

UNIVERSITÉ DE SHERBROOKE
Faculté de génie
Département de génie électrique et de génie informatique

MESURE DU RYTHME RESPIRATOIRE SANS CONTACT

Mémoire de maîtrise
Spécialité : génie électrique

Ronan CHAUVIN

Jury : François MICHAUD (directeur)
Michel TOUSIGNANT
Patrick BOISSY
Paul CHARETTE

À mes parents, Patricia et Bernard.

RÉSUMÉ

Une séance de téléreadaptation consiste à mettre en interaction une personne sous traitement dans son lieu de résidence avec un professionnel dans une clinique, via Internet, dans le but de mener à distance une consultation ou un traitement.

Un exemple typique de séances de téléreadaptation implique la tenue d'exercices sur vélo stationnaire, accompagnés entre autres de la mesure de signes vitaux. Actuellement, le système utilisé par l'équipe de recherche en téléreadaptation de l'Université de Sherbrooke mesure seulement le rythme cardiaque ainsi que la saturation d'oxygène du patient. Pour que les cliniciens puissent avoir plus d'informations sur l'activité de la personne et donc pouvoir mieux adapter leurs consignes lors des séances, il faut que des informations supplémentaires soient ajoutées, telles que le rythme respiratoire, l'échelle de Borg, la vitesse et le niveau de résistance sélectionné lors de séances sur un vélo stationnaire.

Ce projet de maîtrise porte sur une de ces mesures, soit celle du rythme respiratoire sans contact. La détection sans contact est moins gênante pour le patient, non biaisée et ne demande pas le port d'un capteur supplémentaire. L'objectif principal du projet est de développer une technique de mesure du rythme respiratoire sans contact utilisant une caméra thermique *pan-tilt* montée sur un trépied et placée devant le vélo stationnaire. Le système doit être capable de suivre la région bouche-nez d'une personne en temps réel lorsqu'elle est en mouvement grâce à un algorithme de suivi traitant une séquence d'images.

La première étape a consisté à passer en revue les techniques envisageables pour mesurer le rythme respiratoire. Ensuite, il a été nécessaire de sélectionner une technique de mesure sans contact, de l'implémenter, de la rendre robuste aux mouvements, et de la tester en conditions réelles. Enfin, les performances du système développé ont été évaluées en comparant ce dernier avec une mesure provenant d'une ceinture respiratoire.

Les résultats démontrent que le système fonctionne en temps réel lorsque le patient déplace ou effectue des rotations de sa tête sur le vélo stationnaire. Des recommandations sont faites pour minimiser les limitations du système, par exemple en cas de présence de personnes dans l'arrière-plan ou lorsque le patient parle. Le système réalisé est maintenant prêt pour être déployé lors de sessions de téléreadaptation à domicile afin de vérifier l'acceptabilité et la facilité d'utilisation du système.

Mots-clés : téléreadaptation, rythme respiratoire, signes vitaux, mesure sans contact, imagerie thermique, suivi vidéo

REMERCIEMENTS

Je voudrais tout d'abord remercier mon directeur de recherche, François Michaud, pour son aide et ses conseils donnés tout au long de ma maîtrise. Il m'a épaulé dans les décisions importantes du projet et m'a accordé sa confiance. François Michaud a été titulaire de la Chaire de recherche du Canada en robotique mobile et systèmes autonomes intelligents (2001-2011) et est directeur de l'Institut interdisciplinaire d'innovation technologique (3IT).

Je voudrais aussi remercier mon codirecteur de recherche, Michel Tousignant, pour avoir mis à disposition son expertise dans le domaine de la téléadaptation et pour son soutien financier durant ma maîtrise. Michel Tousignant est titulaire de Chaire de recherche en téléadaptation de l'Université de Sherbrooke et directeur du Centre de recherche sur le vieillissement (CDRV).

Merci également à tous les membres du laboratoire IntRoLab et de l'équipe de téléadaptation pour les idées, conseils et le temps qu'ils ont pu m'accorder.

Je suis conscient des amitiés tissées à Sherbrooke qui ont aidé à ce que mes études se déroulent dans d'agréables conditions. Je remercie tout particulièrement Aurélien Reveleau, ami de longue date, qui m'a toujours soutenu.

Enfin, j'aimerais remercier ma famille qui a tout fait pour m'aider malgré l'éloignement.

TABLE DES MATIÈRES

1	INTRODUCTION	1
2	LES MÉTHODES DE MESURE DU RYTHME RESPIRATOIRE	3
2.1	Mesures avec contact	3
2.2	Mesures sans contact	7
2.2.1	Mesure thermique de zones spécifiques	7
2.2.2	Mesure des changements de luminosité et de couleur de la peau de zones spécifiques	10
2.2.3	Mesure des mouvements du thorax	13
2.3	Sommaire	16
3	CAMÉRAS THERMIQUES	19
4	TLD, UN ALGORITHME DE SUIVI ET DÉTECTION	21
4.1	Suiveur	21
4.2	Détecteur	22
4.3	Apprentissage	23
5	ARTICLE	25
5.1	Avant-propos	25
5.2	Abstract	27
5.3	Introduction	27
5.4	Related Work	28
5.5	Respiration Rate Monitoring Using a Pan-Tilt Thermal Camera	29
5.5.1	ROI Tracking	30
5.5.2	RR Monitoring	32
5.6	Implementation and Experimental Settings	36
5.7	Results	40
5.8	Discussion	43
5.9	Conclusion	44
6	RÉSULTATS SUPPLÉMENTAIRES	47
7	CONCLUSION	51
A	DONNÉES EXPÉRIMENTALES	53
B	ATTESTATION DE CONFORMITÉ DU COMITÉ D'ÉTHIQUE	59
C	FORMULAIRE DE DEMANDE D'ÉVALUATION ÉTHIQUE	61
	LISTE DES RÉFÉRENCES	75

LISTE DES FIGURES

2.1	Exemple d'un capteur mesurant la condensation [André <i>et al.</i> , 2011].	6
2.2	Image IR de la ROI nécessaire à l'évaluation du RR [Zhu <i>et al.</i> , 2005].	8
2.3	Température moyenne de la ROI au cours du temps [Zhu <i>et al.</i> , 2005].	8
2.4	Placement automatique de la ROI [Al-Khalidi <i>et al.</i> , 2010].	9
2.5	Visualisation de la phase d'expiration par le nez ou la bouche et de la ROI associée (sujet de profil) [Murthy et Pavlidis, 2006].	10
2.6	Mesure des changements de luminosité au niveau du visage et du haut du corps [Zhao <i>et al.</i> , 2013].	12
2.7	Analyse séparée des canaux de couleur d'un signal vidéo du visage [Poh <i>et al.</i> , 2011].	13
2.8	Application <i>Phillips Vital Signs Camera</i> [Philips, 2011].	13
2.9	Mesure des mouvements du thorax pour un sujet en position couchée [Bai <i>et al.</i> , 2010a,b].	14
4.1	Architecture de fonctionnement de l'algorithme de suivi et de détection TLD.	22
5.1	System architecture.	30
5.2	ROI Tracking submodules.	31
5.3	Tracking of the mouth-nose region with significant head movements. Bounding Boxes (BB) correspond to the blue rectangles.	31
5.4	RR Monitoring algorithm pseudocode.	33
5.5	Temperature variations in the mouth-nose region during inspiration (left) and expiration (right) phases: original ROI are presented in the top images (a and b); results of gradient operations are presented in the middle images (c and d); results of mask operation are presented in the bottom images (e and f).	34
5.6	ROI mean values in grayscale (from 0 to 255) caused by breathing with two linear interpolations.	36
5.7	Pan-tilt unit with INO IRXCAM-640 thermal camera, installed on a tripod.	37
5.8	Experimental settings with the exercise bike, the thermal camera on the tripod and the GUI station.	38
5.9	Backgrounds A (left) and B (right). The person in Background B walked from one side to another.	39
5.10	Comparison between RR monitoring using the thermal images (red) and the respiration belt (blue) with the subject standing still (top) or pedalling (bottom).	41
5.11	RR measures from the thermal images (red) and the respiratory belt (blue) for each condition, with $tp_1 = 100\%$, $tp_2 = 100\%$, $tp_3 = 96\%$, and $tp_4 = 90\%$, for participant #1.	42
6.1	Exemple de spectre d'un signal échantillonné à une fréquence 10 Hz sur une fenêtre de 300 échantillons avec un rapport signal sur bruit faible.	48

6.2	Exemple de spectre d'un signal échantillonné à une fréquence 10 Hz sur une fenêtre de 300 échantillons avec un étalement spectral de la composante continue dû à l'opération de fenêtrage (Hann).	49
A.1	ROI au début de la phase 1 pour l'ensemble des participants.	54
A.2	Mesures du RR à partir de la caméra thermique (rouge) et de la ceinture respiratoire (bleu) pour chaque condition et pour l'ensemble des participants.	57

LISTE DES TABLEAUX

2.1	Avantages et limitations des approches de mesure du RR	17
5.1	Parameters used for the trials	39
5.2	tp_i (% of time $\delta \leq 1.0$ BPM), $\bar{\delta}_i$, and $max(\delta_i)$ for condition i	45
5.3	tp_i (% of time $\delta \leq 1.0$ BPM) in relation to distance between the camera and the bike	46

LISTE DES ACRONYMES

Acronyme	Définition
ICT	Technologies de l'information et de la communication (<i>Information and Communication Technologies</i>)
RR	Rythme respiratoire (<i>Respiration Rate</i>)
RPM	Respirations par minute
ECG	Électrocardiogramme
PPG	Photoplethysmogramme
DEL	Diode électroluminescente
IR	Infrarouge (<i>Infrared</i>)
ROI	Région d'intérêt (<i>Region Of Interest</i>)
TID	Thermographie infrarouge différentielle
ICA	Analyse en composantes indépendantes (<i>Independent Component Analysis</i>)
FFT	Transformée de Fourier rapide (<i>Fast Fourier Transform</i>)
SWIR	<i>Short-Wavelength Infrared</i>
MWIR	<i>Mid-Wavelength Infrared</i>
LWIR	<i>Long-Wavelength Infrared</i>
INO	Institut national d'optique (<i>National Optics Institute</i>)
TLD	<i>Tracking, Learning and Detection</i>
SIFT	<i>Scale-Invariant Feature Transform</i>
BPM	<i>Breaths Per Minute</i>
BB	<i>Bounding Box</i>
GUI	<i>Graphical User Interface</i>
GVCP	<i>GigE Vision Control Protocol</i>
GVSP	<i>GigE Vision Stream Protocol</i>
SDK	<i>Software Development Kit</i>
ROS	<i>Robot Operating System</i>
SL	Étalement spectral (<i>Spectral Leakage</i>)

CHAPITRE 1

INTRODUCTION

La télésanté est définie comme l'utilisation des technologies de l'information et de la communication (ICT) pour étendre les prestations de services de soins de santé malgré la distance. Un exemple d'application en télémédecine est la consultation à distance permettant de reproduire les évaluations faites lorsque le patient se déplace à la clinique ou lorsque le clinicien se déplace au domicile du patient. La télé-réhabilitation est définie comme un type de consultations à distance permettant au patient de recevoir son traitement à la maison via Internet pendant que le clinicien est à la clinique [Ricker *et al.*, 2002]. Durant les séances de télé-réadaptation, des exercices sur vélo stationnaire peuvent être pratiqués, et nécessitant la mesure du rythme respiratoire (RR) [Holland *et al.*, 2013]. Cette information permettrait aux cliniciens de mieux adapter les consignes suivant la capacité physique de chaque patient. Dans cette application, moins il y a de capteurs sur le patient, plus la séance se déroule dans de bonnes conditions.

La mesure du RR est une tâche importante pour l'évaluation de la réponse physiologique d'un sujet à un exercice physique, notamment lorsque celui-ci souffre de maladies pulmonaires. Actuellement, il est possible de mesurer le RR en respirations par minute (RPM) où un cycle correspond à une phase d'inspiration et une autre d'expiration. En général, le RR est compris entre 12 et 16 RPM au repos et entre 12 et 30 RPM lors d'une activité physique pour un adulte [Lindh *et al.*, 2009].

La mesure du RR peut être faite avec et sans contact [Al-Khalidi *et al.*, 2011]. Une ceinture respiratoire [Merritt *et al.*, 2009], un électrocardiogramme (ECG) [Park *et al.*, 2008], un photoplethysmogramme (PPG) [Lee *et al.*, 2011], ou encore l'utilisation d'une thermistance [Yaying *et al.*, 2010] sont des exemples de mesures avec contact. Ces méthodes nécessitent généralement une personne qualifiée pour les installer afin d'assurer la précision et la reproductibilité des mesures. De plus, le dispositif de mesure est souvent gênant pour la personne, encore plus si cette dernière pratique une activité physique. Par ailleurs, le fait de savoir que sa respiration est mesurée peut avoir un impact sur le résultat de cette mesure [Folke *et al.*, 2002]. Pour finir, ces capteurs sont basés sur des systèmes de mesure de proximité qui demandent plusieurs points de contact et qui sont donc assez volumineux.

Les méthodes de mesure du RR sans contact impliquent habituellement de mesurer l'expansion et la contraction du thorax en utilisant une caméra RVB [Bai *et al.*, 2010a] ou des capteurs de distance [Min *et al.*, 2010; Scalise *et al.*, 2010], de mesurer les changements de luminosité ou de couleur de la peau avec une caméra RVB [Poh *et al.*, 2011; Zhao *et al.*, 2013], ou de mesurer les variations de température entre l'air inspiré et l'air expiré par la bouche et le nez avec une caméra thermique. Les méthodes de traitement de l'image pour mesurer l'expansion et la contraction du thorax sont sensibles aux conditions lumineuses et aux mouvements de la personne. Les capteurs de distance peuvent fournir une bonne précision (inférieure à 1 mm), mais le patient doit porter des vêtements serrés et rester immobile. Les méthodes de traitement de l'image qui mesurent les changements de couleur de la peau sont limités par les conditions lumineuses et le nombre d'images par secondes requis (≥ 250 Hz) pour déduire le RR à partir de la composante haute fréquence du spectre de puissance du rythme cardiaque. Celles qui mesurent les changements de luminosité sont sensibles aux conditions lumineuses et aux mouvements de la personne. L'imagerie thermique, quant à elle, permet de visualiser les rayonnements infrarouges (IR) du corps et donc les émissions de chaleur. La température de l'air inspiré étant proche de la température ambiante alors que celle de l'air expiré est plus proche de celle du corps, la différence thermique s'avère une alternative intéressante, dans la mesure où il est possible de suivre automatiquement la région bouche-nez.

Pour évaluer cette idée, ce document présente un système de mesure du RR sans contact utilisant une caméra thermique *pan-tilt* montée sur un trépied et placée devant un vélo stationnaire. Le système est capable de suivre la région bouche-nez d'une personne en temps réel lorsqu'elle est en mouvement sur le vélo, grâce à un algorithme de suivi traitant un flux vidéo. Le présent document est organisé de la façon suivante. Le chapitre 2 met en évidence l'état de l'art sur les méthodes utilisées pour mesurer le RR avec et sans contact. Le chapitre 3 présente succinctement les technologies de caméras thermiques actuelles et donne les spécifications de la caméra utilisée dans ce projet. Le chapitre 4 décrit le fonctionnement et l'architecture de l'algorithme de suivi et détection utilisé dans ce projet. Le chapitre 5 correspond à un article de journal soumis qui décrit le système développé, l'évaluation et les résultats obtenus. Le chapitre 6 explique les résultats supplémentaires constatés et donne des améliorations possibles du système.

CHAPITRE 2

LES MÉTHODES DE MESURE DU RYTHME RESPIRATOIRE

Il existe plusieurs techniques pour mesurer le RR sans contact [Al-Khalidi *et al.*, 2011], ou avec contact. Dans le cadre de ce projet, ce sont surtout les mesures sans contact qui nous intéressent. Il est aussi nécessaire d'examiner des solutions avec un contact léger qui peuvent être applicables pour la téléadaptation. La mesure du RR sans contact peut s'envisager par différentes techniques possédant chacune leurs avantages et inconvénients. Ces techniques ne peuvent pas être mises en place aussi facilement les unes que les autres pour des raisons de coût ou de complexité par exemple. Le but est de les analyser et examiner les améliorations à leur apporter. En particulier, les méthodes [Al-Khalidi *et al.*, 2011] actuelles de mesure du RR sans contact ne sont pas robustes aux mouvements, demandent un positionnement particulier du sujet et ne possèdent pas de calibrage automatique suivant la personne dont le RR est à mesurer.

Dans un premier temps, les principales méthodes de mesure du RR avec contact sont présentées. Ensuite, celles permettant la mesure sans contact avec la personne sont développées.

2.1 Mesures avec contact

Les méthodes de mesure avec contact sont les plus nombreuses et il en existe principalement trois.

- **Utilisation d'une ceinture respiratoire.** Cette technique est celle qui est la plus utilisée présentement pour mesurer le RR. Elle mesure les changements de circonférence de la cage thoracique ou de l'abdomen grâce à une ceinture placée autour de ces derniers. À partir des variations de circonférence lors des phases d'inspiration et d'expiration, le RR est déduit. Plusieurs technologies sont envisageables pour mesurer l'allongement de la ceinture, telles que l'utilisation de capteurs capacitifs, inductifs (pléthysmographie), piézorésistifs ou encore piézoélectriques [Merritt *et al.*, 2009]. Les capteurs capacitifs fonctionnent en mesurant les variations de l'aire située entre deux plaques de condensateur qui coulissent parallèlement les unes par rapport aux autres. La pléthysmographie inductive

utilise un capteur inductif qui consiste en un fil métallique installé de manière sinusoïdale et qui s'enroule autour de la circonférence du thorax ou de l'abdomen. Ce capteur inductif mesure les variations de l'inductance dans le fil qui sont directement liées aux changements de forme du capteur causés par la respiration. Les capteurs piézorésistifs sont généralement constitués d'un revêtement élastique ou d'un fil conducteur qui modifie sa résistance une fois étiré. Le capteur piézoélectrique est le plus communément utilisé pour la réalisation d'une ceinture respiratoire. Ce capteur génère une faible tension lorsque la ceinture est étirée. C'est ce type de capteur qui est utilisé dans la ceinture Pneumotrace II fabriquée par UFI¹.

D'après Merritt *et al.* [Merritt *et al.*, 2009], l'utilisation d'une ceinture respiratoire avec des capteurs capacitifs permet d'obtenir le RR, voir même possiblement quelques paramètres de la fonction pulmonaire (volume courant, volume résiduel, volume expiratoire maximal seconde, etc.). D'après Shaopeng *et al.* [Shaopeng *et al.*, 2011] une ceinture respiratoire utilisant un capteur piézoélectrique et un algorithme de prédiction, placée au niveau de l'abdomen, a été comparée avec un système d'échange de gaz (spiromètre) lors d'activités physiques impliquant des perturbations liées aux mouvements. Les expérimentations montrent que la prédiction du RR est très bonne avec une erreur moyenne de 6.1%.

- **Utilisation d'un oxymètre.** Lorsque l'air entre dans les poumons, l'oxygène se lie à l'hémoglobine dans les globules rouges. Donc, à partir de la saturation d'oxygène dans le sang obtenue avec un oxymètre par photopléthysmographie, il est possible d'en extraire le RR par des techniques de traitement du signal avancées, telles que l'utilisation de filtres à particules [Lee *et al.*, 2011] ou de transformées en ondelettes [Leonard *et al.*, 2003]. En termes de performances, l'algorithme utilisant un filtre à particules est très robuste [Lee *et al.*, 2011]. Le taux d'erreur vis-à-vis le RR spontané (mesuré par un analyseur de gaz échangés) a une fréquence de 0.6 à 0.8 Hz en utilisant une méthode auto-régressive avec un filtre à particules est de 3.87 %. Un T-test (ou test de Student), permettant de vérifier l'égalité de deux moyennes, résulte en une valeur inférieure à 0.01 du seuil de confiance. L'algorithme de traitement du signal utilisé nécessite des ressources de calcul importantes et ne serait présentement pas portable sur le microprocesseur d'un oxymètre existant.

- **Electrocardiogramme (ECG).** Avec un ECG et en apposant aux bons endroits les électrodes, le RR est mesurable [Lee *et al.*, 2011; Park *et al.*, 2008]. L'extraction du signal respiratoire demande l'utilisation de techniques particulières de traitement du signal, telles que la transformation de Hilbert pour extraire les fréquences instantanées, ou encore un filtre médian pour supprimer le signal répétitif dû au mauvais fonctionnement des élec-

¹http://www.ufiservingscience.com/model_1132.html

trodes. Il est possible d'obtenir une mesure du RR très satisfaisante par ECG puisqu'il y a une haute corrélation d'un ECG avec le signal d'une ceinture respiratoire [Park *et al.*, 2008].

Il existe aussi des méthodes qui exploitent un contact léger.

- **Utilisation d'une caméra SpO2.** Dans la littérature, il est aussi évoqué qu'il est possible de mesurer la saturation d'oxygène dans le sang par photopléthysmographie avec une caméra SpO2 [Wieringa *et al.*, 2005]. Cette solution permet la mesure de la saturation d'oxygène dans les vaisseaux sanguins subcutanés superficiels au niveau de l'avant bras. La caméra est constituée d'un capteur CMOS monochrome, d'une lentille apochromatique et d'une diode électroluminescente (DEL) émettant des anneaux de lumières suivant trois longueurs d'ondes possibles. Cette technique est soumise à des conditions expérimentales très précises (chambre noire, longueur d'onde fixée de la DEL, pas de mouvements, etc.). Cependant, même avec des paramètres précis, le rapport du signal sur le bruit est insuffisant. Aussi, il y a des artefacts dûs aux mouvements et des interférences dûs à la lumière ambiante.

- **Utilisation du signal sonore émis par la respiration.** Il est possible de mesurer le signal sonore produit lors de la respiration par des dispositifs tels qu'un microphone ou une matrice de microphones. Plusieurs signaux sonores peuvent être mesurés [Yadollahi et Moussavi, 2006] :

- Signal sonore dû au déplacement d'air lors de l'expiration et, dans une moindre mesure, l'inspiration.
- Signal sonore de la trachée.
- Signal sonore des poumons.

À partir d'un de ces signaux sonores, il est possible d'en déduire le RR si le flux d'air est suffisant.

Pour le signal sonore dû au déplacement d'air, l'amplitude est beaucoup plus faible à l'inspiration qu'à l'expiration. Le spectre du signal est situé dans les basses fréquences (autour de 300 Hz pour l'inspiration et 500 Hz pour l'expiration) [Alshaer *et al.*, 2011]. Il y a une distance maximale à ne pas dépasser pour mesurer le RR et cette distance est fortement dépendante du rythme de la respiration (i.e., avec ou sans efforts). Il s'avère que pour une respiration au repos et par la bouche, le signal est noyé dans le bruit environnant au-delà de quelques centimètres (suivant la sensibilité du microphone) [Yadollahi et Moussavi, 2006]. Il faut donc placer le ou les microphone(s) très près du nez et de la bouche [Alshaer

et al., 2011]. En fait, le son émis par la respiration n'est pas une vibration comme dans le cas de la parole (vibrations de l'air fait par les cordes vocales) mais une conséquence d'un déplacement d'air engendré par l'inspiration et l'expiration. C'est pour cela que l'amplitude du son émis est faible. L'identification des phases d'expiration et d'inspiration, à partir du spectre acoustique du son issu de la respiration, se fait d'une façon fiable [Alshaer *et al.*, 2011]. En effet, l'algorithme a été testé avec un échantillon de dix sujets portant une ceinture respiratoire. Sur un total de 436 phases de respiration, 424 ont été identifiées correctement. Le Kappa calculé est de 0.96, ce qui indique une forte corrélation entre la mesure par le son et celle par la ceinture respiratoire. Le test exact de Fisher donne une valeur de p inférieure à 0.001, indiquant une forte association entre les deux méthodes. La condition la plus importante pour la validation est que le microphone soit bien positionné.

- **Utilisation de capteurs très sensibles pour mesurer le déplacement d'air, l'humidité, la température ou la différence de concentration de CO₂.** Toutes ces techniques (mesure du déplacement d'air, de la condensation [André *et al.*, 2011], de la température [Storck *et al.*, 1996] ou de la différence de concentration de CO₂ entre les deux phases de la respiration) ne sont pas des mesures sans contact car les capteurs doivent être placés près du nez ou de la bouche, tel qu'illustré par la figure 2.1. Néanmoins, ce sont des mesures très fiables et sûres mais qui ont un champ d'application moins important que les mesures sans contact. Elles pourraient très bien s'appliquer dans le cas de la téléadaptation à domicile en leur adjoignant un système de liaison sans fil. Point de vue performances, une preuve de concept a été démontrée dans un environnement hospitalier, par un test de marche (durant entre 15 et 40 minutes) donnant le RR en temps réel [André *et al.*, 2011]. Aucune précision quant à la corrélation avec un autre dispositif n'a été présentée. Toutefois, parmi les autres systèmes, les performances varient fortement en fonction de la technologie utilisée.

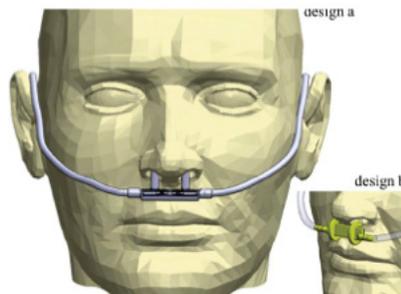


Figure 2.1 Exemple d'un capteur mesurant la condensation [André *et al.*, 2011].

2.2 Mesures sans contact

Toutes les techniques citées à la section 2.1 nécessitent l'installation d'un capteur sur le sujet dont la respiration est à mesurer. Il faut donc, dans bien des cas, impliquer une personne qualifiée pour les installer puisque si ce dernier n'est pas bien positionné, la mesure est erronée. De plus, ce sont souvent des dispositifs gênants. En outre, le sujet sait que sa respiration est mesurée, ce qui modifie sa manière de respirer sauf lors d'exercices prolongés [Folke *et al.*, 2002]. Pour finir, ce sont des systèmes de mesure de proximité qui demandent plusieurs points de contacts et qui peuvent limiter les mouvements de la personne (e. g., fils, taille). La mesure sans contact s'impose donc comme une alternative nécessaire afin de contourner ces problèmes.

2.2.1 Mesure thermique de zones spécifiques

Les méthodes permettant la mesure sans contact se basent, dans la plupart des cas, sur la différence thermique entre l'air inspiré et expiré. La température de l'air inspiré est proche de la température ambiante alors que celle de l'air expiré est plus proche de celle du corps (tout est relatif à la température ambiante et donc cela dépend du lieu où l'on se trouve). En règle générale, la température de l'air expiré est souvent plus élevée que celle de l'air inspiré. De plus, l'air expiré est presque saturé en humidité. La visualisation de ces variations thermiques peut être faite à l'aide du signal vidéo d'une caméra thermique. En effet, une caméra thermique permet de visualiser les rayonnements infrarouges du corps et donc les émissions de chaleur. À partir d'un tel signal, plusieurs moyens sont envisageables pour déterminer le RR [Al-Khalidi *et al.*, 2010; Lampo *et al.*, 2009; Murthy et Pavlidis, 2006; Yang *et al.*, 2008; Zhu *et al.*, 2005].

Une première façon d'effectuer la mesure est de choisir des zones caractéristiques, d'un point de vue thermique, du visage et d'en mesurer la température moyenne au cours de l'acquisition du signal vidéo. Les caractéristiques physiques pour le visage humain sont représentées par la distribution du sang dans les vaisseaux. Les zones du visage qui ont une température élevée sont : la région des yeux (plus précisément periorbital) et les deux zones entre les yeux et le nez [Zhu *et al.*, 2005]. Celles ayant une température basse sont : le nez et les lobes d'oreilles [Zhu *et al.*, 2005]. Ainsi, les régions contenant une forte représentation du signal respiratoire sont les deux zones entre les yeux et le nez et le bas du nez, montrées à la figure 2.2.

En déterminant la température moyenne ou les valeurs extrêmes au cours du temps de ces régions d'intérêt (ou *Region Of Interest* (ROI)), il est possible d'extraire le signal

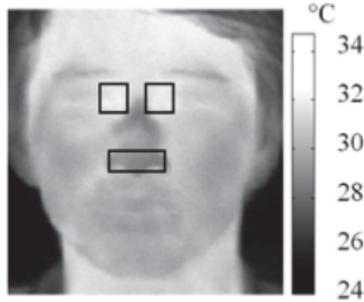


Figure 2.2 Image IR de la ROI nécessaire à l'évaluation du RR [Zhu *et al.*, 2005].

respiratoire comme le montre la figure 2.3. Les variations sont assez représentatives (de l'ordre de 0.6°C [Zhu *et al.*, 2005]) pour qu'il soit possible d'obtenir l'information souhaitée si la caméra thermique a une sensibilité suffisante.

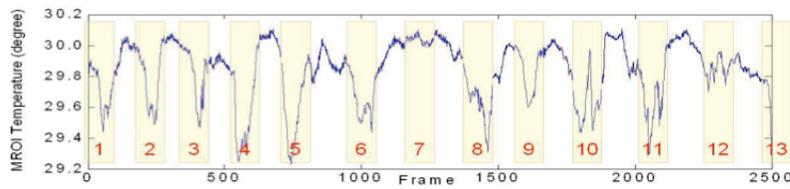


Figure 2.3 Température moyenne de la ROI au cours du temps [Zhu *et al.*, 2005].

Par exemple, Zhu *et al.* [Zhu *et al.*, 2005] utilisent un MSL (*Mean Shift Localization*) et un filtre à particules pour, respectivement, trouver les valeurs extrêmes de température dans les régions sélectionnées et trouver les paramètres optimaux afin d'effectuer le suivi vidéo.

Lampo *et al.* [Lampo *et al.*, 2009] décrivent deux algorithmes permettant d'obtenir le RR à partir des régions sélectionnées. Le premier utilise une binarisation alors que le second utilise un histogramme des coûts. Dans ces travaux, la région du bout du nez, et plus particulièrement celle des narines, est suivie. La binarisation est utilisée dans ce cas pour transformer les images originales représentées en niveau de gris, en images binaires (noir et blanc pure) en utilisant la méthode d'Otsu. En effet, cette binarisation permet de clairement séparer la phase d'expiration de celle d'inspiration, en fonction du nombre de pixels noirs et blancs. L'historgramme des coûts ajoute la prise en compte des variations d'intensité dans l'image, sans détecter ou séparer le changement de chaque pixel. Cette technique est basée sur l'application d'une fonction de coût sur l'historgramme d'une image. Cette fonction assigne des poids aux valeurs de l'historgramme et donne une contribution

plus importante aux valeurs proches du noir et celles proches du blanc. En appliquant ceci, une image d'inspiration devrait avoir un coût plus important qu'une image d'expiration.

Al-Khalidi *et al.* [Al-Khalidi *et al.*, 2010] placent quant à eux automatiquement la région caractéristique au centre du visage d'une personne, alors que Zhu *et al.* et Lampo *et al.* effectuent le placement manuellement. Le résultat est montré à la figure 2.4. Lors de ces essais, le sujet était assis sur une chaise, la température de la pièce était de 25°C et la caméra thermique était placée à environ un mètre sur un trépied. Les paramètres utilisés par la caméra étaient les suivants : émissivité de 0.92°C, température réfléchie de 15°C, humidité relative 50% et sensibilité thermique de 0.08°C à 30°C et acquisition des images à 60 Hz. Pour l'approche d'Al-Khalidi *et al.*, les différentes étapes menant à la mesure du RR sont les suivantes :

- Renforcement de l'image par utilisation d'un filtre médian pour lisser et réduire le bruit. Le filtre utilisé a une taille de cinq pixels.
- Segmentation du visage de l'arrière-plan de l'image, par l'opérateur de Prewitt. Deux masques sont convolués avec l'image.
- Identification de la ROI par placement au centre du visage. En prenant, la partie inférieur du cercle, la ROI correspond au bout du nez.
- Suivi de la ROI.
- Prise de la valeur moyenne des pixels de la ROI.

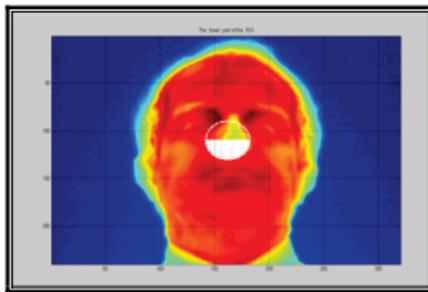


Figure 2.4 Placement automatique de la ROI [Al-Khalidi *et al.*, 2010].

Une autre approche est utilisée par Murthy et Pavlidis [Murthy et Pavlidis, 2006] et illustrée par la figure 2.5. Elle consiste à mesurer directement la température de l'air expirée par le nez ou par la bouche. La différence de température étant rapidement atténuée, il est nécessaire d'appliquer des traitements particuliers, tels que :

- Seuillage adaptatif d'Otsu. Cet outil permet de segmenter le visage de l'arrière-plan en effectuant une binarisation.

- Thermographie infrarouge différentielle (TID). La TID appliquée sur l'arrière-plan permet de visualiser les pixels ayant une température qui a augmenté de plus d'un seuil fixé. Avec cette opération, il est possible de s'assurer que la colorisation est appliquée seulement sur les images de la phase d'expiration dont la TID a détecté une augmentation de température supérieure au seuil prédéfini.
- Ouverture de l'image. Cette technique, permettant de supprimer le bruit, est appliquée sur le masque résultant de la TID afin d'améliorer la visualisation de la respiration.

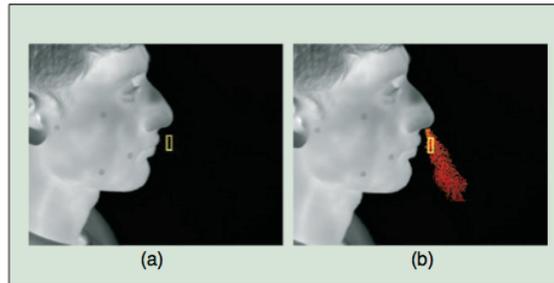


Figure 2.5 Visualisation de la phase d'expiration par le nez ou la bouche et de la ROI associée (sujet de profil) [Murthy et Pavlidis, 2006].

Cependant, pour les approches d'Al-Khalidi *et al.* et celle de Murthy et Pavlidis, le placement initial de la ROI doit être effectué manuellement afin d'avoir une très bonne précision. Leurs performances sont souvent contraintes par les mouvements effectués par le sujet lors de la mesure. C'est pour cela que l'adjonction d'un algorithme performant de suivi de la ROI est primordial pour pouvoir garantir une mesure fiable. Il y a aussi des limites de rotation de la tête du sujet à respecter. D'après une expérience réalisée par Lampo *et al.* [Lampo *et al.*, 2009], avec un échantillon de 26 sujets, le taux d'erreur obtenu pour le RR mesuré par les deux algorithmes (binarisation et histogramme des coûts) varie entre 0.00 % et 84.62 % pour la binarisation et 0.00 % et 15.38 % pour l'histogramme des coûts. Les observations apportées par les auteurs sur leurs approches respectives soulèvent que les deux algorithmes ont des difficultés lorsque l'angle avec la zone de mesure est trop important, que le sujet a de la pilosité sur le visage, que les mouvements sont trop importants ou encore que le sujet a des zones froides de la peau.

2.2.2 Mesure des changements de luminosité et de couleur de la peau de zones spécifiques

D'autres méthodes se basent sur les changements de luminosité dus à l'afflux sanguin et aux mouvements du thorax. Ces méthodes sont considérées comme de la photopléthys-

mographie sans contact sous lumière ambiante [Verkruysse *et al.*, 2008]. D’après Zhao *et al.* [Zhao *et al.*, 2013], il est possible de mesurer le RR ainsi que le rythme cardiaque à partir des changements de luminosité au niveau du visage et du haut du corps à l’aide d’une caméra RVB. Dans cette méthode, deux ROI sont sélectionnées manuellement ou automatiquement avec des détecteurs : le visage pour mesurer le rythme cardiaque, et le haut du corps pour le RR. Une reconstruction du modèle dynamique du système cardiovasculaire et cardiorespiratoire est faite à partir de vecteurs de délais dont la durée correspond à une période complète. Ensuite, la moyenne de la luminosité est calculée dans les deux ROI. Enfin, une analyse en composantes indépendantes (ICA) et une transformée de Fourier rapide (FFT) sont réalisées sur les moyennes accumulées. La figure 2.6 illustre le principe. Un identificateur de signaux faux positifs est nécessaire pour ne pas prendre en compte les objets inanimés comme les photographies, les dessins ou les humains sans signes vitaux. Des expériences ont été menées sur 15 participants assis devant une caméra RVB de vision nocturne à une distance d’environ 1 m dans des conditions lumineuses de jour et de nuit. Les résultats obtenus comparés à un ECG donnent une différence moyenne de 0.68 RPM avec un coefficient de corrélation $r = 0.95$ dans des conditions lumineuses de jour, et une différence moyenne de 0.01 RPM avec un coefficient de corrélation $r = 0.99$ dans des conditions lumineuses de nuit.

Une autre technique [Poh *et al.*, 2011] utilise un signal vidéo RVB pour détecter les changements de couleurs de la peau. Cette technique se base sur la mesure du rythme cardiaque pour en déduire le RR. Il y a une variation dans la couleur de la peau en fonction de l’afflux sanguin dans les vaisseaux permettant de détecter le rythme cardiaque, ce qui peut être fait avec une analyse séparée des composantes colorimétriques du signal vidéo d’une caméra RVB. La figure 2.7 illustre le principe. Le RR est lié à la composante haute fréquence du spectre de puissance de la variation du rythme cardiaque. Une simple webcam suffit pour mesurer de multiples paramètres physiologiques et obtenir des valeurs en corrélation avec celles de capteurs standards. En effet, le niveau de corrélation entre cette technique et une référence utilisant un capteur standard a été déterminé par le coefficient de Pearson (nombre de points $n = 12$), mesuré comme étant $r = 0.94$. Néanmoins, les résultats dépendent fortement des conditions lumineuses, de la fréquence d’échantillonnage vidéo qui doit être élevée (≥ 250 Hz) pour une analyse de la variabilité du rythme cardiaque et de l’orientation de la tête par rapport à la webcam.

Enfin, les travaux [Verkruysse et Bodlaender, 2010] menés par Philips [Philips, 2011] sont prometteurs mais l’usage reste limité à une utilisation à titre informatif. De plus, lors de

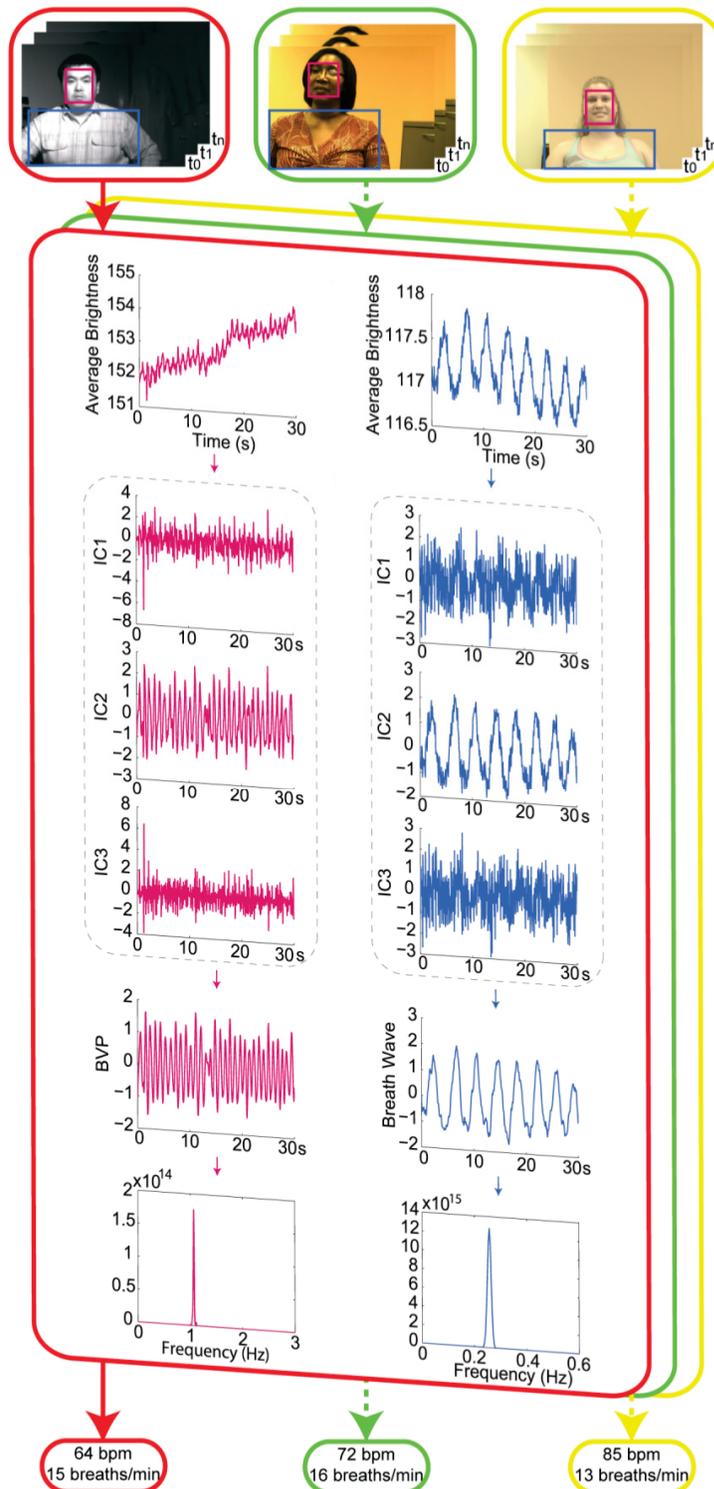


Figure 2.6 Mesure des changements de luminosité au niveau du visage et du haut du corps [Zhao *et al.*, 2013].

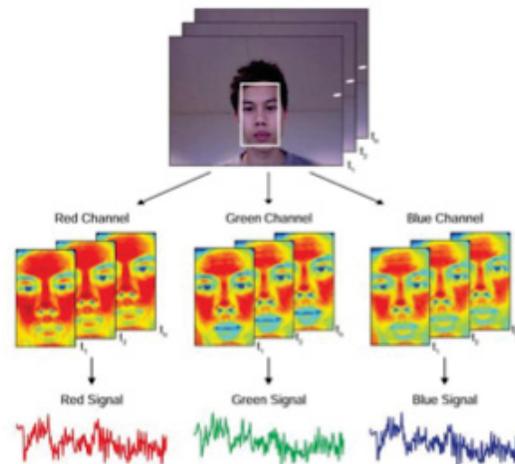


Figure 2.7 Analyse séparée des canaux de couleur d'un signal vidéo du visage [Poh *et al.*, 2011].

la mesure, il ne faut pas que le sujet bouge. Aucune précision quant à la corrélation avec un autre dispositif n'a été donnée par cette source.



Figure 2.8 Application *Phillips Vital Signs Camera* [Philips, 2011].

2.2.3 Mesure des mouvements du thorax

Des méthodes permettant la mesure sans contact se basent aussi sur la mesure des variations de la circonférence de la cage thoracique dues à l'expansion et la contraction des poumons lors de la phase d'inspiration et d'expiration.

• **Utilisation du signal vidéo classique RVB.** Il est possible de mesurer le RR en utilisant le signal vidéo d'une caméra RVB et en appliquant des techniques avancées de traitement de l'image, comme l'illustre la figure 2.9. Il est envisageable de mesurer les petits mouvements du thorax engendrés par l'augmentation du volume thoracique lorsque les poumons se gonflent et se dégonflent [Bai *et al.*, 2010a,b; Tan *et al.*, 2010]. Cependant, il existe plusieurs contraintes à cette technique. Tout d'abord, la personne ne doit pas porter de vêtements trop amples, doit respecter un certain gabarit et ne doit pas bouger durant la mesure. Comme le montre la figure 2.8, cette technique a déjà été testée et mise en œuvre récemment par *Phillips ElectronicsTM* [Phillips, 2011] en utilisant les interfaces de programmation OpenNI (*Open Natural Interaction*) et OpenCV (*Open Source Computer Vision*) pour mesurer les mouvements de la poitrine. En termes de performance, le travail de Bai *et al.* [Bai *et al.*, 2010b] montre que le RR est mesurable en déterminant, à l'aide d'un traitement de l'image avancé, les mouvements de la cage thoracique. Les performances obtenues sont bonnes mais il y a des contraintes assez gênantes pour une application générique, notamment celle d'être couché. Le système a été testé pendant une nuit (de 11:00 PM à 07:00 AM, soit 480 minutes) sur un sujet. Durant cette expérimentation, le RR a varié entre 15 et 21 cycles par minute, ce qui est cohérent pour une personne adulte en bonne santé. De plus, le système est capable de détecter l'apnée d'une personne et d'avertir en cas d'arrêt de la respiration. Aucune précision quant à la corrélation avec un autre dispositif n'a été donnée par cette source.

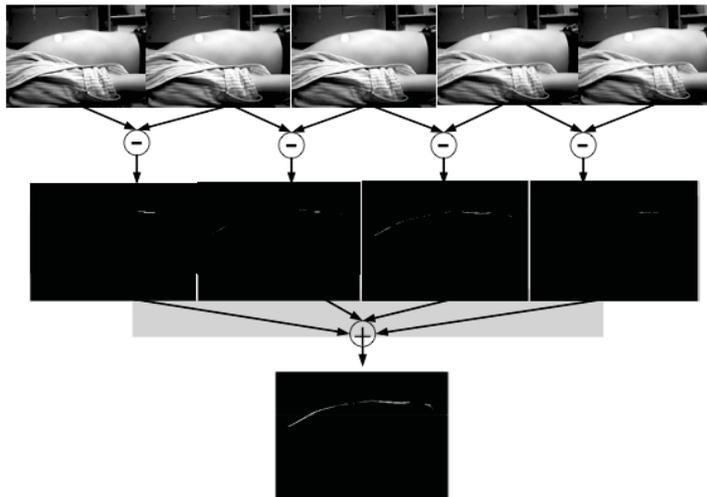


Figure 2.9 Mesure des mouvements du thorax pour un sujet en position couchée [Bai *et al.*, 2010a,b].

• **Utilisation de capteurs de distance.** Il est possible d'utiliser des capteurs de distance devant et derrière la personne en utilisant par exemple les technologies laser, infrarouge ou

ultrason, pour mesurer en permanence le volume de la cage thoracique [Min *et al.*, 2010]. La mesure doit être faite sur plusieurs points dont les emplacements sont à déterminer en fonction de la personne [Scalise *et al.*, 2010]. Une mesure différentielle permettrait d'être plus robuste aux mouvements et n'a pas encore été testée dans les articles recensés. Il faut toutefois utiliser des capteurs de distance très précis pour réaliser des mesures fines [Min *et al.*, 2010]. Les résultats obtenus sont en haute corrélation avec une mesure standard. En effet, le niveau de corrélation entre le signal d'un capteur à ultrasons et celui d'un thermocouple nasal a été déterminé par le coefficient de Pearson avec comme valeur $r = 0.982$ dans le cas de sujets ne portant pas de vêtements (et 0.930 dans le cas de sujets portant des vêtements). La différence entre les deux méthodes de mesure a une moyenne de 0.006 cycle par minute et un écart-type de 0.294 cycle par minute, pour un sujet sans vêtements (et -0.002 et $0,269$, pour un sujet portant des vêtements). Cependant, il faut noter que les méthodes utilisant des capteurs de distance demandent un positionnement très particulier du sujet et ne sont pas du tout robustes aux mouvements.

• **Utilisation d'un radar Doppler.** Les radars à effet Doppler permettent de mesurer le mouvement d'une cible en utilisant l'Effet Doppler. Ce sont des dispositifs bien connus notamment pour leurs applications dans le contrôle de la vitesse des véhicules automobiles. Les progrès dans le domaine ont permis de créer des radars plus petits pouvant servir à la mesure de mouvements dans le domaine médical. Étant donné que lors de la respiration, il y a des mouvements du thorax qui sont engendrés, il est possible de mesurer le RR avec ces radars [Muehlsteff *et al.*, 2009]. L'avantage avec ce type de radar est qu'avec une fréquence d'émission des ondes électromagnétiques de l'ordre de 24 GHz, il y a réflexion quasi-totale sur la surface de la peau permettant de s'affranchir des vêtements portés et du mouvement des organes internes. Dans d'autres bandes de fréquences, il faut extraire le signal du bruit [Droitcour *et al.*, 2009] pour différencier les réflexions sur les autres surfaces. Il y a toutefois quelques problèmes de différentiation des mouvements dûs à la respiration et ceux dûs aux battements du coeur. De plus, c'est un système sensible aux mouvements de la personne. Il pourrait donc être utile d'en utiliser deux pour faire une mesure différentielle. Une autre lacune est que des ondes sont émises en direction du patient pendant un temps trop important. Cependant, actuellement rien ne prouve que l'exposition aux ondes électromagnétiques est dangereuse pour le corps humain. Les performances obtenues avec un radar à effet Doppler sont presque égales à celles d'une ceinture respiratoire [Muehlsteff *et al.*, 2009]. En effet, le coefficient de corrélation entre le signal issu du radar Doppler et celui d'une ceinture respiratoire est $r = 0.98$ et la pente dans un graphique à 45° des deux mesures est $B = 0.998$. Cependant, des conditions d'expérimentation très précises étaient définies : les patients devaient rester allongés sur le

dos, ne pas bouger, respirer à une fréquence prédéfinie et la position du capteur Doppler était fixée pour obtenir le maximum de l'énergie réfléchi sur le thorax du sujet. Par ailleurs, le capteur Doppler est facilement corrompible si d'autres mouvements sont détectés dans le champ de mesure de ce dernier.

2.3 Sommaire

Le tableau 2.1 récapitule les points positifs et les points plus contraignants des méthodes décrites aux sections 2.1 et 2.2. Deux approches s'en dégagent : celle utilisant une caméra thermique pour détecter les variations thermiques, et l'autre utilisant une caméra RVB pour détecter les changements de luminosité ou de couleur de la peau. Ces deux approches sont les seules susceptibles d'être robustes aux mouvements car elles ne nécessitent pas de références fixes comme c'est le cas avec les méthodes mesurant les variations de circonférence de la cage thoracique. Dans les deux cas, un algorithme de suivi de ROI est nécessaire. Toutefois, les méthodes qui se basent sur la mesure des changements de luminosité [Zhao *et al.*, 2013] ou de couleur de la peau [Poh *et al.*, 2011] sont très peu robustes aux mouvements importants et rapides. Les expérimentations effectuées avec ces méthodes ont seulement été faites avec des personnes assises sur une chaise et proches de la caméra avec des mouvements peu importants. Or, on peut considérer que les mouvements effectués par une personne sur une vélo stationnaires sont assez importants pour perturber ces méthodes. L'approche utilisant une caméra thermique semble plus robuste aux mouvements et donc plus fiable que celle utilisant une caméra RVB puisque les variations de température dans la zone bouche-nez sont facilement visualisables lorsque la caméra thermique est bien paramétrée. Enfin, la méthode choisie doit être capable de s'adapter aux caractéristiques faciales de la personne dont le RR est mesuré (lunettes, pilosité faciale, bijoux, etc.). Dans le cas général, ces caractéristiques faciales seront moins perturbantes pour les méthodes utilisant une caméra thermique que pour celles utilisant une caméra RVB. L'approche utilisant une caméra thermique a donc été faite dans le cadre de ce projet.

Tableau 2.1 Avantages et limitations des approches de mesure du RR

	Méthode	Avantages	Limitations
Méthodes avec contact	Mesure de la saturation d'oxygène dans le sang par un oxymètre [Lee <i>et al.</i> , 2011]	-Si la personne porte déjà un oxymètre, la technique est envisageable	-Requiert du traitement avancé du signal avancé
	Mesure des signaux sonores engendrés par la respiration [Yadollahi et Moussavi, 2006]	-Méthode simple à mettre en place (seulement un ou plusieurs microphone(s))	-Distance de détection réduite -Extraction du signal par rapport au bruit environnant -Difficulté de détecter la respiration par le nez
	Mesure du déplacement d'air, de la condensation ou de la température avec capteurs de contacts [André <i>et al.</i> , 2011]	-Mesure très fiable (respiration par le nez ou la bouche) -Robuste aux mouvements	-Pas vraiment une mesure à distance (nécessite le contact) -Nécessite l'installation du dispositif par une personne expérimentée
Méthodes sans contact	Mesure thermique de zones spécifiques en utilisant une caméra thermique [Lampo <i>et al.</i> , 2009; Zhu <i>et al.</i> , 2005]	-Le coût des caméras thermiques est en décroissance -Mesure fiable	-Susceptible de ne pas fonctionner si la température ambiante est trop élevée -Nécessite un bon algorithme de suivi vidéo de la ROI -Positionnement initial de la ROI -Robuste aux mouvements seulement si le suivi vidéo de la tête est bien réalisé
	Mesure des changements de luminosité et de couleur de la peau à partir d'une caméra RVB [Poh <i>et al.</i> , 2011; Zhao <i>et al.</i> , 2013]	-Nécessite seulement une caméra RVB	-Rapport signal sur bruit faible -Sensible aux conditions lumineuses -Difficultés à détecter les faux positifs -Mesure indirecte du rythme respiratoire -Peu robuste aux mouvements
	Mesure des mouvements du thorax par traitement de l'image d'une caméra RVB [Bai <i>et al.</i> , 2010a]	-Nécessite seulement une caméra avec une bonne résolution	-Difficile à améliorer (traitement avancé de l'image car détection de petits mouvements) -Dépendant fortement de la personne (gabarit, vêtements portés) -Peu robuste aux mouvements
	Mesure des mouvements du thorax avec des capteurs de distance [Min <i>et al.</i> , 2010]	-Les capteurs de distance peuvent mesurer des mouvements très petits (donc même la respiration au repos)	-Dépendant fortement de la personne (gabarit, vêtements portés) -Sensible aux mouvements (possibilité de faire une mesure différentielle) -Difficulté pour calibrer le système
	Mesures des mouvements du thorax avec un radar Doppler [Muehlsteff <i>et al.</i> , 2009]	-Précision de la mesure du mouvement du thorax (même avec des vêtements larges)	-Sensible aux mouvements de la personne (sauf si mesure différentielle) -Différentiation mouvements cœur/respiration -Exposition importante aux ondes électromagnétiques

CHAPITRE 3

CAMÉRAS THERMIQUES

Une caméra thermique permet de visualiser le rayonnement IR émis par les matériaux, objets, corps, etc. qui varie en fonction de leur température. Une caméra thermique a une architecture semblable à une caméra vidéo classique composée d'un capteur et d'une lentille. Dans le cas d'une caméra thermique, la lentille dirige les rayons IR au lieu de ceux du spectre du visible vers un détecteur. Le rayonnement IR correspond aux ondes de chaleur ayant une longueur d'onde comprise entre 0.9 et 14 μm [FLIR, 2013]. Plus la température est importante, plus la quantité de radiations augmente. Puisque le verre et les parties métalliques polies reflètent les radiations, il n'est donc pas possible de visualiser le rayonnement derrière ces dernières.

Il existe deux types de détecteurs utilisés par les caméras thermiques :

- Les détecteurs IR non refroidis (*thermal detector*). Le type de détecteur non refroidi le plus souvent utilisé est un microbolomètre. Ce dernier est une matrice de pixels, faite de différents matériaux assemblés en couches et sensibles aux ondes IR. Le nombre de pixels donne la définition de l'image. Les ondes IR qui frappent le matériau provoquent une augmentation de sa température et induisent un changement de sa résistance électrique. En mesurant la résistance, il est possible de créer une image représentant la température.
- Les détecteurs IR refroidis (*quantum detector*). Ces détecteurs sont basés sur les changements d'états des électrons dans une structure cristalline. Ils doivent être refroidis car sinon ils seraient éblouis par leurs propres rayonnement IR. Le refroidissement est souvent effectué avec de l'azote liquide.

Les détecteurs non refroidis sont souvent plus petits mais moins rapides et moins sensibles que les détecteurs refroidis. Cependant, ils sont moins chers et moins contraignants dans leurs utilisations. Les détecteurs sont spécifiques à la plage de longueur d'onde de l'IR qui doit être mesurée. Il y a trois plages : courtes longueurs d'ondes (*Short-Wavelength Infrared* (SWIR)) de 1.4 à 3 μm ; moyennes longueurs d'ondes (*Mid-Wavelength Infrared* (MWIR)) de 3 à 8 μm ; et longueurs d'ondes lointaines (*Long-Wavelength Infrared* (LWIR)) de 8 à 15 μm .

Les spécifications que la caméra thermique doit posséder pour répondre aux besoins du projet ont été choisies de façon à maximiser les performances du système. La résolution du détecteur en température doit être inférieure aux variations de température induites par le RR dans les ROIs (de l'ordre de 0.6°C [Zhu *et al.*, 2005]). Le taux de rafraîchissement doit être suffisant pour fournir un minimum d'images afin d'effectuer un suivi des ROIs continu et ainsi obtenir assez d'échantillons par seconde pour en déduire le RR. La résolution du détecteur en pixels dépend de la distance maximale de mesure du RR souhaitée. La plage de mesure en température doit être acceptable pour une mesure en environnement intérieur. L'interface de communication doit permettre de transférer les images brutes vers un ordinateur effectuant le traitement.

Les spécifications choisies sont donc les suivantes :

- Résolution du détecteur en température inférieure à 0.5°C ;
- Taux de rafraîchissement minimum de 20-30 Hz;
- Résolution du détecteur en pixels de 320×240 ou 640×480 ;
- Plage de mesure en température ajustable (entre 25 et 35°C);
- Interface GigE Vision, USB, ou Camera Link.

Il existe de nombreuses caméras thermiques disponibles sur le marché. FLIR Systems est le leader mondial de l'imagerie thermique. Xenics est un autre grand constructeur de solutions IR. Pour notre projet, la caméra thermique utilisée est basée sur le module IRXCAM-640 [Bergeron *et al.*, 2009] de l'Institut national d'optique (INO). Ce module est très utilisé pour du prototypage rapide. Ce dernier possède un microbolomètre de 640×480 pixels (détecteur non refroidi) permettant de percevoir les LWIR. Le module fournit une image brute 16-bits et l'électronique donne accès à la configuration du détecteur. Le protocole de communication utilisé pour communiquer avec l'ordinateur est le *GigE Vision*. C'est un protocole standard pour transférer un flux vidéo et contrôler les paramètres d'une caméra par l'intermédiaire d'une connexion Ethernet. À ce module est adjoint une lentille pour les LWIR. La caméra ne possède pas d'autofocus, et il faut donc ajuster la distance focale en fonction de la position de la cible.

CHAPITRE 4

TLD, UN ALGORITHME DE SUIVI ET DÉTECTION

Le suivi des mouvements d'une cible requiert l'utilisation d'un algorithme de suivi de ROI dans une série d'images. Plusieurs de ces algorithmes existent déjà [Wang *et al.*, 2011] et notre choix s'est arrêté sur TLD (*Tracking, Learning and Detection*) [Kalal *et al.*, 2010b]. OpenTLD [Nebhay, 2012] est une librairie à code source libre implémentée en langage C++ de l'algorithme TLD. TLD a déjà été utilisé pour le suivi de visages [Kalal *et al.*, 2010b], de cibles effectuant des mouvements rapides, d'objets avec peu de textures, d'objets similaires, et pour la reconnaissance de visages. TLD a été développé par Zdenek Kalal sous MATLAB et a été porté en C++ par George Nebhay. Contrairement aux méthodes de suivi actuelles qui font du suivi par détection, TLD utilise un détecteur qui est entraîné avec des exemples trouvés sur la trajectoire du suiveur. De plus, le suiveur et le détecteur sont découplés, ce qui permet d'obtenir plus de robustesse lors d'occlusions ou de détections de la cible lors de la sortie du champ de vision. Il y a donc trois éléments clés pour TLD : le suivi, la détection et l'apprentissage. La figure 4.1 illustre le fonctionnement de l'algorithme TLD. Les problèmes pour ce type d'algorithme sont la difficulté d'extraction de caractéristiques particulières de la cible du fait de l'encombrement de l'environnement, l'adaptation aux variations de l'apparence de la cible (intrinsèques et extrinsèques), la mise à jour des modèles, l'occlusion et le temps d'exécution.

4.1 Suiveur

TLD utilise un suiveur récursif. Avec ce type de suiveur, aucune information à propos de l'objet n'est requise exceptée sa position dans l'image précédente. Un ensemble de points est construit dans la région suivie de l'image courante. Le flux optique est estimé pour chacun de ces points et des mesures d'erreurs sont effectuées. L'estimation du flux optique se base sur trois hypothèses : constance de la luminosité, persistance temporelle et cohérence spatiale. La mesure d'erreur vérifie entre autres que l'estimation de la nouvelle position d'un point est réversible et teste la correspondance avec les pixels voisins. À partir des points estimés, la transformée du modèle est calculée. En cas d'occlusion, cette méthode est incapable de se réinitialiser elle-même.

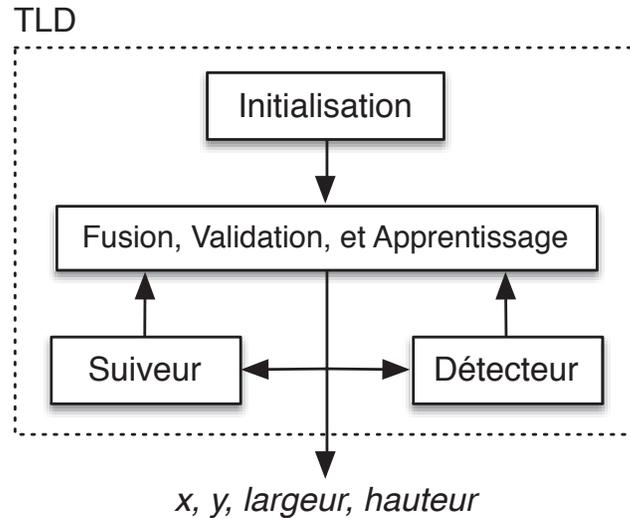


Figure 4.1 Architecture de fonctionnement de l'algorithme de suivi et de détection TLD.

4.2 Détecteur

Le rôle du détecteur est de permettre la réinitialisation du suiveur récursif. Le mécanisme réalise une recherche exhaustive pour trouver la cible (approche par fenêtre glissante). Plusieurs milliers de sous-fenêtres sont évaluées pour chaque image en entrée. La détection est la partie de l'algorithme la plus coûteuse en temps de calcul. Le détecteur est de type cascade et vise à rejeter le plus possible de sous-fenêtres non pertinentes avec un minimum de calculs. Le détecteur comporte quatre étages plus une étape visant à supprimer les fenêtres validées qui se recoupent. Une sous-fenêtre est évaluée par un étage si et seulement si elle a été acceptée par l'étage précédent.

- La suppression de l'arrière-plan se fait en quatre étapes : différence absolue, binarisation, étiquetage, et suppression des fenêtres avec une aire plus petite que celle déjà sélectionnée. Cet étage requiert une image sur laquelle la cible n'est pas présente. S'il n'y a pas cette image d'arrière-plan, toutes les sous-fenêtres sont acceptées, ce qui augmente le temps de calcul. Si l'arrière-plan change, il faut enregistrer une nouvelle image sans la cible.
- Le filtrage par variance permet la mesure de l'uniformité d'un motif. Un tel filtre est capable de rejeter rapidement les régions uniformes de l'arrière-plan mais est incapable de distinguer les différences entre des objets structurés. Cet étage effectue donc le calcul de la variance σ^2 dans chacune des sous-fenêtres qui lui sont passées en entrée. Pour être validée et passée à l'étage suivant, chaque sous-fenêtre doit avoir une variance supérieure à

un certain seuil. Les concepteurs ont utilisé une méthode basée sur le calcul de l'intégrale d'une image dans le but de réduire les temps d'exécution.

- Le classificateur d'ensemble compare la valeur de l'intensité de plusieurs pixels. Pour chaque sous-fenêtre, une probabilité P_{pos} est calculée à partir des données d'entraînement et doit être supérieure à un certain seuil pour que la fenêtre soit validée. Le classificateur d'ensemble compare des f_{ern} , qui sont en fait des groupes de caractéristiques d'une taille donnée. Les auteurs expliquent qu'il vaut mieux utiliser plus de f_{ern} , que plusieurs caractéristiques dans un f_{ern} (problème de dimensionnement ou *curse of dimensionality*). Cette méthode est plus lente que le filtrage par variance mais est toujours très rapide en comparaison d'autres méthodes de classification comme la *Scale-Invariant Feature Transform* (SIFT) [Özuysa *et al.*, 2007].
- La correspondance de modèles est plus restrictive que le classificateur d'ensemble décrit au paragraphe précédent car la comparaison est réalisée pixel par pixel. La sous-fenêtre est d'abord redimensionnée à une taille de 15×15 pixels, puis elle est comparée aux autres modèles déjà enregistrés. Cette comparaison est effectuée par le calcul du coefficient de corrélation normalisé. Des modèles de classe positive et négative sont maintenus. Les distances avec la classe positive et négative sont calculées et permettent d'obtenir une probabilité ($p^+ = \frac{d^-}{d^- + d^+}$). Si cette probabilité est supérieure à un certain seuil, la sous-fenêtre est validée.
- Afin de choisir une sous-fenêtre lorsque plusieurs résultats se recoupent, une suppression non maximale est effectuée (prise en compte de tous les maximums locaux). L'utilisation d'un algorithme de regroupement hiérarchique utilisant l'aire du recouvrement des sous-fenêtres a été mis en œuvre. Si l'aire du recouvrement de deux sous-fenêtres est supérieure à un certain seuil, elles sont placées dans le même ensemble, sinon un nouvel ensemble est créé.

4.3 Apprentissage

Le suiveur et le détecteur fonctionnent en parallèle, et il faut combiner leurs résultats. Pour cela, si une détection a une confiance plus forte que le suiveur, alors la réponse du détecteur est associée au résultat final et réinitialise le suiveur. Si le suiveur produit un résultat et qu'il n'est pas réinitialisé par le détecteur, soit parce qu'il y a plus d'une détection ou une seule détection mais avec moins de confiance, alors le résultat du suiveur est assigné au résultat final. Dans tous les autres cas, le résultat final est laissé vide.

L'apprentissage réalisé par TLD est semi-supervisé. Il ne nécessite pas d'information au préalable. La mise à jour des informations des modèles des classes positives et négatives servant au classificateur d'ensemble et à la correspondance de modèles est effectuée dans des conditions bien précises. Pour la classe positive, le modèle s'ajoute lorsque la probabilité résultante du suiveur est comprise entre une borne supérieure et une borne inférieure afin de limiter le nombre de modèles. Pour la classe négative, le modèle s'ajoute lorsque la sous-fenêtre a été rejetée par le classificateur d'ensemble et par la correspondance de modèles.

CHAPITRE 5

ARTICLE

Contact-Free Respiration Rate Monitoring Using a Pan-Tilt Thermal Camera for Stationary Bike Telerehabilitation Sessions

5.1 Avant-propos

Auteurs et affiliation :

R. Chauvin : étudiant à la maîtrise, Université de Sherbrooke, Faculté de génie, Département de génie électrique et de génie informatique.

M. Hamel : professionnel de recherche, Université de Sherbrooke, Centre de recherche sur le vieillissement.

S. Brière : professionnel de recherche, Université de Sherbrooke, Centre de recherche sur le vieillissement.

F. Ferland : étudiant au doctorat, Université de Sherbrooke, Faculté de génie, Département de génie électrique et de génie informatique.

F. Grondin : étudiant au doctorat, Université de Sherbrooke, Faculté de génie, Département de génie électrique et de génie informatique.

D. Létourneau : professionnel de recherche, Université de Sherbrooke, Faculté de génie, Département de génie électrique et de génie informatique.

M. Tousignant : professeur, Université de Sherbrooke, Faculté de médecine et des sciences de la santé, École de réadaptation.

F. Michaud : professeur, Université de Sherbrooke, Faculté de génie, Département de génie électrique et de génie informatique.

Date de soumission : 31 octobre 2013

État de l'acceptation : Accepé avec révisions - Version révisée soumise le 28 février 2014

Revue : *IEEE Systems Journal - Special Issue on Systems-Related Topics in Robotics and Automation for Human Health*

Titre français : Mesure du rythme respiratoire sans contact en utilisant une caméra thermique *pan-tilt* pour des sessions de téléreadaptation sur vélo stationnaire

Contribution au document :

Le chapitre 2 met en évidence l'état de l'art sur les techniques utilisées pour la mesure du RR. À partir des informations relevées, un système expérimental utilisant une caméra thermique, une tête *pan-tilt*, et un algorithme de suivi, fut conçu. Cet article contribue au mémoire en décrivant le système d'un point de vue matériel et logiciel, l'évaluation et les résultats du système auprès de 15 sujets sains. L'annexe A et l'annexe B présentent les documents en appui (intégralité des données et attestation de conformité d'un comité d'éthique) pour les expérimentations réalisées.

Résumé français :

Une application typique de séance de la téléreadaptation à domicile requiert au patient de pédaler sur un vélo stationnaire. Il est alors primordial pour les cliniciens de savoir en permanence si le patient respire d'une façon convenable. Dans des applications de téléreadaptation à domicile, il est nécessaire de rendre le système le plus simple possible pour les patients en évitant par exemple que ces derniers soient obligés de porter des capteurs et autres dispositifs. Cet article présente un système de mesure du RR sans contact mesurant les variations de température entre l'air inspiré et l'air expiré dans la région bouche-nez avec l'aide d'une caméra thermique. La caméra thermique est installée sur une tête *pan-tilt* et est couplée à un algorithme de suivi permettant au système de suivre la région bouche-nez au cours de l'exercice. Les résultats montrent que le système fonctionne en temps réel même lorsque le patient est en mouvements ou lorsqu'il effectue des rotations de sa tête durant un exercice sur le vélo stationnaire. Des recommandations sont faites afin de minimiser les limitations du système, comme la présence de personnes dans l'arrière plan ou lorsque le patient parle, pour son utilisation éventuelle dans des séances de téléreadaptation à domicile.

Note :

À la suite des corrections demandées par les membres du jury, le contenu de cet article diffère de celui qui a été soumis.

5.2 Abstract

One typical remote consultation envisioned for in-home telerehabilitation involves having the patient exercise on a stationary bike. Making sure that the patient is breathing well while pedalling is of primary concern for the remote clinician. One key requirement for in-home telerehabilitation is to make the system as simple as possible for the patients, avoiding for instance to have them wear sensors and devices. This paper presents a contact-free respiration rate monitoring system measuring temperature variations between inspired and expired air in the mouth-nose region using thermal imaging. The thermal camera is installed on a pan-tilt unit and coupled to a tracking algorithm, allowing the system to keep track of the mouth-nose region as the patient exercise. Results demonstrate that the system works in real-time even when the patient moves or rotates its head while exercising. Recommendations are also made to minimize limitations of the system, such as the presence of people in the background or when the patient is talking, for its eventual use in in-home telerehabilitation sessions.

5.3 Introduction

Telehealth is defined as the use of information and communication technologies (ICT) to extend health care service delivery across a distance. Possible applications can address five health care processes: monitoring, diagnosis, triage, procedure and consultation [Canada Health Infoway, 2011]. Remote consultations consist of using e-visits (i.e., non-real-time digital consultations) or video (for live exchanges) to emulate face-to-face assessments usually done by having either the patient go to the clinic or the clinician go to see the patient at home [Canada Health Infoway, 2011].

Telerehabilitation is one type of possible remote consultations that allows patients to be treated at home via the Internet while the clinician is at a clinic [Ricker *et al.*, 2002]. For instance, a telerehabilitation session may involve having the patient exercise on a stationary bike [Holland *et al.*, 2013]. As the patient exercise, an important parameter to measure is the respiration rate (RR), especially if the patient suffers from a pulmonary condition. RR is measured in number of breaths per minute (BPM), where a breath corresponds to both phases of inspiration and expiration. RR normally lies between 12 and 16 BPM at rest for an adult [Lindh *et al.*, 2009].

RR monitoring methods can either be contact or contact-free [Al-Khalidi *et al.*, 2011]. Respiration belt [Merritt *et al.*, 2009], electrocardiogram [Park *et al.*, 2008], and nasal

thermistor [Storck *et al.*, 1996] are examples of contact methods. They usually require to be installed and calibrated by qualified or accustomed personnel, and may limit motion (e.g., wiring, size) as the patient exercises. In addition, contact RR monitoring makes the person aware that the respiration rate is being monitored, which can bias the measures [Folke *et al.*, 2002]. Contact-free RR methods usually involve measuring thorax expansion and contraction using conventional RGB images [Bai *et al.*, 2010a; Poh *et al.*, 2011], proximity sensors [Min *et al.*, 2010; Scalise *et al.*, 2010], or temperature variations generated by the air flow which gets in and out of the mouth and nose. RGB image processing approaches are however limited by illumination conditions, head pose and the recommended sampling rate (≥ 250 Hz) for heart rate variability analysis used to derive RR [Poh *et al.*, 2011; Zhao *et al.*, 2013]. Proximity sensors can provide high resolution measures (less than 1 mm), but the patient must wear tight clothing and remain still. Thermal imaging makes it possible to visualize the infrared radiation of the body, and thus variations of heat emissions. The temperature variations in the mouth-nose region are caused by the thermal difference between inspired and expired air: inspired air temperature is approximately room temperature, whereas expired air temperature is closer to the human body temperature. Therefore, for RR monitoring during bike exercising, thermal measurement may be the most appropriate method, as long as the system can keep track of the person moving while exercising.

To explore this idea, this paper presents a pan-tilt thermal camera system, mounted on a tripod placed in front of a stationary bike, capable of tracking in real-time the person's mouth and nose regions for RR monitoring while exercising. The paper is organized as follows. Section 5.4 gives an overview of RR monitoring using thermal cameras. Section 5.5 explains the designed system. Section 5.6 describes the system implementation and the experimental settings. Section 5.7 presents RR monitoring performances over 14 subjects in various conditions (remaining still, pedalling, pedalling with other thermal sources in the background, pedalling while talking) to outline the capabilities of the system.

5.4 Related Work

Thermal imaging have been used for RR monitoring by measuring temperature variations (between 29.2 and 30.1°C) of facial features over time [Lampo *et al.*, 2009; Yang *et al.*, 2008; Zhu *et al.*, 2005]. Facial features that can be extracted using thermal imaging are the periorbital region (the two areas between the bridge of the nose and the inner corner of each eye), the region between the bridge and the apex of the nose, and the nostrils [Zhu *et al.*, 2005]. Temperature variations are particularly visible in these regions

with a thermal camera. Different processing techniques can then be used, such as binary algorithm [Lampo *et al.*, 2009], histogram cost algorithm [Lampo *et al.*, 2009], and robust harmonic analysis [Yang *et al.*, 2008], to monitor RR. RR monitoring is done by measuring thermal variations through the nostrils and the region below the nose [Zhu *et al.*, 2005]. Another approach uses the temperature of the airflow expired from the mouth and nose looking at a person’s head in profile [Murthy et Pavlidis, 2006]. The temperature difference attenuates rapidly, so it is necessary to apply operations such as Otsu’s adaptive thresholding, differential infrared thermograph and image opening, to enhance respiration airflow visualization.

RR monitoring using thermal imaging of a person doing stationary bike exercise requires an approach robust to head movement while pedalling, and to different facial characteristics (e.g., glasses, facial hair, facial jewelry). The main difficulty is to keep track of facial features over time, as people move on the bike. Two tracking methods have been tested for RR monitoring: a mean shift localization-based particle filtering method [Zhu *et al.*, 2005] tracking the periorbits and nasal apex, which requires important computational resources and needs to be geometrically constrained; and a method based on the segmentation of subject’s face from the background and assuming that the nose is located at its centre [Al-Khalidi *et al.*, 2010]. This method works only for small head rotations with the mouth closed, and was tested only with seated person [Al-Khalidi *et al.*, 2010]. Therefore, to our knowledge, no approach using thermal images has been reported to work in the intended conditions.

5.5 Respiration Rate Monitoring Using a Pan-Tilt Thermal Camera

Figure 5.1 illustrates our system, which uses three modules: Image Acquisition, Region of Interest (ROI) Tracking, and RR Monitoring. The Image Acquisition module provides images from a thermal camera to ROI Tracking and RR Monitoring modules at a configurable rate. The principal function of the ROI Tracking module is to find the ROI in the current thermal image by providing a bounding box (BB). A BB consists of the coordinates (x, y) and the size (width w , height h) of the ROI. The BB coordinates are used to compute a pan p and a tilt t angle for the camera pan-tilt controller from a three dimensional position $(x, y, \text{ and } z)$, keeping the ROI at the centre of the image. RR Monitoring crops the image to only keep the ROI, and computes RR.

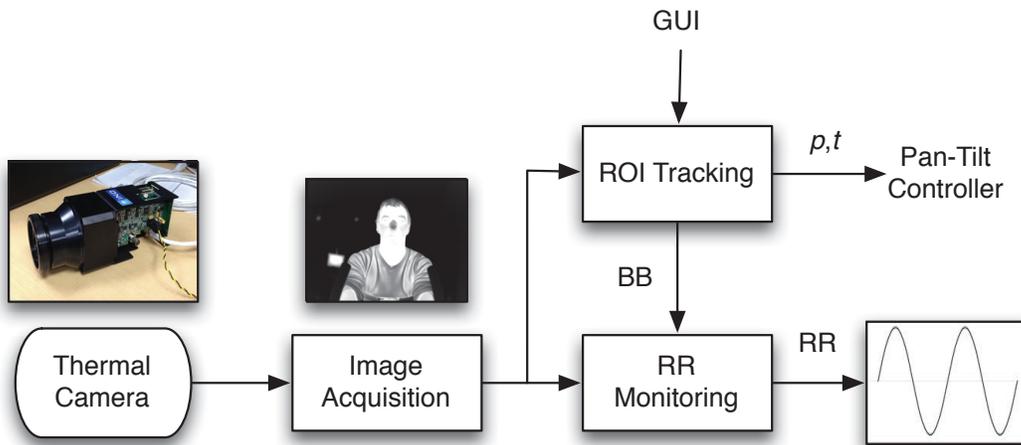


Figure 5.1 System architecture.

5.5.1 ROI Tracking

The main challenges in ROI tracking is to distinguish the ROI from the background, to adapt to changes in the appearance of the ROI as it moves, to deal with the model update dilemma (i.e., how many models of the ROI to keep in memory in order to adapt to changes in the environment), to recover from occlusion and to avoid losing the ROI from the field of view, all in real-time.

To improve RR monitoring by actively tracking the mouth-nose region, tracking algorithms processing visible spectrum images [Wang *et al.*, 2011] in grayscale, such as Tracking, Learning and Detection (TLD) Predator algorithm [Kalal *et al.*, 2010b], can be adapted to work with thermal spectrum images. TLD is a video tracking algorithm for user-specified ROI, using a minimum set of features. The ROI required for our system is the mouth-nose region. The mouth-nose region is directly selected to avoid having to estimate its position if the entire face was the ROI. Once a ROI has been initialized, TLD provides the BB coordinates and size for each image frame received from the thermal camera. Figure 5.2 illustrates how TLD is integrated in the ROI Tracking module to track the mouth-nose region of a person, for RR monitoring. Unlike other methods based on detection tracking [Özuysa *et al.*, 2007], TLD uses a Detector module trained with models derived from ROI images taken as the Tracker tracks the ROI. Moreover, the Tracker and the Detector modules are decoupled, improving robustness during occlusion or when losing the ROI from the field of view. If the ROI is lost by the Tracker, the Detector attempts to reinitialize the Tracker by providing a BB. Figure 5.3 shows ROI Tracking

results while following a ROI with significant head movements. The following subsections provide general explanations for each ROI Tracking submodules.

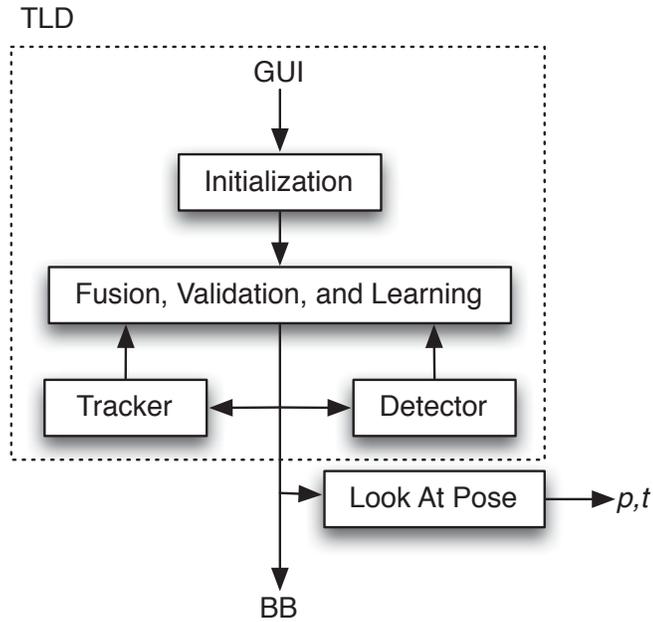


Figure 5.2 ROI Tracking submodules.



Figure 5.3 Tracking of the mouth-nose region with significant head movements. Bounding Boxes (BB) correspond to the blue rectangles.

Initialization

The ROI to track is initialized manually through a graphical user interface (GUI). For RR monitoring, a ROI is set as a BB as small as possible and to include the mouth and the nostrils region. The selection is performed by the clinician on a static thermal image of the subject. Learning of ROI models is done over a period of T_l , and the process is stopped manually. The GUI can also be used to pause and to reinitialize the system at any time.

Tracker

TLD uses a recursive tracker and only requires the ROI target position from the previous frame. The recursive tracker builds a set of points in the target bounding box of the current image. For each point, it estimates the optical flow and computes an error on this measure.

The estimation of optical flow is based on three assumptions of equal importance: constant brightness, temporal persistence and spatial coherence. From the estimated points, the new position of the bounding box is calculated.

Detector

Recursive tracking only work if the ROI is not occluded. In such cases, the Detector is used to reinitialize the Tracker. To do so, the Detector conducts an exhaustive search to find the target BB by using a sliding-window approach. Thousands of subwindows are evaluated for each input image. More specifically, TLD uses a cascade detector following four steps: foreground detection, variance filter, ensemble classifier and template matching. A step is evaluated only if a valid subwindow is provided by the previous step. Furthermore, a non-maximal suppression is performed for the overlapping subwindows. The Detector module is TLD's most time consuming module.

Fusion, Validation, and Learning

This module has three functions: 1) fusion of Tracker and Detector results because both are running simultaneously, and thus a choice between one or another has to be made; 2) validate the result provided by the Tracker that may be used as a model based on the confidence level also provided by the Tracker; and 3) determine if the result of the Tracker has to be learned in order to train the Detector based on current and previous confidences and by comparing with already learned models. The learned models are used by two of the four steps of the Detector: ensemble classifier and template matching. Learning is done using P/N-learning [Kalal *et al.*, 2010a], a semi-supervised approach. This method classifies positive and negative outputs using constraints. A P-constraint identifies false negative outputs and adds them as positive training examples. An N-constraint does the opposite. When a new model is added, training is performed to update the classification function. The ROI selected on the GUI used as the first model in the database.

Look At Pose

The camera's resolution, pixel size and its focal length are used to convert (x, y) into real distances, to control the pan-tilt unit. The z value corresponds to the distance between the camera and the bike seat, p is the angle of the position projection on the XZ plane in relation to a vector directed toward the camera, and t is the elevation angle derived from the y coordinate.

5.5.2 RR Monitoring

```

1: if ThermalImage and BoundingBox synchronized then
2:   ROI  $\leftarrow$  crop(ThermalImage, BoundingBox)
3:   GradROI  $\leftarrow$  Sobel(ROI)
4:   Mask  $\leftarrow$  Threshold(GradROI, St)
5:   Mean  $\leftarrow$  mean(ROI, Mask)
6:   if Missed  $\geq$  0 then
7:     interpolate(CircularBuffer, Mean)
8:     Missed = 0
9:   end if
10:  add(CircularBuffer, Mean)
11:  if CircularBuffer is full then
12:    WMeans  $\leftarrow$  HannWindowing(CircularBuffer)
13:    FFT  $\leftarrow$  FFT(WMeans)
14:    RR  $\leftarrow$  quadricInterpolation(FFT)
15:  else
16:    RR  $\leftarrow$  unknown
17:  end if
18: else
19:  if time since last synchronization  $\geq T_i$  then
20:    flush(CircularBuffer)
21:    Missed  $\leftarrow$  0
22:  else
23:    Missed  $\leftarrow$  Missed + 1
24:  end if
25:  RR  $\leftarrow$  unknown
26: end if
27: return RR

```

Figure 5.4 RR Monitoring algorithm pseudocode.

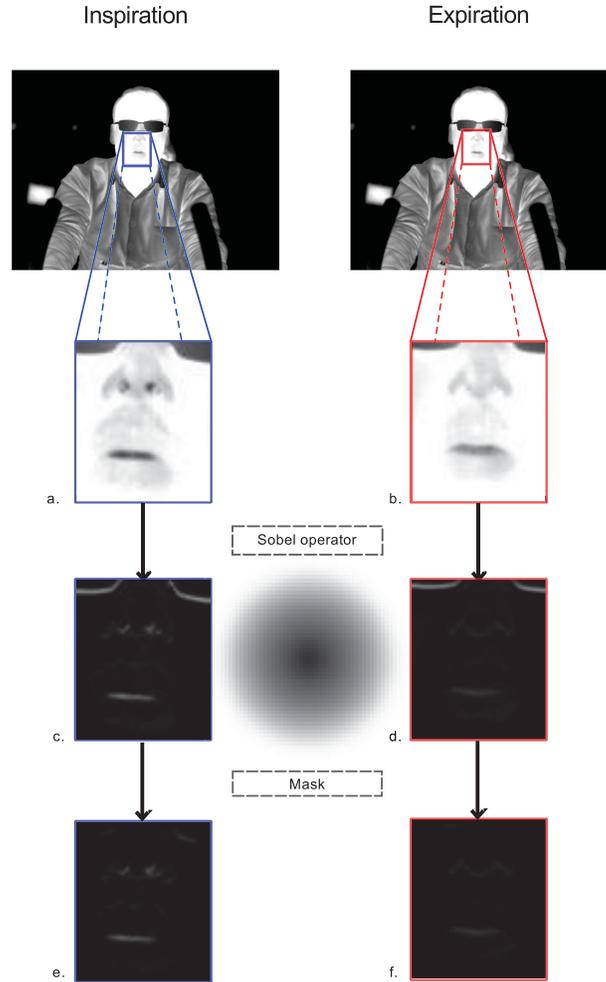


Figure 5.5 Temperature variations in the mouth-nose region during inspiration (left) and expiration (right) phases: original ROI are presented in the top images (a and b); results of gradient operations are presented in the middle images (c and d); results of mask operation are presented in the bottom images (e and f).

This module uses images from the Image Acquisition module and the BB from the ROI Tracking module. Figure 5.4 presents the algorithm implemented for this module. The algorithm starts by cropping the ROI from the entire image in order to process only relevant regions for RR monitoring (line 2). Then, a Sobel operator [Jain *et al.*, 1995] with a 3×3 kernel and a first horizontal and first vertical derivative order is performed (line 3). As shown by Figure 5.5, the Sobel operator is used to extract the contours in the ROI. The Sobel operator gives a gradient approximation which is relatively inexpensive in terms of computations, to comply with the real-time processing requirement. All the pixels in the ROI gradient with a value superior or equal to the threshold S_t are considered and all the others are set to zero (line 4). Mean value of the ROI is then calculated using the ROI gradient (line 5). So instead of using thresholding [Lampo *et al.*, 2009], histogram

cost evaluation [Lampo *et al.*, 2009], or robust harmonic analysis [Yang *et al.*, 2008], our algorithm evaluates a gradient to provide robustness to head motion or motion caused by the pan-tilt unit, and to facial features such as glasses. For instance, when a part of the background appears in the ROI, its influence on grayscale variations is less significant because only the edges in the ROI are considered. Moreover, our approach also assigns more weight to pixel values at the centre of the ROI, using (5.1) to compute the weighting factor w , with r being the maximum between the ROI width and height, and (x_0, y_0) designating the centre of the image.

$$w(x, y) = \frac{\sqrt{r^2 - (x - x_0)^2 - (y - y_0)^2}}{r} \quad (5.1)$$

The ROI mean values are stored in a circular buffer over a time period of T_{RR} , acquired at F_s (line 10). When the circular buffer is full, RR can be estimated (line 11). If there are no BB received from the ROI Tracking module during a period greater than T_i , the circular buffer is cleared (line 20), otherwise a linear interpolation is performed between the last memorized value in the circular buffer and the current value (line 6, 7, 8, and 9). A linear interpolation makes it possible to compute the signal frequency without biasing the result because interpolated values are considered to be at a very low frequency. Figure 5.6 illustrates a typical graph of ROI mean values over time with two linear interpolations: one between 15 to 17 sec, and one between 36 to 42 sec. T_{RR} used to compute RR can be adjusted dynamically by setting the size of the circular buffer. In order to reduce spectral leakage, windowing is performed on the ROI mean values (line 12). The Hann window approach is chosen because it is suitable for narrowband applications like RR signals [Boulet, 2005]. A Fast Fourier Transform (FFT) is then applied to compute RR using the windowed values (line 13). The FFT gives a spectral discretization with a low resolution, as RR generally varies between 12 to 30 BPM (0.2 and 0.5 Hz) [Lindh *et al.*, 2009] when practicing physical activities. For example, with the sampling frequency F_s set to 10 Hz and T_{RR} set to 30 sec, resolution is 2 BPM (0.033 Hz) between each frequency interval of the FFT. To improve resolution, a quadratic interpolation [Liao, 2011] is done (line 14) between the maximum magnitude and its neighbors of the frequency spectrum resulting from the FFT. The maximum of the quadratic equation (parabola) provides an error below 1.0% on signal frequency estimation.

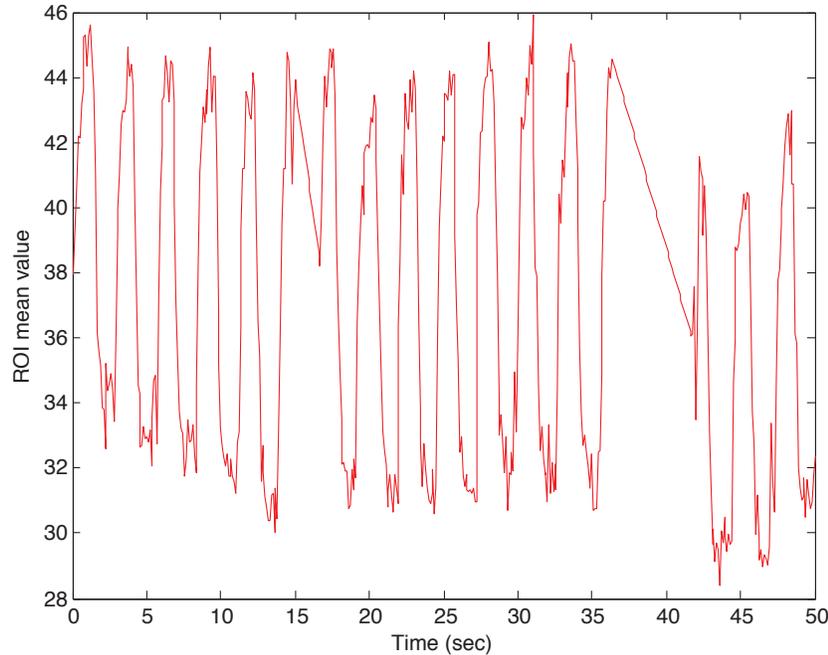


Figure 5.6 ROI mean values in grayscale (from 0 to 255) caused by breathing with two linear interpolations.

5.6 Implementation and Experimental Settings

The thermal camera used in our experimental setup is the IRXCAM-640 camera core [Bergeron *et al.*, 2009] from the National Optics Institute (INO), shown on the right side of Figure 5.7. The IRXCAM-640 is a flexible 640×480 pixels infrared camera designed for fast prototyping, and cost approximately 25 k\$ CAD. It consists of an uncooled microbolometer detector for the long-wavelength infrared (LWIR) mounted on generic electronics for data acquisition, transfer, and processing. A lens for the LWIR is also needed and the focal length must be adjusted to the target distance. The IRXCAM-640 provides a 16-bit raw signal on the following output ports: NTSC, PAL, and Gigabit Ethernet Vision Protocol (GigE Vision) [Robbins, 2009]. GigE Vision protocol is a common standard for communications with cameras and is composed of three main components: GigE Vision Control Protocol (GVCP), GigE Vision Stream Protocol (GVSP), and GigE Device Discovery Mechanism. Our experimental setup uses the GigE Vision to configure the camera's parameters and to acquire thermal images at 60 Hz. The Software Development Kit (SDK) provided by INO runs on Windows operating system. The SDK provides the conversion of the 16-bit single channel raw images to 8-bit single channel images with gain and/or offset. The gain, contrast and brightness can be adjusted to obtain the desirable span suitable

for measuring the RR. We developed a Linux version of the SDK to make it compatible with our prototyping environment.

The thermal camera is mounted on a pan-tilt unit (model PTU-46-17.5 from Directed Perception, 2 k\$ CAD) that communicates via RS-232/485 with the host computer and can execute on-the-fly position and velocity commands. The pan-tilt unit and the thermal camera are mounted on a tripod, as shown left in Figure 5.7. Figure 5.8 shows the complete system and the experimental setup. The camera is placed at 1.75 m from the centre of the bike seat, at a height of 1.0 m and 25° from the ground. The laboratory temperature was 22°C and the illumination conditions were generated using indoor artificial lights. As shown in Figure 5.9, two backgrounds were used: A) one with no other heat sources, and B) with the two halogen lamps on and a person, to add thermal signatures in the images. The thermal camera was turned on 30 min before the trials in order to stabilize the camera to the experimental settings.



Figure 5.7 Pan-tilt unit with INO IRXCAM-640 thermal camera, installed on a tripod.

Implementation of the ROI Tracking module is based on OpenTLD [Nebehay, 2012], a C++ implementation of the TLD Predator algorithm. The Robot Operating System (ROS), developed by Willow Garage [Quigley *et al.*, 2009], is used to integrate all the system components. The ROS environment is well suited for prototyping and system integration because it provides many useful tools for debugging, control of parameters and visualization. A ROS wrapper for the OpenTLD algorithm was implemented and sources are available on GitHub¹. The computer vision library OpenCV [Culjak *et al.*, 2012] is used for all the image processing in ROI Tracking and RR Monitoring modules. The open

¹https://github.com/Ronan0912/ros_opentld



Figure 5.8 Experimental settings with the exercise bike, the thermal camera on the tripod and the GUI station.

source KissFFT library is used by the RR Monitoring module to compute the FFTs. The rosbag tool from ROS is used to record data from the system.

Table 5.1 presents the parameters of the Image Acquisition, ROI Tracking and RR Monitoring modules used to evaluate the system. Camera gain (G), camera contrast, and camera brightness are chosen in order to obtain an image that maximizes the color variations caused by breathing when the thermal camera is stabilized. S_t was set empirically to optimize RR variations rather than noise in the ROI images. F_s was set to be sufficient to get enough samples during a breathing cycle. Indeed, the ROI Tracking module provides BB at a frequency which varies depending on the size of the ROI to track, cluttering of the scene to analyze and computing power available. With common RR values between 12 to 30 BPM, image acquisition can be done at $F_{acq} = 20$ Hz and RR monitoring at $F_s = 10$ Hz to minimize computing power, and to provide twice the time for the tracker-detector algorithm to provide a BB. T_i was set empirically to handle failures of the tracker-detector algorithm in keeping the ROI in the field of view. T_{RR} was set to make a compromise between spectral discretization of the FFT and real-time processing. T_l was set to 20 sec to allow the subject to move its head from left to right and top to bottom while opening and closing its mouth. Using these parameters, the ROI Tracking module is able to detect a subject's ROI in almost all positions when seating on the bike, even with head rotations. The complete system uses about 60% (20% for Image Acquisition, 35% for the ROI Tracking, and 5% for the RR Monitoring) of the computing power of a MacBook Pro with a 2.8 GHz Intel Core i7.

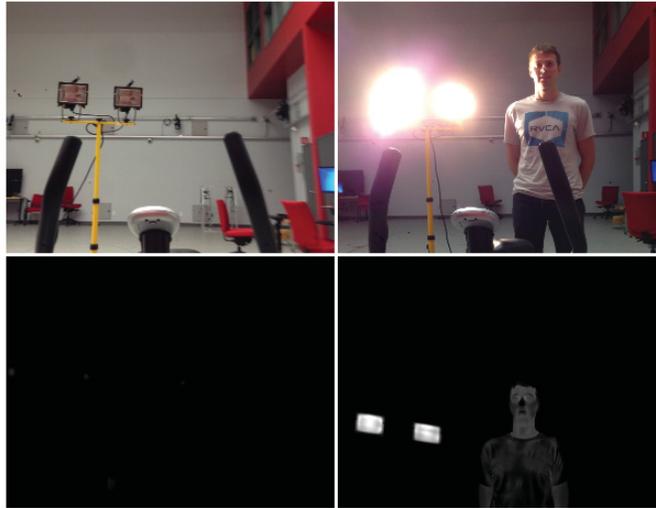


Figure 5.9 Backgrounds A (left) and B (right). The person in Background B walked from one side to another.

Tableau 5.1 Parameters used for the trials

Parameter	Value
Camera gain G	0.0005
Camera contrast	950
Camera brightness	0
S_t	4
F_{acq}	20 Hz
F_s	10 Hz
T_i	10 sec
T_{RR}	30 sec
T_l	20 sec

The underlying objectives of the trials is to highlight and characterize the capabilities and limitations of the designed system. Four experimental conditions, with increasing complexity, are examined:

1. Breathing while standing still on the bike, without talking, with Background A. Tracking is minimal in this condition, since the subject's head remains immobile.
2. Breathing while pedalling, without talking, with Background A. Head motion remained in a $20 \text{ cm} \times 20 \text{ cm}$ area in the plane and did not exceed 15° for pitch and yaw.
3. Breathing while pedalling, without talking, with Background B, to see if the system is sensitive to other thermal sources in the background.

4. Breathing while pedalling and talking, with Background A. This condition is used to examine disturbances that can be caused by having the mouth move while measuring RR.

For comparison purposes, our experimental setup also includes a custom respiration belt made with a flexible stretch sensor, and interfaced to the computer using an analog-to-digital converter. The respiration belt is used to measure thoracic or abdominal movements caused during inspiration-expiration cycles. It needs to be properly positioned and calibrated to the subject to be accurate. Respiration belt measures are used as external references to evaluate the performance of RR monitoring using the thermal camera, without blocking the view of the mouth and nose regions. Note however that respiration belt data are also sensitive to motion caused while pedalling or talking.

To provide a common comparison basis, the respiration belt data is processed using the same signal processing algorithm presented in Figure 5.4, replacing the mean values of the ROI gradient (line 4) with analog voltage readings from the respiration belt. Figure 5.10 illustrates typical RR monitoring and measures from the thermal camera and the respiration belt, in Conditions 1 and 2. The subject tried to follow a breathing cycle of 16 BPM dictated by the computer. The instantaneous absolute deviation δ (BPM) between RR monitoring from thermal images (v_m) and from the respiration belt (v_r) is computed using (5.2). The maximum δ is 0.1 BPM in Condition 1 and 0.5 BPM in Condition 2.

$$\delta = |v_m - v_r| \tag{5.2}$$

5.7 Results

The test population consists of 15 able-bodied voluntary participants (14 male and 1 female), categorized by the following facial characteristics: facial hair, glasses, jewelry, or none. Results for one participant were removed because the respiration belt was improperly installed. Each participant was asked to stand on the bike with its hands on the handlebars, looking toward the thermal camera, breathing naturally (from the mouth and/or the nose), 60 sec (with T_{RR} used to initialize the circular buffer, as explained in Section 5.5.2) for each of the four experimental conditions, conducted consecutively without reinitializing the tracker-detector algorithm and by emptying the circular buffer. With $F_s = 10$ Hz, $T_{RR} = 30$ sec and trials of 60 sec, $N = 300$ measures are generated for each participant and in each condition. For each measure, the instantaneous absolute deviation is calculated

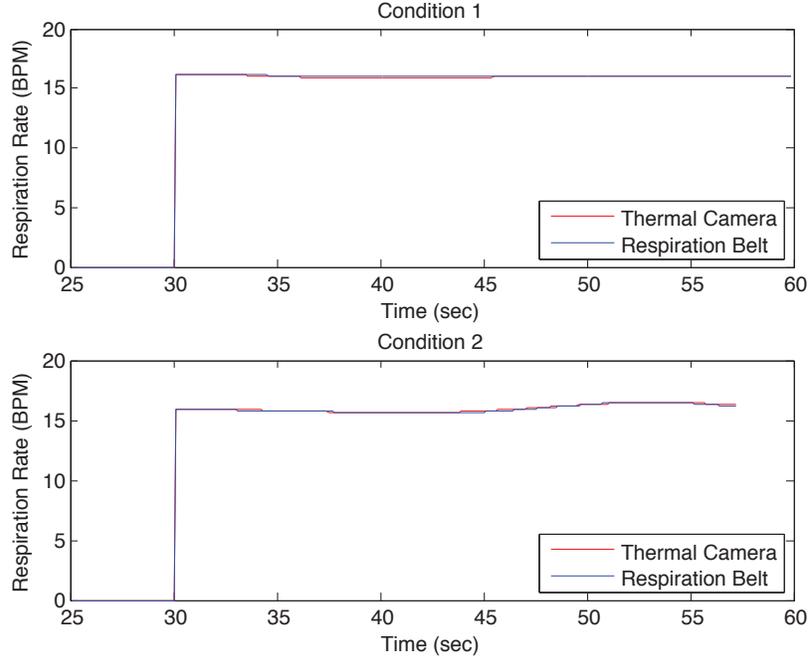


Figure 5.10 Comparison between RR monitoring using the thermal images (red) and the respiration belt (blue) with the subject standing still (top) or pedalling (bottom).

using (5.2). The measure provided by the system is considered valid when δ is smaller or equal to 1.0 BPM. tp_i is the percentage of cycles in which this condition was verified.

Table 5.2 presents comparative results of RR monitoring using our system and the respiratory belt. Our system was able to monitor RR in 50 of the 56 trials: failures observed in six cases (denoted by – in Table 5.2) were caused by the tracker-detector algorithm being unable to find the ROI defined during the learning phase (done during initialization over a period defined by T_l). Figure 5.11 illustrates typical cases for each of the conditions tested. Observations for each condition are as follows:

1. Except for participant 14 ($tp_1 = 20\%$), the RR from the thermal images matches the ones from the respiratory belt. For participant 14, the ROI was difficultly tracked in condition 1. The nose and mouth were partially visible in the ROI.
2. Motion makes it more difficult to get consistent readings between the two devices. These differences do not seem to be caused by facial characteristics, but mainly from limitations of the gradient operations while the subject is pedalling on the bike. For participants 6 ($tp_2 = 37\%$) and 12 ($tp_2 = 41\%$), the contrast and brightness fixed for the trials were not suitable, as they were warmer than the others. Keeping the contrast and brightness fixed for the trials, they appeared whiter in the thermal

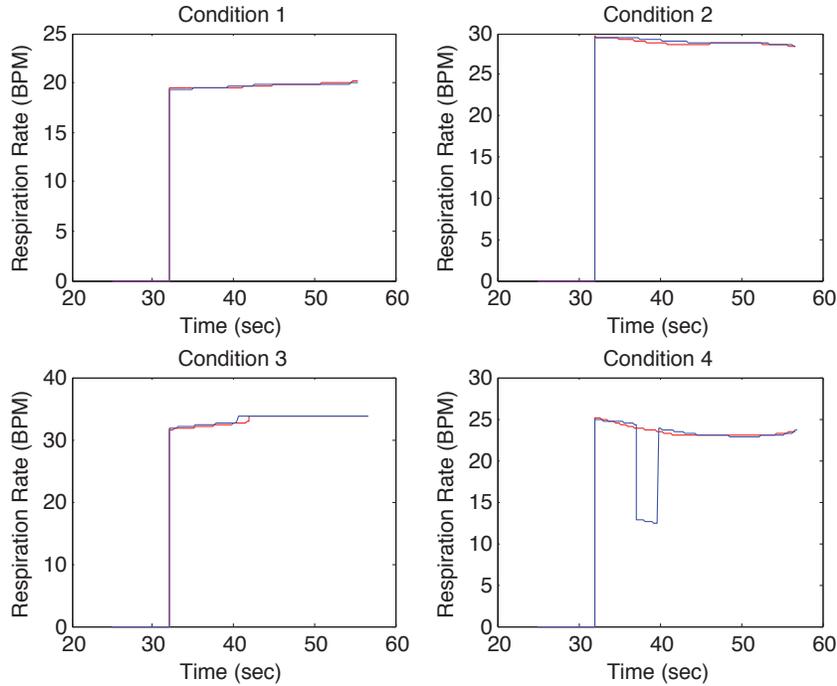


Figure 5.11 RR measures from the thermal images (red) and the respiratory belt (blue) for each condition, with $tp_1 = 100\%$, $tp_2 = 100\%$, $tp_3 = 96\%$, and $tp_4 = 90\%$, for participant #1.

images, providing less RR signal and had less facial features usable by the Tracker and the Detector to find the ROI. For participant 14 ($tp_2 = 38\%$), facial hair influenced gradient results because the RR signal was attenuated.

3. Changes in the thermal background does not seem to influence the tracker-detector algorithm. For participant 4, the tracker was unable to detect and track the ROI in conditions 3 and 4 because the subject's temperature changed while pedalling, making it difficult to match the learned ROI models. For participant 7 ($tp_3 = 31\%$), facial hair also influenced gradient results, attenuating the RR signal. For participant 9, the tracker-detector algorithm confused the participant pedalling with the person in the background because both had similar thermal images. For participants 10 ($tp_3 = 48\%$), the contrast and brightness fixed were also not suitable.
4. When talking, RR becomes aperiodic as breathing generally ends at the end of a sentence, and the FFT only detects periodic signals. This makes RR measurements difficult in such condition with either of the devices.

Finally, to examine the influence of the distance between the camera and the subject, Table 5.3 presents tp for a subject in condition 1 and condition 2, over four distances

between the camera and the bike. The ROI was trained at each distance and the focal length was manually adjusted. The system works well with distances between 1.5 m and 2.5 m. At 1.0 m, the person's face is disproportionate relative to the image size, which prevents the tracker-detector algorithm from tracking the ROI.

5.8 Discussion

Results suggest that the system show interesting potentials and benefits to be effectively used in telerehabilitation sessions, to provide RR measurements even while the person is moving, a limitation that other thermal RR monitoring systems have. Limitations of the system can be minimized by calibrating the system to the person's thermal signature, avoid having people move in the background of the image, and disregard RR measures when the person is talking. With people's temperature evolving over time, especially during a physical activity, auto-calibration of contrast and brightness would also be useful to maximize performances of the system. This calibration would be similar to the white balance adjustment of a color camera. Contrast, brightness and gain could be dynamically adjusted between each frame. Most of the thermal cameras integrate this functionality in their SDK. However, for this project, we had to develop the Linux version of INO's SDK, without being able to include this capability. Another improvement of the system would be to allow learning of the models during the use of the system, instead of learning only during a fixed T_l period before the trial. TLD offers such capability, but we observed that continuous learning cause the ROI region to increase over time (mainly after 4 to 5 minutes). However, reactivating learning periodically could be done, allowing the tracker-detector algorithm to adapt to changes in the thermal signature of the person, which can change as the person exercises; some cold or warm areas can appear on the person's face, changing the learned models. Also, during tracking failures, the RR measure can be marked as unknown to inform that no RR can be computed. Automatic ROI selection by identifying the mouth-nose regions could be beneficial to avoid having to manually initialize the system with Haar feature-based cascade classifiers [Viola et Jones, 2001]. The identification could be done by detecting the face and then the mouth and the nose.

Regarding the use of the pan-tilt unit, it turned out to be useful only at the initialization phase of ROI Tracking. Its use will be relevant during real in-home telerehabilitation session, as the patient has to move on and off the exercise bike [Tousignant *et al.*, 2013].

Finally, in terms of cost, the equipment used are for proof-of-concept prototyping, and cost much more than what could be expected for commercial use. Thermal cameras are

currently an expensive technology, but prices are expected to decrease in the near future. For instance, FLIR recently presented at CES 2014 (Computer Electronic Show) an iPhone case including a thermal camera starting at 350\$ USD².

5.9 Conclusion

Overall, the results suggest that our contact-free pan-tilt thermal camera system is capable of RR monitoring while a person exercises on a stationary bike, and that performance may be influenced as the person talks or if there are people or heat sources in the background. In relation to other approaches for RR monitoring using thermal imaging, the system presented avoid having the person remain still in front of the camera. The next step in our work is to deploy the system for real in-home telerehabilitation sessions. The system is completely operational and provide online RR monitoring. In addition to the ability to provide valid RR measures, acceptability and usability are key factors in evaluating for telehealth technologies [Reginatto, 2012]. In future work, our plan is to examine these factors by using the respiratory belt as a comparative device in trials with real patients and clinicians.

Acknowledgment

This work is supported by the Research Chair in Terehabilitation of the Université de Sherbrooke, and the Fonds de recherche Québec Nature et Technologies (FRQNT) Strategic Network on Engineering Interactive Technologies for Rehabilitation (INTER). Special thanks to INO (Québec) for their support with the thermal camera.

²<http://www.engadget.com/2014/01/07/flir-one-thermal-camera-iphone-case/>

Tableau 5.2 tp_i (% of time $\delta \leq 1.0$ BPM), $\bar{\delta}_i$, and $max(\delta_i)$ for condition i

#	Facial characteristics	tp_1	$\bar{\delta}_1$	$max(\delta_1)$	tp_2	$\bar{\delta}_2$	$max(\delta_2)$	tp_3	$\bar{\delta}_3$	$max(\delta_3)$	tp_4	$\bar{\delta}_4$	$max(\delta_4)$
1	None	100	0.1	0.2	100	0.2	0.4	96	0.1	0.5	90	1.2	13.2
2	None	100	0.1	0.3	-	-	-	88	0.4	1.1	8	18.7	23.9
3	None	100	0.1	0.1	100	0.1	0.6	94	0.3	1.9	7	8.2	15.3
4	None	86	0.6	5.4	64	1.9	5.7	-	-	-	-	-	-
5	None	100	0.1	0.2	-	-	-	100	0.1	0.4	70	1.8	24.4
6	None	100	0.2	0.8	37	2.3	9.9	89	0.5	2.3	82	0.3	2.2
7	Facial hair	100	0.1	0.2	64	2.8	9.3	31	4.8	18.0	13	6.8	18.0
8	Glasses	87	0.2	1.3	69	0.6	3.2	70	1.6	5.7	9	11.3	17.0
9	Glasses	100	0.0	0.0	88	0.3	1.3	-	-	-	-	-	-
10	Glasses	75	0.4	0.2	63	1.5	5.2	48	1.9	4.8	31	1.5	4.9
11	Glasses	100	0.1	0.5	76	0.7	3.7	100	0.1	0.6	86	1.2	9.2
12	Glasses	100	0.2	0.4	41	1.0	2.4	100	0.1	11.1	64	2.1	7.1
13	Jewelry	100	0.1	0.3	58	2.4	7.6	61	3.0	10.9	7	7.3	18.7
14	Glasses, Facial hair	9	5.7	13.5	38	3.8	12.9	100	0.2	0.5	74	2.7	13.2
Average		90	0.6	1.7	67	1.5	5.2	81	1.1	4.8	45	5.3	13.9

Tableau 5.3 tp_i (% of time $\delta \leq 1.0$ BPM) in relation to distance between the camera and the bike

Distance (m)	tp_1	tp_2
1.0	100	–
1.5	100	65
2.0	99	81
2.5	100	70

CHAPITRE 6

RÉSULTATS SUPPLÉMENTAIRES

L'intégralité des données expérimentales acquises lors des expérimentations est présente en annexe A. Ceci inclut la première ROI détectée après la phase d'apprentissage pour chaque participant (figure A.1) et les graphiques comparatifs entre les mesures prises par le système développé et la ceinture respiratoire (figure A.2). Chaque ligne de quatre graphiques représente les mesures du RR pour les images thermiques (rouge) et la ceinture respiratoire (bleu) pour chacune des quatre conditions de l'expérience décrites dans l'article au chapitre 3. Les données sont disponibles pour les 14 participants. Les numéros de participant correspondent à ceux donnés dans l'article. Les résultats montrent que le système a un bon potentiel pour être utilisé dans des séances de téléadaptation à domicile pour donner le RR pendant que la personne réalise des exercices sur un vélo stationnaire. En effet, le système est capable de donner un résultat qui est en corrélation avec la ceinture respiratoire (différence entre les deux systèmes inférieure à 1 RPM) durant une moyenne de 81% du temps dans le cas de la condition 3.

Les mouvements engendrés par le pédalage sur le vélo introduisent un degré de difficulté supplémentaire dans la mesure du RR par le système, mais les résultats sont tout de même très satisfaisant (différence entre les deux systèmes inférieure à 1 RPM durant 67% du temps) comme il est possible de le voir sur les graphiques présents à l'annexe A. Les changements dans l'arrière-plan ne semblent pas influencer l'algorithme de suivi et détection. Lors des expériences réalisées, un seul participant a été confondu par l'algorithme de suivi et détection avec une personne se trouvant en arrière-plan. Il n'est pas possible de mesurer un RR respiratoire lorsqu'une personne parle car le RR devient apériodique puisque l'inspiration se fait à la fin d'une phrase. Aucun dispositif ne pourra être en mesure d'obtenir un RR périodique dans cette condition. Il serait possible d'utiliser un ou des microphones pour détecter l'activité vocale de la personne et ainsi discréditer la mesure du RR lorsque cette dernière parle.

Les variations dans la ROI dues au signal respiratoire sont moins importantes sur certaines personnes, notamment à cause de la forme du nez et la pilosité faciales. En effet, la majeure partie du signal se trouve au niveau des narines (surtout au repos) et ces dernières doivent donc être visibles au maximum par le système. Le port de lunettes ne semble pas perturber le système car l'opération de gradient minimise son impact.

Les limitations du système pourraient être minimisées en calibrant ce dernier à la signature thermique du participant plutôt que de fixer des paramètres pour toutes les personnes. Les trois paramètres qui devraient être dynamiques sont le contraste, la luminosité, et le gain. Cette calibration serait semblable à l’ajustement de la balance des blancs sur une caméra vidéo classique. La plupart des caméras thermiques intègrent directement cette fonctionnalité mais étant donné que nous avons dû développer notre propre SDK pour les systèmes d’exploitation Unix, la fonctionnalité n’est pas présente. Ce problème est visible sur les ROI détectées après la phase d’apprentissage montrées sur la figure A.1. En effet, certaines personnes apparaissent plus ou moins blanches pour une même valeur de contraste, de luminosité et de gain. Lorsque l’ajustement de ces paramètres est inapproprié, les variations dans la ROI dues au signal respiratoire sont faibles et le RR devient donc difficilement détectable car le bruit est prédominant. La figure 6.1 montre un exemple de spectre avec un rapport signal sur bruit faible. Sur cette figure, la plage du RR s’étend de l’intervalle 5 (10 RPM) à l’intervalle 18 (36 RPM) et les quatre premiers intervalles sont mis à zéro. La conversion de l’intervalle n d’un signal échantillonné à une fréquence F_s discrétisé sur une fenêtre de N échantillons vers la valeur du RR s’effectue avec la formule 6.1.

$$RR = 60 \times \frac{n \times F_s}{N} \quad (6.1)$$

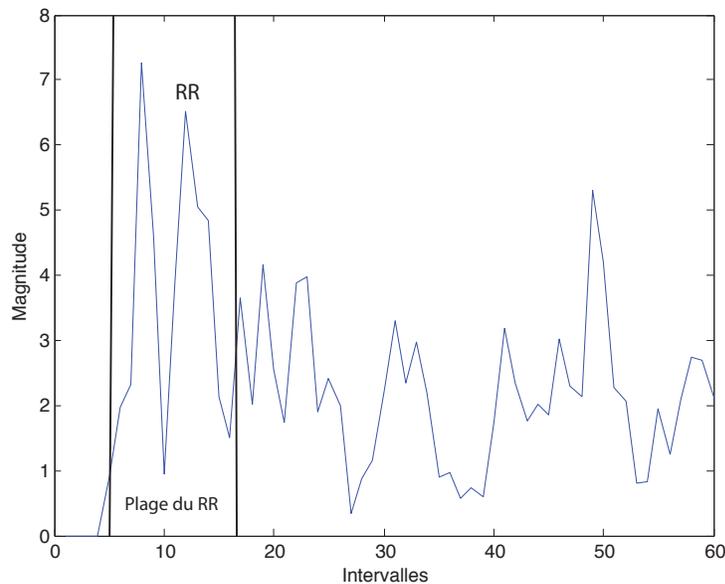


Figure 6.1 Exemple de spectre d’un signal échantillonné à une fréquence 10 Hz sur une fenêtre de 300 échantillons avec un rapport signal sur bruit faible.

Une autre limitation est l'étalement spectral (*Spectral Leakage* (SL)) et le fait que le RR est un signal de très basse fréquence (entre 0.16 and 0.5 Hz), proche de la composante continue. Le SL explique la saturation à 10 RPM sur les graphiques de l'annexe A.2. Le SL de la composante continue du signal est présent dans la bande de fréquences du RR à cause de l'opération de fenêtrage pratiquée à la ligne 12 de l'algorithme 5.4 de calcul du RR. La figure 6.2 montre un exemple de ce phénomène. Il est impossible de détecter les fréquences du RR dans les intervalles de la FFT inférieures à 5 à cause du SL. Dans l'algorithme 5.4, lors du calcul du RR à partir de la FFT (ligne 14), les quatre premiers intervalles sont ignorés, ce qui explique la saturation à 10 RPM sur les graphiques des participants #6 (condition 2), #7 (condition 2), #8 (conditions 2 et 3), #10 (conditions 2 et 3) et #14 (condition 1) de l'annexe A.2. L'utilisation de la transformée en ondelettes en remplacement de la FFT pourrait être une piste de solution, surtout que le signal RR pourrait ne pas être stationnaire sur des fenêtres plus longues.

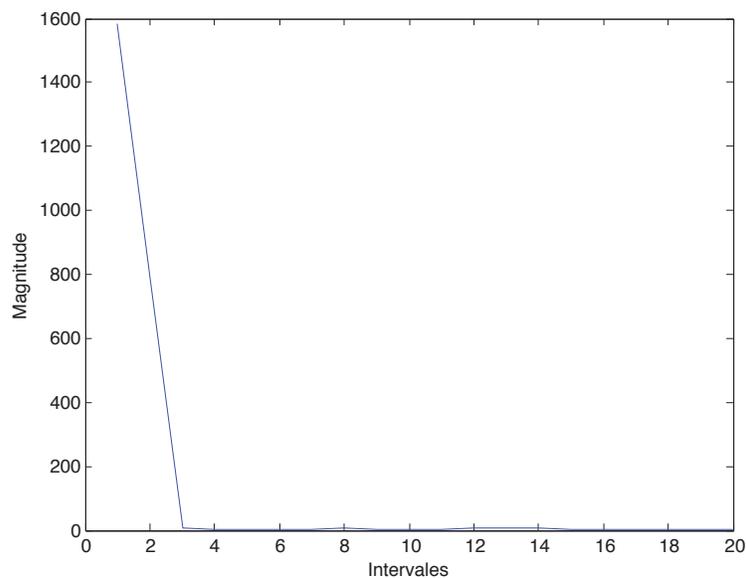


Figure 6.2 Exemple de spectre d'un signal échantillonné à une fréquence 10 Hz sur une fenêtre de 300 échantillons avec un étalement spectral de la composante continue dû à l'opération de fenêtrage (Hann).

Une autre amélioration du système serait de permettre l'apprentissage des modèles de ROI lors de l'utilisation du système, au lieu de les apprendre seulement pendant une période fixe avant le début de l'expérience. TLD offre cette capacité, mais nous avons observé que l'apprentissage continu peut causer l'accroissement de la ROI au fil du temps (surtout après 4 à 5 minutes). Pour contrer ceci, il suffirait de réactiver périodiquement l'apprentissage, ce qui permettrait à l'algorithme de suivi et de détection de s'adapter aux changements dans la signature thermique de la personne, qui peut changer lorsque la personne pratique

une activité physique. En effet, certaines zones froides ou chaudes peuvent apparaître sur le visage de la personne, ce qui change la ROI apprise.

La tête *pan-tilt* qui permet de repositionner la caméra thermique afin de toujours garder la ROI au centre de l'image n'est sollicitée que pour les mouvements importants de la personne. Les mouvements effectués par la majorité des participants lors des expériences ne requièrent pas de tête *pan-tilt*. Les commandes reçues étaient inférieures au seuil nécessaire pour activer les moteurs. En effet, les participants ne seraient pas sortis du champ de vision de la caméra sans la tête *pan-tilt*. C'est au démarrage de l'algorithme de suivi que la tête *pan-tilt* est la plus sollicitée afin de s'adapter à la taille de la personne. Dans le cas d'un déploiement à domicile, une tête *pan-tilt* moins sophistiquée que celle utilisée pour cette preuve de concept pourrait être choisie.

Enfin, il serait intéressant de tester le système avec d'autres modèles de caméras thermiques. Par exemple, il serait possible d'utiliser une caméra thermique avec un détecteur d'une résolution et d'une sensibilité différente ou un modèle avec un autofocus afin de tester la robustesse de l'algorithme implémenté.

CHAPITRE 7

CONCLUSION

Le système réalisé utilise une caméra thermique montée sur une tête *pan-tilt* et un algorithme de suivi et de détection traitant une séquence d'images pour mesurer les variations de température dans la région bouche-nez d'une personne. Le système se base sur des méthodes de traitement de l'image et du signal pour extraire le rythme respiratoire en temps réel. Les résultats obtenus montrent que le système développé est capable de mesurer le rythme respiratoire lorsqu'une personne effectue de l'exercice sur un vélo stationnaire. En comparant nos résultats par rapport à ceux du système développé par Lampo *et al.* [Lampo *et al.*, 2009], nous obtenons de meilleurs résultats sans mouvements puisque le rythme respiratoire est en accord avec celui donné par la ceinture respiratoire dans 98% des cas pour des sujets sans caractéristiques faciales particulières, alors que l'erreur varie entre 0% et 15% pour l'approche de Lampo *et al.*. La comparaison avec mouvements est plus difficile car dans les études de Lampo *et al.* [Lampo *et al.*, 2009] et Zhu *et al.* [Zhu *et al.*, 2005], les sujets étaient immobiles ou effectuaient des petits mouvements en translation et en rotation de la tête. En outre, les distances entre le sujet et le dispositif de mesure étaient inférieures aux nôtres. Nous avons obtenu un rythme respiratoire en accord avec celui donné par la ceinture respiratoire dans 74% des cas en mouvement. Quant à l'algorithme de suivi et de détection utilisé dans notre système, il a été validé dans 50 des 56 conditions expérimentales. Les performances de notre système peuvent par contre être influencées si la personne parle ou si des personnes sont présentes à l'arrière-plan. Ces réserves seront à prendre en considération pour de prochaines expérimentations du système lors de sessions de télétraitement à domicile. Cette prochaine étape permettra d'évaluer les points clés des technologies de la télémédecine, comme l'acceptabilité et la facilité d'utilisation du système [Reginatto, 2012].

Actuellement, le coût des caméras thermiques est encore élevé mais les technologies utilisées par ces caméras devraient devenir moins dispendieuses dans les prochaines années. En effet, les caméras thermiques seront produites à de plus grandes échelles et vont se miniaturiser car leurs utilisations vont devenir de plus en plus courante [Milner, 2013]. Avec le système développé, il serait alors aussi possible, par exemple, de vérifier l'état de santé des voyageurs dans les aéroports, de détecter des mensonges, de visualiser des

performances d'une personne effectuant des exercices sportifs, ou encore de suivre l'état de santé de personnes dans le domaine de la téléprésence par robots mobiles.

ANNEXE A

DONNÉES EXPÉRIMENTALES

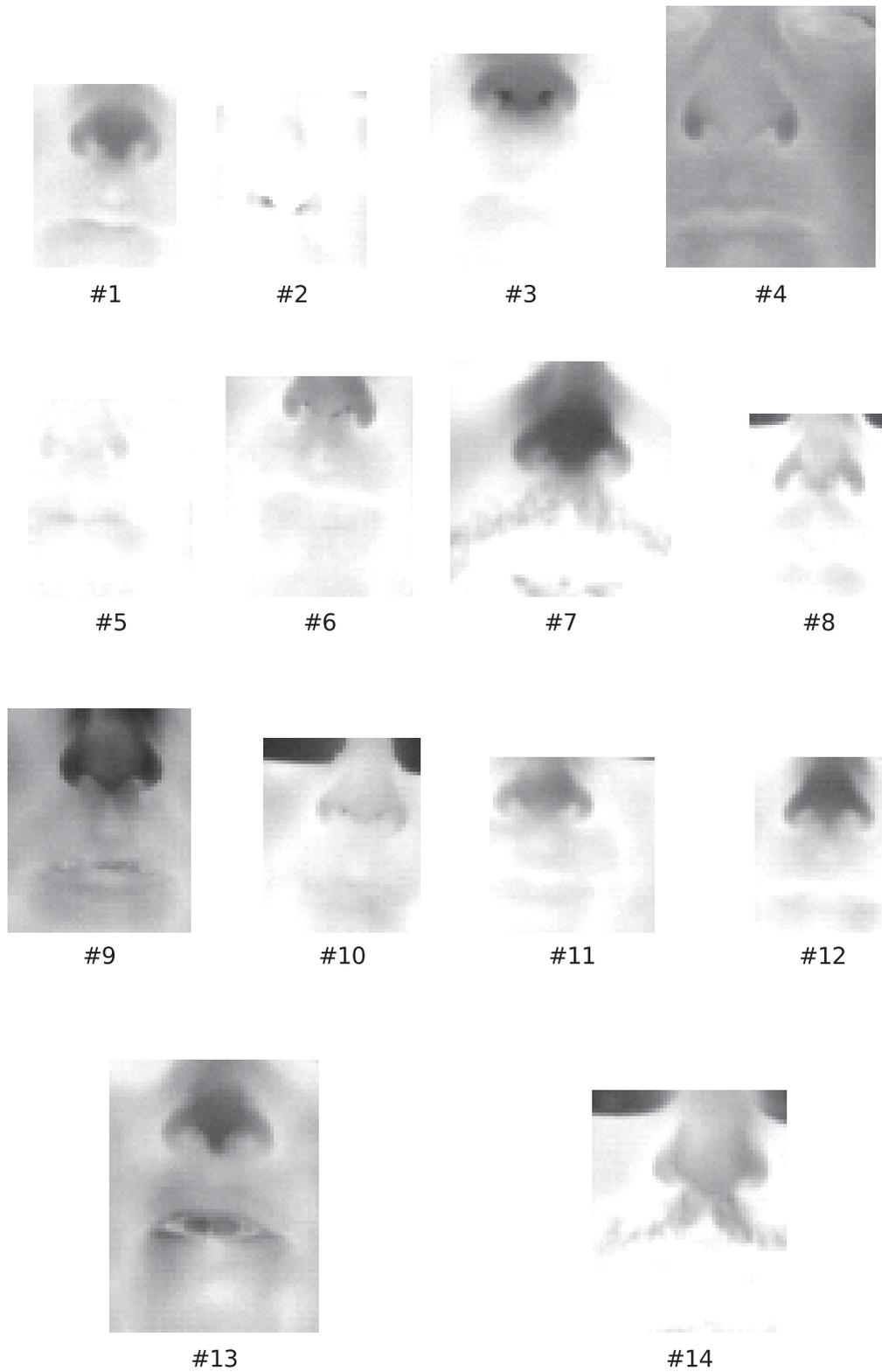
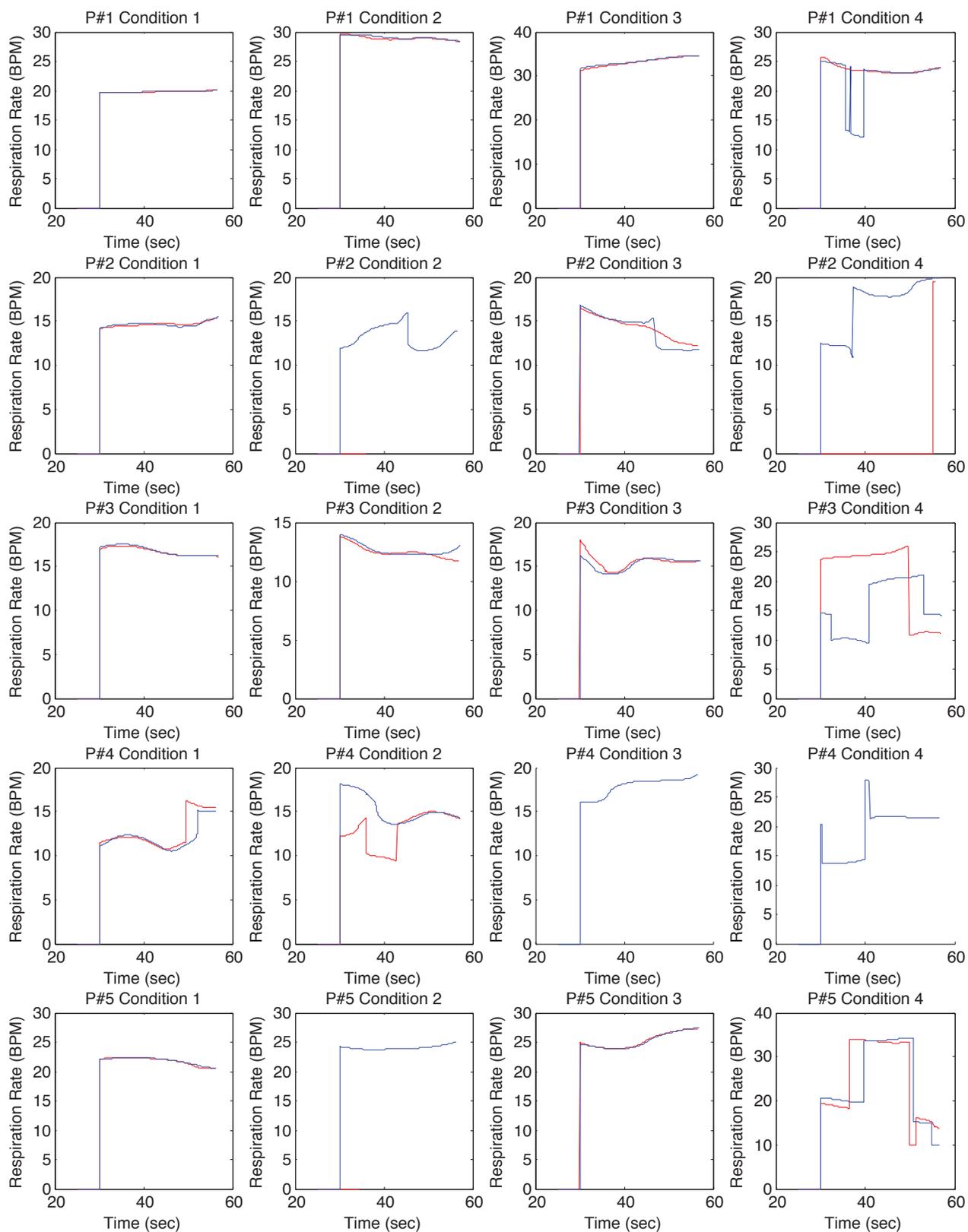
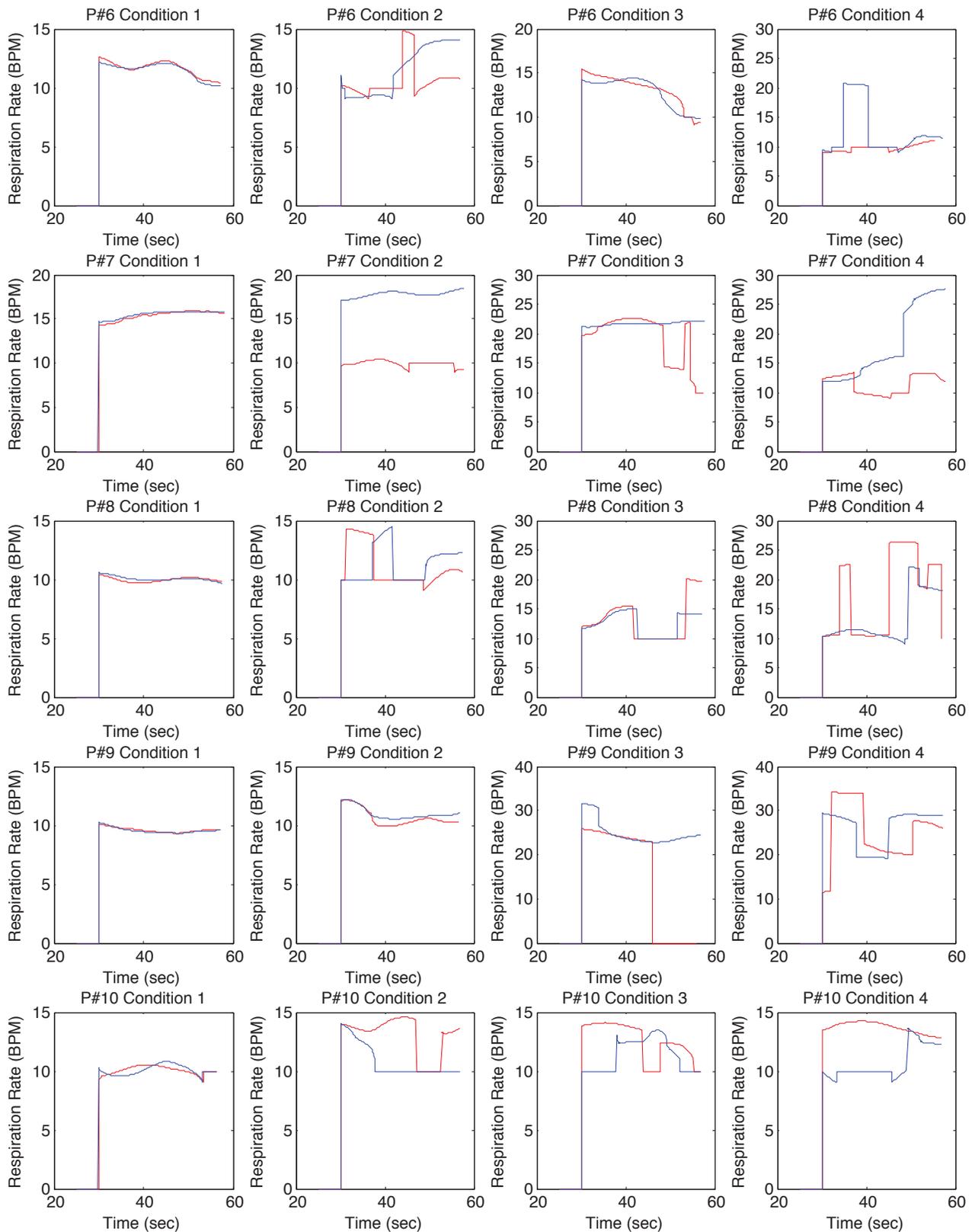


Figure A.1 ROI au début de la phase 1 pour l'ensemble des participants.





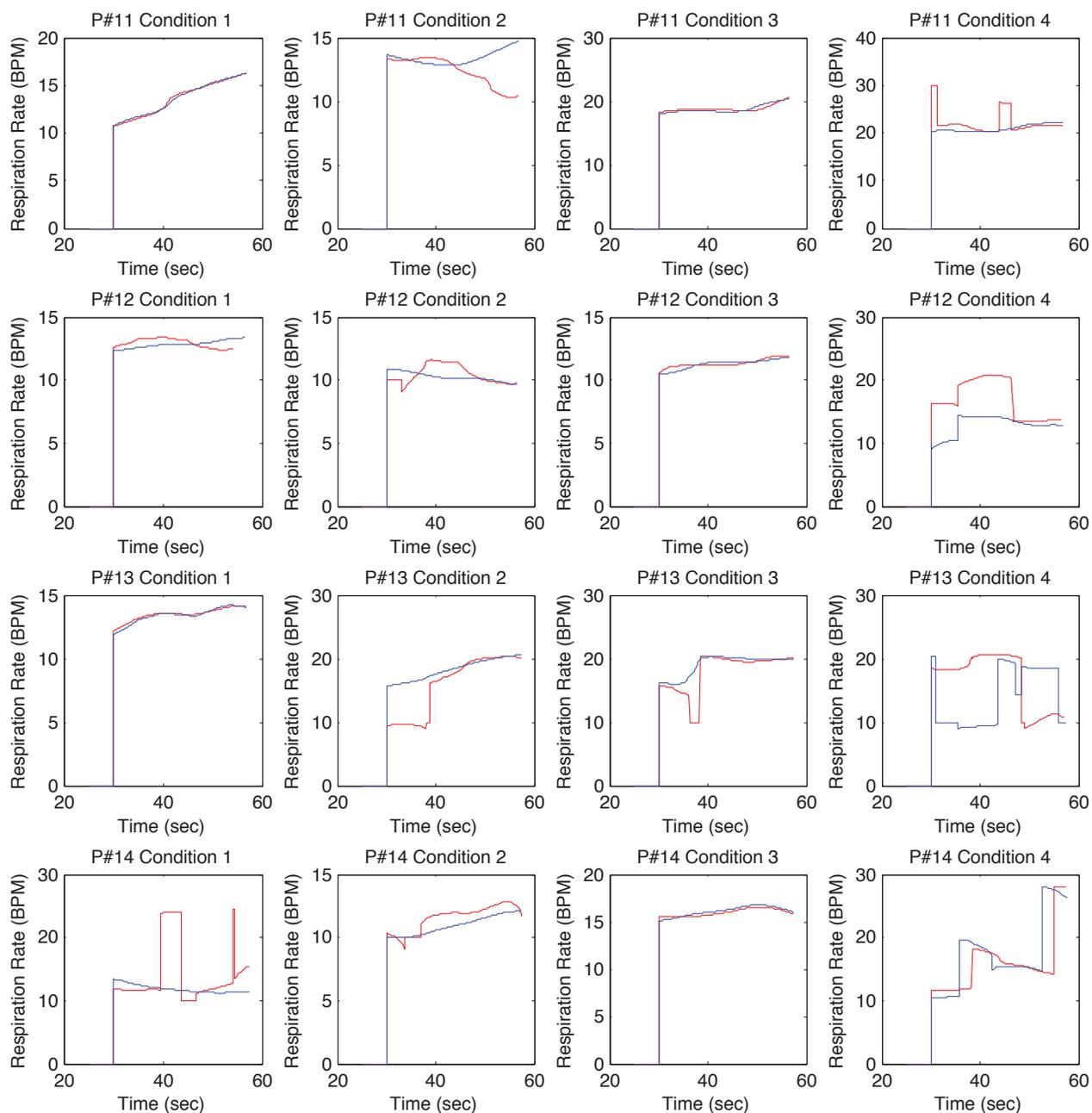


Figure A.2 Mesures du RR à partir de la caméra thermique (rouge) et de la ceinture respiratoire (bleu) pour chaque condition et pour l'ensemble des participants.

ANNEXE B

ATTESTATION DE CONFORMITÉ DU COMITÉ D'ÉTHIQUE

Attestation de conformité

Le comité d'éthique de la recherche Éducation et sciences sociales de l'Université de Sherbrooke certifie avoir examiné la proposition de recherche suivante :

Systeme de mesure du rythme respiratoire à distance

Ronan Chauvin

Étudiant, Maitrise en génie électrique, Faculté de génie

Le comité estime que la recherche proposée est conforme aux principes éthiques énoncés dans la *Politique en matière d'éthique de la recherche avec des êtres humains (2500-028)*.

Membres du comité

Eric Yergeau, président du comité, professeur à la Faculté d'éducation, Département d'orientation professionnelle

Chantale Beaucher, professeure à la Faculté d'éducation, Département de pédagogie

Mélanie Lapalme, professeure à la Faculté d'éducation, Département de psychoéducation

Julie Myre-Bisaillon, professeure à la Faculté d'éducation, Département d'adaptation scolaire et sociale

Carlo Spallanzani, professeur à la Faculté d'éducation physique et sportive

Christina St-Onge, professeure à la Faculté de médecine et des sciences de la santé, Département de médecine

Vincent Beaucher, membre versé en éthique

France Dupuis, membre de la collectivité

Le présent certificat est valide pour la durée de la recherche, à condition que la personne responsable du projet fournisse au comité un rapport de suivi annuel, faute de quoi le certificat peut être révoqué.

Le président du comité,

Eric Yergeau, 19 juin 2013

ANNEXE C

FORMULAIRE DE DEMANDE D'ÉVALUATION ÉTHIQUE

Comité d'éthique de la recherche – Éducation et sciences sociales Formulaire de demande d'évaluation éthique

Consignes pour remplir ce formulaire : le texte en italique comprend des précisions, des consignes particulières, des indications du type de réponse attendu, etc. Le texte en italique peut être effacé afin de laisser seulement les questions et les réponses. Dans le cas des choix de réponses (oui /non en général), effacez les réponses qui ne s'appliquent pas et laissez seulement la réponse de votre choix. Votre demande est à envoyer par courriel à l'adresse ethique.ess@usherbrooke.ca.

1. INFORMATIONS GÉNÉRALES

Chercheuse ou chercheur principal (étudiante ou étudiant si c'est le cas) :

Nom : Ronan CHAUVIN

Fonction : Étudiant à la maîtrise en génie électrique

Numéro de téléphone : 819-821-8000 poste 65781

Courriel : Ronan.Chaudin@USherbrooke.ca

Adresse postale : 1490 rue Cabana, App 2, Sherbrooke J1K 2N1

Cochercheuses et cochercheurs (s'il y a lieu): Non

Équipe de direction dans le cas d'un projet d'étudiante ou d'étudiant :

François Michaud, Professeur à l'Université de Sherbrooke (Faculté de génie) et directeur du laboratoire de robotique IntRoLab

Numéro de téléphone : 819-821-8000 poste 65700

Courriel : Francois.Michaud@USherbrooke.ca

Michel Tousignant, Professeur à l'Université de Sherbrooke (Faculté de médecine et des sciences de la santé) et titulaire de la Chaire de recherche en téléadaptation de l'Université de Sherbrooke

Numéro de téléphone : 819-780-2220 poste 45351

Courriel : Michel.Tousignant@USherbrooke.ca

L'équipe de direction a approuvé cette demande d'évaluation éthique : Oui

Titre du projet : MESURE DU RYTHME RESPIRATOIRE À DISTANCE

Le projet est-il réalisé dans le cadre d'un programme d'étude? Oui

Si oui, spécifier de quel programme il s'agit : Maîtrise en génie électrique.

Le projet de recherche a-t-il été évalué et accepté par un jury? Non

S'il s'agit d'un autre programme, expliquer l'état d'avancement du projet.

Nous sommes actuellement dans la deuxième année du projet. La première partie consistait à définir le projet. Nous sommes dans la phase de développement qui consiste à développer un système de mesure du rythme respiratoire à distance et sans contact. La dernière étape du projet sera la phase expérimentale.

Est-ce que ce projet est subventionné? Oui

Si oui, spécifiez l'organisme subventionnaire : Chaire de recherche en téléadaptation de l'Université de Sherbrooke.

Dans le cas des étudiants, recevez-vous une bourse : Oui (15 000 CAD/an).

2. PRÉSENTATION DU PROJET DE RECHERCHE

Ce projet porte sur la mesure du rythme respiratoire à distance et sans contact dans un contexte de téléadaptation à domicile.

S'agit-il d'un projet interfacultaire ou interuniversitaire?

Oui. L'équipe rattachée à la demande de subvention implique un professeur de la Faculté de génie (François Michaud), un professeur de la Faculté de Médecine et des sciences de la santé (Michel Tousignant), et un étudiant au 2^e cycle en génie électrique (Ronan Chauvin).

À quelle date souhaitez-vous commencer la collecte de données?

Juin-Juillet 2013.

Résumer le projet de recherche

Ce résumé fait en général trois pages environ, ou plus dans le cas d'un projet plus complexe. Évitez toutefois de dépasser huit pages. Exposez brièvement la problématique. Appuyez vos propos de quelques références. Exposez clairement les objectifs et décrivez la méthodologie, en précisant le nombre de participantes et participants, la nature des instruments de collecte, etc. S.V.P. gardez à l'esprit que votre demande sera relue par des personnes qui ne proviennent pas de votre département : donc, assurez-vous que le projet soit compréhensible même pour des personnes non spécialistes dans votre domaine.

Problématique

Dans le domaine de la télémédecine et plus particulièrement de la téléadaptation, des exercices sur vélo stationnaire sont pratiqués, impliquant des mouvements de la personne, et nécessitant la mesure du rythme respiratoire. Cette information permettrait aux cliniciens de mieux adapter les consignes suivant la capacité physique de chaque patient. Dans cette application, moins il y a de capteurs sur le patient et plus la séance se déroule dans de bonnes conditions.

En effet, la mesure du rythme respiratoire est une tâche importante pour l'évaluation de l'état de santé d'un sujet. Actuellement, il est possible de mesurer le rythme respiratoire (en cycles par minute où un cycle correspond à une phase d'inspiration et une autre d'expiration) avec des capteurs que la personne doit porter tels qu'une ceinture respiratoire [Merritt et al., 2009], un électrocardiogramme (ECG) [Park et al., 2008], un photoplethysmogramme (PPG) [Lee et al., 2011], ou encore l'utilisation d'une thermistance

[Yaying et al., 2010]. Cependant, ces capteurs possèdent quelques désavantages. En effet, il faut une personne qualifiée pour les installer afin d'assurer la validité des mesures.

De plus, le dispositif de mesure est souvent gênant pour la personne, encore plus si cette dernière pratique une activité physique. Par ailleurs, le fait de savoir que sa respiration est mesurée peut avoir un impact sur le résultat de cette mesure [Folke et al., 2002]. Pour finir, ces capteurs sont basés sur des systèmes de mesure de proximité qui demandent plusieurs points de contacts et qui sont donc assez volumineux.

Pour contourner ces désagréments, il serait intéressant de mesurer le rythme respiratoire à distance et sans contact avec la personne. Pour cela, un tel système de mesure doit être capable de se calibrer automatiquement afin de s'adapter aux caractéristiques de la personne et suivre ses petits mouvements.

Pour réaliser le projet, le choix d'utiliser une caméra thermique montée sur une tête pan-tilt associée à un algorithme de suivi vidéo est fait.

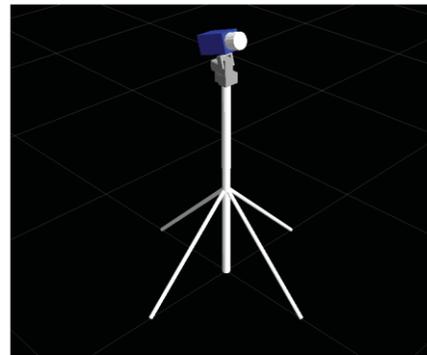


Figure 1 : Système de mesure du rythme respiratoire à distance et sans contact composé d'une caméra thermique montée sur une tête pan-tilt

Caméra thermique

La caméra thermique utilisée dans le projet l'IRXCAM-640 [Bergeron et al., 2009] de l'Institut National d'Optique (INO). Elle est dotée d'un détecteur (bolomètre) très récent, non refroidi et possédant 640 par 480 pixels.

Algorithme de suivi sur flux vidéo et tête pan-tilt

Le suivi de mouvements requiert l'utilisation d'un algorithme de suivi sur flux vidéo. Le choix d'un algorithme récent et sous licence open source a été effectué. L'algorithme OpenTLD [Nebehay, 2012] a été utilisé. OpenTLD est une implémentation en langage C++ d'un algorithme robuste de suivi de cible sur flux vidéo. Contrairement aux méthodes de suivi actuelles qui font du suivi par détection, OpenTLD (TLD pour Tracking, Learning and Detection) utilise un détecteur qui est entraîné avec des exemples trouvés sur la trajectoire du suiveur. La tête pan-tilt permet de toujours garder la cible au centre de l'image.

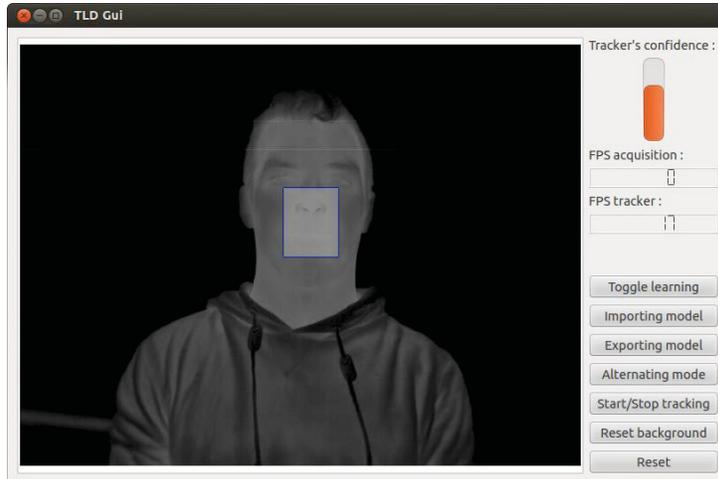


Figure 2 : Suivi de la région bouche-nez avec OpenTLD

Extraction du rythme respiratoire

L'extraction du rythme respiratoire est faite en mesurant les variations de couleurs (niveaux de gris) dans la région bouche-nez. Un filtre est tout d'abord appliqué pour lisser l'image. Un gradient vertical et horizontal est ensuite calculé (Figure 3). Le gradient permet de ne garder que les changements significatifs comme les contours. Le gradient donne plus de robustesse aux petits mouvements de l'algorithme de suivi et supprime les problèmes liés aux variations de l'arrière-plan. Dans cette application, le gradient permet donc d'extraire les contours de la bouche et du nez mais aussi le signal du rythme respiratoire. La valeur moyenne de la région est calculée et est ensuite placée dans un buffer circulaire. Un filtre passe-bas supprime toutes les fréquences au-delà de la plage respiratoire. Enfin, une transformée de Fourier rapide (FFT) est calculée avec les valeurs filtrées présentes dans le buffer circulaire dont la taille est fixées en fonction du temps de calcul souhaité (Figure 4).

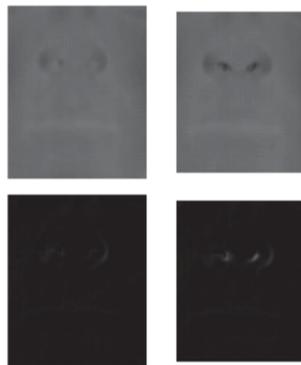


Figure 3 : Variation de niveau de gris entre la phase d'inspiration (gauche) et d'expiration (droite) avant et après calcul du gradient.

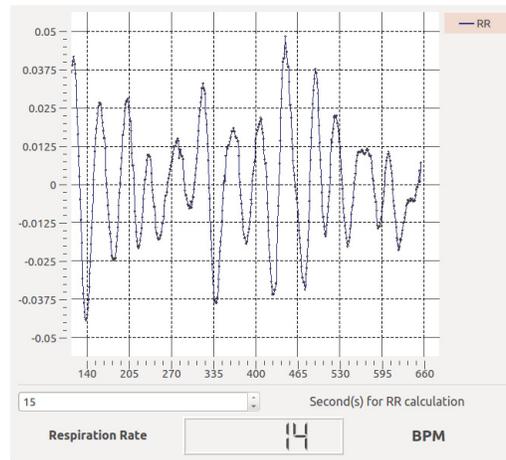


Figure 4 : Visualisation du rythme respiratoire

Objectifs

L'objectif principal est de caractériser le système de mesure du rythme respiratoire développé en le comparant avec un autre système de mesure reconnu fiable (une ceinture respiratoire dans le cas de ce projet). Pour cela, le système doit être testé sur différentes personnes (notamment avec/sans barbe et avec/sans lunettes) et dans des situations diverses (notamment respiration au repos/soutenue, avec/sans mouvements de la personne). Aucun patient n'est impliqué à cette étape du projet, car nous désirons tester les limites du système (en demandant des mouvements qui vont au-delà de ce qui serait requis pour le contexte de la téléréadaptation).

Méthodologie

Le dispositif de recherche est une caméra thermique montée sur une tête pan-tilt, elle-même montée sur un trépied. Le système complet est positionné devant un vélo stationnaire à une distance variant de 0.5 à 1.5 mètres.

Position du système et des participants

Le système sera situé dans le laboratoire d'évaluation des usages et d'ergonomie (LEUE) de l'Institut interdisciplinaire d'innovation technologique (3IT). Les participants seront installés sur le vélo stationnaire dans la salle d'expérimentation (P2-1004) du LEUE. Il sera ainsi possible de bien documenter (par vidéo) les expérimentations.

Déroulement des expérimentations

L'expérimentation se divisera en deux phases. Lors de la première phase, la personne devra s'installer sur le vélo stationnaire et s'équiper d'une ceinture respiratoire (modèle Pneumotrace II relié à la carte son d'un ordinateur). Le déroulement de l'expérience sera expliqué à la personne. C'est aussi à ce moment que le système sera calibré (gain, luminosité, contraste et distance focale de la caméra thermique). La durée de cette phase est évaluée à 5 minutes.

Lors de la seconde phase, le système sera testé sur la personne. La durée de cette phase est évaluée à 3 minutes. Lors de la première moitié (jusqu'à 1 minute et 30 secondes), le participant ne devra pas

effectuer de mouvements importants (pas de pédalage ou pédalage à basse vitesse et position de la tête qui ne varie pas de plus de 10 centimètres dans les trois directions de l'espace). Lors de la seconde moitié (de 1 minute et 30 secondes jusqu'à 3 minutes), il sera demandé au participant d'effectuer des mouvements (pédalage à vitesse plus soutenue et suppression de la restriction sur la position de la tête) pour tester les capacités du système de suivi. Lors de la totalité de cette seconde phase, le participant devra éviter de parler et ne pas placer ses mains devant son visage.

Variables de mesure

La performance des participants n'est pas évaluée. Ici, nous souhaitons évaluer la capacité du système à suivre les mouvements de la personne et déterminer l'influence de ces mouvements sur la valeur du rythme respiratoire. Nous souhaitons aussi vérifier que le système fonctionne sur des personnes avec des caractéristiques différentes qui seraient susceptibles de gêner le système (comme des lunettes).

Participants à l'étude et taille de l'échantillon

Il n'y a aucune restriction pour le choix des participants, sauf qu'ils soient adultes. La taille de l'échantillon est d'au moins 15 participants.

Analyse des données

Lors de l'expérimentation, aucune analyse des données ne sera effectuée même si le système donne une valeur du rythme respiratoire en temps réel. L'acquisition des données vidéo, des résultats de l'algorithme de suivi et des données de la ceinture respiratoire s'effectuera durant chaque expérience et l'analyse de ces données s'effectuera une fois l'expérimentation terminée. Les valeurs renvoyées par le module d'extraction du rythme respiratoire et de la ceinture respiratoire seront comparées en utilisant des outils d'analyse statistique.

Justifier le recours à des êtres humains et le choix du groupe de personnes participantes

Le but de l'expérimentation est de mesurer le rythme respiratoire d'une personne à distance et sans contact. Il est donc primordial d'utiliser un échantillon de personnes pour évaluer le système développé. Les participants sollicités seront des résidents du 3IT.

Retombées scientifiques et sociales attendues

Cette expérimentation servira permettra l'évaluation et la caractérisation du système de mesure de la respiration à distance utilisant une caméra thermique et un algorithme de suivi sur flux vidéo. Il sera possible de donner un indice de confiance sur la mesure. Cette évaluation et caractérisation s'avère une étape nécessaire et importante avant de procéder à l'utilisation du dispositif avec des patients, où l'utilisation dans le contexte spécifique de la téléadaptation sera évaluée.

Références bibliographiques

- Merritt, C. R., Nagle, H. T. et Grant, E. (2009). Textile-based capacitive sensors for respiration monitoring. *IEEE, Sensors Journal*, volume 9, numéro 1, p. 71–78.
- Park, S.-B., Noh, Y.-S., Park, S.-J. et Yoon, H.-R. (2008). An improved algorithm for respiration signal extraction from electrocardiogram measured by conductive textile electrodes using instantaneous frequency estimation. *Medical and Biological Engineering and Computing*, volume 46, numéro 2, p. 147–58.
- Lee, J., Florian, J. P. et Chon, K. H. (2011). Respiratory rate extraction from pulse oximeter and electrocardiographic recordings. *Physiological Measurement*, volume 32, numéro 11, p. 1763–73.
- Yaying, L., Yao, J. et Tan, Y.-P. (2010). Respiratory rate estimation via simultaneously tracking and segmentation. Dans *Proceedings IEEE Computer Society Conference on Computer Vision and Pattern Recognition Workshops*. p. 8.
- Folke, M., Granstedt, F., Hok, B. et Scheer, H. (2002). Comparative provocation test of respiratory monitoring methods. *Journal of Clinical Monitoring and Computing*, volume 17, numéro 2, p. 97–103.
- A. Bergeron, L. L. Noc, B. Tremblay, F. Lagac'e, L. Mercier et al. (2009). Flexible 640 x 480 pixel infrared camera module for fast prototyping. *Electro-Optical and Infrared Systems: Technology and Applications VI*, volume 7481, p. 1–9.
- G. Nebehay (2012). Robust Object Tracking Based on Tracking-Learning-Detection. Thèse de maîtrise, Technische Universität Wien.

3. ASPECTS ETHIQUES

Équilibre entre les risques et les bénéfices

Quels sont les **risques encourus** par les personnes participantes?

Il n'y a aucun risque encouru.

Tout risque physique est inexistant puisque la personne sera éloignée du système de mesure de la respiration. La personne ne devra pas pédaler à un rythme particulier. En effet, c'est le participant qui choisira sa vitesse de pédalage et son niveau de résistance sur le vélo stationnaire.

Il n'y aura pas de risque psychologique puisque les participants ne sont pas de natures vulnérables, ni de risque social, car aucune information ne sera divulguée au participant durant et après l'expérimentation.

Combien de **temps** demandera la participation des personnes participantes?

Le temps total de participation est évalué à 8 minutes par participants séparé en deux phases :

- La phase d'explication et d'installation de la personne sur le vélo d'une durée d'environ 5 minutes.
- La phase d'acquisition des données d'une durée d'environ 3 minutes.

Quels sont les **bénéfices** qu'ils pourront retirer?

Les participants contribueront à l'avancement des connaissances en technologie pour la téléadaptation. Ce type de technologie tend à se développer et cette expérience permettra de leur faire découvrir ce qui fera peut-être partie de leur quotidien dans quelques années.

Est-ce qu'une **compensation**, monétaire ou autre, sera remise pour le temps, les déplacements, etc. occasionnés par la participation au projet?

Non.

Est-ce que ce projet de recherche se situe sous le **seuil de risque minimal**?

Oui.

Consentement libre et éclairé

Est-ce que la recherche est de nature **consensuelle**?

Oui.

Quelles seront les **mesures prises pour s'assurer du consentement libre et éclairé des personnes participantes**?

Concrètement, comment seront recrutés les participants et participantes à la recherche?

Les personnes seront des étudiants, des professeurs et des membres du personnel travaillant au sein du laboratoire IntRoLab faisant partie de l'Institut interdisciplinaire d'innovations (3IT) de l'Université de Sherbrooke.

Un courriel (copie en annexe) sera envoyé par le chercheur responsable du projet à tous les membres permanents (étudiants, professeurs, professionnels de recherche et personnel administratif) du laboratoire IntRoLab pour solliciter leur participation à partir de la liste de distribution du laboratoire. Les personnes ayant des questions sur le déroulement du projet seront invitées à venir dialoguer avec le chercheur responsable.

Pour les personnes qui auront accepté de participer, est-ce qu'un formulaire de consentement sera signé? Oui.

Est-ce que la recherche implique des **personnes mineures ou légalement inaptes**?

Non.

Confidentialité des données

Quelles seront les mesures prises pour assurer le **caractère confidentiel et anonyme des données**?

Des codes numériques seront utilisés pour protéger l'identité des personnes.

Où seront conservées les données? Seront-elles conservées sous clé?

Les fichiers seront conservés par le Laboratoire de robotique de l'Université de Sherbrooke, IntRoLab situé au 3^e étage du 3IT accessible seulement par les étudiants, professeurs, professionnels de recherche et membres du personnel du 3IT autorisés et ayant signé un contrat de non-divulgence. Les fichiers électroniques seront sur le serveur du laboratoire, protégé par mot de passe.

Qui aura accès aux données? (Chercheuses et chercheurs, assistantes et assistants de recherche,...)

Ces personnes doivent être conscientisées notamment à l'importance de respecter la confidentialité des données.

Les données seront accessibles uniquement par le chercheur, son directeur de recherche et les membres de l'équipe de recherche.

Quand seront détruites les données brutes (questionnaires papier, cassettes d'entrevues, etc.)?

Les données brutes seront détruites cinq ans après les publications associées au projet pour respecter les exigences des éditeurs.

Quels sont les **moyens de diffusion** prévus?

Les deux listes qui suivent présentent les cibles de conférences et de journaux où une publication d'article serait possible.

- Conférences

IROS IEEE/RSJ International Conference on Intelligent Robots and Systems :

- Soumission : fin juillet

ICVR International Conference on Virtual Rehabilitation

- Soumission : début juin

AICCSA International Conference on Computer Systems and Applications

- Soumission : début mars

CVPR IEEE International Conference on Computer Vision and Pattern Recognition

- Soumission : fin novembre

- Journaux

- IEEE Systems Journal – Special Issue : Systems-related topics in Robotics & Automation for human health.

- Journal of Clinical Monitoring and Computing

Est-ce que les moyens de diffusion des résultats risquent de permettre **l'identification** des personnes ayant participé à la recherche?

Non.

Est-ce qu'une **utilisation secondaire des données** est prévue?

Aucune utilisation secondaire n'est prévue pour le moment. Par contre, il sera possible d'utiliser ces données pour d'autres projets de recherche.

En remettant votre demande au comité, vous vous engagez à faire parvenir au comité un rapport annuel et un avis à la fin du projet. Vous pouvez à cette fin remplir le formulaire de suivi disponible sur le site Internet du comité d'éthique de la recherche Éducation et Sciences sociales et nous l'acheminer par courriel à l'adresse : ethique.ess@USherbrooke.ca . Également en cas de changements au projet, vous devez aviser le comité à l'aide de ce même formulaire.

Invitation à participer et formulaire de consentement pour le projet de recherche SYSTÈME DE MESURE DU RYTHME RESPIRATOIRE À DISTANCE

Ronan Chauvin, étudiant à la maîtrise en génie électrique

sous la direction de François Michaud, professeur à l'Université de Sherbrooke et directeur d'IntRoLab.
Le chercheur responsable du projet a reçu un financement de la *Chaire de recherche en téléadaptation* de l'Université de Sherbrooke pour mener à bien ce projet de recherche.

Madame,
Monsieur,

Nous vous invitons à participer à la recherche en titre. Ce projet de recherche a pour but d'évaluer les capacités d'un système de mesure du rythme respiratoire à distance et sans contact qui utilise une caméra thermique et un algorithme de suivi sur flux vidéo.

Dans un contexte de téléadaptation, une mesure du rythme respiratoire à distance et sans contact serait moins gênante qu'une mesure avec contact pour la personne et poserait moins de problèmes techniques liés à l'installation du capteur qui requiert souvent un spécialiste.

Dans cette expérimentation, le système sera positionné devant un vélo stationnaire utilisé lors de séances de téléadaptation à domicile. Le but est d'évaluer la capacité du système à suivre les mouvements de la personne et déterminer l'influence de ces mouvements sur la valeur du rythme respiratoire.

En quoi consiste la participation au projet?

Votre participation à ce projet de recherche consiste à vous installer sur le vélo stationnaire placé devant le système. Votre respiration sera mesurée par l'intermédiaire d'une ceinture respiratoire afin d'avoir une mesure de référence pour comparer avec le système développé dans le cadre de ce projet.

L'expérience se déroule en deux phases :

- La phase d'explication et d'installation sur le vélo d'une durée d'environ 5 minutes.
- La phase d'acquisition des données d'une durée d'environ 3 minutes durant laquelle vous devrez successivement tester le système avec et sans mouvements.

Le seul inconvénient lié à votre participation est le temps consacré à la recherche, soit 10 minutes.

Qu'est-ce que le chercheur fera avec les données recueillies?

Pour éviter votre identification comme personne participante à cette recherche, les données recueillies par cette étude seront traitées de manière **entièrement confidentielle**. La confidentialité sera assurée par l'utilisation d'identifiant numérique pour remplacer vos noms. De plus, les enregistrements seront conservés sur le serveur du laboratoire, protégé par un mot de passe, et seront identifiés par l'identifiant numérique. Les résultats de la recherche ne permettront pas d'identifier les personnes participantes. Les résultats seront diffusés dans un mémoire de maîtrise, dans des articles scientifiques et des conférences internationales dans le domaine des systèmes intelligents pour la télémédecine. Les données recueillies seront conservées par le Laboratoire de robotique intelligente de l'Université de Sherbrooke, IntRoLab, situé au 3^e étage du 3IT accessible seulement par les étudiants, professeurs, professionnels de recherche et membres du personnel du laboratoire IntRoLab autorisés et ayant signé un contrat de non-divulgaration. Les données seront détruites en 2018, soit 5 ans après leur collecte pour respecter les exigences des éditeurs et ne seront pas utilisées à d'autres fins que celles décrites dans le présent document.

Est-il obligatoire de participer?

Non. La participation à cette étude se fait sur une base volontaire. Vous êtes entièrement **libre de participer ou non**, et de vous retirer en tout temps sans avoir à motiver votre décision ni à subir de préjudice de quelque nature que ce soit.

Y a-t-il des risques, inconvénients ou bénéfices?

Outre le temps requis pour la participation, les chercheurs considèrent qu'il n'y a pas de risque ou inconvénients liés à la participation à la recherche. La contribution à l'avancement des connaissances dans le domaine des technologies pour la téléréadaptation. Aucune compensation d'ordre monétaire n'est accordée.

Que faire si j'ai des questions concernant le projet?

Si vous avez des questions concernant ce projet de recherche, n'hésitez pas à communiquer avec moi aux coordonnées indiquées ci-dessous.

[Signature de la chercheuse ou du chercheur] [Date de la signature]

Ronan Chauvin, étudiant à la maîtrise en génie électrique
 Chercheur responsable du projet de recherche sous la direction de François Michaud (Directeur)
 Faculté de génie
 Téléphone : 819-821-8000 poste 65781
 Courriel : Ronan.Chauvin@USherbrooke.ca

*J'ai lu et compris le document d'information au sujet du projet **Système de mesure du rythme respiratoire à distance**. J'ai compris les conditions, les risques et les bienfaits de ma participation. J'ai obtenu des réponses aux questions que je me posais au sujet de ce projet. J'accepte librement de participer à ce projet de recherche.*

Participante ou participant :

Signature :

Nom :

Date :

**S.V.P., signez les deux copies.
 Conservez une copie et remettez l'autre au chercheur.**

Ce projet a été revu et approuvé par le comité d'éthique de la recherche Éducation et sciences sociales, de l'Université de Sherbrooke. Cette démarche vise à assurer la protection des participantes et participants. Si vous avez des questions sur les aspects éthiques de ce projet (consentement à participer, confidentialité, etc.), n'hésitez pas à communiquer avec M. Eric Yergeau, président de ce comité, par l'intermédiaire de son secrétariat au numéro suivant : 819-821-8000 poste 62644, ou par courriel à : ethique.ess@usherbrooke.ca.

Copie du courriel d'invitation à la participation aux expérimentations

Invitation à participer aux expérimentations pour le projet de recherche SYSTÈME DE MESURE DU RYTHME RESPIRATOIRE À DISTANCE

Ronan Chauvin, étudiant à la maîtrise en génie électrique

sous la direction de François Michaud, professeur à l'Université de Sherbrooke et directeur d'IntRoLab. Le chercheur responsable du projet a reçu un financement de la *Chaire de recherche en téléadaptation* de l'Université de Sherbrooke pour mener à bien ce projet de recherche.

Madame,
Monsieur,

Nous vous invitons à participer à la recherche en titre. Ce projet de recherche a pour but d'évaluer les capacités d'un système de mesure du rythme respiratoire à distance et sans contact qui utilise une caméra thermique et un algorithme de suivi sur flux vidéo.

Dans un contexte de téléadaptation, une mesure du rythme respiratoire à distance et sans contact serait moins gênante qu'une mesure avec contact pour la personne et poserait moins de problèmes techniques liés à l'installation du capteur qui requiert souvent un spécialiste.

Dans cette expérimentation, le système sera positionné devant un vélo stationnaire utilisé lors de séances de téléadaptation à domicile. Le but est d'évaluer la capacité du système à suivre les mouvements de la personne et déterminer l'influence de ces mouvements sur la valeur du rythme respiratoire.

En quoi consiste la participation au projet?

Votre participation à ce projet de recherche consiste à vous installer sur le vélo stationnaire placé devant le système. Votre respiration sera mesurée par l'intermédiaire d'une ceinture respiratoire afin d'avoir une mesure de référence pour comparer avec le système développé dans le cadre de ce projet.

L'expérience se déroule en deux phases :

- La phase d'explication et d'installation sur le vélo d'une durée d'environ 5 minutes.
- La phase d'acquisition des données d'une durée d'environ 3 minutes durant laquelle vous devrez successivement tester le système avec et sans mouvements.

Le seul inconvénient lié à votre participation est le temps consacré à la recherche, soit 10 minutes.

Qu'est-ce que le chercheur fera avec les données recueillies?

Pour éviter votre identification comme personne participante à cette recherche, les données recueillies par cette étude seront traitées de manière **entièrement confidentielle**. La confidentialité sera assurée par l'utilisation d'identifiant numérique pour remplacer vos noms. De plus, les enregistrements seront conservés sur le serveur du laboratoire, protégé par un mot de passe, et seront identifiés par l'identifiant numérique. Les résultats de la recherche ne permettront pas d'identifier les personnes participantes. Les résultats seront diffusés dans un mémoire de maîtrise, dans des articles scientifiques et des conférences internationales dans le domaine des systèmes intelligents pour la télémédecine. Les données recueillies seront conservées par le Laboratoire de robotique intelligente de l'Université de Sherbrooke, IntRoLab, situé au 3^e étage du 3IT accessible seulement par les étudiants, professeurs, professionnels de recherche et membres du personnel du laboratoire IntRoLab autorisés et ayant signé un contrat de non-divulgence. Les données seront détruites en 2018, soit 5 ans après leur collecte pour respecter les exigences des éditeurs et ne seront pas utilisées à d'autres fins que celles décrites dans le présent document.

Est-il obligatoire de participer?

Non. La participation à cette étude se fait sur une base volontaire. Vous êtes entièrement **libre de participer ou non**, et de vous retirer en tout temps sans avoir à motiver votre décision ni à subir de préjudice de quelque nature que ce soit.

Y a-t-il des risques, inconvénients ou bénéfices?

Outre le temps requis pour la participation, les chercheurs considèrent qu'il n'y a pas de risque ou inconvénients liés à la participation à la recherche. La contribution à l'avancement des connaissances dans le domaine des technologies pour la téléadaptation. Aucune compensation d'ordre monétaire n'est accordée.

Que faire si j'ai des questions concernant le projet?

Si vous avez des questions concernant ce projet de recherche, n'hésitez pas à communiquer avec moi aux coordonnées indiquées ci-dessous.

Ronan Chauvin, étudiant à la maîtrise en génie électrique

Chercheur responsable du projet de recherche sous la direction de François Michaud (Directeur)

Faculté de génie

Téléphone : 819-821-8000 poste 65781

Courriel : Ronan.Chauvin@USherbrooke.ca

LISTE DES RÉFÉRENCES

- Al-Khalidi, F., Saatchi, R., Burke, D., Elphick, H. et Tan, S. (2011). Respiration rate monitoring methods: A review. *Pediatric Pulmonology*, volume 46, numéro 6, p. 523–529.
- Al-Khalidi, F. Q., Saatchi, R., Burke, D. et Elphick, H. (2010). Tracking human face features in thermal images for respiration monitoring. Dans *Proceedings IEEE/ACS International Conference on Computer Systems and Applications*. p. 1–6.
- Alshaer, H., Fernie, G. R. et Bradley, T. D. (2011). Monitoring of breathing phases using a bioacoustic method in healthy awake subjects. *Journal of Clinical Monitoring and Computing*, volume 25, numéro 5, p. 285–294.
- André, N., Druart, S., Dupuis, P., Rue, B., Gérard, P., Flandre, D., Raskin, J. et Francis, L. (2011). Dew-based wireless mini module for respiratory rate monitoring. *IEEE Sensors Journal*, volume 12, p. 699–706.
- Bai, Y.-W., Li, W.-T. et Chen, Y.-W. (2010a). Design and implementation of an embedded monitor system for detection of a patient’s breath by double webcams. Dans *Proceedings IEEE International Workshop on Medical Measurements and Applications*. p. 6.
- Bai, Y.-W., Li, W.-T. et Yeh, C.-H. (2010b). Design and implementation of an embedded monitor system for body breath detection by using image processing methods. Dans *Proceedings IEEE International Conference on Consumer Electronics*. p. 2.
- Bergeron, A., Noc, L. L., Tremblay, B., Lagacé, F., Mercier, L., Duchesne, F., Marchese, L., Lambert, J., Jacob, M., Morissette, M. et Jerominek, H. (2009). Flexible 640 x 480 pixel infrared camera module for fast prototyping. Dans *Proceedings Electro-Optical and Infrared Systems: Technology and Applications VI*. volume 7481. p. 1–9.
- Boulet, B. (2005). *Fundamentals of Signals and Systems*. Da Vinci Engineering Press.
- Canada Health Infoway (2011). *Telehealth Benefits and Adoption – Connecting People and Providers Across Canada* (Rapport technique).
- Culjak, I., Abram, D., Pribanic, T., Dzapo, H. et Cifrek, M. (2012). A brief introduction to OpenCV. Dans *Proceedings IEEE International Convention on Information and Communication Technology, Electronics and Microelectronics*. p. 1725–30.
- Droitcour, A. D., Boric-Lubecke, O. et Kovacs, G. T. A. (2009). Signal-to-noise ratio in Doppler radar system for heart and respiratory rate measurements. *IEEE Transactions on Microwave Theory and Techniques*, volume 57, numéro 10, p. 2498–507.
- FLIR (2013). *The Ultimate Infrared Handbook for Research and Development Professionals*.

- Folke, M., Granstedt, F., Hök, B. et Scheer, H. (2002). Comparative provocation test of respiratory monitoring methods. *Journal of Clinical Monitoring and Computing*, volume 17, numéro 2, p. 97–103.
- Holland, A., Hill, C., Rochford, P., Fiore, J., Berlowitz, D. et McDonald, C. (2013). Telerehabilitation for people with chronic obstructive pulmonary disease: Feasibility of a simple, real time model of supervised exercise training. *Journal of Telemedicine and Telecare*.
- Jain, R., Kasturi, R. et Schunck, B. G. (1995). *Machine Vision*. McGraw-Hill New York, 140–185 p.
- Kalal, Z., Matas, J. et Mikolajczyk, K. (2010a). P-N learning: Bootstrapping binary classifiers by structural constraints. Dans *Proceedings IEEE Conference on Computer Vision and Pattern Recognition*. p. 49–56.
- Kalal, Z., Mikolajczyk, K. et Matas, J. (2010b). Face-TLD: Tracking-Learning-Detection applied to faces. Dans *Proceedings IEEE Conference on Image Processing*. 17, p. 3789–3792.
- Lampo, T., Sierra, J. et Chang, C. (2009). Two algorithms for measuring human breathing rate automatically. Dans *Proceedings International Symposium on Advances in Visual Computing*. volume 5876. p. 686–697.
- Lee, J., Florian, J. P. et Chon, K. H. (2011). Respiratory rate extraction from pulse oximeter and electrocardiographic recordings. *Physiological Measurement*, volume 32, numéro 11, p. 1763–73.
- Leonard, P., Beattie, T. F., Addison, P. S. et Watson, J. N. (2003). Standard pulse oximeters can be used to monitor respiratory rate. *Emergency Medicine Journal*, volume 20, numéro 6, p. 524–525.
- Liao, Y. (2011). *Phase and Frequency Estimation: High-Accuracy and Low-Complexity Techniques*. Mémoire de maîtrise, Worcester Polytechnic Institute.
- Lindh, W. Q., Pooler, M., Tamparo, C. et Dahl, B. M. (2009). *Delmar's Comprehensive Medical Assisting: Administrative and Clinical Competencies*. Cengage Learning, 573 p.
- Merritt, C. R., Nagle, H. T. et Grant, E. (2009). Textile-based capacitive sensors for respiration monitoring. *Sensors Journal*, volume 9, numéro 1, p. 71–78.
- Milner, R. (2013). Séminaire thermographique 2013 de l'Université de Sherbrooke.
- Min, S. D., Kim, J. K., Shin, H. S., Yun, Y. H., Lee, C. K. et Lee, J.-H. (2010). Noncontact respiration rate measurement system using an ultrasonic proximity sensor. *IEEE Sensors Journal*, volume 10, numéro 11, p. 1732–1739.
- Muehlsteff, J., Pinter, R. et Morren, G. (2009). Comparison of respiration rate monitoring with a low-cost doppler-radar sensor and inductive thorax-plethysmography. Dans *World Congress on Medical Physics and Biomedical Engineering*. volume 25. Springer, p. 768–771.

- Murthy, R. et Pavlidis, I. (2006). Noncontact measurement of breathing function. *IEEE Engineering in Medicine and Biology Magazine*, volume 25, numéro 3, p. 57–67.
- Nebehay, G. (2012). *Robust Object Tracking Based on Tracking-Learning-Detection*. Mémoire de maîtrise, Technische Universität Wien.
- Özuysa, M., Fua, P. et Lepetit, V. (2007). Fast keypoint recognition in ten lines of code. Dans *Proceedings IEEE Computer Vision and Pattern Recognition*. p. 1–8.
- Park, S.-B., Noh, Y.-S., Park, S.-J. et Yoon, H.-R. (2008). An improved algorithm for respiration signal extraction from electrocardiogram measured by conductive textile electrodes using instantaneous frequency estimation. *Medical and Biological Engineering and Computing*, volume 46, numéro 2, p. 147–158.
- Philips (2011). http://www.innovation.philips.com/pressreleases/nurturing-bg-vital_signs_camera/index.html.
- Poh, M.-Z., McDuff, D. J. et Picard, R. W. (2011). Advancements in noncontact, multiparameter physiological measurements using a webcam. *Biomedical Engineering*, volume 58, numéro 1, p. 7–11.
- Quigley, M., Gerkey, B., Conley, K., Faust, J. et Foote, T. (2009). ROS: An open-source Robot Operating System. Dans *Proceedings Open-Source Software Workshop of the IEEE International Conference on Robotics and Automation*.
- Reginatto, B. M. B. (2012). Understanding barriers to wider telehealth adoption in the home environment of older people. *International Journal on Advances in Life Sciences*, volume 4, numéro 3-4, p. 63–76.
- Ricker, J., Rosenthal, M., Garay, E., DeLuca, J., Germain, A., Abraham-Fuchs, K. et Schmidt, K. U. (2002). Telerehabilitation needs: A survey of persons with acquired brain injury. *The Journal of Head Trauma Rehabilitation*, volume 17, numéro 3, p. 242–250.
- Robbins, R. (2009). Machine vision’s GigE vision standard. *Control Engineering*, volume 56, numéro 6, p. 56.
- Scalise, L., Ercoli, I. et Marchionni, P. (2010). Optical method for measurement of respiration rate. Dans *Proceedings Medical Measurements and Applications*. p. 19–22.
- Shaopeng, L., Gao, R. X. et Freedson, P. (2011). Non-invasive respiration and ventilation prediction using a single abdominal sensor belt. Dans *Proceedings IEEE Signal Processing in Medicine and Biology Symposium*. p. 1–5.
- Storck, K., Karlsson, M., Ask, P. et Loyd, D. (1996). Heat transfer evaluation of the nasal thermistor technique. *IEEE Transactions on Bio-Medical Engineering*, volume 43, numéro 12, p. 1187–1191.
- Tan, K. S., Saatchi, R., Elphick, H. et Burke, D. (2010). Real-time vision based respiration monitoring system. Dans *Proceedings 7th International Symposium on Communication Systems, Networks and Digital Signal Processing*. p. 770–774.

- Tousignant, M., Briere, S. et Hamel, M. (2013). A multi-modal telerehabilitation platform: Design and Applications. Dans *Assistive Technologies: From Research to Practice*. IOS Press.
- Verkruijse, W. et Bodlaender, M. (2010). *A novel biometric signature: multi-site, remote (> 100 m) photo-plethysmography using ambient light* (Rapport technique). Philips Research, 97 p.
- Verkruysee, W., Svaasand, L. O. et Nelson, J. S. (2008). Remote plethysmographic imaging using ambient light. *Optics Express*, volume 16, numéro 26, p. 21434–21445.
- Viola, P. et Jones, M. (2001). Rapid object detection using a boosted cascade of simple features. Dans *Proceedings IEEE Computer Society Conference on Computer Vision and Pattern Recognition*. volume 1. p. 511–518.
- Wang, Q., Chen, F., Xu, W. et Yang, M.-h. (2011). An experimental comparison of online object tracking algorithms. Dans *Proceedings of the SPIE International Society of Optical Engineering*. p. 81381A–81381A–11.
- Wieringa, F. P., Mastik, F. et Van, D. S. (2005). Contactless multiple wavelength photo-plethysmographic imaging: A first step toward "SpO2 camera" technology. *Annals of Biomedical Engineering*, volume 33, numéro 8, p. 1034–41.
- Yadollahi, A. et Moussavi, Z. (2006). Measuring minimum critical flow for normal breath sounds. Dans *Proceedings 27th Annual International Conference of the IEEE Engineering in Medicine and Biology Society*. p. 4.
- Yang, M., Liu, Q., Turner, T. et Wu, Y. (2008). Vital sign estimation from passive thermal video. Dans *Proceedings Computer Vision and Pattern Recognition*. p. 1–8.
- Yaying, L., Yao, J. et Tan, Y.-P. (2010). Respiratory rate estimation via simultaneously tracking and segmentation. Dans *Proceedings IEEE Computer Society Conference on Computer Vision and Pattern Recognition Workshops*. p. 8.
- Zhao, F., Li, M., Qian, Y. et Tsien, J. Z. (2013). Remote measurements of heart and respiration rates for telemedicine. *PLoS ONE*, volume 8, numéro 10.
- Zhu, Z., Fei, J. et Pavlidis, I. (2005). Tracking human breath in infrared imaging. Dans *Proceedings IEEE Bioinformatics and Bioengineering*. p. 227–231.

