires ou cardiovasculaires sont responsables de près de la moitié des maladies invalidantes. Les personnes en situation de handicap (en particulier dans le cas de déficience motrice) sont plus sujettes à des pathologies d’origine cardiovasculaire comparées aux personnes sans handicap [2]. Une tension artérielle élevée en est un exemple typique.

Dans ce contexte, la mesure de données physiologiques et médicales à distance 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. Idéalement, les mesures déportées doivent être prises de manière non-invasive ; sans instrumentation supplémentaire ou spécifique ; sans contact, de préférence par le biais des caméras embarquées dans les systèmes mobiles. 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).

Différentes technologies ont été développées ou utilisées au fil des années pour mesurer des fonctions et indicateurs biomédicaux à distance [4]. Ces systèmes sont de plus en plus préférés 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 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).

Les caméras et webcams sont des technologies qui permettent de mesurer un ensemble de signaux physiologiques liés à l’activité cardiaque et vasculaire [4]–[7]. Le principe repose sur la photopléthysmographie et consiste à observer les variations de couleur sur la peau du visage pour en extraire les fluctuations périodiques du volume sanguin, délivrant ainsi un

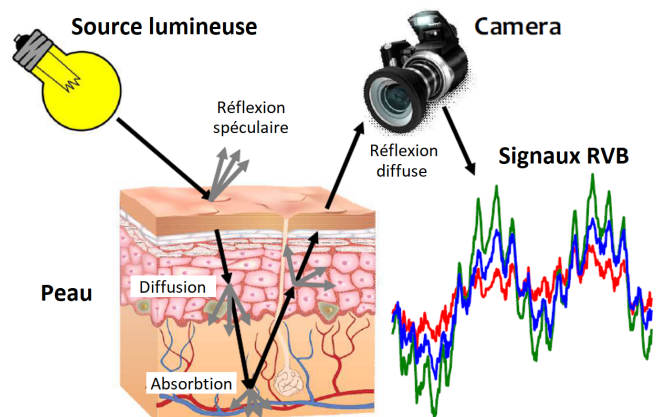


FIGURE 1: La photopléthysmographie consiste à mesurer les variations de l’absorption de lumière par les vaisseaux sanguins via une caméra. Les signaux formés (un par composante colorimétrique du capteur) traduisent les évolutions du volume sanguin à chaque battement cardiaque. Figure extraite de [3].

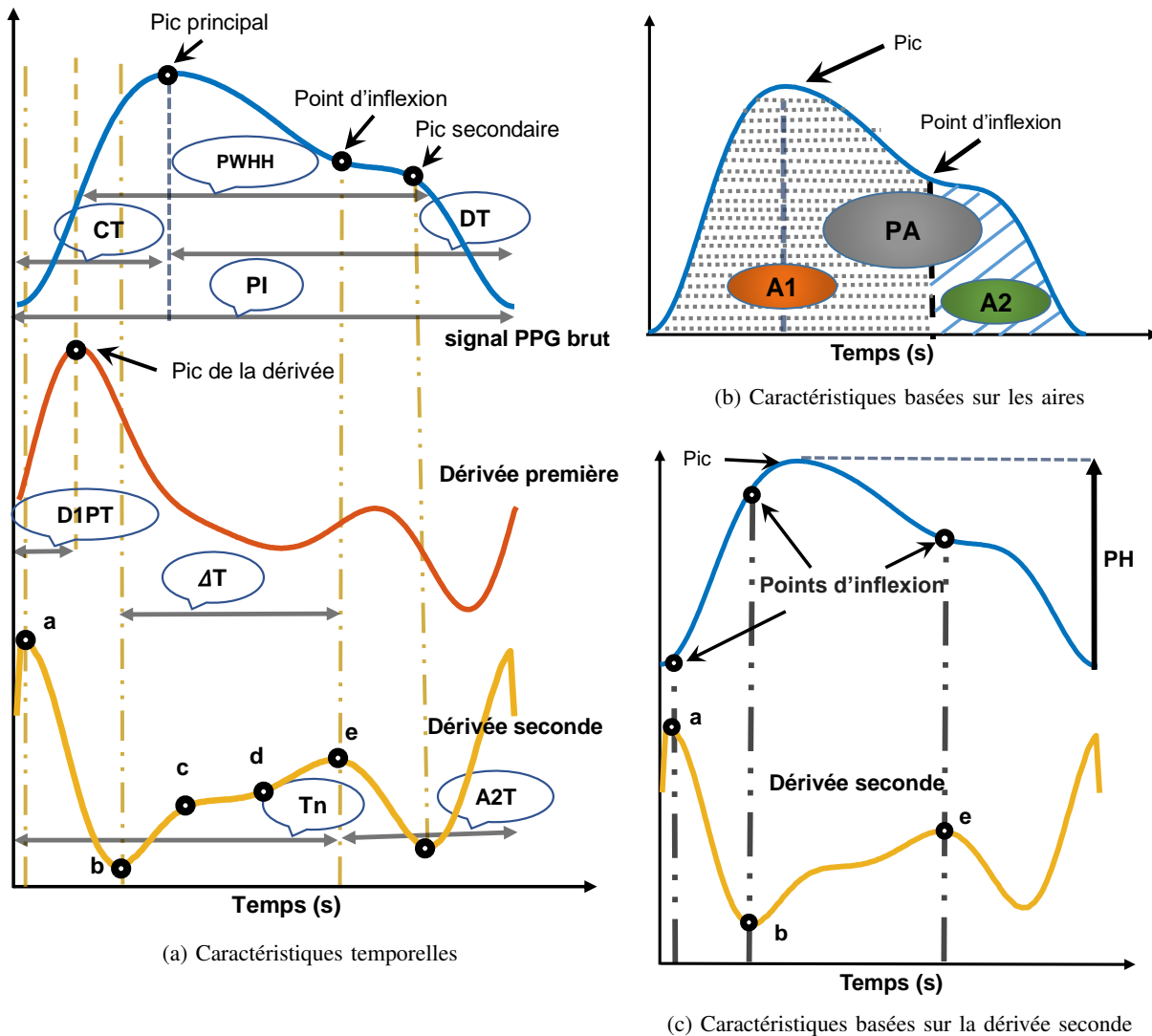


FIGURE 2: Présentation des caractéristiques pouvant être calculées à partir d'une onde PPG. Ces paramètres sont regroupés en trois catégories distinctes.

signal proche de l'onde de pouls. Un ensemble de paramètres physiologiques peuvent être calculés à partir de ce signal [8]–[12].

Nous proposons dans cet article une méthode permettant d'estimer à partir de vidéos délivrées par une caméra un ensemble de caractéristiques biomédicales liées à la pression sanguine et à la rigidité des artères. Nous présentons en section II les principes de mesure de l'activité cardiovasculaire par caméra. Un résumé des différents paramètres pouvant être extraits d'un signal photopléthysmographique ainsi que leur interprétation physiologique est présenté en section III. La section IV est dédiée à la présentation de la méthode. Les étapes de traitement du signal et des images permettant d'analyser la vidéo, former le signal PPG et estimer les différents paramètres biomédicaux sont présentées. Enfin, les résultats et perspectives qui se dégagent de cette recherche sont exposés en dernière section.

II. MESURE DE LA PHOTOPLÉTHYSMOGRAPHIE

La PhotoPléthysmoGraphie (PPG) repose sur un principe particulier : le sang absorbe plus de lumière que les tissus physiologiques tels que la peau [7]. Ainsi, la PPG correspond à la mesure des variations du volume sanguin par l'absorption et réflexion de la lumière (Fig. 1). Ces fluctuations de volume sont entraînées à chaque battement cardiaque (le volume croît lors de la contraction et décroît lorsque le muscle cardiaque se relâche).

Les premières études portant sur la mesure de la PPG par caméra ont été introduites en 2008 par Verkruyse et al. [13]. Les chercheurs mesuraient les signaux PPG à une distance d'environ 1 mètre dans une région d'intérêt définie manuellement sur le visage du sujet observé. Les pixels de la région d'intérêt sont moyennés à chaque trame et pour chaque canal chromatique rouge, vert et bleu (RVB) du capteur. Un

groupe de pixels est ainsi transformé en un scalaire pour une image donnée.

Ce processus, répété pour chacune des trames, permet de transformer une vidéo RVB en trois vecteurs (Fig. 1) qui contiennent différentes informations physiologiques [9]–[11] dont notamment la fréquence cardiaque, le taux d'oxygène dans le sang, la pression sanguine ainsi que le rythme respiratoire. Les signaux PPG sont la plupart du temps lissés par filtre passe-bande [8] afin de réduire le bruit et les artefacts de mesure les plus marqués.

Le choix des régions d'intérêt du visage retenu pour la mesure de la PPG est un paramètre fondamental [5], [13]. Une étape de pré-segmentation de certaines parties du visage [12] ou de l'ensemble des pixels de la peau [8] peut être introduite. Le calcul de la moyenne spatiale, permettant de transformer les trames de la vidéo en signal, n'est effectué que sur les pixels retenus à l'issue de la pré-segmentation. Le mouvement correspond à la principale limite des méthodes. La PPG par caméra a néanmoins été exploitée de manière très soutenue ces dernières années [7].

III. CARACTÉRISTIQUES DE LA FORME D'ONDE PPG

Il est proposé, dans cette section, un résumé des différentes caractéristiques pouvant être extraites d'un signal PPG tout en présentant leur signification physiologique. Plusieurs facteurs peuvent affectés une onde PPG. La fréquence cardiaque 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 profile de la forme d'onde [14]. 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, sont utilisées pour faciliter l'analyse de la forme d'onde [15]. Les paramètres pouvant être extraits d'une onde PPG sont présentés en figure 2. Elle sont basées sur des caractéristiques temporelles, basées sur les aires et basées sur les dérivées et amplitudes du signal.

A. Caractéristiques temporelles

Ces caractéristiques sont présentées en figure 2a. Le paramètre *Crest Time* (CT) correspond au temps entre le démarrage (première vallée de l'onde) et le pic principal [16]. Le 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) correspond au temps compris entre le pic principal et la fin de l'onde. Ce paramètre évolue avec la pression artérielle.

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

ΔT correspond au temps compris entre le pic principal et le pic secondaire ou, en l'absence d'un pic secondaire, entre les points d'inflexion calculés à partir de la dérivée seconde.

En corrélation avec l'augmentation de la rigidité des artères, ΔT diminue avec l'âge [14].

Le *Dicrotic Notch Time* (T_n) est le temps compris entre le démarrage de l'onde et le point d'inflexion. A_2T correspond au temps compris entre le point d'inflexion et la fin de l'onde. Ces deux paramètres sont des indicateurs corrélés à la pression artérielle [14].

Pulse Width at Half Height (PWHH) est le temps égale à la largeur de l'onde à mi-hauteur. Ce paramètre est corrélé à la résistance systémique vasculaire et à la pression sanguine. Le paramètre *First Derivative Peak Time* (D1PT) correspond au temps compris entre le début de l'onde et le pic de la dérivée première de cette dernière. D1PT fait partie des paramètres utilisés pour estimer la pression artérielle [17].

B. Aires

Les paramètres basés sur les aires sont présentés en figure 2b. 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 [16]. L'Aire 1 (A_1) est l'aire calculée entre le début de l'onde et le point d'inflexion. Elle reflète les caractéristiques relatives à la phase systolique (contraction du cœur). L'Aire 2 (A_2) est calculée entre le point d'inflexion et la fin de l'onde. Le paramètre

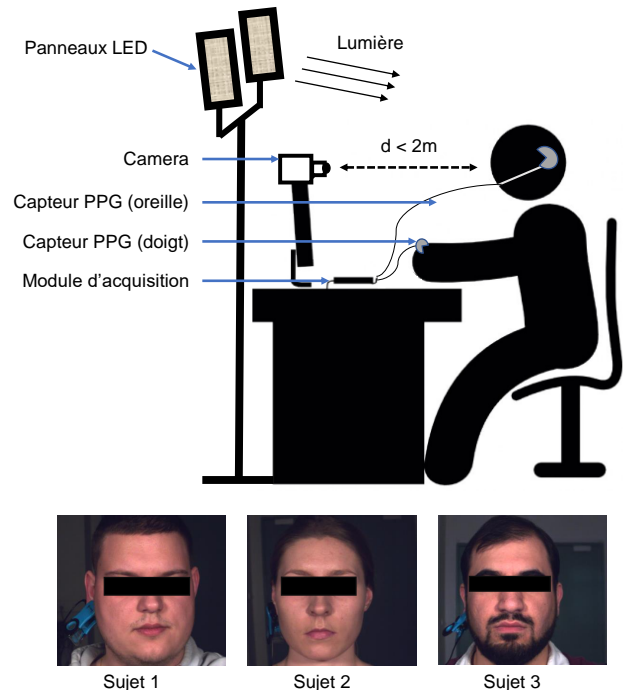


FIGURE 3: Protocole expérimental. Le participant est placé devant la caméra à une distance d'approximativement 1 mètre. Deux capteurs en contact enregistrant les signaux PPG de référence sont placés au doigt et à l'oreille. La lumière artificielle est contrôlée par deux panneaux LED dont la couleur et l'intensité lumineuse sont ajustables.

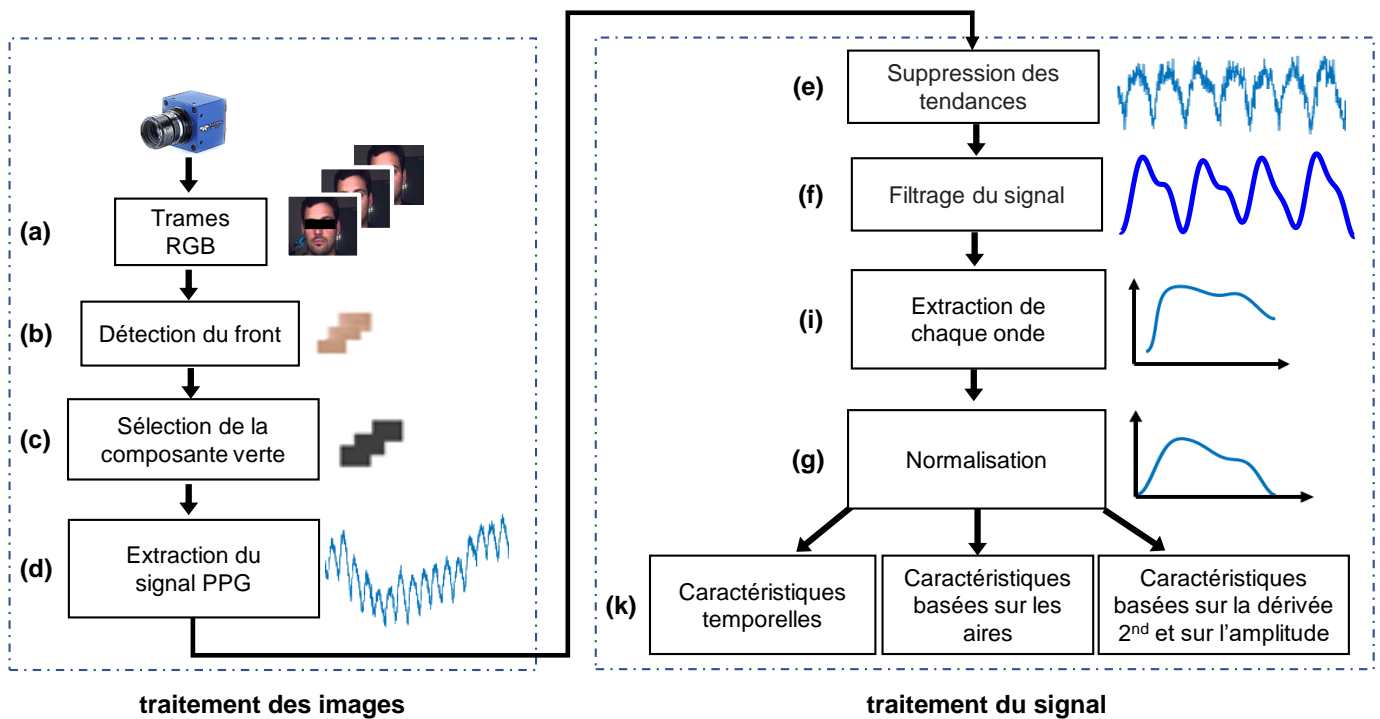


FIGURE 4: Vue d'ensemble de la méthode proposée. Le signal PPG est tout d'abord calculé à partir du flux vidéo. Seule la région du front est retenue car intéressante dans le contexte de la mesure de la PPG sur le visage. Le signal est filtré et les différentes caractéristiques relatives à la forme d'onde sont ensuite extraites.

reflète les propriétés de la phase diastolique (relaxation du cœur). Sa valeur est liée à l'élasticité des artères.

C. Dérivée seconde et amplitude

Les caractéristiques relatives à l'amplitude de l'onde et à sa dérivée seconde sont présentées en figure 2c. Pulse Height (PH) correspond à l'amplitude du pic principal. Le 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 [18].

Le rapport b/a correspond au rapport des amplitudes du point b sur le point a (Fig. 2c). Ce rapport reflète la rigidité des artères et augmente avec l'âge [15]. De la même manière, le rapport e/a correspond au rapport entre les amplitudes du point e sur le point a . Le paramètre diminue avec l'âge.

IV. MÉTHODES

A. Protocole expérimental

12 volontaires âgés entre 20 et 35 ans ont participé à l'étude. Les participants sont des deux genres et présentent des couleurs de peau différentes. Un formulaire de consentement est rempli avant le début de chaque expérience. Les volontaires sont assis sur une chaise à une distance de 1 mètre

de la caméra (Fig. 3). Deux capteurs en contact permettant de mesurer les signaux PPG de référence sont placés sur l'oreille droite et sur l'index de la main droite. Ces capteurs sont placés sur deux zones différentes pour pouvoir observer l'effet du site de mesure sur la forme d'onde du signal PPG. Pendant l'enregistrement, il était demandé aux personnes de respirer normalement pendant 60 secondes puis de retenir leur respiration aussi longtemps que possible. Retenir sa respiration engendre des modifications physiologiques significatives. Les résultats seront catégorisés selon ces deux expériences : RNC pour Respiration Non Contrôlée et MR pour Maintien de Respiration.

Un caméra rapide (caméra couleur EO-2223C, Edmund Optics) a été utilisée. Les vidéos ont été enregistrées avec une résolution de 640×480 pixels à une fréquence de 125 images par seconde. Chaque pixel est encodé sur 24 bits (8 bits pour chaque canal couleur rouge, vert et bleu). Les vidéos ont été sauvegardées sous la forme d'images bmp sans compression. Les expériences ont été conduites dans une pièce noire avec pour seules sources de lumière deux panneaux LED NL480 de chez Neewer. L'intensité lumineuse a été fixée à 80 % d'un maximum de 3360 lux/m et la température de la couleur à 3750 K. Les paramètres automatiquement régulés par la caméra (exposition et balance des blancs) ont été désactivés car il peuvent introduire des artefacts importants dans le signal PPG [8]. Les signaux de référence ont été enregistrés par deux capteurs PPG en contact BVP-Flex/Pro (Thought Technologies

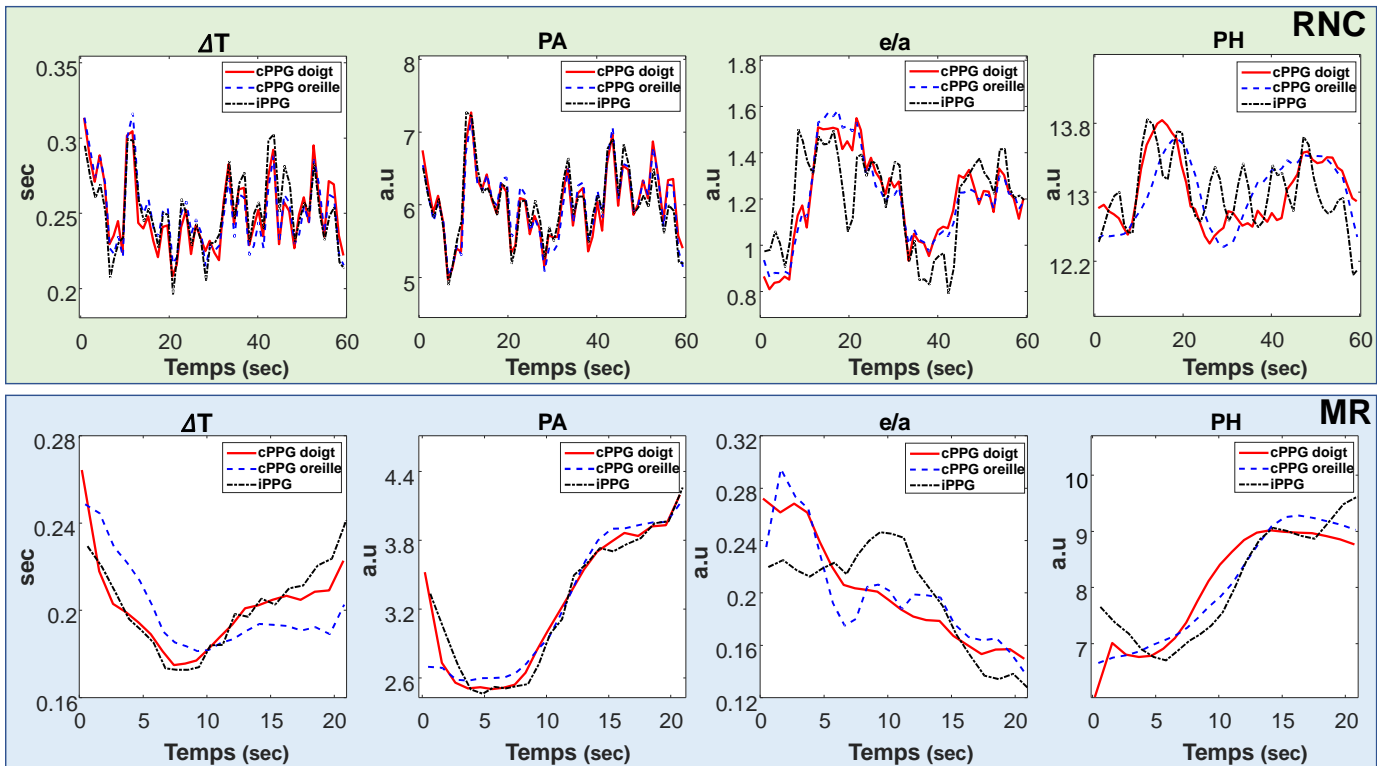


FIGURE 5: Présentation d'un paramètre pour chacune des catégories de caractéristique (temporelle, aire, dérivée et amplitude). Ces données sont extraites du participant #1. Ligne du haut : résultats pendant une respiration non contrôlée (RNC) où peu de modifications physiologiques sont présentes. Ligne 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.

Ltd.) à une fréquence de 256 Hz. Les signaux recueillis ont été analysés avec le logiciel MATLAB (The MathWorks, Inc.).

B. Extraction du signal PPG à partir de la vidéo

Nous proposons, pour analyser les caractéristiques de la forme d'onde présentées en section III, une méthode combinant différentes opérations de traitement d'images et du signal.

La position du visage ainsi qu'un ensemble de 68 marqueurs faciaux d'intérêt (nez, joues, sourcils...) sont automatiquement localisés dans l'image [19]. Ces marqueurs sont ensuite utilisés pour isoler le front, zone particulièrement intéressante dans le cadre de l'observation de la PPG à partir d'une vidéo du visage [12]. Ces étapes sont assurées par les bibliothèques de traitement d'images OpenCV et Dlib. Les coordonnées des marqueurs sont moyennées sur 30 trames successives afin d'augmenter la stabilité de la détection.

Le canal vert est utilisé pour former le signal PPG à partir d'une simple moyenne spatiale sur les intensités lumineuses des pixels contenus dans la région d'intérêt du front [13]. Ce procédé est appliqué sur une suite de n trames, ce qui permet de générer un vecteur (signal) de n scalaires (points). La figure 4 présente un exemple de signal PPG calculé à partir d'une séquence d'images.

Les signaux PPG sont ensuite traités : le bruit et les tendances basses fréquences sont supprimés à l'aide de différents

filtres [8]. Un rééchantillonnage à 256 Hz est ensuite appliqué afin que les signaux tirés de la caméra puissent être comparés à ceux de référence en contact.

C. Calcul des caractéristiques

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 vallées du signal sont automatiquement détectées pour pouvoir séparer le signal onde par onde. Les caractéristiques temporelles, basées sur les aires et basées sur les dérivées et amplitudes sont ensuite calculées (voir section III). Afin d'améliorer la stabilité des caractéristiques, 10 ondes successives ont été moyennées à l'aide d'une fenêtre glissante. Les tendances des ondes sont ensuite supprimées et chaque onde est rééchantillonnée sur 256 points. Un ensemble de caractéristiques dépend du point d'inflexion. Ce dernier est détecté à partir de la dérivée seconde du signal (point e sur la Fig. 2a).

V. RÉSULTATS ET DISCUSSION

Un extrait de certaines caractéristiques calculées sur les signaux du participant #1 est présenté en figure 5. Ces résultats montrent la concordance et la bonne corrélation entre les paramètres calculés à partir des images (iPPG) et ceux calculés à partir des capteurs en contact (cPPG). Cette figure permet d'apprécier la pertinence des mesures par caméra et

TABLE I: Analyse statistique : corrélations de Pearson entre les différentes techniques de mesure. Les valeurs p sont $< 10^{-4}$.

(a) Caractéristiques temporelles

Caractéristique	Expérience	cPPG _{oreille} vs iPPG	cPPG _{doigt} vs iPPG	cPPG _{oreille} vs cPPG _{doigt}
PI	RNC	0.93 ± 0.05	0.89 ± 0.09	0.96 ± 0.09
	MR	0.90 ± 0.07	0.84 ± 0.14	0.90 ± 0.13
PWHH	RNC	0.81 ± 0.12	0.56 ± 0.33	0.63 ± 0.36
	MR	0.73 ± 0.17	0.52 ± 0.29	0.54 ± 0.46
TDP1	RNC	0.78 ± 0.11	0.73 ± 0.13	0.74 ± 0.17
	MR	0.73 ± 0.09	0.70 ± 0.33	0.73 ± 0.27
T2A	RNC	0.88 ± 0.06	0.82 ± 0.14	0.91 ± 0.15
	MR	0.84 ± 0.11	0.78 ± 0.13	0.90 ± 0.09
TN	RNC	0.85 ± 0.08	0.75 ± 0.15	0.84 ± 0.18
	MR	0.81 ± 0.10	0.66 ± 0.19	0.80 ± 0.18
ΔT	RNC	0.80 ± 0.11	0.64 ± 0.17	0.80 ± 0.20
	MR	0.78 ± 0.14	0.57 ± 0.19	0.66 ± 0.23
CT	RNC	0.79 ± 0.11	0.67 ± 0.26	0.76 ± 0.27
	MR	0.79 ± 0.13	0.62 ± 0.35	0.78 ± 0.22
DT	RNC	0.92 ± 0.05	0.88 ± 0.10	0.95 ± 0.10
	MR	0.90 ± 0.07	0.84 ± 0.12	0.90 ± 0.12

(b) Caractéristiques basées sur les aires

Caractéristique	Expérience	cPPG _{oreille} vs iPPG	cPPG _{doigt} vs iPPG	cPPG _{oreille} vs cPPG _{doigt}
PA	RNC	0.75 ± 0.17	0.55 ± 0.34	0.61 ± 0.28
	MR	0.87 ± 0.17	0.88 ± 0.07	0.87 ± 0.11
A1	RNC	0.68 ± 0.15	0.46 ± 0.39	0.51 ± 0.32
	MR	0.81 ± 0.22	0.86 ± 0.09	0.85 ± 0.13
A2	RNC	0.68 ± 0.15	0.50 ± 0.34	0.67 ± 0.31
	MR	0.80 ± 0.15	0.78 ± 0.15	0.85 ± 0.12

(c) Caractéristiques basées sur les dérivées et amplitudes

Caractéristique	Expérience	cPPG _{oreille} vs iPPG	cPPG _{doigt} vs iPPG	cPPG _{oreille} vs cPPG _{doigt}
b/a	RNC	0.55 ± 0.26	0.14 ± 0.44	0.05 ± 0.42
	MR	0.72 ± 0.15	0.11 ± 0.50	0.14 ± 0.65
e/a	RNC	0.60 ± 0.18	0.33 ± 0.45	0.65 ± 0.36
	MR	0.67 ± 0.17	0.24 ± 0.56	0.48 ± 0.57
PH	RNC	0.22 ± 0.50	0.24 ± 0.42	0.28 ± 0.54
	MR	0.80 ± 0.20	0.83 ± 0.08	0.79 ± 0.29

montre que cette technologie accessible délivre des résultats significatifs, proches de ceux calculés à partir des références.

La figure 5 est complétée par une analyse sur tous les participants présentée dans le tableau I où les corrélations de Pearson entre les différentes méthodes de mesure (en contact et sans contact) sont présentées. Notons la bonne corrélation générale, même si quelques efforts dans le traitement du signal des ondes sans contact permettrait certainement d'améliorer d'avantage les performances. Les corrélations plus faibles méritent toutefois une attention particulière : prenons les paramètres A1 et b/a dont les mesures délivrées par le capteur en contact à l'oreille sont faiblement corrélées à celles calculées à partir des images (première colonne du tableau). La dernière colonne indique que la corrélation entre les deux capteurs de référence est tout autant voire plus faible. Cela nous permet de conclure que ces performances plus faibles ne sont pas forcément dues à la qualité de la méthode de traitement des signaux caméra mais plutôt à un phénomène lié au site de mesure lui-même. Nous retrouvons cet effet sur les paramètres e/a et PH, en particulier pour les expériences de respiration

non contrôlée (peu de variations de l'état physiologique). Ces hypothèses mériteraient évidemment d'être approfondies.

Les paramètres tirés de la forme d'onde sont en étroite relation avec la pression sanguine et la rigidité artérielle [14], [18]. Ceci permet d'envisager une détection précoce de l'hypertension ainsi que d'autres pathologies cardiovasculaires avec un moyen bas-cout et d'ores et déjà accessible. Dans le domaine du handicap, ces résultats sont tout autant pertinents, certaines pathologies cardiovasculaires apparaissant en moyenne plus fréquemment que chez les sujets sains [2].

RÉFÉRENCES

- [1] Organisation Mondiale de la Santé, "Plan d'action 2013-2020 pour la Stratégie mondiale de lutte contre les maladies non transmissibles."
- [2] A. Stevens, E. Courtney-Long *et al.*, "Hypertension Among US Adults by Disability Status and Type, National Health and Nutrition Examination Survey, 2001–2010," *Preventing chronic disease*, vol. 11, 2014.
- [3] W. Wang, "Robust and automatic remote photoplethysmography," PhD Thesis, Technische Universiteit Eindhoven, 2017.
- [4] A. Al-Naji, K. Gibson *et al.*, "Monitoring of Cardiorespiratory Signal : Principles of Remote Measurements and Review of Methods," *IEEE Access*, 2017.
- [5] M. Hassan, A. Malik *et al.*, "Heart rate estimation using facial video : A review," *Biomedical Signal Processing and Control*, vol. 38, pp. 346–360, 2017.
- [6] F. Bousefsaf, C. Maaoui, and A. Pruski, "Remote sensing of vital signs and biomedical parameters : A review," *Modelling, Measurement and Control C*, vol. 79, no. 4, pp. 173–178, Dec. 2018.
- [7] S. Zauneder, A. Trumpp *et al.*, "Cardiovascular assessment by imaging photoplethysmography—a review," *Biomedical Engineering/Biomedizinische Technik*, 2018.
- [8] F. Bousefsaf, C. Maaoui, and A. Pruski, "Continuous wavelet filtering on webcam photoplethysmographic signals to remotely assess the instantaneous heart rate," *Biomedical Signal Processing and Control*, vol. 8, no. 6, pp. 568–574, 2013.
- [9] —, "Remote detection of mental workload changes using cardiac parameters assessed with a low-cost webcam," *Computers in biology and medicine*, vol. 53, pp. 154–163, 2014.
- [10] C. Maaoui, F. Bousefsaf, and A. Pruski, "Automatic human stress detection based on webcam photoplethysmographic signals," *Journal of Mechanics in Medicine and Biology*, vol. 16, no. 04, p. 1650039, 2016.
- [11] F. Bousefsaf, C. Maaoui, and A. Pruski, "Peripheral vasomotor activity assessment using a continuous wavelet analysis on webcam photoplethysmographic signals," *Bio-medical materials and engineering*, vol. 27, no. 5, pp. 527–538, 2016.
- [12] —, "Automatic Selection of Webcam Photoplethysmographic Pixels Based on Lightness Criteria," *Journal of Medical and Biological Engineering*, vol. 37, no. 3, pp. 374–385, 2017.
- [13] W. Verkruysse, L. O. Svaasand, and J. S. Nelson, "Remote plethysmographic imaging using ambient light," *Optics express*, vol. 16, no. 26, pp. 21 434–21 445, 2008.
- [14] M. Elgendi, "On the analysis of fingertip photoplethysmogram signals," *Current cardiology reviews*, vol. 8, no. 1, pp. 14–25, 2012.
- [15] K. Takazawa, N. Tanaka *et al.*, "Assessment of vasoactive agents and vascular aging by the second derivative of photoplethysmogram waveform," *Hypertension*, vol. 32, no. 2, pp. 365–370, 1998.
- [16] A. Wang, L. Yang *et al.*, "Quantification of radial arterial pulse characteristics change during exercise and recovery," *The Journal of Physiological Sciences*, vol. 68, no. 2, pp. 113–120, 2018.
- [17] M. S. Tanveer and M. K. Hasan, "Cuffless blood pressure estimation from electrocardiogram and photoplethysmogram using waveform based ANN-LSTM network," *Biomedical Signal Processing and Control*, vol. 51, pp. 382–392, 2019.
- [18] E. von Wowern, G. Östling *et al.*, "Digital photoplethysmography for assessment of arterial stiffness : repeatability and comparison with applanation tonometry," *PLoS one*, vol. 10, no. 8, p. e0135659, 2015.
- [19] V. Kazemi and 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, pp. 1867–1874.