



Interface électronique et logicielle pour la surveillance de la respiration en temps réel en utilisant des vêtements intelligents sans fils

Mémoire

Hajer Abed

Maîtrise en génie électrique - avec mémoire
Maître ès sciences (M. Sc.)

Québec, Canada

© Hajer Abed, 2020

**Interface électronique et logicielle pour la
surveillance de la respiration en temps réel en
utilisant des vêtements intelligents sans fils**

Mémoire

Hajer ABED

Sous la direction de:

Prof. Amine Miled, Directeur de recherche
Prof. Younès Messaddeq, Co-directeur de recherche

Résumé

Dans ce mémoire, on présente une nouvelle architecture d'un chandail intelligent pour surveiller la respiration en temps réel. Ce vêtement intelligent comporte une architecture qui offre une méthode de détection innovante assurant une suivie de l'activité respiratoire en continue. Tout d'abord le chandail détecte la déformation du haut du thorax pendant la respiration à l'aide d'une antenne intégrée dans le chandail. L'antenne a été conçue dans les laboratoires du centre d'optique, photonique et laser de l'université Laval. Un capteur Bluetooth intégré dans le même chandail détecte par la suite la variation du signal RSSI (indicateur d'intensité du signal reçu) et l'envoi à une unité de traitement et d'analyse de données sans fils (un ordinateur ou une tablette). Une interface d'analyse des données a été créée pour permettre la détermination du rythme respiratoire et le caractériser selon le signal de respiration reçu. En plus, le chandail intelligent est alimenté par une source d'énergie sans fils et hybride fonctionnant avec une batterie rechargeable ou par un lien inductif. Deux versions de chandail ont été testées. La première contient un seul capteur alors que la deuxième possède six capteurs positionnés sur la partie frontal du vêtement. En plus, différents paramètres ont été pris en considération durant les tests citant entre autres la morphologie, l'âge et le sexe des utilisateurs. Des tests ont démontré une détection réussie de plusieurs informations pertinentes comme les cycles de respiration (inspiration, expiration), la fréquence respiratoire et d'autres mesures statistiques pour les diagnostics.

Abstract

In this thesis, we present a new architecture of a smart T-shirt to monitor breathing in real time. This smart garment has an architecture that offers an innovative detection method ensuring continuous monitoring of respiratory activity. First the T-shirt detects deformation of the upper chest during breathing using an antenna built into the T-shirt. The antenna was designed in the laboratories of the optics, photonics and laser center of Laval University. A Bluetooth sensor integrated in the same T-shirt subsequently detects the variation of the RSSI signal (indicator of received signal strength) and sends it to a wireless data processing and analysis unit (a computer or tablet). A data analysis interface has been created to allow determination of the respiratory rate and characterization according to the received breathing signal. In addition, the smart T-shirt is powered by a wireless, hybrid power source powered by a rechargeable battery or by an inductive link. Two versions of the T-shirt were tested. The first contains a single sensor while the second has six sensors positioned on the front of the garment. In addition, different parameters were taken into account during the tests, citing among others the morphology, age and sex of the users. Tests have demonstrated successful detection of several relevant information such as breathing cycles (inspiration, expiration), respiratory rate and other statistical measures for diagnosis.

Table des matières

Résumé	iii
Abstract	iv
Table des matières	v
Liste des tableaux	vii
Liste des figures	viii
Remerciements	xi
Avant-propos	xii
Introduction	1
1 Revue de littérature	2
1.1 Introduction	2
1.2 Textile intelligent	2
1.2.1 Les vêtements intelligents à base des fibres intégrées	3
1.2.2 Les vêtements intelligents à base des composants électroniques simples	5
1.3 Applications des vêtements intelligents	5
1.3.1 Applications en communication	6
1.3.2 Applications médicales	6
1.3.3 Applications Sportives	7
1.3.4 Applications militaires et spatiales	8
1.3.5 Applications dans le domaine esthétique	9
1.3.6 Applications de divertissement	10
1.4 Exemples des chemises intelligentes	10
1.4.1 Chemises intelligentes pour la détection d'ECG	10
1.4.2 Chemises intelligentes pour la détection de la respiration	11
1.5 Description générale du chandail intelligent proposé	12
1.6 Conclusion	13
2 A Wireless Smart T-shirt for Real-Time Breathing rate Monitoring	14
2.1 Résumé	14
2.2 Abstract	14
2.3 Introduction	15
2.4 System architecture	16

2.4.1	Hardware description	16
2.5	Results and Discussion	21
2.5.1	Female Breathing Detection	23
2.5.2	Male Breathing's Detection	24
2.6	Conclusions	25
3	Résultats expérimentaux	29
3.1	Introduction	29
3.2	Interface de traitement des données	29
3.3	Expériences et résultats	31
3.4	Conclusion	35
	Conclusion générale	37
	Annexes	38
	Bibliography	40

Liste des tableaux

2.1	Signal statistic table for data from Figure 2.7	24
2.2	Women statistic data	27
2.3	Men statistic data	27
2.4	Women data	28
2.5	Men data	28
3.1	Les capteurs les plus efficaces selon chaque type de respiration	34

Liste des figures

1.1	Les transistors OECT en fibre de coton [4]	4
1.2	Exemple de composition d'une fibre photovoltaïque [6]	4
1.3	le collier toSense's CoVa [12]	6
1.4	La fibre optique à coeur hétérogène [7]	7
1.5	Un chandail inspiré par la peau [13]	8
1.6	L'exo-squelette X1 utilisé pour entrainer les futures astronautes pour protéger les muscles de la microgravité [18]	9
1.7	Le changement de couleurs de la fleur brillante [19]	10
1.8	Les chaussures de dance intelligentes [21]	10
1.9	Le chandail de détection de l'ECG à électrodes (V1-V6) de détection de l'activité cardiaque [22]	11
1.10	Le chandail de détection de l'ECG à panneau solaire [23]	12
1.11	Le chandail proposé : version à plusieurs capteurs	13
2.1	The system of breathing rate monitoring with the smart T-Shirt	16
2.2	SEM image of the multi-material hollow-core fiber	17
2.3	Breathing sensor integrated into textile. The sensor is made of: 1) spiral fiber antenna, and 2) Bluetooth transmitter module	17
2.4	Inductive link: on chair and on T-Shirt modes	18
2.5	Inductive link system prototype	19
2.6	Experimental setup	20
2.7	Raw data	21
2.8	Median filter	21
2.9	Loess filter	21
2.10	The effect of span (s) on pic detection of the final curve using Loess filter	21
2.11	Different curves obtained with different span (s) used for pic detection	21
2.12	Superimposed separated cycles without translation in Amplitude or time	21
2.13	Superimposed and vertically aligned separated cycles	22
2.14	Superimposed and horizontally aligned separated cycles	22
2.15	Inhale time/Exhale time during all the cycles	22
2.16	Area per cycle	22
2.17	Period per cycle	22
2.18	Amplitude variation	22
2.19	Mean curve in Fig. 2.12-2.14	23
2.20	Interface functioning diagram	24
2.21	The smart T-shirt with six breathing sensors	26
2.22	Test of the upper right sensor of the first woman	26

2.23	Test of the upper right sensor of the forth woman	26
2.24	Test of the upper center sensor of the forth man	26
2.25	Superposition of simultaneous hospital result with conventional devices and those with the smart T-Shirt	26
3.1	La vue d'ensemble de l'interface de traitement des données	30
3.2	Les axes numéro 1 et ses options	31
3.3	L'affichage des données mathématiques	31
3.4	L'affichage des données statistiques	32
3.5	Respiration ample détectée par l'équipement de l'hôpital	33
3.6	Respiration normale détectée par l'équipement de l'hôpital	33
3.7	Respiration rapide détectée par l'équipement de l'hôpital	33
3.8	Respiration variable détectée par l'équipement de l'hôpital	34
3.9	Respiration détectée par le premier participant avec les six capteurs A1-A6 . .	34
3.10	Respiration détectée par le deuxième participant avec les six capteurs A1-A6 .	34
3.11	Respiration détectée par le troisième participant avec les six capteurs A1-A6 . .	35
3.12	Respiration détectée par le quatrième participant avec les six capteurs A1-A6 .	35
3.13	Respiration rapide du participant numéro 1 détectée par le capteur numéro 2 du chandail intelligent	35
3.14	Respiration normale du participant numéro 1 détectée par le capteur numéro 2 du chandail intelligent	36
3.15	Respiration normale du participant numéro 4 détectée par le capteur numéro 2 du chandail intelligent	36
1	Un exemple de vue d'ensemble de l'interface de simulation en cours de fonctionnement	38
2	Un exemple d'une capture d'écran de l'interface utilisé pour la détection de la respiration à l'hôpital	39

*À ma Mère Houria
À mon Père Amara
À ma petite sœur Asma
Je vous aime de tout mon cœur*

Remerciements

J'adresse tout d'abord mes remerciements à mon directeur de recherche Prof. Amine Miled du Laboratoire de recherche en bio-ingénierie (LABioTRON) et mon Codirecteur Prof. Younès Messaddeq du Centre d'optique, photonique et laser (COPL), pour leur aide et conseil tout au long de cette maîtrise. Grâce à leur confiance, leur patience et leur soutien, j'ai pu accomplir ce projet dans des bonnes conditions tout en acquérant une bonne expérience en recherche.

Je tiens à remercier les deux candidats M.Shimwe Dominique Niyonambaza et M.Hamza Landari faisant partie de l'équipe de recherche du Prof. Amine Miled. Merci de m'avoir donné à un moment ou à un autre un support moral ou un coup de main.

Je remercie également le programme Globalink Graduate Fellowship et l'université Laval de m'avoir permis de continuer cette maîtrise en recherche dans de bonnes conditions financières et matérielles.

Enfin, je tiens à exprimer ma haute gratitude et mes remerciements aux membres de jury. Je les remercie de l'honneur qu'ils me font d'évaluer ce travail et d'y apporter leurs critiques constructives et leurs suggestions valeureuses.

Je remercie aussi le soutien financier du Conseil de recherches en sciences naturelles et en génie du Canada (CRSNG) et la Chaire d'excellence en recherche du Canada sur l'innovation en photonique (CERCP).

Avant-propos

Ce mémoire est un mémoire par article. L'article est présenté dans le deuxième chapitre. Il est intitulé « A Wireless Smart T-shirt for Real-Time Breathing rate Monitoring ». Il a été soumis dans le journal « IEEE Transactions on Instrumentation and Measurement », le 15 août 2019. L'article a été rédigé par le premier auteur (Hajer Abed) et révisé par les coauteurs (Amine Miled, Mourad Roudjane, Simon Bellemarre-Rousseau, Etienne Drouin, Marc-Andre Dugas et Younes Messaddeq). Cet article présente un chandail intelligent développé dans le cadre d'une collaboration multidisciplinaire entre deux laboratoires au sein de la faculté des sciences et de génie de l'université Laval (LABioTRON, département de génie électrique et le génie informatique) et (COPL, Département de physique, de génie physique et d'optique) et l'hôpital CHU de Québec-Université Laval. Dans l'article, l'architecture du système électronique de la détection de respiration a été présentée en détail ainsi que l'interface de traitement des données développée pour analyser le signal de respiration détecté par le chandail intelligent.

Introduction

Mise en contexte

Le rythme respiratoire est un paramètre vital pour superviser l'état de santé des patients. Plusieurs méthodes ont été développées pour surveiller ce dernier. Dans cette optique, ce mémoire présente un chandail intelligent pour détecter le rythme respiratoire en temps réel.

Objectifs et Contraintes

L'objectif de ce projet est la conception d'un chandail intelligent qui détecte le rythme respiratoire en temps réel. Ce chandail a pour but principal d'offrir un confort et une mobilité maximale à l'utilisateur. Ainsi, le chandail doit avoir une alimentation électrique sans fil, une communication des données par Bluetooth et un système de détection continue de la respiration qui est implémenté directement sur ce vêtement intelligent.

Organisation du mémoire

Ce rapport de mémoire est organisé comme suit :

- Une introduction générale spécifiant le contexte du projet, les objectifs et les contraintes en question et le plan du mémoire.
- Le premier chapitre est une revue de littérature pour présenter les différents types de textile intelligent et les domaines d'application de cette technologie.
- Dans le deuxième chapitre, l'architecture et le design du chandail intelligent sont présentés en détail avec des résultats expérimentaux.
- Dans le troisième chapitre on présente les interfaces d'analyse des données de respiration.
- Enfin, une conclusion générale résume les plus importants résultats obtenus.

Chapitre 1

Revue de littérature

1.1 Introduction

De nos jours, les systèmes de communication intelligents font partie de presque tous les aspects de notre vie urbaine. En effet, l'efficacité et la fiabilité de ces systèmes de communication et de contrôle sont devenues indispensables pour répondre aux exigences de la vie moderne. De plus, suite aux récents développements technologiques, l'utilisateur est devenu de plus en plus un élément actif dans cette interconnexion. On observe ainsi l'émergence de l'internet des objets qui connecte l'utilisateur par exemple à tous les éléments de contrôle de sa maison intelligente afin de faciliter la gestion à distance de ses ressources. L'industrie de textile Intelligent fait également partie du lot à travers les habits intelligents. Ainsi, l'état physiologique et psychologique même de l'utilisateur peut être analysé en temps réel. Dans cette revue de littérature nous présentons un bref historique des vêtements intelligents ainsi une sélection de leurs principales applications. Enfin, une courte description du chandail intelligent développé dans le cadre de ce mémoire sera présentée.

1.2 Textile intelligent

Un vêtement intelligent est une architecture hybride entre des systèmes électroniques et des matériaux ayant des propriétés physiques particulières qui convertissent des données biologiques en des signaux électriques. Ainsi, un vêtement intelligent est une interface entre son utilisateur et l'environnement extérieur. On observe deux classifications des tissus intelligents [1]. La première classification selon Lieva Van Langenhove et Carla Hertleer [1] se base sur "le degré" d'intelligence du tissu. Ainsi on distingue :

- Des vêtements intelligents passifs : qui détectent des changements à partir d'un ensemble de capteurs embarqués.
- Des vêtements intelligents actifs : qui sont comme les vêtements passifs mais ils réagissent aussi par l'intermédiaire d'un ou plusieurs acteurs qui peuvent être embarqués.

- Des vêtements intelligents avec apprentissage : qui détectent, réagissent et munis de fonction d'apprentissage autonome.

La deuxième classification du textile intelligent se base sur l'architecture du système en soit, c'est-à-dire les fibres qui le constituent et le système électronique embarqué dedans..

Un vêtement intelligent pourrait être constitué par un ou plusieurs éléments :

- Des capteurs : qui détectent une variable physique ou chimique et la convertit en un signal électrique.
- Une unité de traitement de données : qui fait la collecte et l'analyse des données en temps réel ou différé.
- Une mémoire embarquée : qui enregistre les données détectées.
- Un système d'alimentation électrique : qui peut être une batterie rechargeable ou un système de récupération d'énergie. Ceci favorise la portabilité d'un tel système pour des longues périodes.

1.2.1 Les vêtements intelligents à base des fibres intégrées

Les fils RFID (Radio Frequency IDentification)

C'est un fil de textile qui intègre une puce et deux antennes de dix centimètres chacune ou plus selon l'application qui peut être embarqué discrètement dans le textile comme le modèle commercial "E-thread" [2] [3]. Les puces utilisées dans ces fils mesurent 445 microns par 490 microns, elles jouent le rôle d'un marqueur de RFID qui aide à caractériser et dénombrer les marchandises dans l'industrie textile. Cette identification sans fils est détectable par les lecteurs de UHF RFID standards à une distance de 7 mètres. Cette technologie minimise l'encombrement causé par les circuits électroniques simples intégrés dans les textiles intelligents.

Les transistors tissés sur fibre

Giorgio Mattana *et al.* ont utilisé des fibres en coton pour concevoir des transistors organiques électrochimiques (OECTs) et des transistors organiques à effet champ (OFETs) [4]. Ils ont enrobé la fibre en coton par des particules d'or et une couche d'un polymère PEDOT pour augmenter la conductivité du coton. Ces fibres ont une résistance de $(24.7 \pm 0.3)10^3 \Omega/cm^{-1}$. On trouve aussi une autre architecture de transistors en fibre proposée dans les travaux de recherches de Josephine B. Lee *et al.* [5].

Les fils d'énergie solaire

Les fils solaires est une autre alternative aux cellules photovoltaïques pour les textiles intelligents et surtout sur les chandails intelligents qui offrent plus de mobilité à l'utilisateur. Bedelglu *et al.* ont développé des fibres photovoltaïques avec deux types de polymères photo

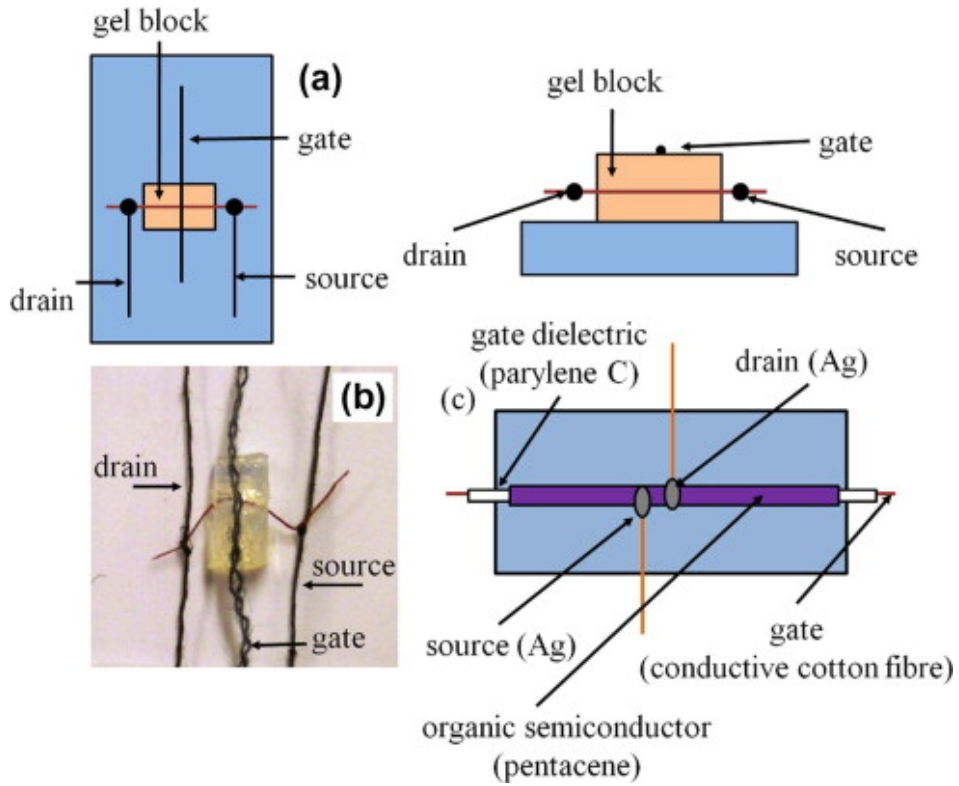


FIGURE 1.1 – Les transistors OEFT en fibre de coton [4]

actifs. Ce genre de fibre optimisée peut être utilisé comme les fibres conventionnelles dans le domaine du textile intelligent avec des cellules solaires organiques [6].

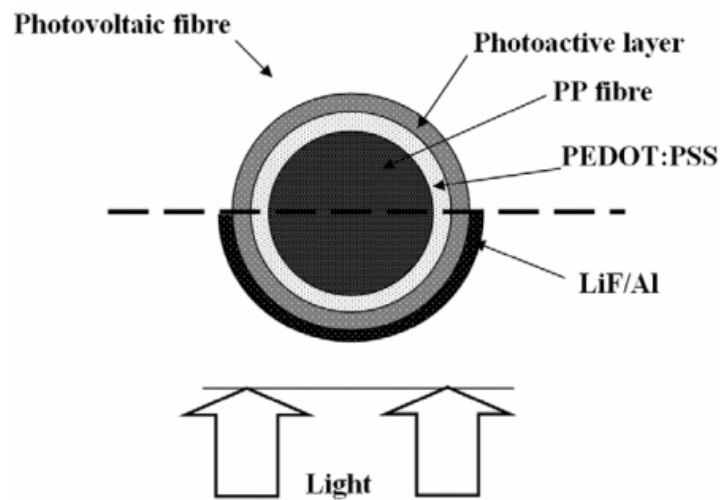


FIGURE 1.2 – Exemple de composition d'une fibre photovoltaïque [6]

Les fibres optiques

Les fibres optiques sont principalement utilisées en télécommunication, plus précisément dans le domaine de la transmission des données. Mais cette technologie est également employée dans l'illumination esthétique des textiles qui fait partie de la technologie des vêtements intelligents [8] ainsi que la détection de la respiration à partir de la détection de forme par l'intermédiaire de ces fibres [7]. L'usage de cette technologie en textile est possible et convenable à l'industrie de mode grâce aux propriétés physiques de la fibre optique. En effet, elle est naturellement légère et flexible. En plus elle est résistante aux hautes températures, à l'eau et aux produits chimiques. Ce qui facilite la conception des fibres optiques convenablement implémenter dans le tissu même [8].

Les fibres en nanotubes de carbone (CNT)

Les antennes à base de métal présentent des risques de corrosion qui rend leur lavage difficile en plus du manque de flexibilité et de confort qui en découlent. Ainsi les nanotubes de carbone offrent une alternative à ces limitations en plus de la bonne conductivité électrique qui les caractérise [9].

1.2.2 Les vêtements intelligents à base des composants électroniques simples

Ce qui est intéressant avec ce genre de vêtements intelligents est la simplicité de la conception des systèmes de mesure et de communication qui les rendent « intelligents ». Dans cette approche, le système est directement incorporé sur le tissu. Il est constitué par des composants conventionnels qui ne nécessitent pas un effort supplémentaire pour le rendre compatible avec des critères exclusifs pour cette application comme la flexibilité, l'isolation électrique, la lavabilité et la miniaturisation de tous les composants afin de les rendre quasi-absents au sein de l'habit. Il est important de noter que ce type d'habit intelligent a un coût de conception abordable et un temps de fabrication court relativement aux autres habits totalement ou partiellement en fibres dédiés. Dans les deux prochaines sections, plusieurs exemples des vêtements intelligents à base des composants électroniques simples et leurs utilisations seront présentés en détail.

1.3 Applications des vêtements intelligents

Les vêtements intelligents sont utilisés de plus en plus dans plusieurs domaines comme la communication, la santé, le sport, l'esthétique ainsi que pour des applications militaires.

1.3.1 Applications en communication

Les habits intelligents peuvent être utilisés pour la localisation, l’envoi et la transmission des données. Par exemple, Bauyrzhan *et al.* [10] ont imprimé directement sur une chemise un système constitué d’un module Wifi, d’un serveur de localisation, d’une antenne embarquée et d’un microcontrôleur.

1.3.2 Applications médicales

Le textile intelligent pourrait être un outil de diagnostic non invasif dans le domaine médical. Il présente plusieurs avantages comme l’efficacité, la flexibilité et la simplicité d’utilisation. En plus, il lutte contre les complications cutanées indésirables comme les inflammations et les infections accidentelles causées par les méthodes de dépistage conventionnelles. Selon A Dittmar *et al.* [11] on peut classifier les utilisateurs de textile intelligent en quatre catégories principalement : les individus en bonne santé, les individus présentant un risque de développer une maladie, les individus avec un historique médical et les individus ayant des maladies chroniques [11]. Pour chaque catégorie on trouve des applications spécifiques des textiles Intelligents qui varient entre la simple amélioration du mode de vie et du quotidien de l’utilisateur à la personnalisation des traitements d’un patient par rapport à ses prédispositions à développer des maladies.

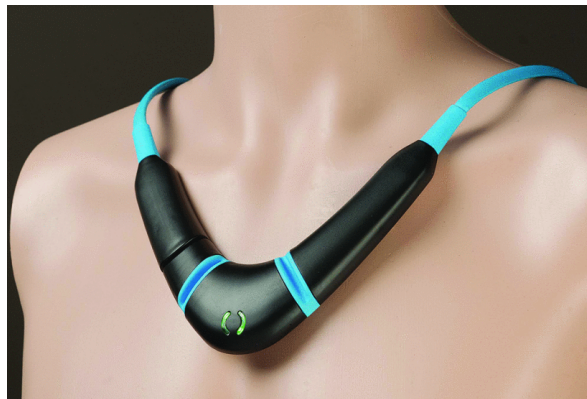


FIGURE 1.3 – le collier toSense’s CoVa [12]

Rythme respiratoire

Dans la littérature, on trouve plusieurs approches qui ont intégré la détection et la caractérisation du rythme respiratoire dans un habit intelligent. Koyama *et al.* qui ont développé un tissu incorporant des fibres optiques à cœur hétérogène possédant la capacité de détecter les changements de la forme, particulièrement, celles au niveau de la poitrine qui sont en lien direct avec le mouvement induit par la respiration. Le principe de fonctionnement de cette fibre optique est qu’elle contient une partie « hetero-core » qui laisse passer une partie de la

lumière émise d'un bout afin d'assurer un rapport de perte lumineuse proportionnel à son pliage [7].

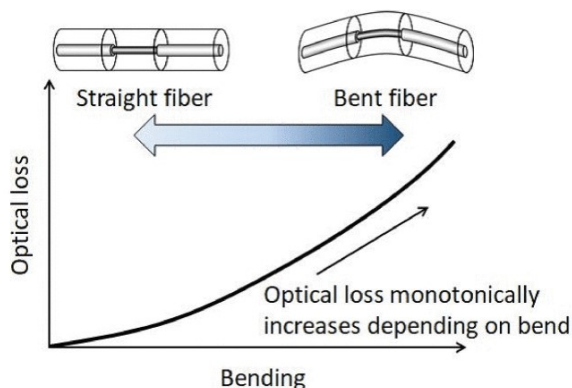


FIGURE 1.4 – La fibre optique à coeur hétérogène [7]

Température

Quelques exemples de ces tissus intelligents sont les deux designs de textile développés par Ying Zhong *et al.* [13] qui ont été inspirés par la peau. Plus particulièrement, la surface du premier chandail développé est conçue pour se comporter comme si elle contient des pores biologiques. Une des fonctionnalités des pores est de se dilater en cas de chaleur pour réguler la température du corps humain en assurant une transpiration normale. Ainsi, le tissu contient des trous de grandeurs ajustables selon la température pour imiter le comportement des pores. La même équipe de chercheurs a développé aussi un vêtement avec une épaisseur qui change avec l'humidité. Ainsi, plus l'humidité est élevée plus la couche devient mince et vice versa [13].

1.3.3 Applications Sportives

La quête des performances ultras-compétitives est critique pour les sports compétitifs. Dans le cadre de ce contexte, les vêtements intelligents pourraient être un important atout. Parmi les propriétés recherchées dans les vêtements intelligents pour les sportifs, on cite la surveillance des signes vitaux, l'imperméabilité, la légèreté, la flexibilité, l'aération et l'isolation thermique [14]. Le domaine sportif est un des domaines qui a mis en pratique les recherches concernant les textiles intelligents. On y trouve plusieurs accessoires connectés (chandails, montres, combinaisons de natation ...). Ces accessoires assurent le suivi de la condition physique de son utilisateur en surveillant la fréquence cardiaque, le rythme cardiaque, La fréquence respiratoire, la température corporelle et le nombre de calories brûlées ou consommées afin d'optimiser les caractéristiques physiques du sportif comme le poids ou la masse musculaire.

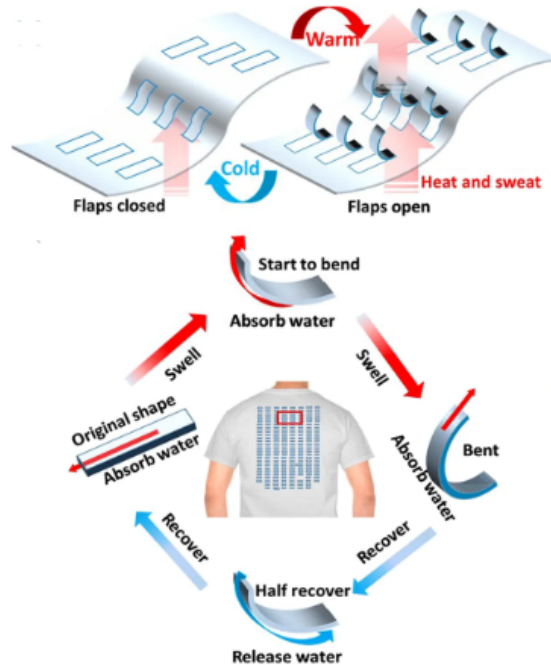


FIGURE 1.5 – Un chandail inspiré par la peau [13]

Cependant, Davis *et al.* mettaient en évidence le manque des réglementations au niveau de textiles sportifs par rapport à l'habit préventif et sécuritaire dans l'industrie. Par exemple, les risques de santé liés à une température élevée dans le domaine sportif sont majeurs. Ainsi, les vêtements intelligents ont été utilisés pour réguler la température du corps humain et pour augmenter le confort des sportifs [15].

1.3.4 Applications militaires et spatiales

Les habits intelligents dans le domaine militaire datent depuis 1998 [16]. Le premier vêtement militaire intelligent à capteurs implantés est apparu à l'institut de technologie de Georgia suite aux travaux du docteur Sundaresan Jayaraman. Selon Scataglini *et al.*, on peut classer ces habits en quatre catégories : contrôle médical, gestion de stress, surveillance de la sécurité de l'environnement et performances physiques.

Astroskin est un exemple de vêtement intelligent conçu spécialement pour surveiller les signes vitaux des astronautes faisant face à des activités physiques intensives [17]. Cet habit connecté permet, grâce à un ensemble des capteurs encastrés dans le tissu, le contrôle de plusieurs paramètres physiologiques comme : l'électrocardiogramme (ECG), la fréquence cardiaque et respiratoire, la température, la pression artérielle.

Aaron J. Young et Daniel P. Ferris mentionnent que l'exo-squelette permet d'améliorer les performances humaines en supportant le poids de leur utilisateur ou de renforcer ses capacités et son endurance durant les activités physiques intensives. Ceci s'avère pratique dans le



FIGURE 1.6 – L'exo-squelette X1 utilisé pour entrainer les futures astronautes pour protéger les muscles de la microgravité [18]

domaine militaire et médical. Ces exosquelettes sont utilisés pour aider des individus ayant des difficultés de mouvement au cours d'une réhabilitation ou pour surmonter un handicap musculaire ou/et neurologique [18].

1.3.5 Applications dans le domaine esthétique

Plusieurs systèmes ont été proposés pour incorporer la notion d'habit intelligent dans l'industrie de la mode. Plusieurs travaux de recherches proposent de concevoir des vêtements interactifs qui peuvent réagir selon l'humeur de la personne. Ainsi, Berzowska le décrit comme une deuxième peau [19].

Les habits intelligents peuvent ainsi incorporer des composants optiques qui rendent le textile optiquement réactif (diodes et des fibres optiques), ou en utilisant des matériaux intelligents pour personnaliser l'habit les préférences de la personne.

Un autre projet de la même équipe précédemment mentionnée est la fleur brillante ou « Shimmering flower » [19]. Par exemple l'utilisation des encres thermochromiques permet de changer la couleur de l'habit selon la température à laquelle ils sont exposés. Ainsi, les teintures changent de pigmentation grâce à une stimulation physique comme par exemple des encres photochromiques qui sont sensibles à l'ultraviolet (UV), les encres piézo-chromiques qui sont sensibles à la pression appliquée sur leur surface et finalement les encres hydrochromiques qui sont sensibles à l'humidité de milieu. La plupart de ces teints sont des matériaux à réaction réversible et n'émettent pas de lumière [19].



FIGURE 1.7 – Le changement de couleurs de la fleur brillante [19]

1.3.6 Applications de divertissement

Une autre application des vêtements intelligents est le divertissement. Par exemple, un habit connecté peut contenir des écrans contrôlables par un téléphone intelligent [20]. Une autre invention divertissante est « The SoundSleeves project » conçue par l'équipe de Joanna Berzowska. C'est un ensemble des manches 'sonores' qui réagissent avec le mouvement de l'utilisateur [19].

Chiang *et al.* ont développé des « chaussures intelligentes » avec un système électronique embarqué qui analyse les mouvements de l'utilisateur par l'intermédiaire des capteurs de pression, d'un accéléromètre et un gyroscope [21]. Ces habits intelligents permettent également l'observation des conséquences comportementales des jeux à long terme.



FIGURE 1.8 – Les chaussures de danse intelligentes [21]

1.4 Exemples des chemises intelligentes

1.4.1 Chemises intelligentes pour la détection d'ECG

Yasunori Tada *et al.* ont proposé un T-Shirt qui mesure l'ECG. Il se caractérise par six électrodes en encre conductrice imprimés sur le tissu [22]. Elles facilitent la détection de ce signal

grâce à leur flexibilité, légèreté et leur capacité d'étirement remarquable. Le principe de détection se base sur la dérivation unipolaire précordiale. Cette méthode permet généralement la visualisation des activités cardiaques antérieures et latérales. Chaque activité est détectée par deux électrodes voisines. Cependant, dans ce design quatre électrodes seulement ont été testées. Afin d'optimiser la caractérisation de l'activité cardiaque faite par cet habit intelligent, des capteurs de pression et d'humidité ont été ajoutés à sa configuration. Les chercheurs ont limité le contact avec le corps de l'utilisateur par l'ajout des mousses conductrices sur les extrémités des électrodes [22].

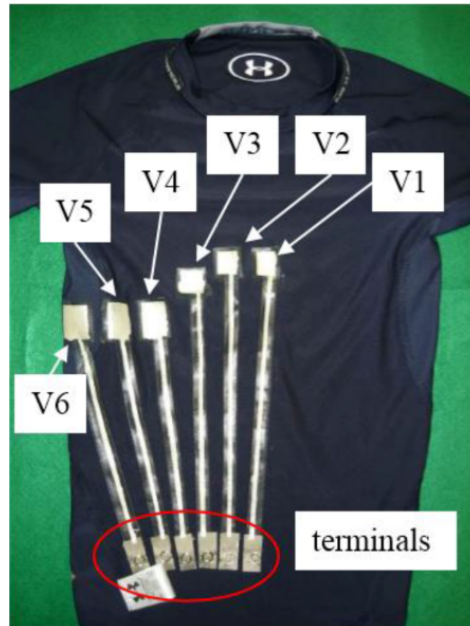


FIGURE 1.9 – Le chandail de détection de l'ECG à électrodes (V1-V6) de détection de l'activité cardiaque [22]

Taiyang WuJean *et al.* ont décrit dans leur article un autre type de système d'habit intelligent pour la détection de l'ECG [23]. Il incorpore une puce dédiée à cette détection (AD8232). L'activité cardiaque est transmise par Bluetooth en temps réel vers un téléphone intelligent ou un ordinateur [23].

1.4.2 Chemises intelligentes pour la détection de la respiration

La mesure de la respiration peut se faire à travers des méthodes qui se basent sur le volume des poumons, les mouvements mécaniques de la cage thoracique, l'imagerie par Radar, l'imagerie thermique [24]. La détection de la respiration avec des vêtements intelligents pour explorer les troubles pulmonaires comme l'asthme et l'apnée parmi d'autres.

Ainsi, Daniela Lo Presti *et al.* ont développé un chandail intelligent contenant des réseaux de Bragg [25]. Ces capteurs sont des microstructures symétriques de quelques millimètres à insérer



FIGURE 1.10 – Le chandail de détection de l’ECG à panneau solaire [23]

dans le cœur d’une fibre optique pour sélectionner des longueurs d’onde bien déterminées par réflexion [25].

D’autres chandails intelligents sont utilisés pour la détection de l’état du corps humain en supervisant d’autres paramètres. À titre d’exemple des chandails à revêtements à base de polymère jouent un rôle actif dans la régulation thermique ou l’adaptation de forme [26]. Ceci est effectué dans quelques travaux de recherche en assurant une isolation thermique (PCM microcapsule coating) et en ajoutant une perméabilité ajustable au chandail selon l’enrobage employé (SMP ou SRP coating) [27]. La pression artérielle est un autre paramètre important à surveiller aussi. Talia Sirkis *et al.*, ont développé deux types de capteurs embarqués dans des chandails intelligents pour mesurer la pression et la vitesse des impulsions sanguines [28]. Le premier type de capteur est à base de fibre qui remplace l’interféromètre Mach-Zehnder (MZI) conventionnel alors que le deuxième est un capteur optique. Les deux méthodes de mesure ne sont pas invasives et ne nécessitent pas une calibration initiale. En plus ce système a permis de mesurer le rythme cardiaque simultanément avec l’écoulement du sang et la pression cardiaques [28].

1.5 Description générale du chandail intelligent proposé

Le chandail intelligent proposé est conçu pour détecter la respiration de l’utilisateur en temps réel grâce à un capteur de RSSI lié à deux antennes flexibles. Durant un cycle de respiration, des mouvements mécaniques du haut de corps induisent un étirement du tissu du chandail ajusté et par conséquent la déformation de l’antenne modifie à son tour la puissance du signal transmis par cette dernière. Ainsi, la variation de la puissance dépend de l’inspiration et à l’expiration de l’utilisateur.

Une interface qui analyse les données en temps réel a été implémentée pour évaluer la santé respiratoire de l’utilisateur. En plus, l’alimentation électrique de cet habit intelligent est assurée par une batterie rechargeable et un système de recharge à travers un lien inductif. Nous avons



FIGURE 1.11 – Le chandail proposé : version à plusieurs capteurs

analyser l'impact de l'âge, la morphologie, le sexe et le poids sur la qualité des mesures. Pour ce faire, une première version du chandail avec un seul capteur a été implémentée pour tester la variation de la respiration selon l'activité de l'utilisateur, assis, debout ou en mouvement. Une deuxième version du chandail avec six capteurs sur la partie frontale du tissu a été également implémentée.

1.6 Conclusion

Cette revue de littérature dans le mémoire a inclus une étude des domaines d'application du textile intelligent afin de démontrer l'importance de ce travail de recherche et la variété des fonctions qu'il offre. On a introduit des travaux récents dans les domaines de communication, médical, sportif, militaire et spatial, esthétique et finalement le divertissement. Les différents exemples des chemises intelligentes détectant des paramètres physiologiques et biologiques comme l'ECG, le rythme respiratoire et la température ont été introduits. Ainsi, l'intérêt de cet habit en particulier est le développement d'une partie d'un chandail intelligent pour la détection de la respiration qui sera introduit brièvement par la suite comme préparation pour le deuxième chapitre qui est sous la forme d'article intitulé « A wireless smart chandail for real-time breathing rate monitoring ».

Chapitre 2

A Wireless Smart T-shirt for Real-Time Breathing rate Monitoring

Hajer Abed¹, Simon Bellemarre-Rousseau¹, Etienne Drouin¹, Mourad Roudjane²,
Marc-Andre Dugas^{3,4}, Amine Miled^{1,*} and Younes Messaddeq²

¹LABioTRON Bioengineering Research Laboratory, Department of Electrical and Computer Engineering, Research Centre for Advanced Materials (CERMA), Université Laval, Québec, QC G1V 0A6, Canada ² Center for Optics, Photonics and Lasers (COPL), Department of Physics, Université Laval, Québec, QC G1V 0A6, Canada ³ Pediatric department of the Mère-Enfant Soleil Center of the CHU of Quebec, the Faculty of Medicine at Laval University, Quebec, QC G1V 4G2, Canada ⁴ Research center of the CHU of Quebec, Quebec, QC G1V 4G2, Canada

2.1 Résumé

De nos jours, il est important de trouver des moyens pour surveiller en continu le rythme respiratoire d'un individu pour offrir un diagnostic rapide pour plusieurs maladies chroniques. Dans cet article, un nouveau design d'une chemise intelligente pour la detection et la surveillance du rythme respiratoire est proposé. Ce système innovant assure trois fonctions principales : une detection du rythme respiratoire avec un capteur sans fil, une alimentation sans fil et une interface pour utilisateur qui fait l'analyse des données acquises.

2.2 Abstract

In this work, a new design of a wearable stretchy smart T-Shirt for breathing rate monitoring with a RSSI-based system is proposed. This new design features three principal functions: a wireless sensor to monitor the breathing rate, a wireless power transfer system and a user

interface for the analysis of the collected breathing data. First, the breathing curves obtained from a one breathing sensor design of the smart T-shirt were presented. Then, the methods of the data analysis followed to extract important parameters for medical diagnosis are presented. Results with both men and women subjects acquired through different tests with another design of the smart T-shirt including an array of six sensors are reported as well in this paper to observe multiple breathing profiles.

2.3 Introduction

Smart textile has been widely used in several areas such as sports and medical applications because it offers a way to monitor body performances and vital signs continuously. This is critical to improve player's performances in professional sport competitions or to monitor health parameters for medical purposes [29][30]. With recent progress in textile technology, smart T-Shirts provide now a better fitting to the body shape thanks to their proprieties to ensure better performances. With advanced miniaturized electronic, the new smart T-Shirts could embed several electronic sensors to monitor several body parameters while preserving multiple advantages as well as enabling mobility, offering comfortable designs, and ensuring a continuous monitoring for patients on a post-operative recuperation state [31][32]. A smart T-Shirt with embedded electronic should meet several criteria such as an accurate monitoring system for a continuous assistance (as it is the case of breathing rate or heart rate monitoring) and a electronic system offering a minimum of flexibility and comfort for the user. Such smart clothing may provide a more reliable diagnosis than those offered by traditional measurement devices as it can be used in different environments with different activity levels (sleeping, walking, resting ...) [33][34][35]. For example, some commercial T-Shirts measure electrocardiogram (ECG), body temperature and blood pressure, and breathing rate (BR) which are critical vital parameter in medical and sport applications [36][37]. BR is one of

the most monitored vital signs in the medical field and it has been explored by multiple previous designs of smart T-Shirts. Several techniques have been equally implemented to detect BR through the upper body-shape deformations, as it is a direct sign of lungs volume and movement during respiration, such as : magnetic sensors [29], optical fibers sensors [38][39] and Received Signal Strength Indicator (RSSI) based sensors [3]. The RSSI by definition is a measurement of the power level of the received radio signal in a wireless network. Some smart T-shirt included RSSI measurements in particular to ensure BR detection as well as in some other purposes [3][40][41]. For example, we find a RSSI-based Wifi tracking smart textile that localizes the wearer's position in the range of 55 meters [40]. While another smart clothing was designed to ensure a cardiac diagnostics thanks to embedded electrodes and sensor to

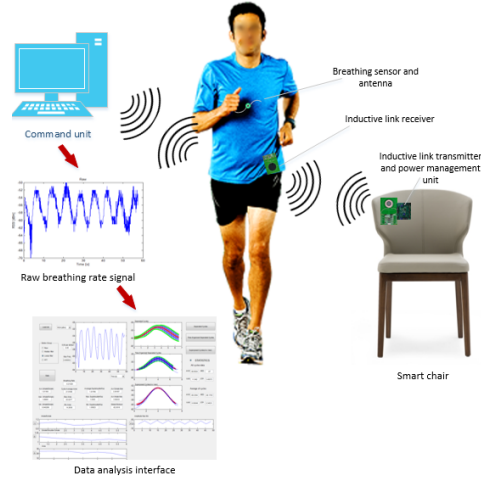


Figure 2.1 – The system of breathing rate monitoring with the smart T-Shirt

measure ECG using RSSI measurements as well [41]. Also, RSSI measurements were used as RFID-based moisture sensors attached to textile [3].

In this paper, we present a smart new wire free T-Shirt to measure the real-time BR based on a wireless sensor through the measurement of the RSSI. This is possible thanks to a stretchy embedded fiber antenna connected to the T-Shirt’s sensor with a wireless charging [43]. In fact, the fiber antenna is perfectly discrete in the design thanks to its reduced dimensions. In addition, the sensor offers a comfortable experience to the user thanks to its Bluetooth wireless communication with the data-base (a computer or a tablet). The wireless power transfer as well adds another feature to the proposed smart T-shirt design making it a user-friendly smart clothing as it gives him more mobility and expand the attached rechargeable battery longevity.

This paper is organized as follows: Section I, describes system architecture of the proposed T-Shirt. In section II, experimental results and discussion are presented in detail.

2.4 System architecture

2.4.1 Hardware description

Antenna and transmitter module

The designed smart T-Shirt collects data through a breathing sensor based on a multi-material spiral fiber antenna. The sensor has one antenna with two legs which is stitched on a commer-

cially available elastic T-Shirt and is placed in the center of the chest. It is deformed according to the amplitude of upper body movements which depends on the BR. The antenna deformations are detected by the wireless sensor and transmitted to a base station to be filtered and analyzed as shown in Figure 2.1. The breathing pattern characteristics are extracted from the RSSI signal recorded during breathing.

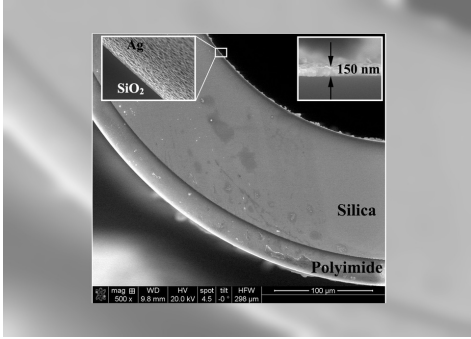


Figure 2.2 – SEM image of the multi-material hollow-core fiber

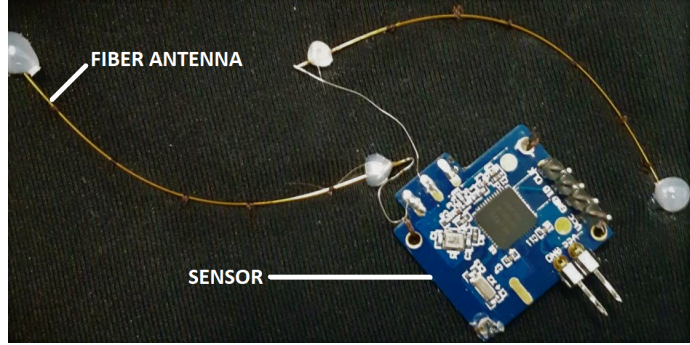


Figure 2.3 – Breathing sensor integrated into textile. The sensor is made of: 1) spiral fiber antenna, and 2) Bluetooth transmitter module

The fiber antenna is made of multi-material fibers composed of polyimide-coated hollow-core silica capillaries fibers and it's inner layer is coated with a thin silver layer 2.2. This thin silver layer has a $3.8 \pm 1 \Omega/\text{cm}$ resistance and the antenna is 10 cm length. The total impedance of the antenna is 50Ω . The antenna's spiral shape ensures the best detection of the deformation of the human chest during a respiration cycle [52].

The antenna is connected to a wireless transmission module based on a Bluetooth transceiver nRF51822 (Nordic Semiconductor, Norway) attached to the smart T-Shirt as it's shown in Figure 2.3. In Figure 2.6 is shown the experimental setup where we can see that data transmission is wire-free.

T-Shirt Powering

Wireless inductive link has been widely used in multiple applications including powering biomedical and mobile devices [46]. Such as trans-dermal implants [44][45][47]. A power inductive link has been implemented in our proposed T-Shirt to ensure a contactless power transfer. A WP3W-RK Wireless system (IDT, USA) was embedded in the system to provide the T-Shirt's sensors a 5V voltage and a maximum current of 500 mA with a high efficiency transfer up to 79% (Figure. 2.5). This power transfer can deliver up to 3W [53]. Wireless charging is needed for more portability and to prevent any interruption of data transfer. In fact, a power management unit EVMbq24075 (Texas Instruments, USA) provides consistently

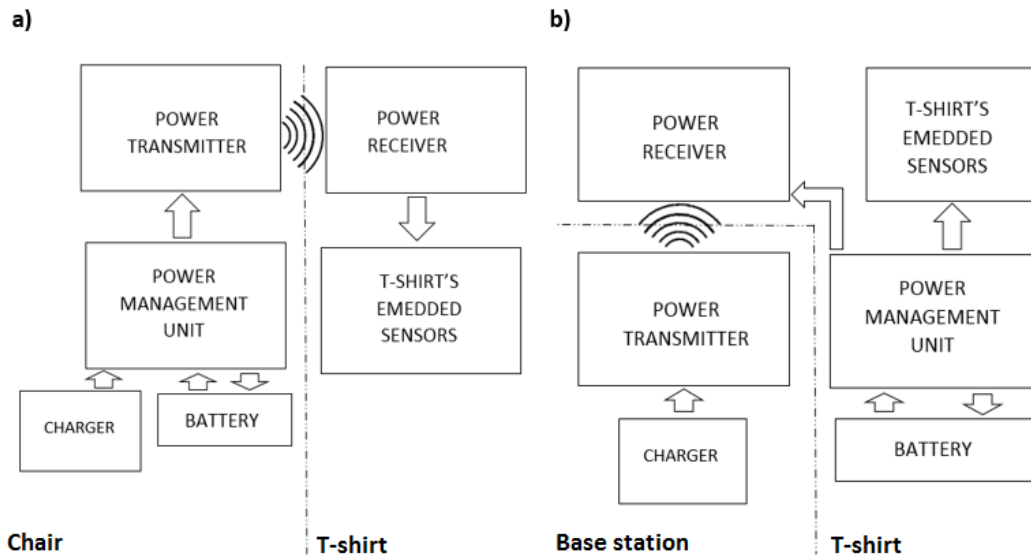


Figure 2.4 – Inductive link: on chair and on T-Shirt modes

the required power to the smart T-Shirt. The T-Shirt powering system has two functioning modes:

- Steady mode: Where the WP3W-RK wireless power transmitter and the EVMbq24075 were assembled on the back of a charging base (a chair) and the wireless receiver is attached to the T-Shirt as shown in Figure 2.4a.
- Free mode: The battery, the power management unit (EVMbq24075) and the Wireless Power receiver (WP3W-RK) are embedded on the T-Shirt. The detailed architecture is provided in Figure 2.4b.

Data processing

As shown in Figure 2.7a is the RSSI signal measurements of the raw data acquired from the smart T-Shirt's sensor positioned at the plexus to extract the breathing pattern. As for Figure 2.7b, we present the FFT of the same signal. As shown in Figure 2.7a, the raw signal is too noisy with a noise frequency located at 0.44 Hz and 6 Hz as shown in Figure 2.7b. Consequently, two filtering steps were added. First, during the data analysis process, a median filter, which is a non-linear filter that replaces each data with the median of neighboring entries, is first applied to reduce the noise while keeping main characteristics of the original signal as shown in Figure 2.8. Then, a Loess filter is applied. This filter is a local smoothing method based on a local analysis on each data point according to a span that will determine the amount of neighboring points used in the calculations [54]. The used Loess filter has an implementation on MATLAB as follows [55]:

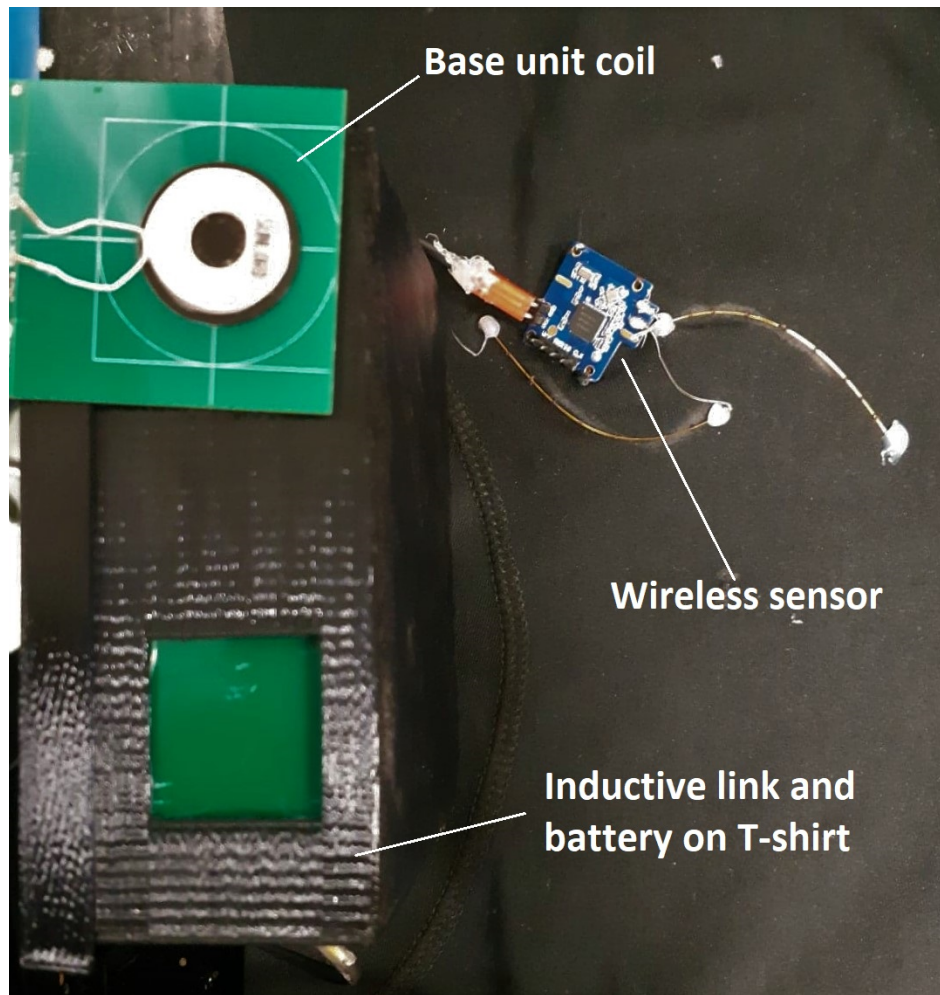


Figure 2.5 – Inductive link system prototype

- step 1: Calculation of the weight for each data point in the chosen span based on equation [55] 2.1.

$$w_i = \left(1 - \left| \frac{x - x_i}{d(x)} \right|^3\right)^3 \quad (2.1)$$

Where x is the predictor value of the point to be smoothed, x_i is the nearest neighbors of x according to the specified span and $d(x)$ is the distance along the abscissa from x to the most distant predictor in the neighboring data.

- step 2: A second degree polynomial weighted linear least-squares regression is applied to the data.
- step 3: The smoothed value is associated to the next predictor.

Manual steps are usually performed to have the optimal fitting results. Indeed, the median filter previously mentioned is applied automatically on the raw data. Then, as a second step,

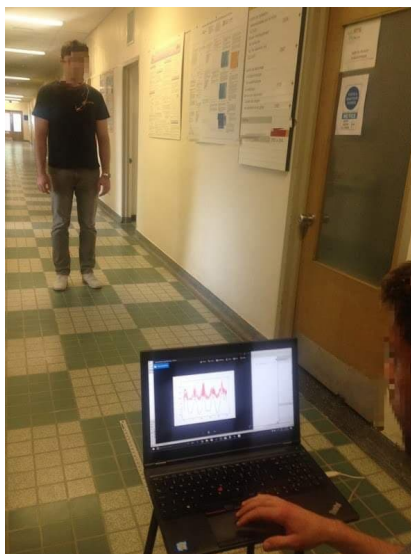


Figure 2.6 – Experimental setup

the user try multiple values of the span of Loess to find the most significant curves approximation that respects the general appearance of the raw data while providing at the same time the clearest representation of the breathing patterns. In this example the breathing data sample contains six cycles as shown in Figure 2.9a. For example in Figure 2.10 the span parameter (s) used is 0.068. According to our experimental results, the best filter order is usually between 0.04 and 0.07. As illustrated in Figure 2.11 Loess filter is applied multiple times with different spans. A strong fitting is usually required at the beginning to detect the global maximums and minimums. The accurate choice of optimums is critical for subsequent analysis of the breathing data as it is directly linked to the definition of the cycles which is one of the basic steps of the future calculation. Figure 2.12-2.14 show the separated cycles extracted from the filtered data. In Figure 2.12, cycles were superimposed. For a better comparison, the breathing cycles were aligned horizontally as shown in Figure 2.14 and vertically as shown in Figure 2.13. In one hand, Figure 2.13 shows that all curves have the same general profile. A difference on the cycle period is observed which is normal as breathing does not have uniform pattern. In another hand, Figure 2.14 shows different amplitudes which correspond to the amplitude of chest movement as the RSSI signal depends on movement of the chest. Figure 2.15 represents the inhale time divided by the exhale time for each cycle. We observed that this ratio is similar in all cycles with a maximum gap of ± 0.3 between values. In Figure 2.16, the normalized area of each cycle was calculated using a trapezoidal numerical integration method. The approximate area calculation was determined by drawing a horizontal base line for each cycle passing by the minimum value of the two edges of each cycle (the first and the last point of cycle's curve). Figure 2.17 shows the period of each cycle which is in the range of six to seven seconds. Figure 2.18 shows the graphical fluctuation of the signal amplitude (it

was determined through global optimum values). Figure 2.19 shows the translation made after the horizontal and the vertical normalization done respectively in Figure 2.13 and Figure 2.14 in comparison to the original position of the mean curve (in red in three mentioned figures) in Figure 2.12).

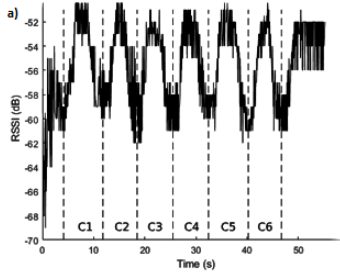


Figure 2.7 – Raw data

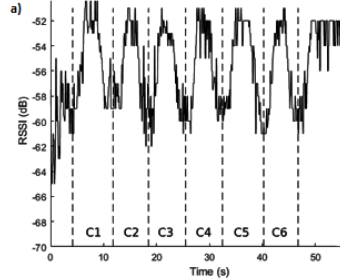


Figure 2.8 – Median filter

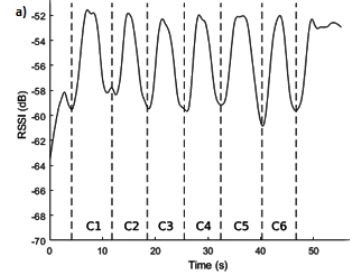


Figure 2.9 – Loess filter

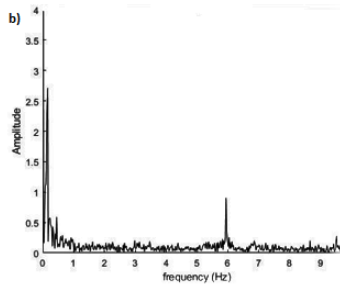


Figure 2.10 – The effect of span (s) on pic detection of the final curve using Loess filter

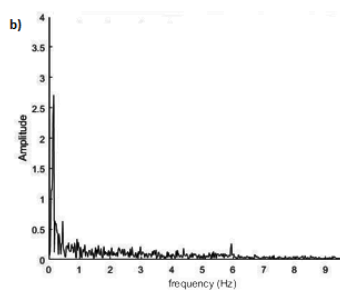


Figure 2.11 – Different curves obtained with different span (s) used for pic detection

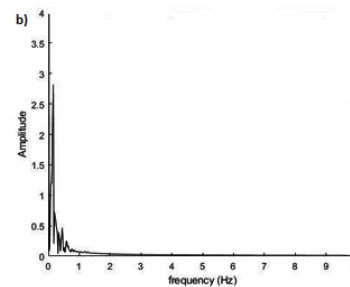


Figure 2.12 – Superimposed separated cycles without translation in Amplitude or time

2.5 Results and Discussion

We developed a user interface in order to estimate the smart T-shirt parameters defined as follow:

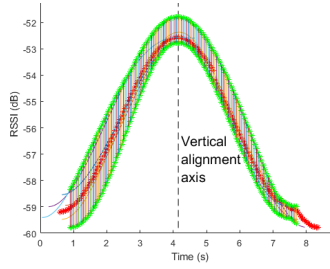


Figure 2.13 – Superimposed and vertically aligned separated cycles

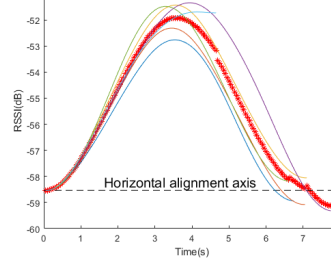


Figure 2.14 – Superimposed and horizontally aligned separated cycles

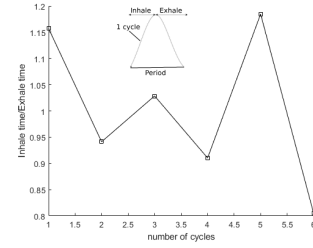


Figure 2.15 – Inhale time/Exhale time during all the cycles

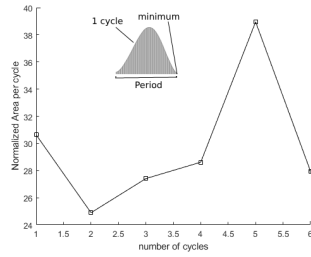


Figure 2.16 – Area per cycle

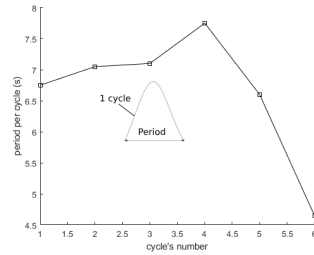


Figure 2.17 – Period per cycle

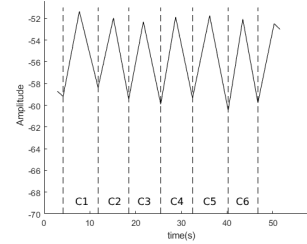


Figure 2.18 – Amplitude variation

- Statistic data including the standard error, the variance, the average and the median per cycle and per signal.
- Signal characteristics including the slope, the amplitude, the inflection point correlations in the exhaling phase, the breathing rate calculation, cycle's area observation, inhale time versus exhale time ratio (Maximum, minimum and average), the cycle area (Maximum and minimum), the average exhale and inhale time, the global minimum and maximum.
- The dominant frequency of each breathing signal.

These parameters are critical for medical diagnosis as it provides information on patient data drift as shown in table 2.1, table 2.2 and table 3.1. Figure 2.20 shows the functioning diagram of the mentioned interface.

In order to understand the relation between the RSSI signal and the breathing rate, multiple experiences were achieved on different patients with different ages and morphology. At the first part of this paper, we presented results collected by a one sensor smart T-shirt. This sensor was attached to the garment on the center of the chest to detect breathing induced movement. It was an initial successful way to monitor respiration but it lacks scientific precision as it doesn't put into account the personalized aspect of breathing depending on each individual specific way of breathing. Differences in breathing most significant movement from one person's body to an other can be caused by normal parameters such as gender or morphology as well as it can be related to a breathing abnormality or a certain disease. That's why another version

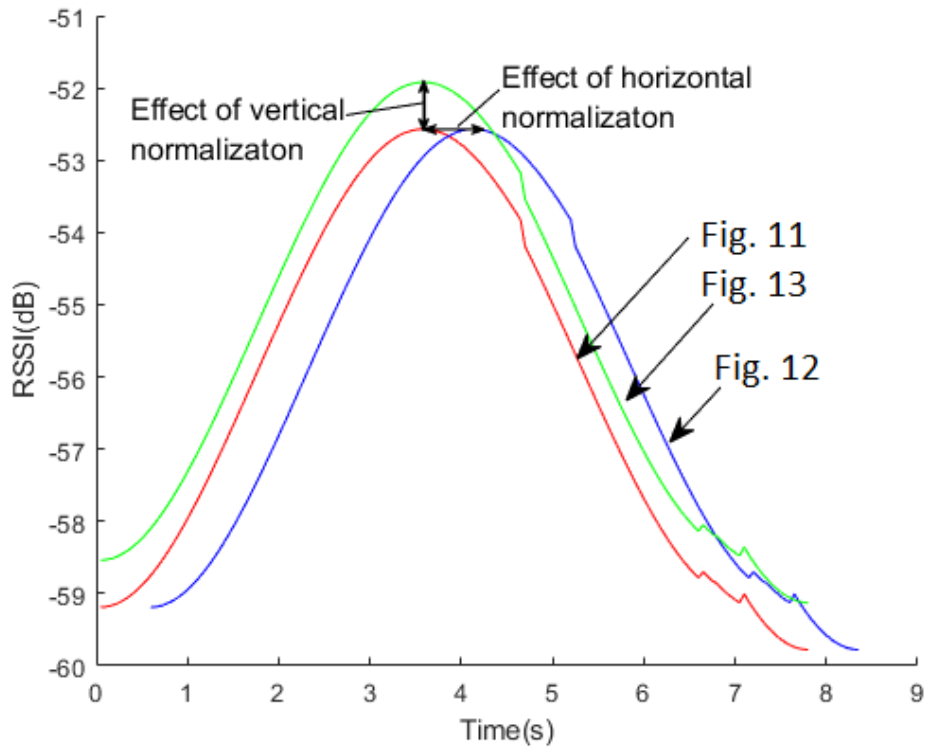


Figure 2.19 – Mean curve in Fig. 2.12-2.14

of the smart T-shirt was designed in a next step. It has an array of sensors rather than one. In the experiments presented in this work the version of that T-shirt contain six sensors covering the chest area as well as abdominal one. Putting into consideration the detection of breathing rate on multiple locations of the frontal part of the upper body allows us to study different breathing profiles in the same individual and provides a better way of comparison and understanding during the data processing step. In this work, we grouped our tests by gender while considering their weight, height and age. The same T-Shirt was used for men and women. It was adjusted in order to fit the body shape of each of them.

2.5.1 Female Breathing Detection

The smart T-Shirt was tested on six women with characteristics summarized in Table 2.4. The frontal side of T-Shirt had six sensors fixated on different placements such as the upper center, the upper right, the upper left, the down left, the down right and the down center (Figure 2.21). We activated them sequentially and repeated the same test twice for each sensor to ensure accuracy. For female tests the breathing rate was generally slow and deep. The sensors that provided the most useful signals are the upper right sensor, the lower center one and the lower right sensor. Figure 2.22 and Figure 2.23 are the illustrations of two different

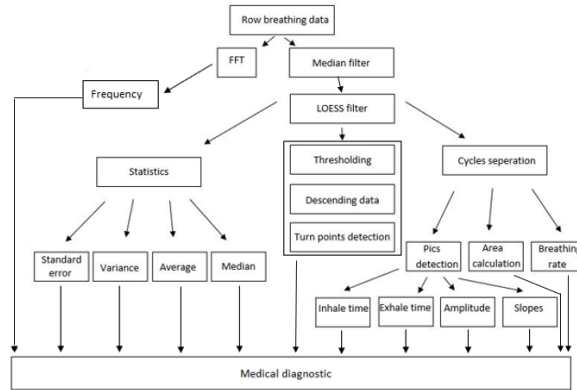


Figure 2.20 – Interface functioning diagram

Parameters	Values
Max(Inhale/Exhale)	1.090
Min(Inhale/Exhale)	0.940
Average Exhale time (s)	3.541
Average Inhale time (s)	3.583
Breathing rate (s /cycle)	8.214
Cycle Average Area (px)	21.918
Global maximum value (dB)	-51.619
Global minimum value (dB)	-59.777

Table 2.1 – Signal statistic table for data from Figure 2.7

women’s breathing patterns detected from the upper right antenna. Indeed, the most significant breathing-induced movement localization can differ between individuals: it can be detected in the upper part or from the downer one of the torso.

2.5.2 Male Breathing’s Detection

Men tests were made in the CHUL hospital (Le Centre hospitalier de l’Université Laval, Québec). We made the tests simultaneously using our device (the smart T-Shirt) and a conventional device used in hospitals with a detection principle based on the variation of the volume of lungs during respiration. In addition, we acquired the breathing simultaneously with the six sensors (Figure. 2.21). Breathing profiles were tested as well during men tests (deep, normal, rapid and variable). Men subjects have also different morphology and ages. Table 2.5 is a resume of men tests. In men tests, the upper center sensor had the most interesting results. In fact, according to the observation made in Table 2.5 we observe that most of men had in this particular sensor a better breathing detection. In some cases we had better results with the one located in the lower center and the lower right. a A sensor was defined a useful sensor when it provides a BR profile which could be interpreted according to our observations.

An example of a filtered breathing data of the fourth male participant is shown in Figure 2.24. The variation of the breathing curve can be easily observed. The extraction of the different cycles is trivial and their number is equivalent to the number of respiration counted manually. In fact, a breathing cycle is defined by two consecutive minimums and a maximum located between both of them. It contains the two principal phases of a normal breathing: inhaling and exhaling. Those patterns were observed with most of the other sensors. A comparison of the data collected by a commercial device and those collected with the smart T-Shirt simultaneously is shown in Figure 2.25. A similarity between the two curves can be observed as both of them have twelve cycles at the same cycle duration. Data was collected from the second male and reported on Table 2.5, with a fast breathing profile. It's sensed with the upper center sensor. In the first part of this figure we observed a slight misalignment during the first six seconds of data acquisition then the patterns of the two curves have almost the same timing and optimum locations.

2.6 Conclusions

In this work, a new breathing rate smart T-shirt was presented. It monitors the respiration thanks to a wireless antenna-based sensor that provides BR data through the measurements of the RSSI. First, the hardware architecture of the electronic system was described including the antenna, the transmitter and the powering unit of the smart T-shirt. A second version of the T-shirt with an array of six sensors was used to perform two types of experiments. Achieved experiments were gender-based. We noticed that most females had a better detection of the respiration with the upper right sensor while the upper center sensor was the best one for males. Obtained results had shown a promising future for this smart T-Shirt. In addition, it ensures a continuous, smart and efficient monitoring of the user's breathing through a wire-free system. It's intended to be used in the medical field as a measurement smart clothing for respiration.



Figure 2.21 – The smart T-shirt with six breathing sensors

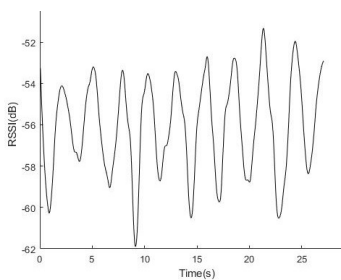


Figure 2.22 – Test of the upper right sensor of the first woman

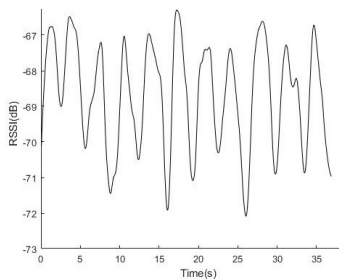


Figure 2.23 – Test of the upper right sensor of the second woman

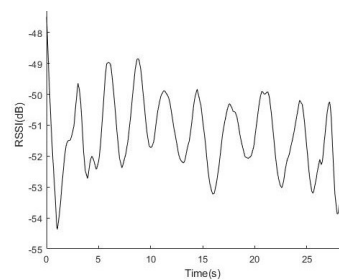


Figure 2.24 – Test of the upper center sensor of the fourth man

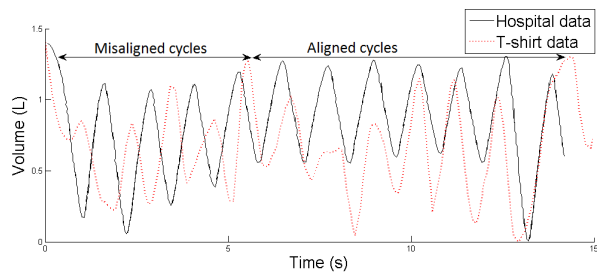


Figure 2.25 – Superposition of simultaneous hospital result with conventional devices and those with the smart T-Shirt

Parameters	Woman 1	Woman 2	Woman 3	Woman 4	Woman 5	Woman 6
Max(Inhale/Exhale)	1.2	5.857	0.6	2.095	0.372	3.333
Min(Inhale/Exhale)	0.903	0.83	0.063	0.607	0.317	0.833
Average Exhale time (s)	1.377	1.427	3.495	1.204	4.97	2.022
Average Inhale time (s)	1.388	1.7	1.18	1.427	1.6	2.205
Breathing rate (s /cycle)	2.766	3.127	2.215	2.631	3.2	4.272
Cycle Average Area (px)	5.214	3.395	0.899	2.74	2.189	3.806
Global maximum value (dB)	-59.832	-53.9	-66.85	-66.09	-66.12	-59.38
Global minimum value (dB)	-62.43	-62.184	-70.141	-72.338	-70.865	-64.141

Table 2.2 – Women statistic data

Parameters	man 1	man 2	man 3	man 4
Max(Inhale/Exhale)	0.958	5.036	7.649	1.444
Min(Inhale/Exhale)	0.01	0.072	1.791	1.106
Average Exhale time (s)	3.159	0.763	1.0768	1.464
Average Inhale time (s)	1.038	0.68	1.055	1.594
Breathing rate (s /cycle)	2	1.44	2.132	3.223
Cycle Average Area (px)	2.679	0.518	2.734	2.61142
Global maximum value (dB)	-45.92	-53.6	-55.22	-48.97
Global minimum value (dB)	-55.759	-57.32	-65.472	-53.629

Table 2.3 – Men statistic data

Women number	Number of significant tests	Age (Year)	Height (Meter)	Weight (Kg)	Number of useful sensors	Position of useful sensors
1	11	22	1.5	45	1 and 5	Upper right and Lower center
2	12	29	1.65	65	1 and 5	Upper right and Lower center
3	12	31	1.76	80	2	Upper center
4	12	32	1.68	60	1	Upper right
5	11	47	1.63	70	4 and 6	Lower left and Lower right
6	12	53	1.55	80	3 and 6	Upper left and Lower right

Table 2.4 – Women data

Men number	Number of significant tests	Age (Year)	Height (Meter)	Weight (Kg)	Number of useful sensors	Position of useful sensors
1	4	38	1.8	90	2 and 5	Upper center and Lower center
2	4	55	1.85	75	2	Upper center
3	4	23	1.59	58	2 and 6	Upper center and Lower right
4	4	40	1.7	56	2	Upper center

Table 2.5 – Men data

Chapter 3

Résultats expérimentaux

3.1 Introduction

Le chandail introduit dans le deuxième chapitre est une chemise intelligente qui assure la détection des mouvements respiratoires. Dans ce chapitre, on présente l'interface d'analyse des données. Ceci permet de mieux comprendre les caractéristiques de respiration des individus qui ont participé aux tests effectués par notre équipe de recherche. Ces résultats seront ainsi utilisés pour aider au diagnostic des symptômes d'anomalies respiratoires. Les tests selon l'âge, les mouvements, le sexe ont été également réalisés.

3.2 Interface de traitement des données

Le traitement des données graphiques

Cette interface a été faite avec Matlab (GUI), elle permet d'analyser un échantillon de respiration à la fois, tels que montré aux Figure 3.1 et Figure 3.2. Différentes options sont disponibles :

- « Raw » : elle permet d'afficher les données brutes collectées par le chandail intelligent.
- « Median filter » : elle applique un filtre médian sur la courbe initiale pour obtenir une courbe moins bruitée.
- « Loess filter » : apparié avec la valeur insérée dans la case « SPAN », cette technique applique le filtre Loess sur la courbe de filtre médiane.
- « Loess+ pics »: elle affiche les optimums de la courbe fournie avec « Loess filter ». La case « SPAN1 » sera la valeur optimale de pas de calcul de Loess pour trouver les optimums globaux et qui doit être fixée par la suite pour poursuivre le reste des calculs.
- « FFT » : elle fournit la courbe de transformée de Fourier rapide.

La courbe « Inhale/Exhale » montre le rapport entre le temps d'inspiration et le temps d'expiration pour chaque respiration. Cette courbe est l'équivalent du rapport du temps de la

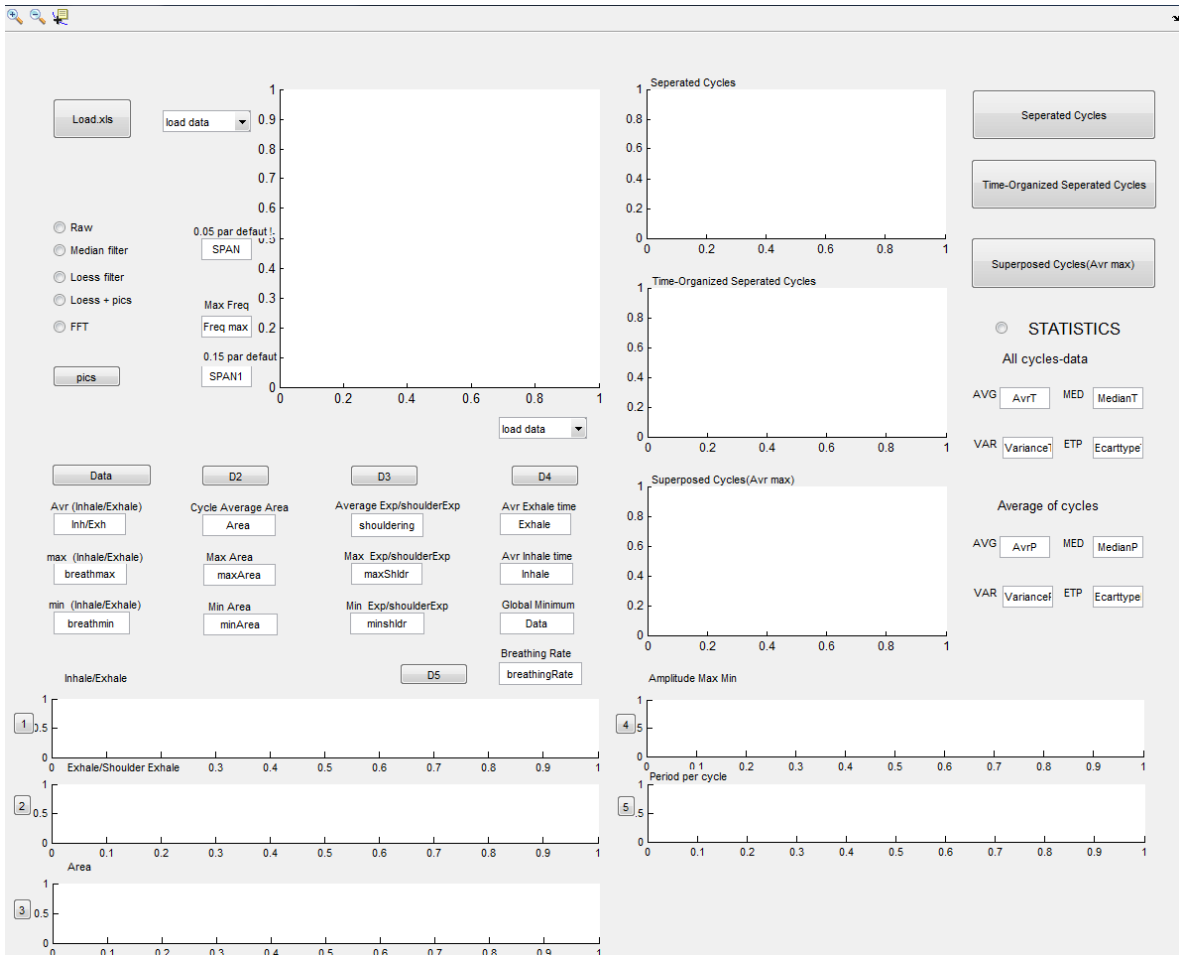


Figure 3.1 – La vue d’ensemble de l’interface de traitement des données

montée par la descente pour chaque cycle. Un cycle est défini par deux minimums successifs et un maximum. La courbe « Exhale/Shoulder Exhale » représente le rapport entre le temps d’expiration total de chaque cycle et la durée entre le début de l’expiration et la détection d’un épaulement dans les pentes descendantes (expirations). L’interface calcule ainsi l’aire de chaque cycle de la courbe de la respiration. De plus, l’algorithme mesure la variation de l’amplitude des cycles. Ceci donne une approximation de l’évolution du rythme respiratoire. « Time-Organized Seperated Cycles » montre les cycles ordonnés de sorte que leurs sommets soient tous alignés. Ces graphes donnent des renseignements importants sur les similitudes et les irrégularités des cycles de respiration.

Le traitement de données numériques

Dans les figures 3.5 et 3.6 on montre les deux parties de l’interface qui résument des calculs faits afin d’analyser la courbe de respiration. En plus de la valeur moyenne du rapport du temps d’inspiration et du temps d’expiration, la valeur maximale et minimale de tous les cycles

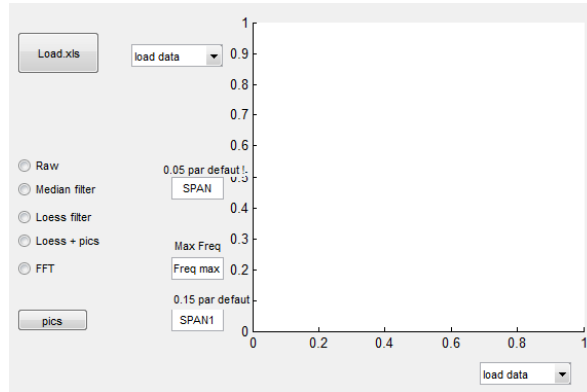


Figure 3.2 – Les axes numéro 1 et ses options

sont affichées. De même, les trois valeurs de l'aire par cycle et les trois valeurs du calcul du rapport entre le temps d'expiration et le temps à partir duquel un épaulement est détecté dans la phase d'expiration sont présentés. En plus, on trouve les valeurs moyennes du temps d'expiration et du temps d'inspiration durant la respiration analysée. Finalement, on a le paramètre le plus important : le rythme respiratoire (Voir Figure 3.5). Quant aux paramètres statistiques, on s'est intéressé à la moyenne, la médiane, la variance et l'écartype (Voir Figure 3.6).

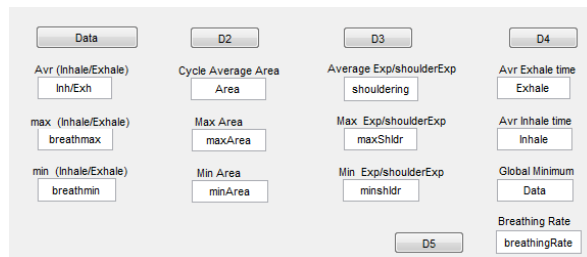


Figure 3.3 – L'affichage des données mathématiques

3.3 Expériences et résultats

A l'aide de l'interface présentée dans le chapitre précédent, on a été capable d'analyser les données de respirations collectées durant les différents tests qu'on a effectués avec le chandail intelligent décrit dans le chapitre II. On a principalement effectué quatre tests: Un test avec une respiration ample, une respiration normale, une respiration rapide et une respiration variable.

Ces expériences ont été faites au Centre Hospitalier de l'Université Laval (CHUL) pour faire

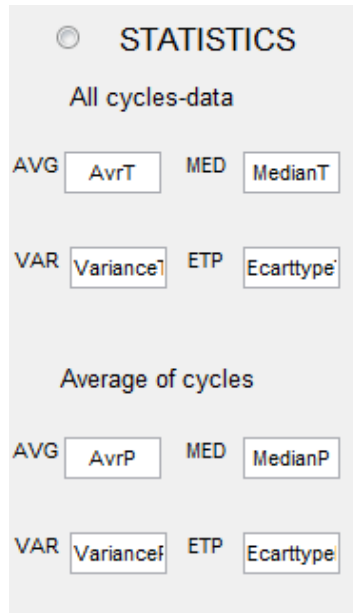


Figure 3.4 – L’affichage des données statistiques

la comparaison entre la respiration détectée par les équipements commerciaux et celle détectée par notre chandail intelligent.

Les données de respiration de l’équipement de l’hôpital

L’appareil médical utilisé (le UltimaCardio O2 (UC-O2CHUL)) se base sur deux paramètres principaux qui sont le volume et la pression durant un cycle de respiration. Durant nos tests on s’est limité au volume qui est une mesure comparable dans l’allure au signal du RSSI obtenues par nos six capteurs dans le chandail intelligent. En effet, le volume des poumons est en lien direct avec les changements de la forme de la partie supérieure du corps humain. L’interface utilisée pour avoir ces courbes est illustrée dans Fig.2 de l’Annexes.

- Respiration ample: la respiration ample montrée à la Figure. 3.5 se caractérise par une régularité et une uniformité claires. Ceci est totalement attendu puisque le participant se concentre pour prendre des respirations plus profondes.
- Respiration normale: Comme on peut l’observer dans la Figure. 3.6, elle est comparable au premier type de respiration mais elle est plus régulière puisqu’elle n’a pas été forcée .
- Respiration rapide: Elle se caractérise par une variation rapide et les cycles ont des sommets plus pointus à cause du passage rapide entre l’inspiration et l’expiration (voir Figure. 3.7).
- Respiration variable: Comme on peut le constater à partir de la Figure. 3.8 cette respiration est aléatoire et ne peut pas être caractérisée.

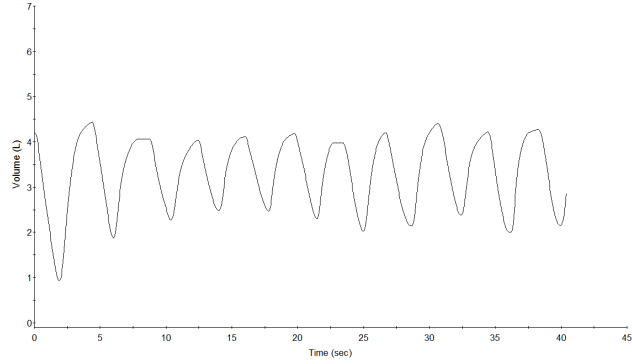


Figure 3.5 – Respiration ample détectée par l'équipement de l'hôpital

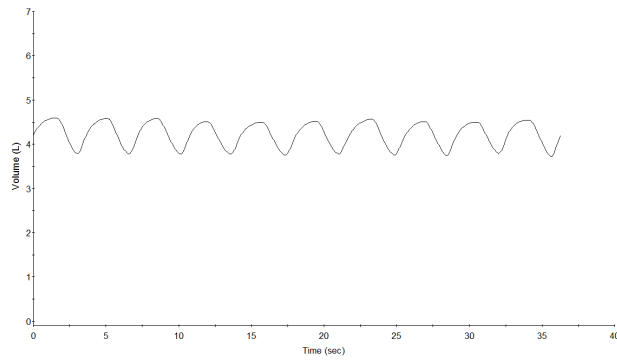


Figure 3.6 – Respiration normale détectée par l'équipement de l'hôpital

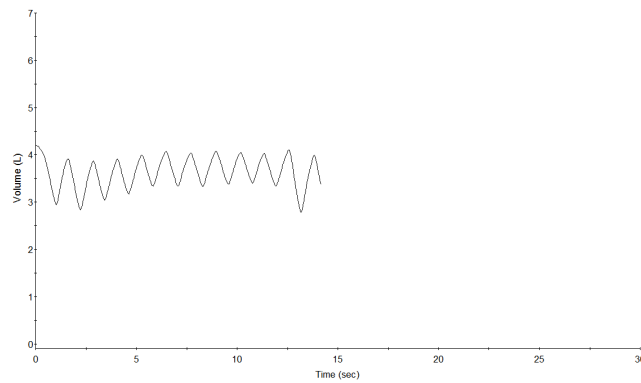


Figure 3.7 – Respiration rapide détectée par l'équipement de l'hôpital

Les données de respiration du chandail intelligent

Le tableau 3.1 répertorie le meilleur capteur parmi les six capteurs de détection du rythme respiratoire montés sur le chandail (capteurs A1, A2, A3, A4, A5 et A6).

Durant ces tests, on a réussi à avoir des courbes très similaires à celle avec l'appareil commercial. Les meilleurs trois courbes sont illustrées à titre d'exemple dans les figures Figure.3.13, Figure.3.14 et Figure.3.15.

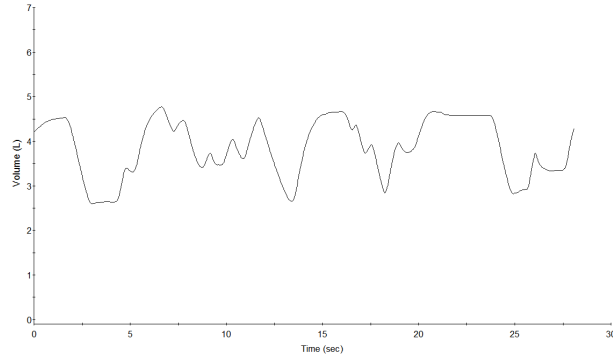


Figure 3.8 – Respiration variable détectée par l'équipement de l'hôpital

Participant	Respiration ample	Respiration normale	Respiration rapide	Respiration variable
1	A4	A2	A2	-
2	A1	A1	A6	A5
3	A5	A6	A2	A6
4	A1	A2	A4	A4

Table 3.1 – Les capteurs les plus efficaces selon chaque type de respiration

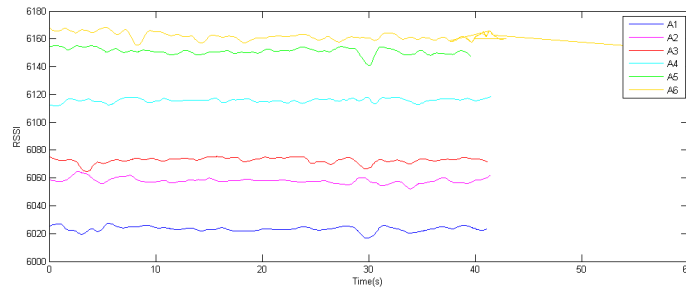


Figure 3.9 – Respiration détectée par le premier participant avec les six capteurs A1-A6

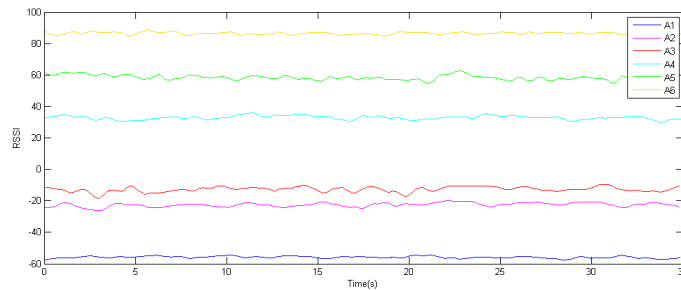


Figure 3.10 – Respiration détectée par le deuxième participant avec les six capteurs A1-A6

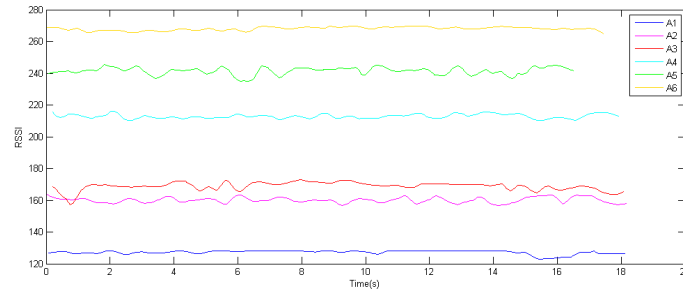


Figure 3.11 – Respiration détectée par le troisième participant avec les six capteurs A1-A6

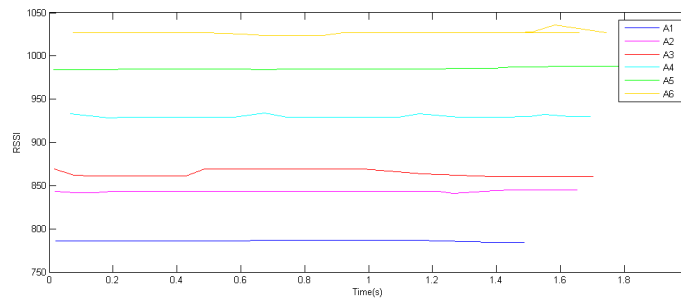


Figure 3.12 – Respiration détectée par le quatrième participant avec les six capteurs A1-A6

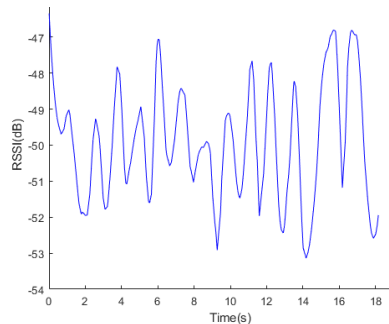


Figure 3.13 – Respiration rapide du participant numéro 1 détectée par le capteur numéro 2 du chandail intelligent

3.4 Conclusion

Afin d’effectuer l’analyse des données de la respiration acquises par le chandail dans ce projet, une interface a été développée. Dans ce chapitre on présente une description de cette dernière. Elle permet d’analyser la courbe de respiration en détail afin d’extraire une variété des informations graphiques et mathématiques. En plus, quelques résultats expérimentaux concernant des tests effectués au Centre Hospitalier de l’Université Laval (CHUL) ont été interprétés et analysés.

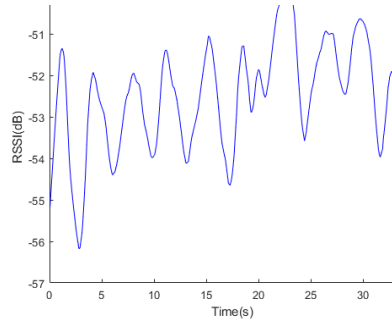


Figure 3.14 – Respiration normale du participant numéro 1 détectée par le capteur numéro 2 du chandail intelligent

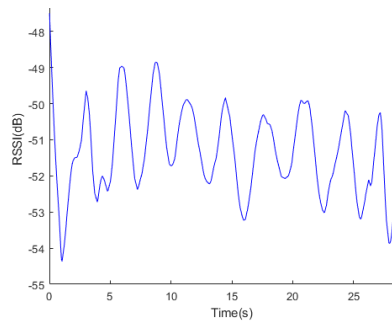


Figure 3.15 – Respiration normale du participant numéro 4 détectée par le capteur numéro 2 du chandail intelligent

Conclusion générale

Dans ce projet, on a réussi à concevoir un chandail intelligent capable de détecter les mouvements induit de la respiration au niveau de la partie supérieure du corps humain et les traduire en un ensemble des données utiles facilitant le diagnostic de l'état de la santé de l'utilisateur. Ceci a été fait grâce à un ou plusieurs capteurs émettant un signal RSSI (Received Signal Strength Indication) qui représente une indication sur l'intensité du signal reçu d'une antenne. Cette dernière se déforme selon le mouvement respiratoire qui cause des étirements au niveau du tissu de chandail ajusté. Cet habit intelligent fonctionne sans contact afin d'assurer la facilité du mouvement et le confort du patient tout en surveillant son état en continu. Ceci est assuré par un envoi des données sans fil avec le protocole Bluetooth et une alimentation électrique à partir d'un lien inductif ou une batterie rechargeable. De plus, les données du chandail subissent des analyses détaillées à l'aide d'une interface pour caractériser le profil de respiration en question. Cependant, il faut effectuer plus des tests avec ce chandail pour confirmer sa fiabilité et pour s'assurer des méthodes d'analyse des données employés. En plus, il faut essayer de trouver une manière plus efficace pour détecter la position optimale du capteur sur le chandail dépendamment de l'utilisateur et essayer par conséquent de trouver un lien entre ce paramètre et sa santé respiratoire. Il est possible également rendre les antennes plus robustes aux cassures dans les travaux futures sur ce projet et de rendre les connexions entre les capteurs plus discrètes dans le design du chandail afin de le rendre plus confortable à porter et esthétiquement plus attirant.

Annexes

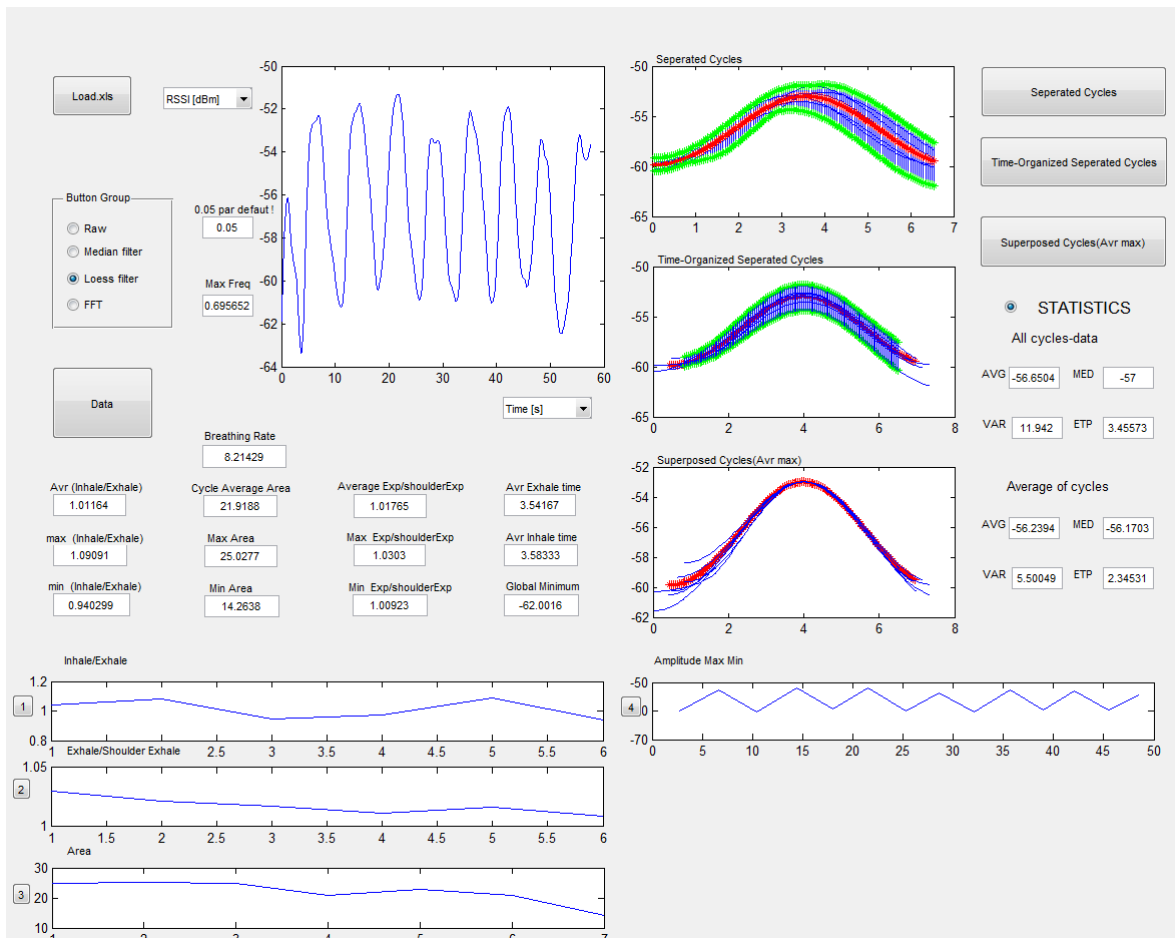


Figure 1 – Un exemple de vue d'ensemble de l'interface de simulation en cours de fonctionnement

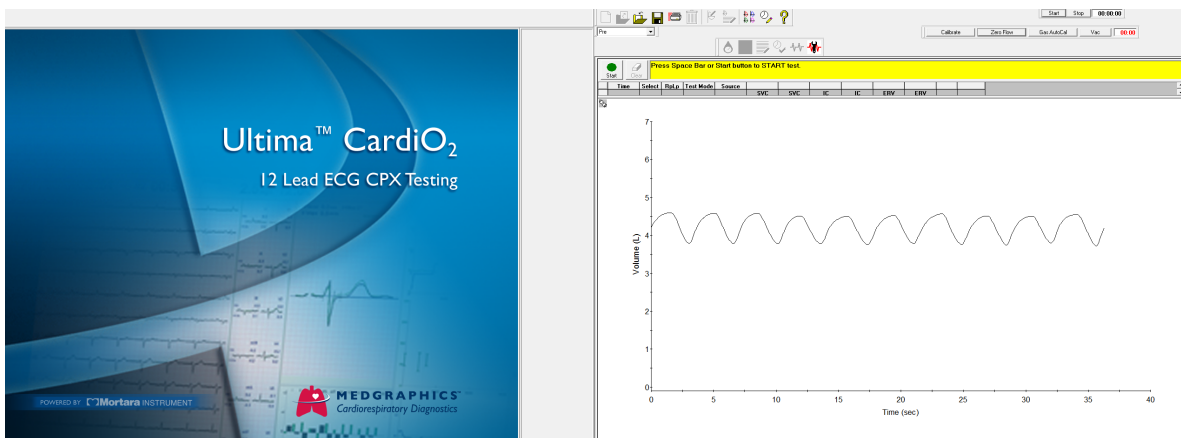


Figure 2 – Un exemple d’une capture d’écran de l’interface utilisé pour la détection de la respiration à l’hôpital

Bibliography

- [1] Van Langenhove, L., & Hertleer, C. (2004). Smart clothing: a new life. *International journal of clothing science and technology*, 16(1/2), 63-72.
- [2] Retrieved may 16, 2019 from <http://www.primo1d.com/fr/e-thread/la-technologie#>
- [3] Retrieved may 16, 2019 from <https://www.rfidjournal.com/articles/view?11587/#back-from-modal>
- [4] Mattana, G., Cosseddu, P., Fraboni, B., Malliaras, G. G., Hinestroza, J. P., & Bonfiglio, A. (2011). Organic electronics on natural cotton fibres. *Organic electronics*, 12(12), 2033-2039.
- [5] Lee, J. B., & Subramanian, V. (2005). Weave patterned organic transistors on fiber for E-textiles. *IEEE Transactions on electron devices*, 52(2), 269-275.
- [6] Bedeloglu, A., Demir, A., Bozkurt, Y., & Sariciftci, N. S. (2010). A photovoltaic fiber design for smart textiles. *Textile Research Journal*, 80(11), 1065-1074.
- [7] Koyama, Y., Nishiyama, M., & Watanabe, K. (2018). Smart textile using hetero-core optical fiber for heartbeat and respiration monitoring. *IEEE Sensors Journal*, 18(15), 6175-6180.
- [8] Choi, K. H. (2010). Analysis on the Fashion Cultural Product Design Applying on an Optical Fiber. *Journal of Fashion Business*, 14(6), 118-133.
- [9] Foroughi, J., Mitew, T., Ogunbona, P., Raad, R., & Safaei, F. (2016). Smart Fabrics and Networked Clothing: Recent developments in CNT-based fibers and their continual refinement. *IEEE Consumer Electronics Magazine*, 5(4), 105-111.
- [10] Krykpayev, B., Farooqui, M. F., Bilal, R. M., & Shamim, A. (2016, May). A WiFi tracking device printed directly on textile for wearable electronics applications. In 2016 IEEE MTT-S International Microwave Symposium (IMS) (pp. 1-4). IEEE.
- [11] Dittmar, A., Meffre, R., De Oliveira, F., Gehin, C., & Delhomme, G. (2006, January). Wearable medical devices using textile and flexible technologies for ambulatory monitoring. In 2005 IEEE Engineering in Medicine and Biology 27th Annual Conference (pp. 7161-7164). IEEE.

- [12] Grifantini, K. (2016). The telltale heartbeat: heart-rate monitors are taking new shapes. *IEEE pulse*, 7(1), 35-38.
- [13] Zhong, Y., Zhang, F., Wang, M., Gardner, C. J., Kim, G., Liu, Y., ... & Chen, R. (2017). Reversible Humidity Sensitive Clothing for Personal Thermoregulation. *Scientific reports*, 7, 44208.
- [14] Retrived June 12, 2019 from <http://tpetextilesintelligents.e-monsite.com/pages/ii-e-tee-shirt/le-textile-intelligent-dans-le-domaine-du-sport.html>
- [15] Davis, J., Bishop, P.A. Impact of Clothing on Exercise in the Heat. *Sports Med* 43, 695–706 (2013) doi:10.1007/s40279-013-0047-8
- [16] Scataglini, S., Andreoni, G., & Gallant, J. (2015, May). A Review of Smart Clothing in Military. In *WearSys@ MobiSys* (pp. 53-54).
- [17] Villa-Colín, J., Shaw, T., Toscano, W., & Cowings, P. (2018, October). Evaluation of Astroskin Bio-monitor during high intensity physical activities. In *Memorias del Congreso Nacional de Ingeniería Biomédica* (Vol. 5, No. 1, pp. 262-265).
- [18] R. Rea, C. Beck, R. Rovekamp, M. Diftler, and P. Neuhaus, “X1: A robotic exoskeleton for in-space countermeasures and dynamometry,” in *Proc. AIAA SPACE Conf. Exposition*, 2013.
- [19] Berzowska, J. (2005). Electronic textiles: Wearable computers, reactive fashion, and soft computation. *Textile*, 3(1), 58-75.
- [20] Norstebo, C. A. (2003). Intelligent textiles, soft products. *Journal of Future Materials*, 1-14.
- [21] Chiang, H. P., Lai, C. F., Lai, Y. H., & Huang, Y. M. (2016). A sensor-based feet motion recognition of graphical user interface controls. *Multimedia Tools and Applications*, 75(22), 14125-14141.
- [22] Tada, Y., Amano, Y., Sato, T., Saito, S., & Inoue, M. (2015). A smart shirt made with conductive ink and conductive foam for the measurement of electrocardiogram signals with unipolar precordial leads. *Fibers*, 3(4), 463-477.
- [23] Wu T., Redouté JM., Yuce M. (2019) A Wearable, Low-Power, Real-Time ECG Monitor for Smart T-shirt and IoT Healthcare Applications. In: Fortino G., Wang Z. (eds) *Advances in Body Area Networks I. Internet of Things (Technology, Communications and Computing)*. Springer, Cham
- [24] Massaroni, C., Schena, E., Silvestri, S., Taffoni, F., & Merone, M. (2018, June). Measurement system based on RGB camera signal for contactless breathing pattern and respiratory rate monitoring. In *2018 IEEE International Symposium on Medical Measurements and Applications (MeMeA)* (pp. 1-6). IEEE.

- [25] Presti, D. L., Massaroni, C., Schena, P. S. E., Formica, D., Caponero, M. A., & Di Tomaso, G. (2018, June). Smart textile based on FBG sensors for breath-by-breath respiratory monitoring: tests on women. In 2018 IEEE International Symposium on Medical Measurements and Applications (MeMeA) (pp. 1-6). IEEE.
- [26] Deng, J., Zhang, Y., Zhao, Y., Chen, P., Cheng, X., & Peng, H. (2015). A Shape-Memory Supercapacitor Fiber. *Angewandte Chemie International Edition*, 54(51), 15419-15423.
- [27] Jocić, D. (2016). Polymer-Based Smart Coatings for Comfort in Clothing. *Tekstilec*, 59(2).
- [28] Sirkis, T., Beiderman, Y., Agdarov, S., Beiderman, Y., & Zalevsky, Z. (2017, February). Blood pulse wave velocity and pressure sensing via fiber based and free space based optical sensors. In *Nanoscale Imaging, Sensing, and Actuation for Biomedical Applications XIV* (Vol. 10077, p. 100770A). International Society for Optics and Photonics.
- [29] Antonio Pasolini. "Sensor-packed Hexoskin shirt measures performance in real time". *NEW ATLAS*. September 19, 2013.
- [30] M. Stoppa and A. Chiolerio, "Wearable electronics and smart textiles:a critical review,"*sensors*, vol. 14, no. 7, pp. 11 957–11 992, 2014.
- [31] L. Van Langenhove, *Smart textiles for medicine and healthcare:materials, systems and applications*. Elsevier, 2007.
- [32] S. Baurley, "Interactive and experiential design in smart textile prod-ucts and applica-tions,"*Personal and Ubiquitous Computing*, vol. 8,no. 3-4, pp. 274–281, 2004.
- [33] Pandian, P. S., et al. "Smart Vest: Wearable multi-parameter remote physiological mon-itoring system." *Medical engineering and physics* 30.4 (2008): 466-477.
- [34] L. Mirmohamadsadeghi, S. Fallet, A. Buttu, J. Saugy, T. Rupp, R. Heinzer, J.-M. Vesin, and G. P. Millet, "Sleep apnea detection using features from the respiration and the eeg recorded with smart-shirts," in *2014 IEEE Biomedical Circuits and Systems Conference (BioCAS) Proceedings*. IEEE, 2014, pp. 61–64.
- [35] F. Axisa, P. M. Schmitt, C. Gehin, G. Delhomme, E. McAdams, and A. Dittmar, "Flex-ible technologies and smart clothing for citizen medicine, home healthcare, and disease prevention," *IEEE transactionson information technology in biomedicine*, vol. 9, no. 3, pp. 325–336, 2005.
- [36] Lee, Young-Dong, and Wan-Young Chung. "Wireless sensor network based wearable smart shirt for ubiquitous health and activity monitoring." *Sensors and Actuators B: Chemical* 140.2 (2009): 390-395.
- [37] Karlsson, J. Stefan, et al. "Wireless monitoring of heart rate and electromyographic sig-nals using a smart T-shirt." *Proceedings of International Workshop on Wearable Micro and Nanosystems for Personalised Health*. 2008.

- [38] D'Angelo, L. T., et al. "A system for respiratory motion detection using optical fibers embedded into textiles." Engineering in Medicine and Biology Society, 2008. EMBS 2008. 30th Annual International Conference of the IEEE. IEEE, 2008.
- [39] Witt, Jens, et al. "Medical textiles with embedded fiber optic sensors for monitoring of respiratory movement." IEEE sensors journal 12.1 (2012): 246-254.
- [40] Krykpayev, B., Farooqui, M. F., Bilal, R. M., & Shamim, A. (2016, May). A WiFi tracking device printed directly on textile for wearable electronics applications. In 2016 IEEE MTT-S International Microwave Symposium (IMS) (pp. 1-4). IEEE.
- [41] Kumar, P. S., Oh, S., Kwon, H., Rai, P., & Varadan, V. K. (2013, April). Smart real-time cardiac diagnostic sensor systems for football players and soldiers under intense physical training. In Nanosensors, Biosensors, and Info-Tech Sensors and Systems 2013 (Vol. 8691, p. 869108). International Society for Optics and Photonics.
- [42] Mulholland, K., Virkki, J., Raunonen, P., & Merilampi, S. (2017). Wearable RFID perspiration sensor tags for well-being applications—from laboratory to field use. In EMBECE & NBC 2017 (pp. 1012-1015). Springer, Singapore.
- [43] Brusamarello, Valner and Blauth, Yeddo and De Azambuja, Ricardo and Müller, Ivan and Rangel de Sousa, Fernando. (2013). Power Transfer With an Inductive Link and Wireless Tuning. Instrumentation and Measurement, IEEE Transactions on. 62. 924-931. 10.1109/TIM.2013.2245041.
- [44] Ali, H., Ahmad, T. J., and Khan, S. A. (2009, October). Inductive link design for medical implants. In Industrial Electronics and Applications, 2009. ISIEA 2009. IEEE Symposium on (Vol. 2, pp. 694-699). IEEE.
- [45] Zierhofer, C. M., and Hochmair, E. S. (1990). High-efficiency coupling-insensitive transcutaneous power and data transmission via an inductive link. IEEE transactions on biomedical engineering, 37(7), 716-722.
- [46] Hui, S. Y. (2013). Planar wireless charging technology for portable electronic products and Qi. Proceedings of the IEEE, 101(6), 1290-1301.
- [47] Galbraith, Douglas C. "Wide band inductive transdermal power and data link." U.S. Patent No. 4,679,560. 14 Jul. 1987.
- [48] The magnetic flux is that flux which passes through any and every surface whose perimeter is the closed path" Hayt, William (1989). Engineering Electromagnetics (5th ed.). McGraw-Hill.
- [49] Finkenzeller, K. (2010). RFID handbook: fundamentals and applications in contactless smart cards, radio frequency identification and near-field communication. John Wiley and Sons.

- [50] Lowe, Peter R. "System and method for remotely assigning and revoking access credentials using a near field communication equipped mobile phone." U.S. Patent No. 9,552,466. 24 Jan. 2017.
- [51] Che, Xianhui, et al. "Re-evaluation of RF electromagnetic communication in underwater sensor networks." *IEEE Communications Magazine* 48.12 (2010): 143-151.
- [52] Roudjane, Mourad, et al. "A Portable Wireless Communication Platform Based on a Multi-Material Fiber Sensor for Real-Time Breath Detection." *Sensors* 18.4 (2018): 973.
- [53] wp3w-rk-reference-kit-manual
- [54] Cleveland, W. S., & Devlin, S. J. (1988). Locally weighted regression: an approach to regression analysis by local fitting. *Journal of the American statistical association*, 83(403), 596-610.
- [55] MathWorks, (2019).Documentation: Filtering and Smoothing Data(R2019a). Retrieved April 03, 2019 from <https://www.mathworks.com/help/curvefit/smoothing-data.html>