



HAL
open science

Quantification de l'activité mentale à partir d'une webcam en utilisant les amplitudes du flux sanguin et la variabilité de la fréquence cardiaque

Frédéric Bousefsaf, Choubeila Maaoui, Alain Pruski

► To cite this version:

Frédéric Bousefsaf, Choubeila Maaoui, Alain Pruski. Quantification de l'activité mentale à partir d'une webcam en utilisant les amplitudes du flux sanguin et la variabilité de la fréquence cardiaque. Handicap 2014 8^{ème} Edition Paris, 11-13 juin 2014 " Les technologies d'assistance : de la compensation à l'autonomie ", Institut Fédératif de Recherche sur les Aides Techniques pour le Handicap (IFRATH), Jun 2014, Paris, France. hal-01385553

HAL Id: hal-01385553

<https://hal.univ-lorraine.fr/hal-01385553>

Submitted on 20 Feb 2021

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.

Quantification de l'activité mentale à partir d'une webcam en utilisant les amplitudes du flux sanguin et la variabilité de la fréquence cardiaque

Frédéric Bousefsaf, Choubeila Maaoui, Alain Pruski

LCOMS

7 rue Marconi, 57070 Metz, France

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

Résumé— Nous présentons dans cette étude une méthode qui permet de quantifier l'activité mentale d'une personne en utilisant une webcam bas coût. Les mesures sont réalisées spécifiquement sur le visage et les algorithmes que nous proposons ont été développés de manière à ce que l'application soit robuste aux bruits générés par les mouvements de la tête. Une version interactive du test de Stroop a été employée pour induire du stress chez les 12 candidats qui ont participé à cette étude. Parallèlement, nous avons enregistré la conductance de la peau que nous avons comparée à la courbe de l'activité mentale du participant, obtenue par une analyse sur les amplitudes du flux sanguin et sur la variabilité cardiaque. Les résultats apportent une nouvelle manière de quantifier l'activité mentale d'une personne en utilisant des moyens bas coûts, offrant ainsi une alternative aux techniques conventionnelles en contact.

Mots-clés—photopléthysmographie; variabilité cardiaque; hors contact; activité mentale; webcam

I. INTRODUCTION

Dans le cadre des thérapies basées sur la Réalité Virtuelle (RV), il est particulièrement intéressant de reconnaître et quantifier l'état émotionnel du patient. Les émotions sont la boucle de retour qui permet de réguler l'intensité de l'environnement virtuel [1]. Ces scènes virtuelles basées sur la physiologie sont utilisées pour traiter des personnes atteintes de troubles anxieux et de phobies, comme les soldats ou les anciens combattants victimes de troubles post-traumatiques liés au stress [2]. Certains signaux physiologiques, comme le rythme cardiaque (RC) et la Variabilité de la Fréquence Cardiaque (VFC) sont reconnus pour être des paramètres fiables dans le domaine de la reconnaissance des émotions [3].

L'acquisition des signaux physiologiques se fait généralement en utilisant des capteurs en contact reliés par des fils à un ordinateur ou à une plateforme d'acquisition. Ces capteurs présentent des limites dans certains champs applicatifs où la pose et le contrôle de leur bon fonctionnement nécessitent la présence d'un spécialiste à proximité du patient. Les capteurs peuvent gêner l'utilisateur lors du déroulement d'une activité, comme par exemple en situation de réhabilitation motrice ou pendant l'utilisation de serious games. Ils peuvent aussi devenir un frein si le patient les considère comme intrusifs pour son intimité.

La mesure hors contact des signaux physiologiques peut être réalisée en utilisant des caméras thermiques infrarouges. Cette technologie, employée par Pavlidis et al., permet de mesurer des données physiologiques en se focalisant sur le visage [4]. De la même manière, les radars basés sur l'effet Doppler sont des capteurs hors contact qui permettent de détecter les battements du cœur [5] et la respiration [6] d'un individu. Plus récemment, les caméras numériques et les webcams ont été utilisées pour mesurer l'activité cardiaque [7], [8] sur des visages humains afin d'en extraire les rythmes cardiaque et respiratoire. Le principe, basé sur la PhotoPléthysmoGraphie (PPG) consiste à observer les variations de lumière sur la peau du visage pour en extraire le flux sanguin et ainsi délivrer une image de l'activité cardiaque. Sun et al. [8] ont comparé les performances en termes d'extraction du RC entre une caméra numérique haute sensibilité et une webcam bas coût. Leur conclusion indique que les caractéristiques de la webcam échantillonnée à 30 frames par seconde (fps) sont comparables à celles de la caméra échantillonnée à 200 fps après avoir interpolé les signaux pour améliorer la résolution temporelle [8].

La VFC est un paramètre de santé important, utilisé en informatique affective et en psychophysiologie pour obtenir une image de l'activité du Système Nerveux Autonome (SNA) afin de détecter des états de stress mental en temps réel [9]. L'analyse spectrale du SNA nous informe sur la balance sympatho-vagale qui reflète les variations mutuelles des systèmes nerveux sympathique et parasympathique [10]. La VFC est régulière et rythmée lorsque l'individu est au calme et suit la respiration par le phénomène d'arythmie sinusale respiratoire. Au contraire, sa forme et son allure deviennent chaotiques lorsque la personne endure un stress ou une anxiété intense. L'état donné par ces variations du rythme cardiaque est appelé cohérence cardiaque [11]. L'extraction des signaux physiologiques par des technologies hors-contact est particulièrement intéressante pour des applications qui cherchent à comprendre et synthétiser les émotions et sentiments d'un patient. L'état émotionnel peut faire office de boucle de retour et est employé dans des applications basées sur la réalité virtuelle, comme les thérapies d'exposition par RV [12]. Le contrôle en temps réel des signaux physiologiques permet au thérapeute qui supervise la session d'exposition de

paramétrer et d’optimiser les stimuli, situations et environnements virtuels. Durant ces séries de thérapies psychophysiologiques, les capteurs en contact peuvent générer un biais si le patient est mal à l’aise, ce qui se caractérise en pratique par une estimation erronée des émotions [4].

Les paramètres calculés à partir des signaux physiologiques bruts sont des entrées utilisées par des algorithmes basés sur les méthodes d’apprentissage automatique afin d’estimer l’état émotionnel [13] et spécifiquement pour quantifier l’activité mentale [14]. Des études ont montré que seuls des paramètres extraits de la VFC sont utilisables pour détecter des états de stress mental [9], [15], [16].

Dans cette étude, nous proposons une méthode originale qui permet d’extraire le RC instantané à partir de trames vidéo contenant des visages humains en utilisant une webcam Haute Définition (HD) bas coût. Nous avons utilisé les amplitudes du flux sanguin et la VFC pour quantifier l’activité mentale des 12 sujets qui ont participé à cette étude pendant qu’ils s’exerçaient à une version interactive et numérique du test de Stroop [15].

II. METHODES

A. Extraction du flux sanguin à partir des trames vidéos

La méthode présentée dans cette étude est composée d’opérations de traitement du signal et des images. Nous utilisons une caméra qui délivre des images HD afin d’augmenter le nombre de pixels qui composent le visage et qui contiennent l’information PPG. Dans un premier temps, l’algorithme modifie un ensemble de paramètres internes à la caméra afin d’obtenir une image de bonne qualité. L’algorithme va scruter les trames d’entrées et modifier les paramètres qui assurent le contrôle de la luminosité, de la saturation et de la balance des blancs pour respectivement obtenir une image éclairée (Fig. 1), saturée et dont la teinte soit acceptable.

L’acquisition et le traitement d’images HD vont parallèlement augmenter les temps de calcul. Pour respecter le temps réel, les paramètres Pan, Tilt et Zoom de la webcam sont contrôlés en vue de garantir un temps de rafraîchissement maximal en ne délivrant qu’une zone d’intérêt de l’image HD.



Fig. 1. Modification de la luminosité de la caméra. L’image à gauche n’est pas assez éclairée, celle à droite est au contraire trop éclairée. L’algorithme régulera automatiquement le paramètre de luminosité pour obtenir l’image au centre.

Le visage est automatiquement détecté en utilisant une cascade de classificateurs boostés sur chaque trame via la librairie OpenCV. Le Zoom est paramétré pour que le visage remplisse au maximum la trame d’entrée [Fig. 2 (a)] tandis que les paramètres Pan et Tilt sont calculés pour suivre la position du visage dans le temps.

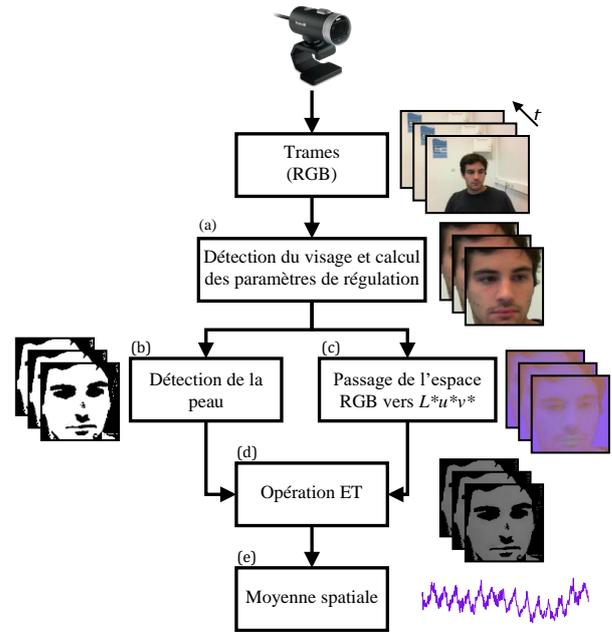


Fig. 2. Vue d’ensemble de la méthode de détection du signal PPG. (a) Les paramètres de régulation sont calculés pour suivre le visage. (b) Les pixels qui contiennent l’information PPG sont isolés par un filtre qui détecte la peau. (c) L’espace RGB est converti vers l’espace CIE $L^*u^*v^*$. (d) La trame u^* de l’espace $L^*u^*v^*$ est combinée à la trame de la détection de la peau. (e) Une moyenne spatiale est employée pour transformer une série de trames en un signal brut.

L’information PPG transite uniquement par la peau du visage. Pour isoler ces pixels utiles, un filtre qui détecte la teinte de la peau [Fig. 2 (b)] est utilisé [17]. Nous avons choisi l’espace colorimétrique CIE $L^*u^*v^*$ [Fig. 2 (c)] pour atténuer les fluctuations dues aux artefacts de mouvement et de lumière [18], [19]. L’oxyhémoglobine et la désoxyhémoglobine ont un meilleur coefficient d’absorption en présence de lumière dont les longueurs d’onde sont comprises entre 540 et 577 nm, ce qui correspond globalement à la couleur jaune/verte [20]. L’information PPG est principalement influente sur la composante u^* de l’espace colorimétrique CIE $L^*u^*v^*$ qui représente les couleurs comprises entre le rouge et le vert. Une moyenne spatiale est calculée sur les intensités des pixels de la composante u^* qui existent sur la trame de détection de la peau. Un ensemble de n trames donne un signal brut de n points souvent bruité [Fig. 2 (e)]. Un filtre a été développé [Fig. 3 (B)] pour supprimer les tendances basses fréquences et bruits hautes fréquences en utilisant la transformée en ondelettes continue du signal brut [Fig. 3 (A)] dans la bande fréquentielle 0.65–3 Hz. Ce filtre a été développé à partir du module de la transformée via l’ondelette de Morlet et est appliqué respectivement sur les parties réelle [Fig. 4 (A)] et imaginaire de la transformée.

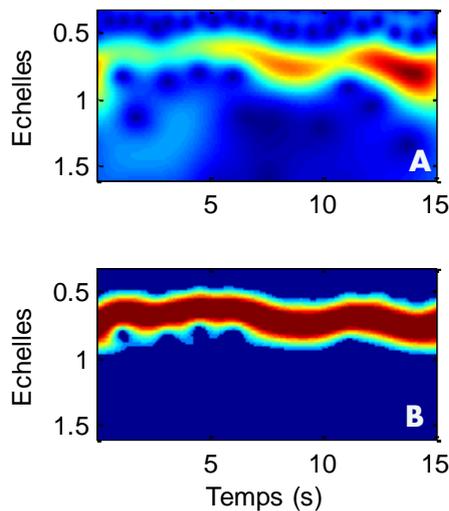


Fig. 3. Le module de la transformée en ondelettes continue est utilisé (A) pour créer un filtre (B) qui permettra de suivre les évolutions fréquentielles du signal dans le temps.

Les coefficients en ondelettes qui parasitent le signal sont supprimés [Fig. 4 (B)]. La transformée inverse de cette représentation donne un signal lissé et sans tendances, optimal pour détecter les maximums [Fig. 5 (B)] et calculer le RC instantané du participant.

B. Une application à la quantification de l'activité mentale

1) Procédure

Douze étudiants (2 femmes et 10 hommes d'âge moyen 25.3 ans et d'écart-type 0.65 ans) du laboratoire ont participé à cette expérience qui dure en moyenne 6 minutes. Tous les participants nous ont donné leur consentement avant le démarrage de l'expérience.

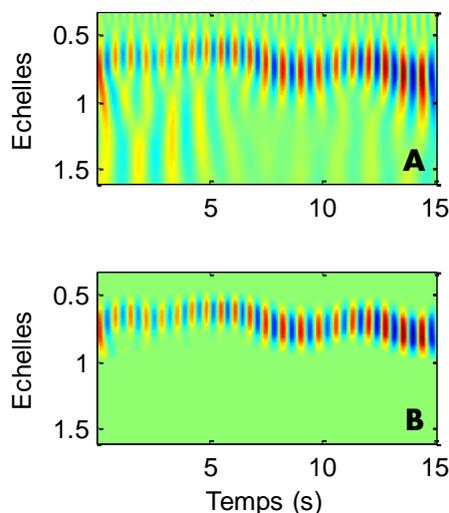


Fig. 4. La partie réelle (A) de la transformée en ondelettes présente des ondes à chaque battement cardiaque. Le filtre permet de supprimer tous les coefficients qui parasitent la représentation (B) pour ne garder que la composante utile.

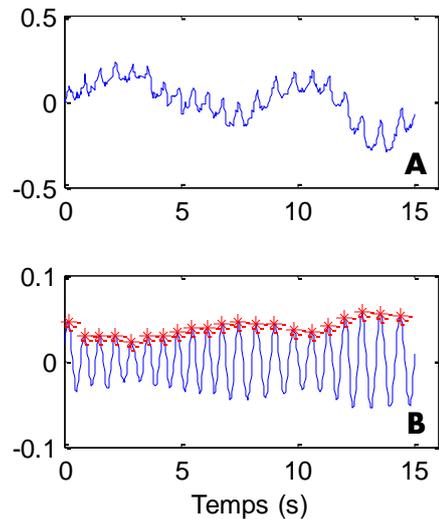


Fig. 5. Le signal brut (A) est traité à l'aide du filtre développé dans l'espace temps-fréquence. Le résultat donne un signal dont les tendances et bruits haute fréquence sont supprimés (B). Les amplitudes (étoiles rouges sur la figure B) sont détectées et sauvegardées.

L'inducteur de stress que nous proposons a d'ores et déjà été utilisé dans d'autres études et est basée sur une version interactive du test colorimétrique de Stroop [15]. Brièvement, le participant a 3 secondes pour cliquer sur une zone colorée rectangulaire qui correspond à la couleur indiquée par le mot imprimé au centre de l'écran [Fig. 7 (a)]. Certains mots sont affichés dans une couleur différente du nom qu'elle indique (incongrus, comme par exemple le mot "vert" affiché en couleur bleu) tandis que les autres sont affichés dans la couleur correspondante (congrus, comme par exemple le mot "rose" affiché en couleur rose).

Les participants effectuent trois sessions (voir Fig. 6) du test interactif de Stroop. Ils démarrent par une session d'apprentissage (SA) d'une minute afin de leur permettre de s'habituer à l'interface et au jeu virtuel. Deux sessions de stress (SS) d'une minute chacune sont lancées par la suite. Chaque SS est séparée par une session de relaxation (SR) correspondant à une vidéo d'une minute basée sur la nature et les animaux sauvages. Dans la première SS, le participant dispose d'une minute pour cliquer correctement sur 35 zones rectangulaires. Une erreur lance automatiquement un son d'erreur et décrémente le compteur d'une unité. Une barre de progression horizontale est ajoutée en dessous du mot affiché au milieu de l'écran pour renseigner l'utilisateur sur le temps restant avant la fin de la session. De plus, une barre de progression verticale affichée à droite du mot indique le temps restant pour cliquer sur la zone colorée correspondante. La seconde SS est identique à la première, hormis les positions des zones de couleurs qui se mélangent aléatoirement à chaque réponse juste. Le participant doit correctement cliquer sur 40 zones désormais. Une musique stressante est jouée pendant les deux SS et une sirène d'alarme est lancée les 10 dernières secondes.

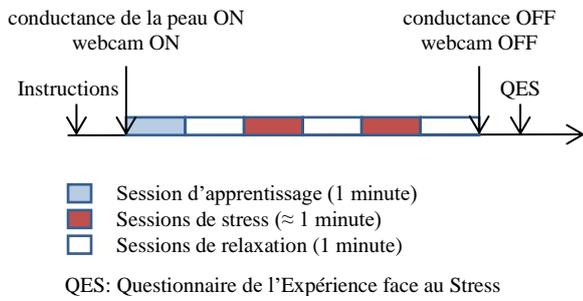


Fig. 6. *Protocol expérimental*

A la fin de l'expérience, nous avons demandé aux participants de remplir un questionnaire lié à leur expérience par rapport au stress généré par l'application en utilisant une échelle de Likert sur 5 points (1 = pas du tout, 5 = Tout à fait). Les cinq paramètres suivants apparaissent dans le questionnaire: étiez-vous stressé, tendu, épuisé, concentré et stimulé. Les participants répondent deux fois à cette batterie de questions : une fois pour les deux sessions de stress [Fig. 7 (a)] et une fois pour les trois sessions de relaxation [Fig. 7 (b)]. Cette notation est utilisée pour contrôler la corrélation entre les réponses physiologiques et leur perception de l'effort mental. Finalement, une dernière question leur est posée pour examiner les effets du mélange aléatoire des positions des zones pendant la deuxième SS. Les réponses électrodermales des participants sont enregistrées en mesurant la conductance de la peau à l'aide d'un capteur en contact (SC-Flex/Pro by Thought Technologies Ltd.) tout le long de l'essai.

2) Analyse de la VFC et des amplitudes pour quantifier l'activité mentale

Les opérations de traitement du signal détaillées dans la section II.A. ont été utilisées pour extraire le RC instantané [Fig. 8 (a)] des participants. Les signaux bruts irrégulièrement distribués sur l'axe des temps sont ré-échantillonnés par une spline cubique sur 15 Hz. Nous avons constaté que le RC moyen augmente lors des périodes stressantes. Pour isoler ces variations de tendances, nous avons calculé une moyenne glissante sur 20 secondes à partir du signal interpolé du RC instantané [Fig. 8 (b)]. L'allure de la VFC est rythmée et régulière pendant les SR et chaotique et irrégulière pendant les SS [11].

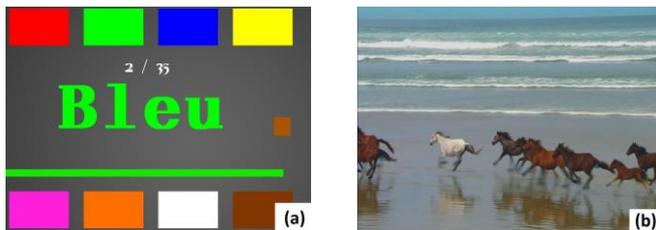


Fig. 7. *Captures d'écran de l'application : La première session de stress présentant un cas incongru (a) et la première vidéo de relaxation (b) qui démarre directement après la session d'apprentissage.*

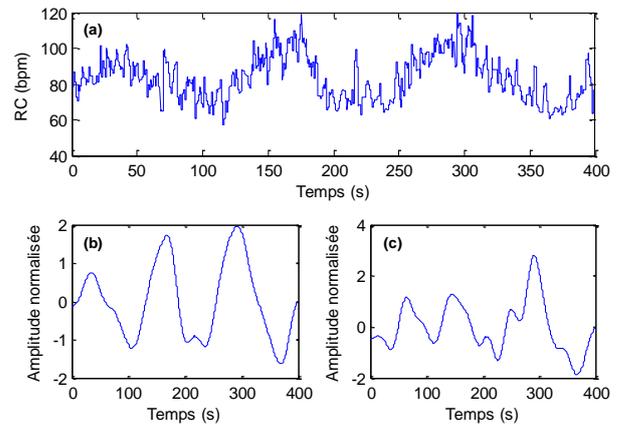


Fig. 8. *Résultats de l'analyse sur la VFC. Le rythme cardiaque instantané (a) est utilisé pour calculer deux paramètres : la tendance (b) et la RMSSD (c).*

Ces fluctuations sont détectées en utilisant la racine carrée des différences au carré de l'intervalle entre deux battements successifs (RMSSD pour *Root Mean Square of Successive Differences*) [Fig. 8 (c)] calculée à partir du rythme cardiaque instantané (1). Ce paramètre est recommandé par la TaskForce [21] pour l'analyse de la VFC et permet d'extraire une information sur l'influence des hautes fréquences sur le RC, orchestrée par l'activité du système nerveux parasympathique.

$$RMSSD = \sqrt{\frac{1}{N-1} \sum_{i=2}^N (y_i - y_{i-1})^2} \quad (1)$$

N correspond au nombre total de battements qui composent le signal cardiaque et y_i au $i^{\text{ème}}$ battement observé dans cette série.

Les amplitudes du signal PPG donnent une information importante sur l'état de vasodilatation – vasoconstriction [22] de la personne. Ces phénomènes sont étroitement liés au SNA et plus particulièrement à la branche sympathique du système nerveux [23]. Une importante constriction du système vasculaire est engendrée lorsque l'activité du système nerveux sympathique est stimulée. Cette vasoconstriction diminue le flux sanguin dans les tissus, modulant ainsi les amplitudes du signal. Ces dernières constituent donc un paramètre important pour la quantification de l'activité mentale.

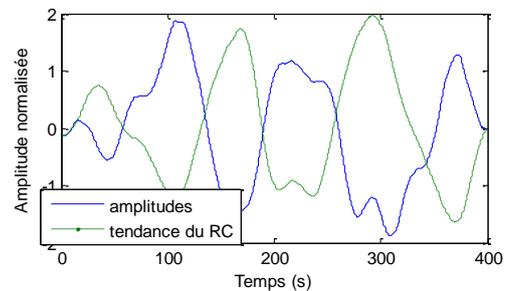


Fig. 9. *L'information d'amplitude du signal PPG (courbe en trait plein) suit de manière inverse le rythme cardiaque. La corrélation de Pearson pour cet exemple tiré du sujet #12 vaut -0.85.*

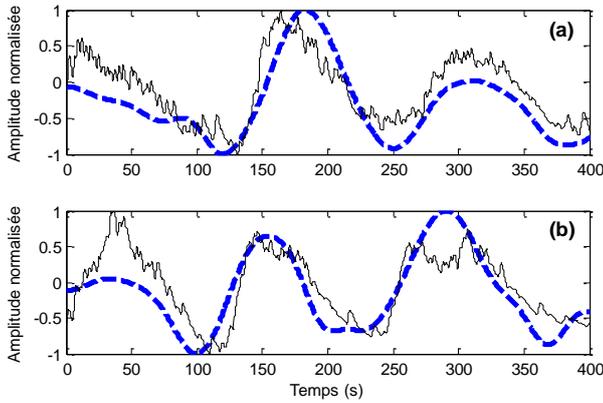


Fig. 10. Résultats de la quantification de l'activité mentale pour le participant #11 (a) et #12 (b). La courbe avec des tirets correspond à l'activité mentale dérivée de la webcam tandis que celle en trait plein correspond à l'activité électrodermale du participant. La corrélation de Pearson entre les deux courbes est de 0.85 pour (a) et 0.78 pour (b), $p < 0.001$.

Nous avons utilisé l'énergie présente dans le module de la transformée en ondelettes [voir Fig. 3 (A)] pour extraire cette information (Fig. 9). Les amplitudes ont tendance à diminuer sous l'effet du stress et sont négativement corrélées avec l'évolution de tendance du rythme cardiaque (Fig. 9).

La tendance, la RMSSD et l'évolution d'amplitude sont ensuite centrées et normalisées par rapport à leur variance et combinées par addition. La courbe résultant de cette opération est lissée via une moyenne glissante sur 20 secondes, délivrant ainsi une unique représentation de l'état de stress (voir Fig. 10). Les maximums et minimums correspondent aux instants de transition entre les phases de stress et de relaxation. Pour être comparées, les représentations sont centrées et normalisées entre -1 et 1.

III. RESULTATS

Les courbes de stress de la webcam ont été comparées aux activités électrodermales. La figure 10 présente un exemple où la courbe représentant l'activité mentale générée par l'étude des paramètres cardiaques est en étroite corrélation avec l'activité électrodermale. Des diagrammes de Tukey (boîtes à moustache) sont employés pour représenter les différences au niveau de la moyenne de la courbe de la webcam et de l'activité électrodermale pour chaque session [Fig. 11 (a) et (b)]. Les moyennes générales sont présentées sur les figures 11 (c) et (d), respectivement pour les mesures de la webcam et du capteur électrodermal en contact. Ici, la valeur médiane des mesures dérivées de la webcam passe de -0.38 pour les trois SR à 0.24 pour les deux SS. Similairement, la médiane des mesures du capteur électrodermal passe de -0.26 pour les SR à 0.31 pour les trois SS. Des différences significatives sont identifiables sur les réponses des questionnaires (Tableau 1) entre les sessions de stress et de relaxation en suivant les facteurs stressé, tendu, concentré et stimulé. A l'inverse et toujours selon les réponses des participants au questionnaire, le facteur épuisé ne présente pas de variation significative entre les différentes sessions. Les valeurs du tableau ont été mises à l'échelle entre -1 et 1 pour pouvoir être comparées aux données physiologiques.

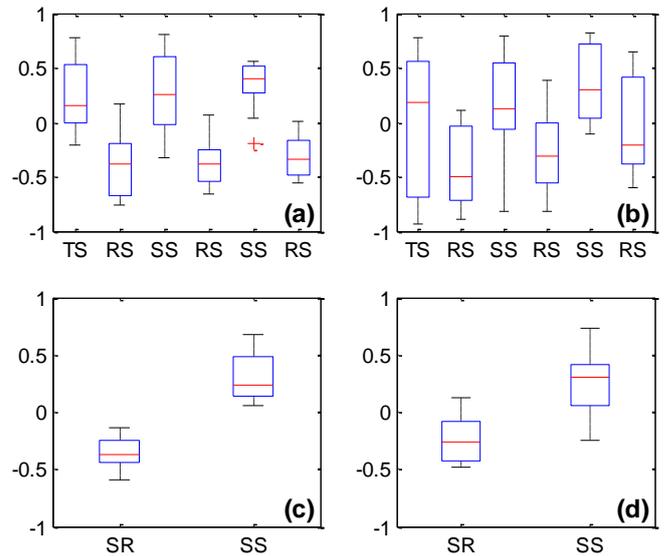


Fig. 11. Diagrammes de Tukey représentant les valeurs moyennes des courbes pour chaque session. Les mesures de la webcam (a) et l'activité électrodermale (b) indiquent que les moyennes augmentent significativement pendant les deux sessions de stress comparées aux moyennes des sessions de relaxation. Les moyennes générales des mesures de la webcam et de l'activité électrodermale sont présentées sur les diagrammes (c) et (d) respectivement. Ces boîtes englobent les données des 12 participants de l'étude.

IV. DISCUSSION ET CONCLUSION

La détection du rythme et de la variabilité de la fréquence cardiaque par une caméra offre une nouvelle possibilité pour quantifier l'activité mentale d'un individu tout en contrôlant d'importants paramètres physiologiques de manière hors contact. Les résultats présentés dans cette étude démontrent qu'il est possible d'utiliser les réponses de la VFC et les amplitudes du signal photopléthysmographique pour former une courbe traduisant l'activité mentale du participant. Les opérations de traitement du signal et des images présentées dans cette étude sont robustes aux conditions d'illumination et tolérantes face au mouvement. Les diagrammes de Tukey présentés en figure 11 donnent une estimation de l'évolution de la courbe représentant l'activité mentale des participants. Similairement aux réponses électrodermales, ces courbes tendent à décroître pendant les phases de relaxations et vont, inversement, progressivement augmenter pendant les phases stressantes. La disparité sur les diagrammes de la webcam [Fig. 11 (a)] est relativement élevée et nous indique que les participants étaient en moyenne plus stressés pendant les sessions d'apprentissage et de stress que pendant les sessions de relaxation. Ces données physiologiques sont en concordance avec les réponses aux questionnaires qui renseignent l'expérience subjective qu'ont les participants face au stress. Typiquement, les valeurs relevées dans les questionnaires croient entre sessions de relaxation et sessions de stress, notamment pour les facteurs stressé, tendu, concentré et stimulé. Le facteur épuisé a été estimé plus faiblement en moyenne par les participants. L'expérience ne dure probablement pas assez longtemps pour que ces derniers puissent ressentir une fatigue physique et mentale.

TABLEAU 1
RESULTATS DES QUESTIONNAIRES RELATIFS AU STRESS

Variable	SR	SS
Stressé	-0.23 (0.4)	0.5 (0.3)
Tendu	-0.37 (0.36)	0.43 (0.36)
Epuisé	-0.5 (0.25)	-0.27 (0.33)
Concentré	0.1 (0.57)	0.83 (0.27)
Stimulé	0.16 (0.55)	0.57 (0.32)

Ces valeurs représentent la moyenne (écart type) pour chaque facteur sur chaque participant et sont mises à l'échelle entre -1 (pas du tout) et 1 (tout à fait).

L'inducteur n'a pas été conçu pour être éprouvant mais plutôt pour provoquer de courtes impulsions stressantes. Les vidéos présentées pendant les sessions de relaxation ont intéressé les participants, comme le confirment les facteurs stimulés et concentrés, qui sont plus élevés que les autres facteurs dans ce cas. Nous avons choisi d'utiliser l'activité électrodermale comme référence car cette modalité traduit l'activité sympathique induite par le SNA. De même, la courbe représentant l'activité mentale des participants générée par notre application intègre un ensemble de paramètres cardiaques pour délivrer une réponse d'ordre sympathique.

Les clics erronés ont été enregistrés pendant les expériences et devront être analysés dans des travaux futurs pour observer leurs impacts sur l'activité mentale des participants. Le nombre d'émotions reconnues peut être augmenté en intégrant plus de modalités à l'application. Les vidéos peuvent ainsi être analysées pour proposer un système de reconnaissance des émotions multimodal, intégrant par exemple une reconnaissance automatique des expressions faciales et de la prosodie en utilisant la webcam et son micro intégré.

La capacité à reconnaître et comprendre les émotions humaines dans les thérapies basées sur la RV permet d'aider les thérapeutes à réguler le niveau et l'intensité des environnements virtuels qu'ils mettent à disposition des patients.

REFERENCES

[1] D. Kukolja, S. Popovic, B. Dropuljic, et al., "Real-time emotional state estimator for adaptive virtual reality stimulation," in *Proc. 5th Int. Conf. Foundations of Augmented Cognition. Neuroergonomics and Operational Neuroscience*, San Diego, CA, USA, Jul. 2009, pp. 175–184.

[2] A.A. Rizzo, J. Difede, B.O. Rothbaum, et al., "VR PTSD exposure therapy results with active duty OIF/OEF combatants," *Medicine meets Virtual Reality*, vol. 17, pp. 277–282, 2009.

[3] S. Jerritta, M. Murugappan, N. Nagarajan and K. Wan, "Physiological signals based human emotion Recognition: a review," in *IEEE 7th Int. Colloq. Signal Process. Appl.*, Arau, Malaysia, 2011, pp. 410–415.

[4] I. Pavlidis, J. Dowdall, N. Sun, et al., "Interacting with human physiology," *Computer Vision and Image Understanding*, vol. 108, pp. 150–170, Oct. 2007.

[5] V. Vasu, C. Heneghan, T. Arumugam, and S. Sezer, "Signal processing methods for non-contact cardiac detection using Doppler radar," in *IEEE Workshop on Signal Process. Syst.*, San Francisco, CA, Oct. 2010, pp. 368–373.

[6] C. Gu, R. Li, C. Li, and S. B. Jiang, "Doppler radar respiration measurement for gated lung cancer radiotherapy," in *IEEE Topical Conf. Biomed. Wireless Technol. Netw. Sens. Syst.*, Phoenix, AZ, Jan. 2011, pp. 91–94.

[7] M.-Z. Poh, D. J. McDuff, and R. W. Picard, "Advancements in noncontact, multiparameter physiological measurements using a webcam," *IEEE Trans. Biomed. Eng.*, vol. 58, pp. 7–11, Jan. 2011.

[8] Y. Sun, S. Hu, V. Azorin-Peris, et al., "Noncontact imaging photoplethysmography to effectively access pulse rate variability," *J. Biomed. Opt.*, vol. 18, 061205, Oct. 2012.

[9] A. Hoover, A. Singh, S. Fishel-Brown and E. Muth, "Real-time detection of workload changes using heart rate variability," *Biomedical Signal Processing and Control*, vol. 7, pp. 333–341, 2012.

[10] B. M. Appelhans and L. J. Luecken, "Heart rate variability as an index of regulated emotional responding," *Review of General Psychology*, vol. 10, pp. 229–240, 2006.

[11] W.A. Tiller, R. McCraty and M. Atkinson, "Cardiac coherence: a new, noninvasive measure of autonomic nervous system order," *Altern. Ther. Health Med.*, vol. 2, pp. 52–65, 1996.

[12] K. Cosic, S. Popovic, D. Kukolja, et al., "Physiology-driven adaptive virtual reality stimulation for prevention and treatment of stress related disorders," *Cyberpsychol. Behav. Soc. Netw.*, vol. 13, pp. 73–78, 2010.

[13] R.B. Knapp, J. Kim, and E. André, "Physiological signals and their use in augmenting emotion recognition for Human-Machine Interaction," in *Emotion-Oriented Systems*, Springer-Verlag, pp. 133–159, 2011.

[14] J. Zhai and A. Barreto, "Stress recognition using non-invasive technology," in *Proc. 19th Int. Florida AI Res. Soc. Conf.*, pp. 395–401, Melbourne Beach, Florida, USA, 2006.

[15] A.H. Garde, B. Laursen, A.H. Jorgensen and B.R. Jensen, "Effects of mental and physical demands on heart rate variability during computer work," *Eur. J. Appl. Physiol.*, vol. 87, pp. 456–461, 2002.

[16] K. Hercegf, "Heart rate variability monitoring during Human-Computer Interaction," *Acta Polytechnica Hungarica*, vol. 8, pp. 205–224, 2011.

[17] T. M. Mahmoud, "A new fast skin color detection technique," *World Academy Science Eng. Technol.*, vol. 19, pp. 498–502, 2008.

[18] F. Bousefsaf, C. Maaoui, A. Pruski, "Continuous wavelet filtering on webcam photoplethysmographic signals to remotely assess the instantaneous heart rate," *Biomedical Signal Processing and Control*, vol. 8, pp. 568–574, 2013.

[19] F. Bousefsaf, C. Maaoui, A. Pruski, "Remote assessment of the heart rate variability to detect mental stress," *7th International Conference on Pervasive Computing Technologies for Healthcare (PervasiveHealth)*, Venice, Italy, May 2013, pp. 348–351.

[20] B. L. Horecker, "The absorption spectra of hemoglobin and its derivatives in visible and near infrared regions," *J. Biol. Chem.*, vol. 148, pp. 173–183, 1943.

[21] Task Force of the European Society of Cardiology, North American Society of Pacing and Electrophysiology, "Heart rate variability: standards of measurement, physiological interpretation, and clinical use," *Circulation* 93, pp. 1043–1065, 1996.

[22] E. Peper, R. Harvey, I.-M. Lin, et al., "Is there more to blood volume pulse than heart rate variability, respiratory sinus arrhythmia, and cardiorespiratory synchrony?," *Biofeedback*, vol. 35, pp. 54–61, 2007.

[23] M. Nitzan, A. Babchenko, B. Khanokh and D. Landau, "The variability of the photoplethysmographic signal— a potential method for the evaluation of the autonomic nervous system," *Physiol. Meas.*, vol. 19, pp. 93–102, 1998.