



HAL
open science

Mesures sans contact de fonctions vitales : vers une évaluation multisite de l'activité cardiovasculaire

Frédéric Bousefsaf, Choubeila Maaoui, Alain Pruski

► To cite this version:

Frédéric Bousefsaf, Choubeila Maaoui, Alain Pruski. Mesures sans contact de fonctions vitales : vers une évaluation multisite de l'activité cardiovasculaire. Handicap 2018, IFRATH, Jun 2018, Paris, France. hal-03790873

HAL Id: hal-03790873

<https://hal.science/hal-03790873>

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.

Mesures sans contact de fonctions vitales

Vers une évaluation multisite de l'activité cardiovasculaire

Frédéric Bousefsaf, Choubeila Maaoui, Alain Pruski

LCOMS, université de Lorraine

7 rue Marconi, 57070 Metz, France

{frederic.bousefsaf, choubeila.maaoui, alain.pruski}@univ-lorraine.fr

Résumé— Près de la moitié des maladies invalidantes sont d'origine respiratoire ou cardiovasculaire. Ces dernières sont de plus désignées première cause de mortalité dans le monde par l'OMS. Différentes technologies permettent désormais de mesurer signaux physiologiques et fonctions vitales de manière déportée. Les caméras bas coût et les webcams sont, par exemple, des systèmes accessibles qui permettent d'évaluer l'état de l'appareil cardiovasculaire en vue du diagnostic de pathologies relatives au cœur ou aux vaisseaux sanguins. Dans cet article, nous dressons un état de l'art sur les technologies utilisées pour mesurer des données biomédicales à distance. Nous proposons, dans un second temps, une méthode permettant de mesurer l'état du système cardiovasculaire à partir d'une vidéo enregistrée par une caméra standard. Nous avons pour perspectives d'intégrer ce système dans un logiciel de téléconsultation fonctionnant sur tablette tactile ou smartphone afin de permettre au médecin de compléter une consultation à distance par l'incrustation en réalité augmentée des données médicales mesurées par la caméra. 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; physiologie; technologies sans contact; activité cardiovasculaire; télémédecine.

I. INTRODUCTION

Les maladies cardiovasculaires sont désignées comme étant la première cause de mortalité dans le monde par l'OMS [1]. Cette donnée s'accroît avec le vieillissement en raison de la prévalence élective dans les tranches d'âge les plus élevées de la population. Bien que le nombre total de médecins en activité soit suffisant (relativement à la taille de la population française), l'inégale répartition sur l'ensemble du territoire et le déséquilibre entre les régions ou les départements pose problème [2]. Les solutions de télémédecine, telles que la consultation, la surveillance et le diagnostic à distance, sont considérées comme très prometteuses mais ne correspondent qu'à une partie de la solution pluridimensionnelle au problème des déserts médicaux.

Comme dans bien d'autres domaines, la médecine n'échappe pas à l'avènement des TIC. Plus de la moitié des Français sont prêts à consulter leur médecin généraliste à distance selon un sondage récent effectué par l'Observatoire Cetelem, en particulier pour le renouvellement d'une ordonnance, la demande d'un certificat médical ou encore en

vue d'obtenir un conseil médical [3]. La téléconsultation médicale est définie dans le cadre du projet de loi de financement de la sécurité sociale (PLFSS 2018) comme étant une consultation à distance d'un patient par un professionnel médical. Les grandes lignes du PLFSS ont été présentées en septembre 2017 et indiquent que la phase d'expérimentation des actes de téléconsultation et télé-expertise est désormais révolue et qu'un soutien sera donné afin de promouvoir et favoriser leur développement. La télésurveillance (recueil de données concernant la santé du patient à distance) reste quant à elle soumise au régime des expérimentations.

Dans ce contexte, la mesure de données physiologiques et médicales à distance permet au médecin de compléter ou approfondir ses diagnostics. Idéalement, les mesures déportées doivent être prises (1) de manière non-invasive et non-intrusive; (2) sans instrumentation supplémentaire ou spécifique; (3) sans contact, de préférence par le biais des caméras embarquées dans les systèmes mobiles et (4) en temps réel. 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).

Un ensemble de 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 (patches adhésifs à placer sur la peau, câbles...) tout en améliorant le confort d'utilisation. D'un point de vue clinique, une utilisation continue des éléments en contact peut entraîner des irritations voire des infections, notamment sur des peaux sensibles (personnes brûlées et nouveau-nés par exemple). Les technologies utilisées dans les recherches pour mesurer des données médicales à distance peuvent être catégorisées en trois familles [4]–[6] : (1) les capteurs basés sur l'effet Doppler; (2) les imageurs thermiques et (3) les caméras vidéo et webcams.

Nous proposons, dans cet article, de dresser un état de l'art des techniques développées pour traiter et analyser les mesures délivrées par ces technologies sans contact en vue d'estimer fonctions vitales et indicateurs biomédicaux (section II). Un focus particulier sur les caméras et webcams est proposé à la fin de cette partie. La section III introduit une méthode permettant de mesurer la pression sanguine (section III. C) et

détecter une obstruction artérielle (section III. D) à partir d'une vidéo enregistrée par une caméra standard. Les perspectives qui se dégagent de cette recherche sont présentées en dernière section.

II. ETAT DE L'ART SUR LA MESURE DE PARAMETRES BIOMEDICAUX A DISTANCE

Il est proposé, dans cette section, de dresser un état de l'art sur les méthodes permettant de mesurer des signaux physiologiques et fonctions vitales de manière déportée, notamment par des technologies accessibles et bas coût. Les fonctions vitales, telles que la fréquence cardiaque, la variabilité cardiaque, le rythme respiratoire et le taux d'oxygène dans le sang sont particulièrement observées lors d'épisodes anormaux, notamment en cas de brady- et tachycardie, de brady- et tachypnée (fréquence respiratoire anormalement basse ou haute) ou encore d'hypoxémie [4].

Les appareils cardiovasculaire et respiratoire permettent de faire fonctionner les différents organes du corps [7]. Le système cardiovasculaire, composé du cœur et des vaisseaux sanguins, permet de délivrer nutriments et oxygène aux organes par le biais des circulations pulmonaire et systémique (Fig. 1 gauche). Le système respiratoire permet les échanges gazeux par le biais des cycles de ventilation (inspiration et expiration). Le dioxygène contenu dans l'air est récupéré tandis que le dioxyde de carbone est évacué (Fig. 1 droite).

L'activité cardiovasculaire et respiratoire engendre des modifications physiologiques et physiques du corps. Ces effets ne sont en général pas perceptibles à l'œil mais contiennent des informations d'intérêt quantifiables par des capteurs. A titre d'exemple, la couleur du sang varie lors des échanges gazeux : l'hémoglobine oxygénée présente une couleur plus claire que l'hémoglobine désoxygénée [8]. Ces effets se propagent jusqu'aux tissus et à la peau qui changent périodiquement de couleur à chaque contraction du cœur [9]. L'étude des modifications des propriétés optiques de la peau entraînées par la pulsation sanguine se nomme photopléthysmographie [10].

La contraction du myocarde, le tissu musculaire du cœur, engendre des ondes qui dilatent les grosses artères (fémorale, radiale ou carotide par exemple). Ces ondes traversent le corps à une vitesse généralement comprise entre 4 et 10 m/s [7]. Les variations de pression impactent le corps en entraînant des mouvements involontaires de la tête [11] et de la poitrine [5].

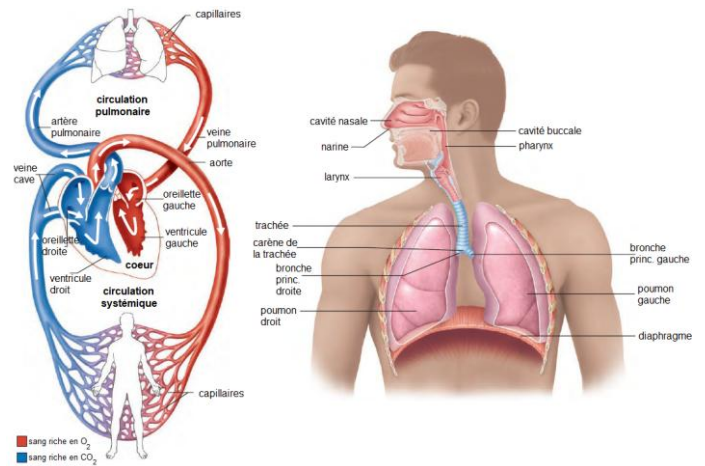


Fig. 1. L'appareil cardiovasculaire (à gauche) et respiratoire (à droite). Figures modifiées de [7].

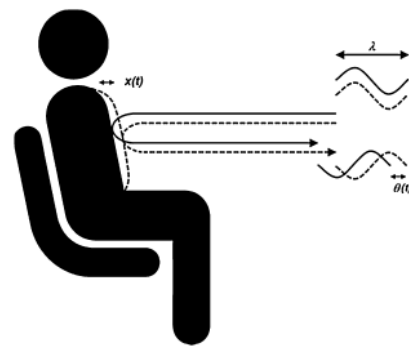


Fig. 2. La fréquence cardiaque et la respiration entraînent des déplacements de la cage thoracique qui peuvent être perçus par effet Doppler. La fréquence et la phase du signal réfléti sont légèrement différentes par rapport à celles du signal émis dans le cas d'un déplacement de ce type. Figure extraite de [5].

Les modifications physiologiques engendrées par l'appareil cardiorespiratoire peuvent être perçues par des capteurs qui permettent d'extraire des mesures physiologiques telles que la fréquence et la variabilité cardiaque, le rythme respiratoire et le taux d'oxygène dans le sang [4]. Les chercheurs ont au fil du temps proposé des méthodes qui s'appuient sur l'effet Doppler, les imageurs thermiques et les caméras (spectre du visible).

A. Effet DOPPLER

Les contractions du cœur orchestrées par le myocarde engendrent de légers mouvements de la poitrine (Fig. 2). Les radars basés sur l'effet Doppler ont été utilisés pour mesurer ces déplacements de la cage thoracique en vue d'extraire la fréquence cardiaque de la personne à distance [5]. La respiration provoque un mouvement plus important de la poitrine qui peut conjointement être perçu par effet Doppler [12]. La difficulté consiste à proposer des techniques qui permettent de séparer efficacement les deux processus physiologiques. Les bruits induits par les mouvements du corps correspondent aux principaux parasites qui limitent ce type de méthode.

B. Imagerie thermique

Les caméras thermiques permettent de détecter à distance et passivement (sans émission supplémentaire d'énergie) les radiations émises par certaines parties du corps humain. Les capteurs composant les imageurs thermiques sont construits et calibrés pour fonctionner entre le proche et le lointain infrarouge. La fréquence cardiaque [13] et le rythme respiratoire [14] peuvent être mesurés sur les images thermiques (Fig. 3).

Des échanges de température par convection et conduction sont introduits par le sang chaud qui traverse les artères de la surface. Ce phénomène est directement modulé par la pulsation cardiaque [15]. L'évolution thermique des grosses artères (Fig.3 gauche) est observée afin de tirer la fréquence cardiaque à distance.

Lors des phases d'inspiration, les échanges thermiques avec l'air de l'environnement extérieur entraînent une chute de température des tissus à proximité des narines. Ces différences s'amenuisent pendant l'expiration, l'air sortant des poumons étant au contraire plus chaud. Les images thermiques permettent de former un signal de respiration pour chacune des narines [14].

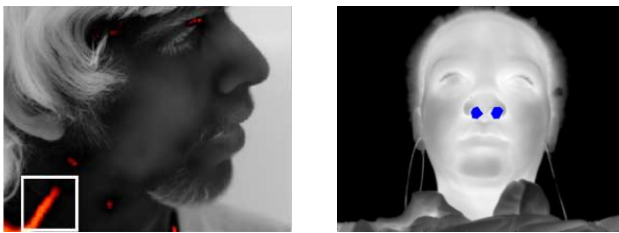


Fig. 3. La carotide (à gauche) et les narines (à droite) sont suivies pour respectivement extraire la fréquence cardiaque et le rythme respiratoire des images thermiques. Figures extraites de [13].

Une obstruction nasale est détectable lorsque l'activité d'une narine est beaucoup plus importante que l'autre ou lorsque la variation temporelle de température de chacune des deux narines est très faible ou nulle (la personne ne respire plus par le nez mais uniquement par la bouche).

C. Caméras et webcams

1) Activité cardiovasculaire

La *photopléthysmographie* [10] et la *balistocardiographie* [11] correspondent aux deux grands principes qui permettent de mesurer la fréquence cardiaque à partir d'une vidéo enregistrée par une caméra standard.

La balistocardiographie repose sur l'étude du mouvement corporel engendré au moment de la systole, lorsque le cœur se contracte et que le sang est éjecté [16]. La balistocardiographie s'observe en général sur des sujets allongés ou assis pour que les mouvements volontaires ou involontaires qui ne seraient pas liés aux battements cardiaques soient minimisés. Le flux sanguin passant par les deux artères carotides (une sur chaque côté du cou) génère une force sur la tête, la faisant ainsi légèrement osciller à chaque battement cardiaque. Ce mouvement n'est pas perceptible à l'œil mais peut être détecté par suivi de points caractéristiques sur les images tirées d'une caméra standard.

La photopléthysmographie (PPG) repose sur un principe particulier : le sang absorbe plus de lumière que les tissus physiologiques tels que la peau [10]. Ainsi, la PPG correspond à la mesure des variations du volume sanguin par l'absorption et réflexion de la lumière (Fig. 4). 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). Notons néanmoins que la définition du principe est rediscutée aujourd'hui : les variations de lumière observées pourraient être dues à une compression (augmentation de la densité) des capillaires dans le derme plutôt qu'à l'observation directe des fluctuations du volume sanguin [17].

Les premières études portant sur la mesure de la PPG par caméra ont été introduites en 2008 par Verkruysse et al. [18]. 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.

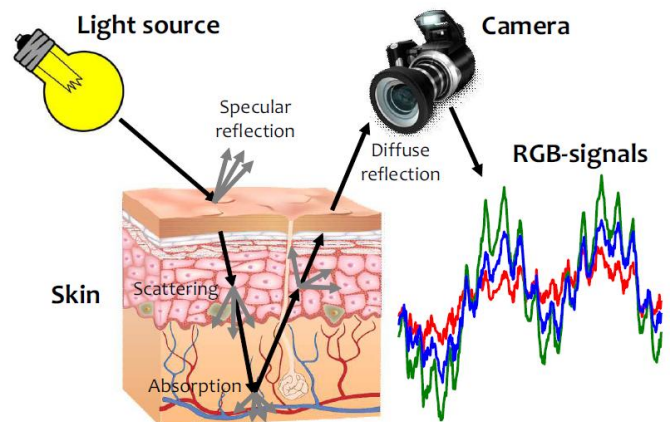


Fig. 4. La photopléthysmographie consiste à mesurer les variations de l'absorption de lumière par les vaisseaux sanguins via une caméra. Les signaux formés (un par composante colorimétrique du capteur) traduisent les évolutions du volume sanguin à chaque battement cardiaque. Figure extraite de [19].

Ce processus, répété pour chacune des trames, permet de transformer une vidéo RVB en trois vecteurs (Fig. 4) qui contiennent différentes informations physiologiques [20]–[23] 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 basé sur la transformée de Fourier [24] ou sur la transformée en ondelettes continue [25] afin de réduire le bruit et les artefacts de mesure les plus marqués.

Notons qu'un ensemble de techniques de filtrage et d'extraction du signal PPG à partir des trois signaux rouge, vert, bleu ont été proposé au fil des années [26]. Citons, à titre d'exemple, les travaux de Poh et al. [24] qui s'appuient sur

l'analyse en composantes indépendantes pour extraire de manière plus pertinente la PPG à partir de l'information contenue dans les trois signaux RVB. De Haan et al. [27] ont proposé de transformer les composantes RVB en deux composantes orthogonales de chrominance via des paramètres définis expérimentalement.

Le choix des régions d'intérêt du visage retenu pour la mesure de la PPG est un paramètre fondamental [16], [18], [24]. Une étape de pré-segmentation de certaines parties du visage [28] ou de l'ensemble des pixels de la peau [25] 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 s'appuyant sur la PPG ou la balistocardiographie pour mesurer à distance des paramètres biomédicaux. Notons que la balistocardiographie est insensible aux variations de l'éclairage et peut être exploitée même lorsque la personne est masquée ou de dos. La PPG par caméra a néanmoins été exploitée de manière plus soutenue ces dernières années. Les applications sont diverses : mesure de signaux physiologiques par Hololens dans le cadre de la réalité mixte [29], surveillance sans contact des fonctions vitales des nouveau-nés [30], mesures de paramètres physiologiques des conducteurs [31], segmentation automatique de la peau [32] ou encore détection de faux visages [33].

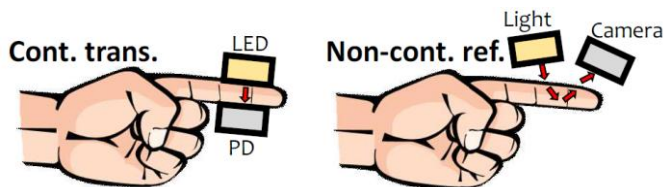


Fig. 5. Les oxymètres en contact (figure de gauche) permettent de mesurer la saturation pulsée en oxygène. La lumière émise par une LED traverse le doigt et est mesurée par une photodiode (PD sur la figure). Le principe est similaire pour la mesure de la saturation par caméra (figure de droite) : La lumière (ambiante) interagit avec les tissus physiologiques et les vaisseaux sanguins et est captée par la caméra. Figures modifiées de [19].

2) Taux d'oxygène dans le sang

Le taux d'oxygène dans le sang, aussi nommé saturation pulsée en oxygène (SpO_2), fournit un indicateur permettant de détecter des anomalies respiratoires [10]. La SpO_2 se mesure par oxymétrie à l'aide de la PPG. Souvent placé au doigt (Fig. 5 gauche), l'oxymètre émet par intermittence une lumière rouge et infrarouge. Le sang oxygéné absorbant moins de rouge que le sang désoxygéné [8], les oxymètres mesurent de manière continue les quantités de lumière absorbée par l'hémoglobine.

Les caméras exploitant aussi la PPG pour mesurer la fréquence cardiaque (voir section II.C.1), la saturation pulsée en oxygène peut aussi être calculée sans contact avec la personne [34]. Le principe est similaire quoique légèrement différent : la lumière ne traverse plus les tissus comme dans le cas de l'oxymètre en contact (Fig. 5 gauche) mais est reflétée par la peau et les tissus physiologiques vers la caméra (Fig. 5 droite).

3) Respiration

Les développements récents permettant la mesure de la fonction respiratoire par caméra peuvent être regroupés en trois familles [6] : l'étude des mouvements corporels, l'analyse de la photopléthysmographie et l'imagerie thermique (que nous n'aborderons pas ici car présenté en section II.B).

La première catégorie consiste à suivre les déplacements de la cage thoracique engendrés par le processus de respiration. Des algorithmes de vision par ordinateur (détection et suivi de points caractéristiques) ont été spécifiquement développés pour cette tâche [35]. La poitrine ou les épaules (Fig. 6) sont des zones particulièrement observées lors d'une mesure à distance du rythme respiratoire. Des techniques plus sophistiquées reposant sur la caractérisation des variations de volume de la cage thoracique par plusieurs caméras ou par des systèmes projecteur-caméra ont été proposées dans la littérature [6].

La seconde catégorie consiste à extraire le signal respiratoire de la PPG [36]. Le mouvement de la cage thoracique modifie le flux sanguin pendant la respiration, induisant une modulation du signal PPG par l'activité respiratoire [37]. Différentes techniques de traitement du signal ont été développées ou utilisées à cette fin. Notons par exemple l'analyse en composantes indépendantes [24], la transformée en ondelettes continue [25] et discrète [38].

4) Pression sanguine

La pression sanguine est un paramètre médical utilisé pour le diagnostic de maladies et pathologies cardiovasculaires telles que l'hypertension.

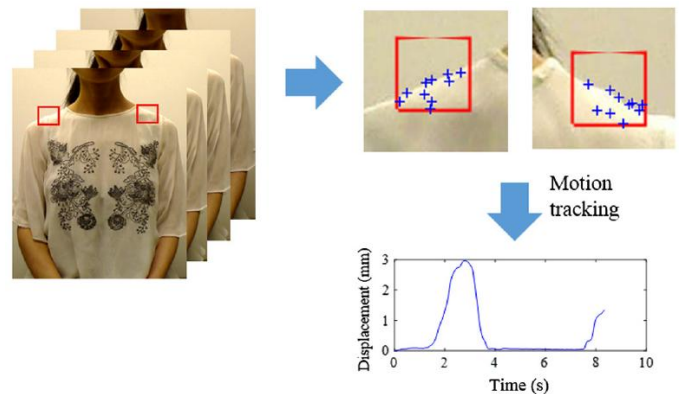


Fig. 6. La respiration engendre un léger mouvement des épaules qu'il est possible de suivre à l'aide de méthodes de vision par ordinateur. Le suivi de points caractéristiques détectés sur les épaules permet ici de former un signal temporel correspondant au déplacement corporel engendré par le processus de respiration. Figure modifiée de [35].

Différentes études ont montré que la pression sanguine pouvait être estimée par *Pulse Transit Time* (PTT) [10]. Ce dernier correspond au déphasage entre les signaux PPG mesurés sur deux sites différents ou à l'écart temporel entre la contraction du cœur et l'arrivée du flux sanguin sur l'extrémité d'un membre (doigt d'une main, orteil d'un pied...).

Les études récentes s'accroissent vers le développement de systèmes hybrides : le PTT peut être calculé à partir d'une montre connectée (Fig. 7) en analysant le déphasage entre une mesure en contact au poignet et une mesure par caméra de la PPG au visage [39]. D'autres chercheurs ont proposé d'estimer

le PTT en calculant la différence temporelle entre l'instant où le cœur se contracte (enregistré par le microphone d'un smartphone) et l'instant où le sang arrive au doigt (par PPG avec la caméra du smartphone) [40].

5) Conclusion

Les recherches dans le domaine de la mesure de données biomédicales à distance progressent rapidement. Le principal défi aujourd'hui consiste à rendre l'extraction des données physiologiques robuste aux mouvements de tête pouvant générer d'importants artefacts. Ces problématiques sont communes à la plupart des systèmes qui reposent sur l'imagerie pour mesurer des données biomédicales à distance.

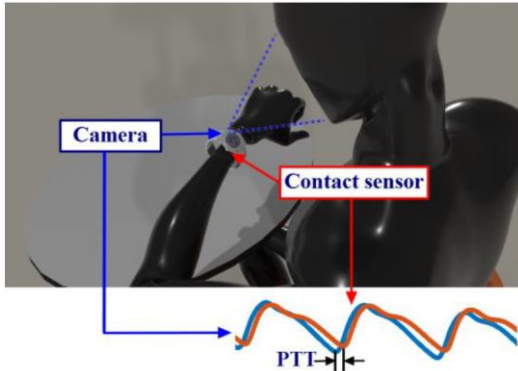


Fig. 7. Le *Pulse Transit Time* correspond à la différence de temps que met le sang en partance du cœur à atteindre les tissus du poignet et du visage. Le PTT est ici calculé à partir des signaux PPG pris sur chacun des sites de mesure. Figure extraite de [39].

À l'ère de l'informatique ubiquitaire où les appareils mobiles (téléphones intelligents, tablettes tactiles...) complètent les ordinateurs personnels, les caméras et webcams intégrées sont omniprésentes et accessibles. Nous proposons, dans cette direction, un développement exploratoire de recherche consistant à réaliser une mesure de l'état du système cardiovasculaire de diverses parties du corps dont la peau est visible à partir d'une vidéo enregistrée par une caméra standard.

III. VERS UNE EVALUATION DE L'ACTIVITE CARDIOVASCULAIRE PAR CAMERA BAS COUT

A. Introduction

Près de la moitié des maladies invalidantes sont d'origine respiratoire ou cardiovasculaire. Les personnes en situation de handicap (en particulier dans le cas d'une déficience motrice) sont plus sujettes à une pression artérielle élevée comparées aux personnes sans handicap [41] et sont donc d'autant plus concernées par les risques cardiovasculaires. La pression artérielle peut être estimée à distance par le biais du *Pulse Transit Time* (section II.C.4) en effectuant une mesure de la PPG (section II.C.1) sur différentes zones du corps. L'observation du signal PPG nous renseigne aussi sur l'athérosclérose, une maladie des artères, ainsi que sur la présence d'une obstruction ou d'un caillot sanguin.

B. Protocole expérimental

Nous proposons, dans cette direction, des résultats préliminaires reposant sur la mesure multisite de la PPG. Ces

travaux s'orientent vers l'estimation de la santé des artères, de la pression sanguine ainsi que de la présence d'une obstruction des artères (caillots). Ces observations se font à partir de la phase et de l'amplitude de signaux PPG pris sur diverses parties du corps.

Deux vidéos ont été acquises en laboratoire avec une caméra Microsoft Lifecam Cinema. La résolution est fixée à 640×480 pixels (cadence : 30 images par seconde) et tous les paramètres automatiques de la caméra (balance des blancs et exposition notamment) ont été désactivés afin d'éviter l'introduction supplémentaire de bruits et artefacts indésirables [25]. La première vidéo, d'une durée de 20 secondes, contient un enregistrement du visage et des mains d'une personne (Fig. 8 gauche). La seconde vidéo consiste en un enregistrement de 45 secondes de la main d'une personne (Fig. 8 droite). Une obstruction par compression humérale (entre l'épaule et le biceps) est effectuée entre la 15^{ème} et la 35^{ème} seconde.

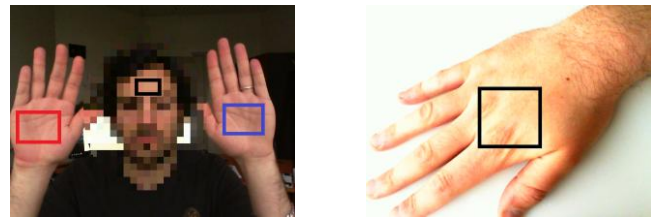


Fig. 8. Protocole expérimental : deux vidéos ont été acquises, la première (figure de gauche) consiste en une présentation des mains et du visage. La seconde (figure de droite) est un enregistrement d'une main au repos sur une table. Dans cette expérience, une obstruction (compression humérale) est effectuée pendant 20 secondes. Les rectangles colorés correspondent aux régions d'intérêt (manuellement segmentées) utilisées pour mesurer la PPG.

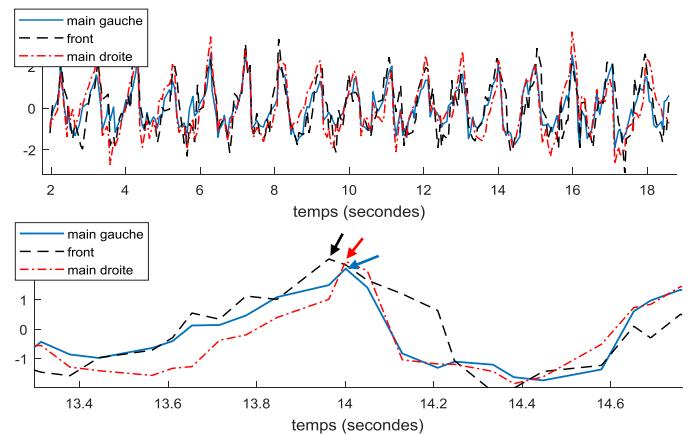


Fig. 9. Signaux PPG extraits des zones d'intérêt présentées en Fig. 8 (à gauche). La figure du bas est un agrandissement de la figure du haut. L'écart temporel observable entre les maximums des signaux PPG (indiqués par des flèches sur la figure du bas) des mains et du front permet de calculer le PTT.

C. Première expérience : PTT et pression sanguine

Les signaux PPG sont formés par le calcul de la moyenne des intensités des pixels contenus dans chacune des zones d'intérêt présentées en Fig. 8 (à gauche) et ce pour chaque canal R, V et B (voir section II.C.1). Seule la composante verte, qui contient la quasi-totalité de l'information PPG [18] est utilisée.

Les signaux calculés avec les pixels des zones d'intérêt de la main gauche, main droite et du front sont représentés en Fig. 9. Sur l'agrandissement, il est possible d'observer un écart temporel entre les maximums des signaux PPG des mains et du front. Cet écart représente le PTT, la différence de temps que met le sang en partance du cœur à atteindre les membres, et permet d'estimer la valeur de pression sanguine. Le sang irrigue les tissus du visage légèrement avant ceux des mains, le trajet cœur-visage étant plus court que le trajet cœur-mains. Des techniques d'interpolation sont utilisables pour compenser la faible fréquence d'échantillonnage des caméras [24], [25].

D. Seconde expérience : Obstruction artérielle

Les pixels de la zone d'intérêt de la main (Fig. 8 droite) sont utilisés pour calculer le signal PPG. La procédure de calcul est identique à celle présentée lors de la première expérience. Le résultat de la mesure est présenté en Fig. 10. L'obstruction réalisée par compression humérale est clairement observable sur le signal PPG (entre 15 et 35 secondes).

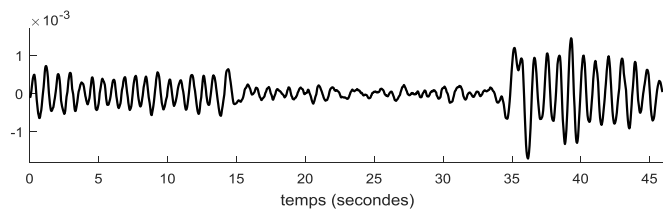


Fig. 10. Signal PPG (lissé) calculé à partir des pixels de la zone d'intérêt prise sur la main (Fig. 8 droite). L'obstruction artérielle réalisée par compression humérale (entre 15 et 35 secondes) est très clairement observable sur le signal.

IV. CONCLUSION ET PERSPECTIVES

Après avoir dressé un état de l'art sur les techniques qui permettent de mesurer des données biomédicales à distance, nous avons proposé un ensemble de résultats exploratoires permettant d'évaluer l'état de l'activité cardiovasculaire par la mesure de signaux PPG sur diverses zones du corps.

Nous souhaitons proposer un système intégrable sur des dispositifs de télémédecine (tablettes tactiles, smartphone...) qui puisse permettre de cartographier [31] l'état de santé des vaisseaux sanguins sur les parties visibles du corps humain en vue de la détection et du diagnostic de pathologies cardiovasculaires.

REFERENCES

[1] Organisation Mondiale de la Santé, « Plan d'action 2013-2020 pour la Stratégie mondiale de lutte contre les maladies non transmissibles ».

[2] Conseil National de l'Ordre des Médecins, « Atlas de la démographie médicale en France ».

[3] M. Gérard, P.-H. Bartoli, et M. Hauser, « Des petits riens du quotidien à l'homme augmenté : vivre sa santé au jour le jour. Enquête 3/3 : Et demain, la santé ? », Observatoire Cetelem, sept. 2017.

[4] A. Al-Naji, K. Gibson, S.-H. Lee, et J. Chahl, « Monitoring of Cardiorespiratory Signal: Principles of Remote Measurements and Review of Methods », *IEEE Access*, 2017.

[5] 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.

[6] F. Q. AL-Khalidi, R. Saatchi, D. Burke, H. Elphick, et S. Tan, « Respiration rate monitoring methods: A review », *Pediatr. Pulmonol.*, vol. 46, n° 6, p. 523–529, 2011.

[7] E. N. Marieb et K. Hoehn, *Human anatomy & physiology*, 9th éd. Pearson Education, 2013.

[8] T. Lister, P. A. Wright, et P. H. Chappell, « Optical properties of human skin », *J. Biomed. Opt.*, vol. 17, n° 9, p. 0909011–09090115, 2012.

[9] H.-Y. Wu, M. Rubinstein, E. Shih, J. Guttag, F. Durand, et W. Freeman, « Eulerian Video Magnification for Revealing Subtle Changes in the World », *ACM Trans Graph*, vol. 31, n° 4, p. 65:1–65:8, juill. 2012.

[10] J. Allen, « Photoplethysmography and its application in clinical physiological measurement », *Physiol. Meas.*, vol. 28, n° 3, p. R1–R39, 2007.

[11] G. Balakrishnan, F. Durand, et J. Guttag, « Detecting pulse from head motions in video », in *Computer Vision and Pattern Recognition (CVPR), 2013 IEEE Conference on*, 2013, p. 3430–3437.

[12] M. Zakrzewski, H. Raitinen, et J. Vanhala, « Comparison of center estimation algorithms for heart and respiration monitoring with microwave Doppler radar », *IEEE Sens. J.*, vol. 12, n° 3, p. 627–634, 2012.

[13] D. Cardone et A. Merla, « New Frontiers for Applications of Thermal Infrared Imaging Devices: Computational Psychophysiology in the Neurosciences », *Sensors*, vol. 17, n° 5, p. 1042, 2017.

[14] J. Fei et I. Pavlidis, « Thermistor at a distance: unobtrusive measurement of breathing », *IEEE Trans. Biomed. Eng.*, vol. 57, n° 4, p. 988–998, 2010.

[15] I. Pavlidis, J. Dowdall, N. Sun, C. Puri, J. Fei, et M. Garbey, « Interacting with human physiology », *Comput. Vis. Image Underst.*, vol. 108, n° 1, p. 150–170, 2007.

[16] M. Hassan *et al.*, « Heart rate estimation using facial video: A review », *Biomed. Signal Process. Control*, vol. 38, p. 346–360, 2017.

[17] A. A. Kamshilin *et al.*, « A new look at the essence of the imaging photoplethysmography », *Sci. Rep.*, vol. 5, 2015.

[18] 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.

[19] W. Wang, « Robust and automatic remote photoplethysmography », PhD Thesis, Technische Universiteit Eindhoven, 2017.

[20] D. Shao, Y. Yang, C. Liu, F. Tsow, H. Yu, et N. Tao, « Noncontact monitoring breathing pattern, exhalation flow rate and pulse transit time », *IEEE Trans. Biomed. Eng.*, vol. 61, n° 11, p. 2760–2767, 2014.

[21] 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, 2014.

[22] C. Maaoui, F. Bousefsaf, et A. Pruski, « Automatic human stress detection based on webcam photoplethysmographic signals », *J. Mech. Med. Biol.*, vol. 16, n° 04, p. 1650039, 2016.

[23] 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, 2016.

[24] 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, 2011.

[25] 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.

[26] 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, 2017.

[27] 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.

[28] 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, 2017.

[29] C. Hurter et D. McDuff, « Cardiolens: remote physiological monitoring in a mixed reality environment », in *ACM SIGGRAPH 2017 Emerging Technologies*, 2017, p. 6.

[30] M. Villarroel *et al.*, « Continuous non-contact vital sign monitoring in neonatal intensive care unit », *Healthc. Technol. Lett.*, vol. 1, n° 3, p. 87–91, 2014.

[31] 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.

[32] W. Wang, S. Stuijk, et G. de Haan, « Living-Skin Classification via Remote-PPG », *IEEE Trans. Biomed. Eng.*, 2017.

[33] 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.

[34] M. Van Gastel, S. Stuijk, et G. De Haan, « New principle for measuring arterial blood oxygenation, enabling motion-robust remote monitoring », *Sci. Rep.*, vol. 6, 2016.

[35] C. Liu, Y. Yang, F. Tsow, D. Shao, et N. Tao, « Noncontact spirometry with a webcam », *J. Biomed. Opt.*, vol. 22, n° 5, p. 057002–057002, 2017.

[36] A. Al-Naji et J. Chahl, « Simultaneous Tracking of Cardiorespiratory Signals for Multiple Persons Using a Machine Vision System With Noise Artifact Removal », *IEEE J. Transl. Eng. Health Med.*, vol. 5, p. 1–10, 2017.

[37] M. van Gastel, S. Stuijk, et G. de Haan, « Robust respiration detection from remote photoplethysmography », *Biomed. Opt. Express*, vol. 7, n° 12, p. 4941–4957, 2016.

[38] M. Hassan, A. Malik, D. Fofi, N. Saad, et F. Meriaudeau, « Novel health monitoring method an using RGB camera », *Biomed. Opt. Express*, vol. 8, n° 11, p. 4838–4854, 2017.

[39] G. Zhang, C. Shan, I. Kirenko, X. Long, et R. M. Aarts, « Hybrid optical unobtrusive blood pressure measurements », *Sensors*, vol. 17, n° 7, p. 1541, 2017.

[40] A. D. Junior, S. Murali, F. Rincon, et D. Atienza, « Methods for reliable estimation of pulse transit time and blood pressure variations using smartphone sensors », *Microprocess. Microsyst.*, vol. 46, p. 84–95, 2016.

[41] A. Stevens, E. Courtney-Long, C. Gillespie, et B. S. Armour,
« Hypertension Among US Adults by Disability Status and Type, National

Health and Nutrition Examination Survey, 2001–2010 », *Prev. Chronic. Dis.*,
vol. 11, 2014.