

الجمهورية الجزائرية الديمقراطية الشعبية

REPUBLIQUE ALGERIENNE DEMOCRATIQUE ET POPULAIRE

وزارة التعليم العالي والبحث العلمي

Ministère de l'Enseignement Supérieur et de la Recherche Scientifique

جامعة أبي بكر بلقايد - تلمسان

Université Aboubakr Belkaïd – Tlemcen –

Faculté de TECHNOLOGIE



THESE

Présentée pour l'obtention du **grade** de **DOCTEUR EN SCIENCES**

En : GENIE BIOMEDICAL

Spécialité : Electronique Biomédicale

Par : Amine Aissa Mokbil Ali

Sujet

Étude et réalisation d'une plateforme dédiée à la Télésurveillance des paramètres vitaux cardio-respiratographiques dans le cadre de l'Habitat Intelligent pour la Santé

Soutenue publiquement, le 30 /08 /2020, devant le jury composé de :

M. DEBBAL Sidi Mohammed	Professeur	Univ. Tlemcen	Président
M. KERAI Salim	MCA	Univ. Tlemcen	Directeur de thèse
M. BENABDALLAH Mohammed	Professeur	Univ. Tlemcen	Co- Directeur de thèse
M. MERAD Lotfi	Professeur	ESSAT Tlemcen	Examineur 1
M. SOUIER Mahdi	MCA	ESM Tlemcen	Examineur 2

بِسْمِ اللَّهِ الرَّحْمَنِ الرَّحِيمِ

وَأَمَّا الْبُكَارَاتُ فَلَهُنَّ مِمَّا كَسَبْنَ وَهِيَ الْحَافِيَةُ

بِسْمِ اللَّهِ الرَّحْمَنِ الرَّحِيمِ

Dédicace

Je dédie le fruit de mes études à:

- l'âme de mon père, à celui qui m'a comblé par son affection et m'a appris le sens de la responsabilité et le devoir, que Dieu le Tout Puissant le bénisse.*
 - ma mère, à celle qui a veillé sur moi et a tout souffert sans me faire souffrir. Que Dieu préserve sa santé, en lui souhaitant une longue vie.*
 - la mémoire de mon frère Djallal, à mes chers frères, sœurs, mon épouse et mes enfants Aïssa, Abdessalam et Anfal qui m'ont toujours souhaités le meilleur.*
 - mon cher amis Ibrahime Benahmed*
- À tous ceux que j'aime, à tous ceux qui m'aiment et à tous mes amis et mes connaissances, je dédie le même fruit.*

Remerciements

Ma reconnaissance et mes remerciements pour Toi seigneur, ALLAH LE TOUT PUISSANT, pour la grâce et la miséricorde que Tu m'as accordées pour finaliser ce travail.

Le travail présenté dans cette thèse a été réalisé au laboratoire de Génie Biomédicale ; filière de Télémedecine, Département de Génie Biomédicale, faculté de Technologies, Université Abou-Bakr Belkaid, Tlemcen.

Ce travail de recherche n'a pas été accompli sans l'aide et le soutien de nombreuses personnes à qui et à travers ces mots, je leur exprime ma profonde gratitude.

Je souhaite, en outre, particulièrement remercier :

Monsieur Le Directeur de thèse Dr. KERRAJ Salim ; Maitre conférences à l'université de Tlemcen ; je tiens à vous écrire un « Merci » sincère pour votre soutien tout au long de mon séjour à l'université qui tend vers son écoulement. Je veux que vous sachiez que je garderai toute ma vie, un très bon souvenir vis-à-vis votre établissement.

Le Co-Directeur de thèse Pro. BENABDALLAH Mohammed ; professeur à l'université de Tlemcen pour ses conseils tout au long de la durée de la réalisation de cette thèse en lui exprimant tous mes respects, ma gratitude et mes chaleureux remerciements.

Je m'adresse également à Monsieur DEBBAL Sidi Mohammed ; professeur à l'université de Tlemcen pour m'avoir fait l'honneur de présider mon jury.

J'adresse mes vifs et sincères remerciements à Monsieur MERAD Lotfi ; professeur à l'ESSAF de Tlemcen pour avoir accepté de juger mon travail en tant qu'examinateur. Ma reconnaissance va également à Monsieur SOUFER Mahdi ; maitre conférence à ESM de Tlemcen, en tant qu'examinateur, pour m'avoir honoré de son jugement de ce travail.

Ces remerciements vont aussi au corps professoral et administratif de la Faculté de technologie pour la richesse et la qualité de leur enseignement et qui déploient de grands efforts pour assurer à leurs étudiants une formation actualisée.

Je remercie enfin, tous les membres du laboratoire de Génie Biomédicale, ainsi que tous ceux qui ont participé de près ou de loin (en particulier Monsieur Abdeljalil HAMSAS) à la réalisation de ce travail.

Table des matières

Dédicace	i
Remerciements	ii
Table des Matières	iii
Table des Figures	vi
Table des Tableaux	ix
Abréviations	x
Introduction Générale	1
Chapitre I. Aspect Introductif de La Télésurveillance Médicale	8
I.1 INTRODUCTION.....	9
I.2 LA TÉLÉMÉDECINE	11
I.3 LA TÉLÉSURVEILLANCE MÉDICALE.....	12
I.4 UN APERÇU DES PROJETS HIS.....	13
I.4.1 Surveillance locale.....	14
I.4.2 Surveillance à distance (Télésurveillance)	14
I.5 APPLICATION DE LA TÉLÉSURVEILLANCE MÉDICALE DANS LE CADRE DE L’HABITAT INTELLIGENT POUR LA SANTÉ.....	15
I.6 CONCLUSION.....	16
Chapitre II. Les Paramètres Vitaux Cardiorespiratoires et les Méthodes de Mesures.....	17
II.1 INTRODUCTION	18
II.2 LES SIGNAUX VITAUX.....	19
II.3 LES SIGNAUX VITAUX BASIQUES	19
II.3.1 La Température Corporelle	19
II.3.2 Le Pouls.....	20
II.3.3 La Fréquence Respiratoire	21
II.3.4 La pression Artérielle.....	21
II.3.5 Le cinquième signal vital	23
II.3.6 Les signaux vitaux supplémentaires	23
II.4 SIGNAUX VITAUX PROPRES À CHAQUE ORGANE.....	23
II.4.1 Les signaux vitaux cardiorespiratographiques.....	25
II.4.1.1 Les signaux cardiovasculaires.....	25
II.4.1.2 Les signaux cardiaques	26
II.4.1.2.1 Le signal vital : Electrocardiogramme (ECG)	27
II.4.1.2.2 Le signal vital : Phonocardiogramme (PCG)	28
II.4.1.2.3 Débit cardiaque.....	28
II.4.1.3 Les signaux vitaux du sang et du système circulatoire	29
II.4.2 Les signaux vitaux du système respiratoire	30
II.5 RÉSUMÉ SUR LA MESURE DES SIGNAUX VITAUX CARDIORESPIRATOIRES	33
II.6 CONCLUSION	34
Chapitre III. Architecture des Plateformes de la Télésurveillance Médicale	35
III.1 INTRODUCTION	36
III.2 ARCHITECTURE GÉNÉRALE DES SYSTÈMES DE TÉLÉSURVEILLANCE	37
III.2.1 Le patient.....	37
III.2.2 Les capteurs.....	38
III.2.2.1 Capteurs Avec Contact.....	38

III.2.2.1.1 Capteurs Non Portables	38
III.2.2.1.2 Capteurs Portables.....	39
III.2.2.2 Capteurs Sans contact	43
III.2.3 Numérisation	44
III.2.4 Communication locale	45
III.2.4.1 Communication filaire.....	46
III.2.4.2 Communication sans fil.....	46
III.2.5 Terminal local	48
III.2.6 Réseaux externes	49
III.2.7 Terminal distant.....	50
III.3 DES EXEMPLES RELATIFS À NOTRE PLATEFORME.....	51
III.4 CONCLUSION.....	52
Chapitre IV. Les Outils du Projet	53
IV.1 INTRODUCTION	54
IV.2 LE MICROCONTRÔLEUR PIC18F4550.....	54
IV.2.1 Le module de conversion analogique numérique (ADC) de PIC18F4550.....	56
IV.2.1.1 Les registres du module ADC.....	56
IV.2.1.2 Étapes et exigences d'effectuer une conversion A/N.....	59
IV.3 LE PROTOCOLE USB (UNIVERSAL SERIAL BUS)	63
IV.3.1 Définition l'USB	63
IV.3.2 Le câble USB	63
IV.3.3 Le type de codage.....	65
IV.3.4 Types de transfert des données via USB	65
IV.3.5 Les trames USB.....	66
IV.3.6 Les Descripteurs USB	67
IV.3.7 Descripteurs spécifiques à la classe HID	69
IV.3.8 Les classes USB	70
IV.3.8.1 La classe Human Interface Devices (HID)	70
IV.3.9 L'Opération d'Énumération.....	71
IV.3.10 Le module USB de PIC18F4550.....	72
IV.3.11 Utilisation de l'USB et ses avantages	73
IV.4 LE PROTOCOLE DE TCP/IP	74
IV.4.1 Introduction.....	74
IV.4.2 Le protocole IP.....	75
IV.4.3 Le protocole TCP	76
IV.4.4 Notion d'implémentation d'une application des échanges des données par TCP/IP	76
IV.4.5 Exigences et contraintes de réseau.....	78
IV.5 LES ENVIRONNEMENTS DE CONCEPTION ET DE PROGRAMMATION	78
IV.6 CONCLUSION.....	78
Chapitre V. Réalisation de la Plateforme de Télésurveillance.....	80
V.1 INTRODUCTION.....	81
V.2 ARCHITECTURE DE LA PLATEFORME DE TÉLÉSURVEILLANCE	81
V.2.1 Le patient.....	82
V.2.2 Les capteurs	83
V.2.2.1 Capteur électrocardiographe (ECG)	83
V.2.2.1.1 Le circuit électronique de capteur ECG.....	84
V.2.2.1.2 Les résultats du capteur ECG.....	86
V.2.2.2 Capteur photopléthysmographique (PPG) bilatéral	86
V.2.2.2.1 Le circuit électronique de capteur PPG bilatéral	87
V.2.2.2.2 Les résultats du capteur PPG-D et PPG-G.....	89
V.2.2.3 Capteur pneumotachographe (PTG)	90
V.2.2.3.1 Le tube pneumatique.....	91
V.2.2.3.2 Capteur de pression différentielle	91

V.2.2.3.3 Circuit d'excitation et de conditionnement du capteur PTG.....	92
V.2.2.3.4 Les résultats du capteur PTG	94
V.2.3 La carte d'acquisition.....	94
V.2.3.1 Le logiciel de programmation du microcontrôleur	95
V.2.3.2 Programmation de PIC18F4550	96
V.2.3.2.1 Établissement d'un canal de communication USB-HID.....	96
V.2.3.2.2 La Génération du descripteur.....	97
V.2.3.2.3 Le Transfert des données vers le PC.....	99
V.2.3.2.4 La conversion analogique numérique (A/N) des 4 signaux physiologiques	99
V.2.3.3 La simulation du Microcontrôleur	103
V.2.3.4 La réalisation hardware de la carte d'acquisition	107
V.2.3.5 Alimentation de l'appareil complet.....	108
V.2.3.6 La représentation matérielle de l'appareil complet.....	109
V.2.3.7 Les résultats expérimentaux du plateau technique	110
V.2.4 Développement de l'interface graphique du patient.....	111
V.2.4.1 Développement d'une Interface Graphique du Patient (IGP) sous Visual Basic	112
V.2.4.2 Développement d'une Interface Graphique du Patient (IGP) sous NetBeans IDE.....	115
V.2.5 Le réseau	117
V.2.6 Développement de l'interface graphique du Médecin (IGM).....	117
V.3 RÉSULTAT EXPÉRIMENTAL DE LA PLATEFORME COMPLÈTE	120
V.4 RESPECT DE LA TÉLÉSURVEILLANCE SIMULTANÉMENT EN TEMPS RÉEL.....	124
V.5 CONCLUSION	126
Conclusion Générale.....	128
Bibliographie.....	133
Annexes	142
ملخص.....

Table des Figures

FIGURE I.1 LES DOMAINES ACTUELS DE LA SANTÉ BASÉS AUX TECHNOLOGIES DE L'INFORMATION ET DE LA COMMUNICATION (TIC) ET LEURS ORIGINES .	9
FIGURE I.2 LA RELATION ENTRE LA E-SANTÉ, LA TÉLÉSANTÉ, LA TÉLÉMÉDECINE, LA SANTÉ CONNECTÉ ET LA M-SANTÉ	10
FIGURE I.3 CATÉGORISATION DES PROJETS DE MAISONS INTELLIGENTES EN FONCTION DES SERVICES PRÉVUS	13
FIGURE II.1 LA PEAU EST EN REGARD DE TOUS LES ORGANES VITAUX, ELLE OFFRE AINSI DES SITES DE MESURES NON INVASIVES SUR LE CORPS HUMAIN	18
FIGURE II.2 LES GAMMES DE TEMPÉRATURE CORPORELLE NORMALE ET ALTÉRÉ ET LES TERMES UTILISÉS POUR DÉCRIRE LES ALTÉRATIONS DE LA TEMPÉRATURE CORPORELLE	20
FIGURE II.3 CERTAINS TYPES DE THERMOMÈTRES COMMERCIAUX.	20
FIGURE II.4 UN STÉTHOSCOPE À ULTRASONS DOPPLER (DUS).	21
FIGURE II.5 COMPTAGE LES CYCLES RESPIRATOIRE.	21
FIGURE II.6 SPHYGMOMANOMETRE CLASSIQUE ET STETHOSCOPE	22
FIGURE II.7 TENSIONNÈTRE ÉLECTRONIQUE AUTOMATIQUE DE POIGNET INDIQUANT LA PRESSION SYSTOLIQUE ET DIASTOLIQUE	23
FIGURE II.8 RÉVOLUTION CARDIAQUE, A) ECG LIÉ À LA RÉVOLUTION CARDIAQUE, B) VARIATIONS DE LA PRESSION DANS L'OREILLETTE GAUCHE, LE VENTRICULE GAUCHE ET L'AORTE AINSI QUE L'OUVERTURE ET LA FERMETURE DES VALVULES DURANT LA RÉVOLUTION CARDIAQUE, C) BRUITS DU CŒUR LIÉS À LA RÉVOLUTION CARDIAQUE, D) VOLUME VENTRICULAIRE GAUCHE DURANT LA RÉVOLUTION CARDIAQUE [46].	26
FIGURE II.9 A: SYSTÈME DE CONDUCTION DU CŒUR, B : TRACÉ NORMAL D'ÉLECTROCARDIOGRAMME (ECG)	27
FIGURE II.10 VOIES CIRCULATOIRES	29
FIGURE II.11 ORGANES DU SYSTÈME RESPIRATOIRE.	30
FIGURE II.12 VARIATIONS DES PRESSIONS PARTIELLES (EN MM HG) DURANT LA RESPIRATION EXTERNE ET INTERNE.	31
FIGURE II.13 SPIROGRAMME DES VOLUMES ET CAPACITÉS PULMONAIRES.	32
FIGURE II.14 APERÇU D'ENSEMBLE DES SOURCES DES SIGNAUX PHYSIOLOGIQUES CARDIORESPIRATOIRE, DES EFFETS ET DES CAPTEURS RESPECTIFS.	34
FIGURE III.1 ARCHITECTURE DES PLATEFORMES DE LA TÉLÉSURVEILLANCE MÉDICALE	37
FIGURE III.2 PPG INTÉGRÉ AUX SOURIS	39
FIGURE III.3 ECG INTÉGRÉ AU VOLANT	39
FIGURE III.4 ECG ET BCG DANS LE SIÈGE DE L'AUTOMOBILE	39
FIGURE III.5 ECG ET PPG INTÉGRÉ À LA CHAISE	39
FIGURE III.6 ECG ET PPG INTÉGRÉ AU MATELAS	39
FIGURE III.7 ECG IMPLANTÉ AU SIÈGE DE TOILETTE	39
FIGURE III.8 ECG, BCG, IPG, EMG IMPLANTÉ AU PÈSE-PERSONNE	39
FIGURE III.9 DIFFÉRENTS TYPES DES OBJETS INTELLIGENTS PORTABLES.	40
FIGURE III.10 THE MAGIC SYSTEM (ECG ET RESPIRATION MONITORING)	40
FIGURE III.11 UNE CEINTURE AVEC ECG ET ACCÉLÉROMÈTRE INTÉGRÉE.	40
FIGURE III.12 ECG ET PPG IMPLANTÉS DANS UN BRASSARD	41
FIGURE III.13 SENSING BELT SYSTEM CONTIENT LES CAPTEURS SUIVANTS : (ECG), PLÉTHYSMOGRAPHE PAR INDUCTANCE RESPIRATOIRE (RIP), POSTURE / ACTIVITÉ, LA TEMPÉRATURE CUTANÉE MULTIPPOINT (TSK) ET LA TEMPÉRATURE RECTALE (TRC)	41
FIGURE III.14 PPG IMPLÉMENTÉ DANS UN BAGUE	41
FIGURE III.15 PPG IMPLÉMENTÉ DANS DES LUNETTES	41
FIGURE III.16 ÉLECTROCARDIOGRAPHIE (ECG) UTILISANT UN SYSTÈME DE CAPTEUR FLEXIBLE ET EXTENSIBLE.	42

FIGURE III.17 PHOTOGRAPHIE DE LA PLAQUE DE CAPTEUR ECG FLEXIBLE MONTÉ SUR LA CAGE THORACIQUE INFÉRIEURE GAUCHE D'UNE PERSONNE.....	42
FIGURE III.18 CAPTEUR POUR SURVEILLER LA RESPIRATION ET LES POULS. UN SYSTÈME DE CAPTEUR FLEXIBLE ET EXTENSIBLE ÉTAIT PORTÉ PAR UN VOLONTAIRE EN BONNE SANTÉ DANS LA POCHE GAUCHE DE LA CHEMISE.....	42
FIGURE III.19 LA CHEMISE BIOMÉTRIQUE FABRIQUE PAR HEXOSKIN	43
FIGURE III.20 LE SYSTÈME ViSi MOBILE POUR SURVEILLER EN PERMANENCE LES SIGNAUX VITAUX DU PATIENT	43
FIGURE III.21 MESURE LE RYTHME CARDIAQUE À TRAVERS CAMÉRA INTÉGRÉ AU MÉMOIRE	44
FIGURE III.22 TYPICAL WIRELESS HOME AREA NETWORK.....	48
FIGURE III.23 LE SYSTÈME TÉLÉSURVEILLANCE DÉVELOPPÉ PAR MARTINHO ET AL.....	51
FIGURE III.24 LE SYSTÈME TÉLÉSURVEILLANCE DÉVELOPPÉ PAR CHRISTOPH ET GEORGIU.	52
FIGURE IV.1 DIAGRAMMES DES PINS DE PIC18F4550.....	55
FIGURE IV.2 BLOC DIAGRAMME DU MODULE ADC.....	56
FIGURE IV.3 MODÈLE D'ENTRÉE ANALOGIQUE.....	60
FIGURE IV.4 UN CYCLE DE LA CONVERSION A/N.....	62
FIGURE IV.5 PRISES USB DE TYPE A ET B, VUE DE FACE.....	64
FIGURE IV.6. PRINCIPE DE CODAGE NRZI.....	65
FIGURE IV.7 STRUCTURE DE DESCRIPTEUR	69
FIGURE IV.8 LE DESCRIPTEUR DE PÉRIPHÉRIQUE DE CLASSE HID.....	69
FIGURE IV.9 PÉRIPHÉRIQUE USB DU PIC18F4550.....	72
FIGURE IV.10 LES PROTOCOLES ET LES APPLICATIONS DE TCP/I.....	74
FIGURE IV.11 L'IDÉE DE BASE DE L'ARCHITECTURE INTERNET	75
FIGURE IV.12 L'IDENTIFICATION DES PROTOCOLES DANS TCP/IP.....	77
FIGURE V.1 SCHÉMA BLOC DE NOTRE PLATEFORME RÉALISÉE.....	82
FIGURE V.2 LE DÉRIVATION (II)	83
FIGURE V.3 ÉLECTRODES ECG DE TYPE PINCE (CLAMP)	84
FIGURE V.4 CIRCUIT ÉLECTRONIQUE DE CAPTEUR ECG.....	85
FIGURE V.5 LE SIGNAL ECG OBTENU.....	86
FIGURE V.6 TYPES DES CAPTEUR PPG. A : PPG À TRANSMITTANCE, B : PPG À RÉFLECTANCE.....	87
FIGURE V.7 CIRCUIT ÉLECTRONIQUE DE CAPTEUR PPG BILATÉRAL.....	88
FIGURE V.8 LES SIGNAUX OBTENUS PAR LE CAPTEUR PPG BILATÉRAL.....	89
FIGURE V.9 TYPES DE LA TÊTE DE PNEUMOTACHOGRAPHE.....	90
FIGURE V. 10 SCHÉMA BLOC DE PNEUMOTACHOGRAPHE.....	91
FIGURE V.11 LA TÊTE PNEUMATIQUE DE TYPE SILVERMAN-LILLY.....	91
FIGURE V.12 PRINCIPE DE FONCTION DU CAPTEUR À ENTREFER VARIABLE.....	92
FIGURE V.13 STRUCTURE DU CAPTEUR À RÉLUCTANCE VARIABLE.....	92
FIGURE V.14 LES CIRCUITS D'EXCITATION DES BOBINES (A) ET DE CONDITIONNEMENT DU SIGNAL (B).....	93
FIGURE V.15 LE SIGNAL OBTENU PAR LE CAPTEUR PTG DURANT UNE RESPIRATION NORMALE.....	94
FIGURE V.16 ICON DU LOGICIEL MIKROC PRO FOR PIC.....	96
FIGURE V. 17 L'INTERFACE DE LOGICIEL MIKROC ET LA SÉLECTION DE L'OUTIL USB (HID) TERMINAL.....	98
FIGURE V. 18 ORGANIGRAMME DES ROUTINES DE DIGITALISATION ET TRANSMISSION VERS LE PC.....	100
FIGURE V.19 ORGANIGRAMME DE PROCÉDURE DE LA CONVERSION A/N (CA/N) ET LA TRANSMISSION VERS LE PC	103
FIGURE V.20 CIRCUIT DE SIMULATION DE PIC18F4550	104
FIGURE V.21 INSERTION DU CODE HEX AU PIC.....	105
FIGURE V.22 FENÊTRE DE USB ANALYZER-MC	105
FIGURE V.23 MESSAGE INFORME QUE NOTRE APPAREIL EST BRANCHÉ AU PC.....	106
FIGURE V. 24 APPARENCE DE NOTRE APPAREIL DANS LE MENU DES PÉRIPHÉRIQUES ET IMPRIMANTES.....	106
FIGURE V.25 RÉSULTAT DE SIMULATION DE PIC18F4550.....	107
FIGURE V. 26 CIRCUIT ÉLECTRONIQUE DE LA CARTE D'ACQUISITION.....	108
FIGURE V. 27 LE PLATEAU TECHNIQUE COMPLET	109

FIGURE V. 28 MONTAGE DE TEST DE LA BANDE PASSANTE DE LA CARTE D'ACQUISITION AVEC LES RÉSULTATS OBTENUS	110
FIGURE V. 29 UN TEST DU PLATEAU TECHNIQUE AVEC LES RÉSULTATS OBTENUS.	111
FIGURE V. 30 EMPLACEMENT DE EASYHID.....	112
FIGURE V.31 INTERFACE DE L'OUTIL EASYHID	113
FIGURE V. 32 EMPLACEMENT DU CODE INITIAL GÉNÉRER PAR L'OUTIL EASYHID.	113
FIGURE V.33 L'INTERFACE GRAPHIQUE DU PATIENT (IGP) PROGRAMMÉ SOUS VB6.....	114
FIGURE V. 34 ORGANIGRAMME DES FONCTIONNALITÉS DE L'INTERFACE GRAPHIQUE DU PATIENT	115
FIGURE V. 35 L'INTERFACE GRAPHIQUE DU PATIENT (IGP) DÉVELOPPÉE SOUS NETBEANS IDE.....	116
FIGURE V.36 PRINCIPE DE LA COMMUNICATION ENTRE LE PC LOCAL (IGP) ET LE PC DISTANT (IGM)	117
FIGURE V. 37 FENÊTRE DE L'ÉTABLISSEMENT DE COMMUNICATION DE IGP.....	118
FIGURE V.38 L'INTERFACE GRAPHIQUE DU MÉDECIN (IGM) DÉVELOPPÉ SOUS VB6	119
FIGURE V. 39 L'IGM DÉVELOPPÉE SOUS NETBEANS	119
FIGURE V.40 ÉTAPE D'ÉTABLISSEMENT DE CONNEXION ENTRE L'IGP ET IGM	120
FIGURE V.41 TEST DE LA PLATEFORME EFFECTUÉ DANS UN SEUL PC.....	121
FIGURE V. 42 TEST DE LA FONCTIONNALITÉ DE LA PLATEFORME EFFECTUÉE ENTRE 3 PC.....	122
FIGURE V. 43 AFFICHAGE DES SIGNAUX PHYSIOLOGIQUES SUR LE PC DU MÉDECIN CARDIOLOGUE	123
FIGURE V.44 AFFICHAGE DES SIGNAUX PHYSIOLOGIQUES SUR LE PC DU MÉDECIN PNEUMOLOGUE.	123
FIGURE V. 45 RÉSULTAT OBTENUE ENTRE DEUX PC DISTANT (PC DU PATIENT DANS LE LABORATOIRE ET PC DU MÉDECIN DANS LA BIBLIOTHÈQUE).....	124
FIGURE V.46 CHRONOGRAMME DE L'ACQUISITION ET LA TRANSMISSION DES 4 SIGNAUX PHYSIOLOGIQUES.	125
FIGURE V.47 CHRONOGRAMME DE L'ACQUISITION ET LA TRANSMISSION DES 4 SIGNAUX PHYSIOLOGIQUES AMÉLIORÉES.....	125

Table des Tableaux

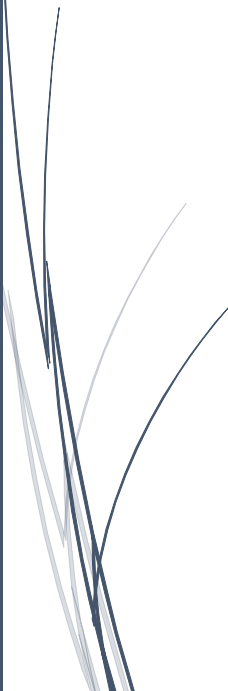
TABLEAU IV.1 CARACTÉRISTIQUES PRINCIPALES DE PIC184550.....	55
TABLEAU IV.2 LE REGISTRE ADCON0 ET LA CONFIGURATION DE SES BITS.....	57
TABLEAU IV.3 LE REGISTRE ADCON1 ET LA CONFIGURATION DE SES BITS.....	57
TABLEAU IV.4 CHOIX DES BROCHES DES ENTRÉES EN FONCTION DES VALEURS INTRODUITES DANS LES BITS PCFG3 : PCFG0.....	58
TABLEAU IV.5 LE REGISTRE ADCON2 ET LA CONFIGURATION DE SES BITS.....	58
TABLEAU IV.6 LES TYPE DE JUSTIFICATION DE REGISTRE ADRES.....	59
TABLEAU IV.7 CHOIX DE VALEUR À INTRODUIRE DANS LES BITS ADCS2 : ADCS0 EN FONCTION DE FRÉQUENCES DE FONCTIONNEMENT DU μ C.....	62
TABLEAU IV.8 LE BROCHAGE DES CONNECTEURS DE TYPE A ET B.....	64
TABLEAU IV.9 TYPES D'EXTRÉMITÉ DE CÂBLE USB.....	64
TABLEAU IV.10 VALEURS PID BITS.....	66
TABLEAU IV.11 PAQUET DE JETONS.....	67
TABLEAU IV.12 PAQUET DE DONNÉES.....	67
TABLEAU IV.13 PAQUET D'ACQUITTEMENT.....	67
TABLEAU IV.14 LES CLASSES USB LES PLUS COURANTES.....	70
TABLEAU V.1 DISPOSITION DES ÉCHANTILLONS DES SIGNAUX DANS LE BUFFER OUTPUT DE USB.....	102

Abréviations

μC : Microcontrôleurs	OSI : Open Systems Interconnection
A/N : Analogique /Numérique	PA : Pression Artérielle
ADC : Le Module De La Conversion Analogique / Numérique	PAN : Personal Area Network.
ADP : Assistant Digital Personnel	PC : Personal Computer
ATM : Asynchronous Transfer Mode	PCE : Potentiels Corticaux Evoqués
BAN : Body Area Network	PCG : Phonocardiogramme
BCG : Balistocardiographique	PPG : Photopléthysmographie
BPCO : Bronchopneumopathie Chronique Obstructive	PPG-D : PPG Indexe Droit
CAN : Conversion Analogique/Numérique	PPG-G : PPG Indexe Gauche
CI : Circuit Intégré	PPGI : Photopléthysmographique
C-Santé : Santé Connecté	PPP : Point to Point Protocol
DIP : Dual In-Line Package	RC : Rythme Cardiaque
ECG ou EKG : électrocardiogramme	ROM : Read Only Memory
ECOG électrocochléogramme	RR : Rythme Respiratoire
EEG L'électroencéphalogramme	SCG : Sismocardiographique
EEPROM : Electrically Erasable Programmable Read-Only Memory	SLIP : Serial Line Interface Protocol
EMG : électromyogramme	SMTP : Simple Mail Transfer Protocol
EOG : électrooculogramme	SpO₂ : Saturation En Oxygène Dans Le Sang
ERG : électrorétinogramme	TCP/IP : Transmission Control Protocol /Internet Protocol
E-Santé : Electronique Santé	TEC : Technology-Enabled Care (Soins De Santé Basés Sur La Technologie)
FC : Fréquence Cardiaque	Telnet : Terminal Emulation Protocol
FP : La Fréquence Du Pouls	TIC : Technologies de l'Information et de la Communication
FR : Fréquence Respiratoire	TPZ : Transducteurs Piézoélectriques #
FTP : File Transfer Protocol	UDP : User Datagram Protocol
GPRS : General Packet Radio Service	u-Santé : Ubiquitous Santé (Santé Omniprésente)
HID : Human Interface Devices	USB : Universal Serial Bus
HTTP : Hyper Text Transfer Protocol	UWB : Ultra Large Band
IGM : Interface Graphique De Médecin	WAN : Wide Area Networks
IGP : Interface Graphique Du Patient	WBAN : Wireless Body Area Netwo
IR : Infra Rouge	
IRM : Imagerie Résonance Magnétique	
ISO : International Organization for Standardization	
LAN : Local Area Networks.	
LiFi : Light Fidelity	
MAN : Metropolitan Area Network.	
MCV : Maladies Cardiovasculaires	
MMS : Multimedia Messaging Service	
m-Santé : Mobile Santé	
NRZI : Non-Retour A Zéro Inversé	
OMS : Organisation Mondiale De La Santé	



Introduction Générale



De nombreuses recherches antérieures dans le domaine de la santé ont montré que les maladies cardiovasculaires (MCV) [1] et la maladie bronchopneumopathie chronique obstructive (BPCO) [2], sont sans doute les plus répandues dans le monde et sont considérées comme étant la cause de décès la plus fréquente.

Les résultats accumulés de ces recherches au cours des dix dernières années, ont considérablement enrichi la compréhension des médecins et les prestataires du secteur de santé sur la relation et la comorbidité la plus importante entre ces deux maladies.

Les personnes atteintes de BPCO sont souvent menacées par les MCV. En d'autres termes, les systèmes cardiovasculaires et respiratoires fonctionnent ensemble, de sorte que les lésions ou les maladies qui affectent l'un des organes de l'un de ces systèmes, entraînent souvent des effets secondaires dans l'autre. Par exemple, dans le cas de la maladie cardiaque pulmonaire, le côté droit du cœur grossit en réaction à certaines maladies pulmonaires. Cette condition est appelée hypertrophie ventriculaire droite ou «cœur pulmonaire» [3].

Les technologies modernes des dispositifs médicaux offrent une aide très vaste et formidable dans le diagnostic de ces maladies, et même dépassé aussi ces offres à fournir des solutions thérapeutiques. Mais malgré l'offre de solutions médicales diagnostiques et/ou thérapeutiques, il y a des problèmes supplémentaires dépassants ces solutions et exigeant même d'autres solutions.

Parmi ces problèmes, nous citons : le coût élevé associé à ces solutions, les difficultés liées à la sortie de l'hôpital et à la ré-hospitalisation, l'absence du mécanisme de détection précoce des signes et des symptômes de ces maladies, la distance éloignée des patients aux fournisseurs de soins de santé et la haute fréquence du nombre des maladies chroniques résultant une charge au niveau de l'hôpital, etc...

Tous ces problèmes et même d'autres non mentionnés auparavant, ont poussé ceux qui s'intéressent aux soins de santé, à innover de nouvelles options et à utiliser des développements technologiques dans d'autres domaines, afin de les soumettre au service médical. Comme nous le constatons aujourd'hui, la technologie de l'information et de la communication, ayant fourni et ayant continu à offrir de nombreuses options et services pour l'amélioration des soins de santé, et plus particulièrement pour les patients cardiovasculaires et respiratoires. Cette technologie a fait apparaître de différents domaines tels que : e-santé, télésanté, santé connectée, télémédecine, santé mobile, etc...

Même ces domaines eux-mêmes ont fait développer de nombreux services basés sur cette technologie, comme est l'état dans le domaine de la Télémédecine qui contient plusieurs sous domaines : Télésurveillance médicale, Téléassistance médicale, Téléconsultation médicale, Télé-expertise médicale, et il y'en a d'autres appelés les actes de la télémédecine. Ces actes offrent de nouvelles options pour la prestation de soins de santé spécialisés à distance, parmi lesquels, on choisit la Télésurveillance médicale qui nous intéresse au niveau de cette thèse.

Une des nouvelles solutions basées sur la TIC, est l'implantation des systèmes de Télésurveillance médicale qui vise à la transmission électronique des informations en temps réel ou différé, des patients souffrants de maladies chroniques hébergées chez eux à travers un système de communication au centre de télé-vigilance à l'hôpital.

La Télésurveillance médicale peut être effectuée pour plusieurs objets. Parmi ces objets, nous avons la Télésurveillance des signaux vitaux qui est la plus intéressante. Etant donné que ces signaux sont considérés comme des indicateurs de base de l'évaluation de l'état de santé de l'être humain, ils doivent être télésurveillés de manière fidèle et régulière. Celle-ci s'appuie sur les méthodes et les systèmes de mesures utilisées.

Au cours de la dernière décennie, le niveau du système de Télésurveillance médicale, a atteint son apogée, et qui doit être disponible pour optimiser le soin de santé. Selon les experts dans le domaine médical, aucun système en la matière, n'a encore prouvé sa supériorité. D'après certains experts, le niveau technologique de ses plateformes n'est pas déterminé en fonction de la maladie de chaque patient [4]. En d'autres termes, ce niveau doit être sûr, assuré, réalisable, efficace, durable et aussi il doit mettre en place des systèmes flexibles pouvant être personnalisés en fonction des besoins de chaque patient et adaptés à des divers contextes de soins de santé.

Pendant notre recherche dans la littérature des systèmes de Télésurveillance des signaux vitaux, nous avons trouvé un impact de projets. La majorité de ces systèmes ont été mis au point pour suivre plusieurs signaux vitaux, notamment l'électrocardiogramme (ECG), la fréquence cardiaque (FC), la fréquence respiratoire (FR), la pression artérielle (PA), la saturation en oxygène dans le sang (SpO_2), la glycémie et beaucoup d'autres signaux physiologiques. Ces projets utilisent de différentes méthodes et des systèmes de mesures appartenant aux domaines de l'électronique, de l'informatique et de la télécommunication, afin de mettre en évidence des systèmes de Télésurveillance.

Nous avons observé à travers cette recherche que la majorité de ces systèmes visent soit à :

- Télésurveiller un seul paramètre physiologique ;
- Ou surveiller localement ces signaux (manque la transmission à distance des données surveillées) ;
- Ou extraire des paramètres des autres signaux ;
- Ou étudier un seul côté du système de Télésurveillance (création d'un réseau par exemple) ;
- Ou télésurveiller la vitalité de l'être humain ;
- Etc...

Le plus important ici, c'est que nous pouvons être certains que la majorité de ces travaux ne sont pas dirigés d'effectuer un véritable diagnostic permettant la proposition d'un traitement approprié à distance.

A cet effet et en raison des avantages de ces systèmes revenant au profit des patients et des médecins, ainsi qu'au profit du secteur de la santé en général, nous avons déjà commencé notre étude ceux-ci au niveau du Magister sous le titre : « Etudes Et Réalisation D'un Habitat Intelligent Pour La Santé (HIS) ». Dans lequel, nous avons étudié les avantages, les inconvénients des systèmes de surveillance médicale à distance et les obstacles qui empêchent leur développement, et avons abordé les réglementations proposées dans ce domaine et aussi, nous avons abordé la structure générale de ces systèmes. Cette étude nous a guidés au développement d'une application permettant de connecter à distance le patient et le médecin par voie audiovisuelle, d'échanger des informations et des fichiers médicaux et d'envoyer le signal ECG du patient au médecin.

Durant l'étude des HIS, nous avons constaté qu'ils couvraient un vaste domaine, remplissaient plusieurs tâches et qu'ils jouaient un rôle important dans l'amélioration des soins de santé dans divers contextes médicaux.

Cette étude nous a conduit à mettre en place dans le cadre de cette thèse, une plateforme de Télésurveillance des signaux vitaux chez les patients atteints de maladies chroniques, qu'elles soient cardiovasculaires et/ou respiratoires, compatibles avec les caractéristiques et les exigences des maisons intelligentes.

Cependant, en raison de la difficulté d'appliquer la plateforme dans un environnement intelligent ou en d'autres termes, de l'indisponibilité de fournir un habitat intelligent pour la santé, nous avons élargi la réalisation de cette plateforme afin qu'elle puisse être appliquée dans divers environnements ; soit dans les habitats intelligents, ou en dehors de ces derniers pour les personnes hébergées dans différents hôpitaux, à la maison, au travail, aux pharmacies, etc... (c.-à-d. partout et à tout moment).

Comme nous avons mentionné déjà que le système cardiovasculaire et le système respiratoire sont liés l'un à l'autre, si un dysfonctionnement intervient dans l'un, il se produit un indice dans l'autre.

A cet effet, les signaux d'intérêt les plus utilisés couramment pour l'évolution de l'état fonctionnel de ces systèmes, sont l'électrocardiogramme (ECG), le photopléthysmogramme (PPG) et le pneumotachogramme (PTG).

Notre plateforme a pour objectif de télésurveiller ces trois signaux simultanément et en temps réel en respectant l'architecture des systèmes de Télésurveillances et des exigences des innovations d'équipements et des mesures biomédicales à travers les étapes suivantes :

- Implémentation et réalisation de quatre capteurs biomédicaux, capables à détecter les trois signaux comme suit :
 - ✓ Un capteur électrocardiographique (ECG) représentatif des activités électriques du cœur.
 - ✓ Un capteur photopléthysmographique droit (PPG-D) représentatif de circulation sanguine au bout d'un doigt de la main droite.
-

- ✓ Un capteur photopléthysmographique gauche (PPG-G) représentatif de circulation sanguine au bout d'un doigt de la main gauche.
- ✓ Un capteur pneumotachographique (PTG) représentatif des flux d'air pulmonaire.
- Implémentation d'une carte d'acquisition représentant l'interface de digitalisation et de communication entre ces quatre capteurs et l'ordinateur (PC).
- Implémentation d'une interface graphique du patient (IGP) installée au niveau du terminal local (ordinateur du patient (PC-P)), capable d'exécuter en temps réel, les fonctions suivantes :
 - ✓ La récupération des données transmises par la carte d'acquisition.
 - ✓ Le traçage de ces données à l'écran de l'ordinateur.
 - ✓ Le traitement de ces données.
 - ✓ La sauvegarde de ces données au disque dur de l'ordinateur.
 - ✓ L'établissement d'une connexion avec le terminal distant qui est le PC du médecin (PC-M) basée sur le Protocol TCP/IP sous l'architecture serveur/client et le PC-P qui joue le rôle du serveur.
 - ✓ La transmission de ces données au PC-M simultanément et en temps réel.
 - ✓ Et enfin faire un chat textuel entre le patient et le médecin.
- Implémentation d'une interface graphique du médecin (IGM) installée au niveau du terminal distant (ordinateur du médecin (PC-M)), capable d'exécuter en temps réel, les fonctions suivantes :
 - ✓ L'établissement de la connexion avec l'IGP qui joue le rôle du client.
 - ✓ Réception des données des signaux physiologiques transmises par l'IGP.
 - ✓ Traçage de ces données simultanément à l'écran du PC-M.
 - ✓ Sauvegarde de ces données au disque dur du PC-M.
 - ✓ Traitement de ces données.
 - ✓ Faire un chat textuel avec le patient.

Nous voulons atteindre par cette plateforme au point où le docteur peut faire une exploration fonctionnelle cardiorespiratoire à distance en fonction des résultats et des données reçues par et via cette plateforme.

Additivement aux raisons mentionnées précédemment, on peut en ajouter d'autres qui nous ont encouragés :

- L'ubiquiste des tablettes, des smartphones et des ordinateurs qui peuvent être servir le domaine de la santé. Aujourd'hui, à peine une maison est dépourvue de ces appareils.
 - De la prémisse que le patient est le plus intéressé à sa santé et qui devrait l'être. On espère que cette plateforme sera un outil d'encourager les patients à gérer leur propre maladie par eux-mêmes, à travers l'automesure et l'autodiagnostic.
 - La disponibilité des connexions internet dans chaque habitat avec une qualité de service suffisante pour l'application de Télésurveillance des signaux vitaux.
-

La thèse est constituée de cinq chapitres et s'est terminée par la conclusion réparties respectivement comme suit :

Chapitre I : Il dresse un aspect introductif sur la base de télémédecine et le rôle que joue la technologie de l'information et de la communication dans le secteur de la santé par la mise en œuvre de plusieurs services et systèmes afin d'améliorer ce secteur et la variabilité des systèmes introduits à partir de la télémédecine, la télé santé, la e-santé, la santé mobile et dernièrement la santé connectée. Il décrit la confusion entre ces domaines et ses sous domaines, et les recommandations des développeurs et celles des chercheurs pour faire de la distinction entre eux. Dans un autre lieu, il met en exergue, la notion de la Télésurveillance et comment elle peut être appliquée dans le domaine de la télémédecine en général et dans le HIS en particulier. Il décrit enfin, notre direction dans ce domaine et à quel usage appartient notre projet.

Chapitre II : Il présente une notion sur des signaux vitaux et les effets qui génèrent sur la peau du corps humain et les méthodes non-invasives pour les mesurer. Cette notion nous conduit à la proposition de classification de ces signaux suivant l'application dans le milieu médical d'une part, et suivant leur source et les effets qui les génèrent d'autre part. Par ailleurs, il décrit les signaux vitaux cardiorespiratoires en mettant en vue, ceux qui nous intéressent (l'ECG, PPG, PTG) et en mettant en évidence leur source par l'aspect anatomique et fonctionnel des systèmes cardiovasculaires et respiratoires.

Chapitre III : Il est consacré à l'approche architecturale des plateformes des systèmes de Télésurveillance médicale, orientées à télésurveiller les signaux vitaux. Il s'agit d'une démonstration de la structure en mettant en évidence tous les éléments nécessaires pour l'implémenter en détail avec un état de l'art de chaque élément. Nous mettrons ensuite l'accent sur les dernières tendances dans le développement de ces éléments utilisés pour la Télésurveillance des signaux cardiorespirographiques.

Chapitre IV : Il présente les outils utilisés pour construire notre plateforme, en expliquant leurs principes du fonctionnement. En premier lieu, par la description globale des caractéristiques principales du PIC18F4550 et en détail ses composants : le module ADC et le module USB. En deuxième lieu, par la description du protocole USB utilisé pour établir la communication entre le PIC et le PC. En dernier lieu par la description du protocole TCP/IP utilisé pour établir la communication distante.

Chapitre V : Il présente notre plateforme de Télésurveillance des signaux physiologiques (ECG, PPG, et PTG) basée sur l'architecture globale présentée dans le chapitre III. Il décrit tous les outils soit hardware ou software, et la manière que nous avons suivi pour implémenter notre plateforme, allant de la détection de ces signaux jusqu'à l'affichage sur l'écran du PC du médecin, en passant par le PC du patient. La fin de ce chapitre, elle décrit les résultats expérimentaux que nous avons obtenus à travers cette plateforme.

Et enfin, **la conclusion générale** : Nous l'avons consacrée à l'analyse de la situation que notre plateforme a atteinte et les résultats que nous avons bénéficiés de cette thèse. Ensuite, nous avons clôturé notre thèse par la proposition de certaines perspectives de recherche pour compléter et améliorer la plateforme à l'avenir.



Chapitre I Aspect Introductif de La Télésurveillance Médicale

Ce chapitre est consacré à une aperçue introductive des domaines de soins de santé existants qui reposent sur les technologies de l'information et de la communication (TIC). Il donne une vision claire sur la relation entre la Télémédecine et la Télésurveillance d'une part, et la Télésurveillance et l'habitat intelligent pour la santé d'autre part, et bien aussi pour clarifier où est situé le domaine de la télésurveillance entre l'énorme quantité des macros et micros domaines de la e-santé, afin d'éviter la confusion entre les techniques développées dans les domaines de Télémédecine et pour donner un point de vue où, notre projet est situé et à quel domaine il appartient

I.1 Introduction

L'évolution de technologie de l'information et de la communication (TIC) a joué un rôle majeur dans le développement de champ de santé et a fait naître un lexique riche de tous les domaines de santé, en commençant par les bases de Télécommunications qui sont l'origine de la Télémédecine (consultation téléphonique, transmission l'électrocardiogramme par voies téléphoniques), en élargissant la portée de la Télémédecine à la Télésanté, à la mise en réseau e-santé, récemment à la personnalisation des réseaux des services sanitaires (m-santé et u-santé) [5], [6], [7] et aujourd'hui à la santé connectée, etc... Figure I. 1.

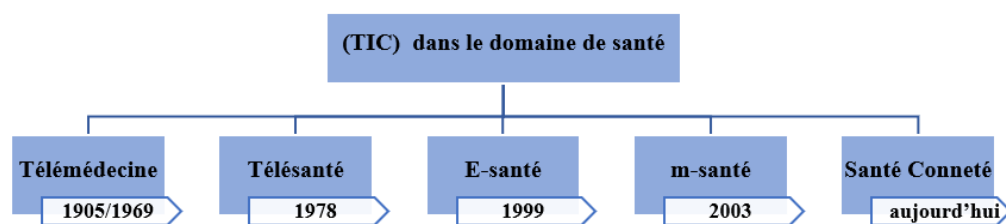


Figure I.1 Les domaines actuels de la santé basés aux technologies de l'information et de la communication (TIC) et leurs origines [5].

Le domaine de la Télémédecine s'est considérablement développé, avec un nombre croissant d'applications et des macros et/ou micros domaines, une variété de technologies et avec une terminologie nouvellement introduite. Mais les terminologies des domaines macro/micro selon [5] ne sont pas bien définies, se chevauchent souvent et ont créé une confusion qui entrave le développement conceptuel de la Télémédecine. Comme le relevait la Haute Autorité de Santé en France dans son rapport de juillet 2013 consacré à « l'efficacité de la Télémédecine », l'usage des mots E-santé, Télésanté et Télémédecine continue à prêter à confusion.

A cet effet, et précisément pour différencier le terme Télésanté du terme Télémédecine l'Organisation Mondiale de la Santé (OMS) préconisait dès 1998, qu'on distingue les termes de Télémédecine et de Télésanté en réservant l'appellation Télémédecine « aux seules actions cliniques et curatives de la médecine utilisant les systèmes de télécommunication [7] et se limitant à la prestation de services par les médecins seulement [8] » et le terme Télésanté « aux services fournis par les professionnels de la santé en général, y compris les infirmiers, les pharmaciens et autres » [9]. Elle considère la Télésanté comme une expansion de la Télémédecine, mais contrairement à la Télémédecine qui se concentre plus étroitement sur l'aspect curatif, englobant les aspects préventifs, promotionnels et curatifs du domaine [10].

R. Bashshur et al. [5] préconisent dans leur article intitulé "The Taxonomy of Telemedicine" que chaque nouveau terme devrait être justifié sur la base de certains attributs uniques, et qu'il est temps de rechercher la clarté et le consensus sur ce qui constitue le contenu de la Télémédecine, de la Télésanté, de la E-santé et de la santé mobile (m-santé), ainsi que sur la substance des autres nouvelles conceptualisations et des néologismes y relatifs

qui commencent à apparaître, tels que santé connectée (c-santé) et santé omniprésente (u-santé) ou qui peuvent apparaître dans l'avenir. Ils ont recommandé de comprendre les différences et les points communs entre les macros et/ou micros de ces domaines.

Un rapport [11] délivré par The Deloitte Centre for Health Solutions intitulé « Connected Health How digital Technology is Transforming Health and Social Care » en 2015 consiste à analyser les opportunités et les obstacles à l'adoption du Connected Health or Technology-Enabled Care (TEC) pour les solutions en matière de santé, il définit que la TEC est un terme collectif pour les soins de santé à distance, la Télésanté, la Télémédecine, la Santé Mobile, la Santé Numérique et les services de santé en ligne. En plus, la TEC implique la convergence des technologies de la santé, des médias numériques et des appareils mobiles et est de plus en plus considérée comme une partie intégrante de la solution à de nombreux défis auxquels sont confrontés les secteurs de la santé, des soins sociaux et du bien-être, notamment pour permettre une intégration plus efficace des soins.

La Figure I. 2 dessinée dans le livre blanc du conseil national de l'ordre des médecins [7], donne une vue générale représentative de la relation entre les différents domaines offerts par TIC dans le domaine de santé. On peut voir dans cette figure que la E-santé ou Santé Electronique est un terme général comporte et décrit tous les termes et l'ensemble des moyens et services liés à la santé qui utilisent les nouvelles technologies de l'information et de la communication.

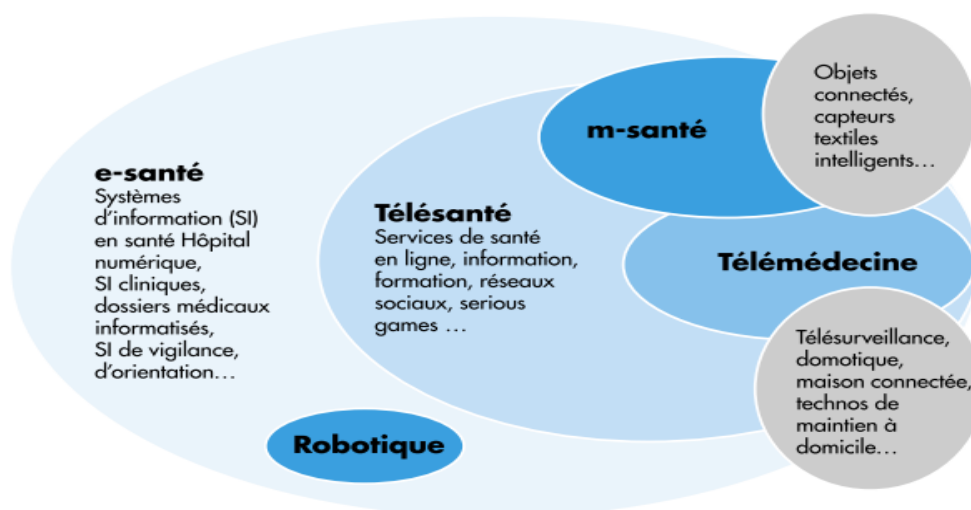


Figure I.2 La relation entre la e-santé, la Télésanté, la Télémédecine, la santé connectée et la m-santé [7]

A l'intérieur de ces concepts globaux, il est nécessaire et convient de distinguer strictement les activités offertes par chaque nouveau terme utilisant les TIC, qu'elles soient associées à la pratique médicale (Télémédecine) ou à la Télésanté.

Au regard de ce qui précède, nous pouvons donc dire que la Télémédecine est une partie de la Télésanté. Et aussi, la notion que la Télémédecine est un sous-ensemble de la Télésanté renforcée par la communauté qui tient à jour la page wiki sur la Télésanté [12]. On peut dire

aussi que la Télésurveillance, qui est le principal domaine d'intérêt abordé dans notre thèse, est un sous-ensemble de la Télé médecine.

I.2 La Télé médecine

La Télé médecine est la pratique de la médecine à distance, implique une interaction entre un fournisseur de soins de santé et un patient lorsque les deux sont séparés par la distance. Cette interaction peut avoir lieu en deux manières selon le moment de l'information transmise et l'interaction entre les individus impliqués. Soit de manière synchrone (en temps réel : transmission direct), par exemple par téléphone ou par l'utilisation d'une liaison audiovisuel via l'Internet. Soit de manière asynchrone (en temps différé ; stockage et retransmission), lorsqu'une requête est soumise et qu'une réponse est fournie plus tard, email est un exemple de cette technique [6][8].

Autrement, cela dépend principalement de ce quel type de données doivent être transmises à utiliser. S'il s'agit que le patient ou le professionnel de la santé référant envoie une description par courrier électronique d'un cas médical à un expert qui renvoie ultérieurement une opinion concernant le diagnostic et la prise en charge optimale, la manière asynchrone est la norme. D'un autre côté, si les personnes impliquées doivent être simultanément présentes pour un échange immédiat d'informations, comme dans le cas de la vidéoconférence, la manière synchrone est requis[9].

Les deux méthodes ont leurs avantages et leurs inconvénients et, selon les besoins spécifiques du service de Télé médecine concerné, une ou les deux méthodes peuvent être utilisées.[13]

Ces procédures sont dirigées par la Télé médecine via les différents types de service offerts. Alors, la Télé médecine est un concept multidimensionnel qui peut avoir de différentes significations pour différentes personnes selon le contexte dans lequel elle est utilisée. Les services de la Télé médecine peuvent être utilisés dans différents contextes médicaux (cardio, dermato, radio...) et par différents opérateurs : médecins généralistes, spécialistes hospitaliers, tout agent de santé, y compris les non médecins, et les patients peuvent bénéficier de l'utilisation de celle-ci à plusieurs égards (meilleure gestion, simplification des procédures, réduction du transfert). Ces services impliquent la transmission sécurisée d'informations et de données médicales sous forme de texte, de sons, d'images ou d'autres modalités pour la prévention, le diagnostic, le traitement et le suivi ultérieur des patients [5].

Il y a un certain nombre de type de service offert par la Télé médecine cela dépendant de type d'utilisation dans les différents contextes (cardio, etc...). Ceux-ci comprennent la Téléconsultation, la Télésurveillance et les soins à distance. Ces services s'appellent les actes de la Télé médecine et se limitent suivant [6] sur cinq actes constitutifs principaux : Téléconsultation médicale, Téléexpertise médicale, Télésurveillance médicale, Téléassistance médicale et réponse médicale apportée dans le cadre de la régulation médicale.

Conséquemment, ces services devraient être considérés comme un véritable service de diagnostic / thérapeutique [14].

La Télésurveillance est l'une des services les plus courants en Télémedecine dans les scénarios de surveillance soit à l'intérieur ou à l'extérieur de la maison, et on espère qu'elle peut améliorer la qualité des soins et l'efficacité des services fournis[15].

Ce qui nous intéresse au niveau de cette thèse, c'est l'acte de la Télésurveillance, que nous considérons le plus approprié aux monitorages des signaux vitaux pour un patient souffrant de maladie chronique et/ou qui réalise et vérifie les conditions d'habitation dans un habitat intelligent pour la santé (HIS).

I.3 La Télésurveillance Médicale

La Télésurveillance médicale (Telemonitoring) ou surveillance à distance (Remote Monitoring) est en effet, ayant pour objet de permettre à un professionnel médical d'interpréter à distance les données nécessaires au suivi médical d'un patient, et le cas échéant, de prendre des décisions relatives à la prise en charge de ce patient [6]. L'enregistrement et la transmission des données peuvent être automatisés ou réalisés par le patient lui-même ou par un professionnel de santé.

La prévalence croissante des problèmes de santé chroniques et le besoin urgent de ressources de santé efficaces, encouragent l'adoption de nouveaux modèles efficaces de soins de santé. Parmi ces modèles, la Télésurveillance à domicile des patients atteints de maladies chroniques, pourrait offrir une solution possible[16]. La Télésurveillance à domicile fonctionne sur le principe de permettre au professionnel de santé de surveiller et rester en contact avec tous les patients sous sa surveillance et sur le but d'augmenter la satisfaction du patient et de fournir un meilleur soin [17].

Le marché en plein essor de la Télésurveillance en soins de santé transforme les soins de santé d'un modèle réactif centré sur l'hôpital vers un modèle proactif centré sur l'individu qui privilégie la détection précoce et la prévention des troubles ainsi que la gestion personnalisée de sa santé [9][18][19].

Certains prédisent que la Télémedecine transformera profondément la prestation des services de santé dans le monde industrialisé en transférant la prestation des soins de santé loin des hôpitaux et des cliniques vers les maisons.

Les systèmes de Télésurveillance sont des composants communs des maisons intelligentes, qui utilisent les technologies de Télécommunication et l'internet pour fournir un contrôle à domicile et soutenir les patients à distance à partir de centres d'assistance spécialisés [10].

Nous évoquons ici la Télésurveillance en considérant qu'elle fait partie de la Télémedecine et qu'elle est spécialisée dans l'envoi des données médicales surveillées par des dispositifs médicaux ou par vidéoconférence directement entre le patient et le médecin spécialiste.

Une des dernières avancées technologiques, est l'intégration de systèmes de Télésurveillance des signaux vitaux dans des maisons intelligentes, auxquelles le secteur de la santé accorde une attention considérable en raison des nombreux avantages qu'il offre à ce secteur.

Dans le mémoire de magister [20], nous avons étudié l'habitat intelligent pour la santé (HIS) en détail : ses types, buts, états de l'art, enjeux, et ses avantages, et nous avons été guidés à élaborer ce projet de doctorat. Nous en citons dans la partie suivante un bref rappel à ce sujet en ce qui concerne la Télésurveillance médicale.

I.4 Un Aperçu des Projets HIS

Le terme habitat intelligent (smart home), ou (smart house), a été utilisé pour la première fois en 1984 par American Association of House Builders. Il recouvre l'automatisation de certaines fonctions de l'habitat, en fonction des besoins des occupants. Le terme « smart » renvoie à une notion plus large liée à l'astuce, la rapidité et l'élégance, qui correspond à ce qu'on attend ou imagine de l'habitat au service des occupants[21].

Le smart home peut non seulement se décliner en fonction des besoins de base des occupants, mais aussi, s'adapter à des exigences particulières comme les contraintes liées à un âge avancé, à un handicap et ou à une maladie chronique.

Selon [22] la Figure I.3 représente la catégorisation des projets de maisons intelligentes en fonction des services prévus.

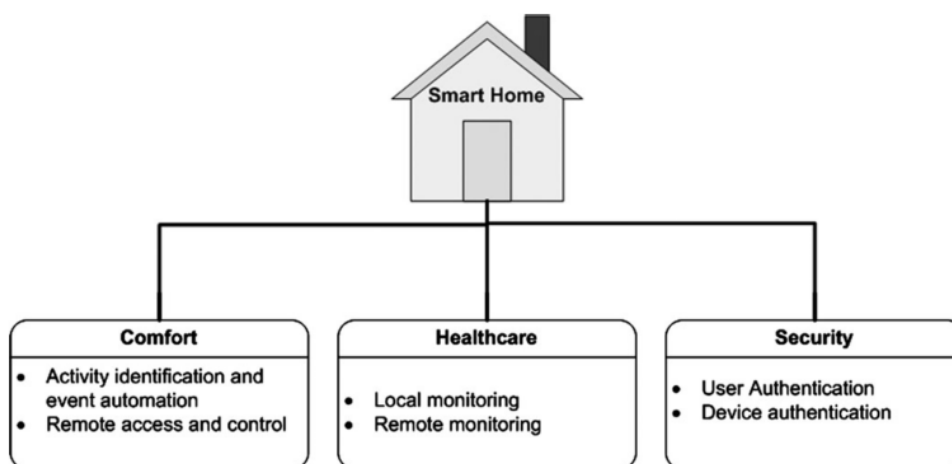


Figure I.3 Catégorisation des projets de maisons intelligentes en fonction des services prévus [22].

Une maison intelligente peut potentiellement fournir une variété de services allant de l'automatisation simple des tâches (par exemple : le contrôle de la température ambiante) à l'analyse ou la prédiction de l'emplacement d'un résident au comportement ou à la reconnaissance de l'état de santé d'un occupant avec la transmission ultérieure des données collectées pour la surveillance à distance. Afin de répondre aux besoins du patient en matière de santé, son habitat doit comprendre un système de télésurveillance des signaux vitaux.

Les services de surveillance de santé peuvent être fournis localement ou à distance. Les services de surveillance locale peuvent être mis en œuvre sur site en tant que solutions autonomes pour générer des rapports de santé localement. L'autre service est la surveillance à distance (la télésurveillance) est un moyen efficace qui consiste à utiliser des fournisseurs de services de soins de santé à distance pour le soutien d'urgence.

I.4.1 Surveillance locale

Les maisons intelligentes offrent des services de surveillance des patients afin d'identifier les problèmes de santé, d'assurer des services d'assistance et de générer des alertes locales ou des alarmes si nécessaires. Une maison peut produire des tendances à long terme de la santé des utilisateurs (par exemple : l'enregistrement des données physiologiques), qui peuvent être analysées par un cabinet médical ou par l'utilisateur lui-même [22], [23].

I.4.2 Surveillance à distance (Télésurveillance)

La télésurveillance emploie des prestataires de services de santé spécialisés pour fournir un soutien médical instantané dans les situations d'urgence. La maison surveille le patient à l'aide de capteurs physiologiques et communique automatiquement avec l'aidant si une anomalie d'un signal physiologique est détectée. Des capteurs normaux ainsi que des systèmes de traitement de l'information sont utilisés pour observer les occupants qui génèrent une alarme dans un centre de soins de santé distant en cas d'inactivité de l'utilisateur [24].

Il existe plusieurs processus différents pour aider l'habitant et surveiller sa santé et son bien-être. D'abord, il faut surveiller le contexte de l'habitant à l'aide d'un ensemble de capteurs (perception), ensuite, transmettre les données des capteurs au centre de surveillance de l'hôpital pour être traitées et analysées afin de reconnaître le contexte de l'habitant et de l'environnement (analyse des données et prise de décision). Enfin, les connaissances dérivées peuvent être utilisées pour informer l'occupant, en rapportant la situation de sa santé ou en déclenchant des alarmes pour faire ce qu'il faut.

Depuis ces processus apparait clairement que les deux services de santé offerts par des habitats intelligents (monitorage local et monitorage distant) sont subtiles de l'acte télésurveillance médicale qui est composé de deux modules essentiels qui seront cités dans la partie suivante (I.5).

Suivant Bendel [21], le développement du smart home n'est actuellement qu'à ses débuts avec des modèles de laboratoire mais certains promoteurs proposent déjà des maisons pouvant être équipées d'un système de gestion de fonctions domestiques.

Noury et Rialle [25][26] ont mentionné de nombreux projets des habitats intelligents pour la santé comportant une variété des systèmes de télésurveillance, mais peu d'entre eux, ont atteint le stade industriel et certains ont été commercialisés. Les caractéristiques requises par les systèmes de télésurveillance sont déterminées depuis longtemps[27]. Il est maintenant

établi et accepté que ces systèmes doivent être ouverts et capables d'incorporer des techniques extrêmement diverses et suffisamment flexibles pour s'adapter à la situation de chaque patient et prendre en compte l'aspect dynamique de son état de santé[26].

I.5 Application de la Télésurveillance Médicale dans le Cadre de L'habitat Intelligent pour la Santé

Lors de notre étude sur l'habitat intelligent au cours de la phase de préparation du magister, nous avons constaté qu'il couvrait un vaste domaine, qu'il remplissait plusieurs tâches et qu'il jouait un rôle majeur dans l'amélioration des soins de santé dans divers domaines.

Cette étude nous a conduit à mettre en place une plateforme de télésurveillance des signaux vitaux pour les patients atteints de maladies chroniques.

L'intégration d'un système de télésurveillance au niveau du secteur de santé en général et dans le cadre de HIS en particulier, est une solution très importante, elle vise à améliorer la qualité de vie des personnes qui accordent de l'importance à leur santé en surveillant les activités vitales et fonctionnelles physiologiques ou bien qui sont souhaitées suivre leur état de santé. Et dépasse ensuite ces objectifs en observant en outre, un patient souffrant d'une maladie chronique ou d'une personne nécessitant de soin médical spécial [2],[28],[29].

La surveillance de la situation sanitaire à distance pour ces sujets se fait par :

- La télésurveillance périodique des signaux vitaux physiologiques via les instrumentations biomédicales installées à l'habitat intelligent.
- La télésurveillance des activités juridiques en installation des caméras de surveillance à chaque pièce de l'habitat intelligent.
- Le contact audiovisuel entre le patient et son médecin traitant.

Les systèmes de télésurveillance médicale sont généralement composés en deux modules principaux distants [26][27] [30] :

1. Une unité locale au niveau de l'habitat comporte des dispositifs médicaux DM et un système de traitement et de transmission des signaux reçus des DM.
2. Une unité distante au niveau de centre de télé-vigilance pour la réception et le traitement des données, messages et alarmes reçus des habitats.

En effet, pour que ce système soit adopté à l'habitat , il doit répondre à certaines exigences pour être accepté par l'ensemble des utilisateurs concernés[20] [26][31] : le respect de la vie privée, la tolérance et l'acceptabilité, l'efficacité, la facilité d'utilisation et le faible coût. Il est aussi indispensable de mener des études dans des conditions réelles afin de valider l'acceptabilité du système en tenant compte des recommandations des utilisateurs.

La télésurveillance des signaux vitaux est un facteur principal pour évaluer l'état sanitaire des personnes et elle est une exigence croissante pour la communauté médicale pour un certain nombre de raisons qui peuvent être décrites comme suit [32]:

1. Nécessité accrue d'enregistrer les signaux vitaux de manière continue dans des conditions de vie normale, c'est-à-dire pendant des jours et des semaines, ce qui n'est pas réalisable dans les hôpitaux.
2. Augmentation du nombre de résidents dans les centres de vie assistée et du nombre de personnes âgées vivant seules chez eux, en raison de l'augmentation rapide de la population vieillissante et de la nécessité de surveiller elle-même les signaux vitaux.
3. Le nombre croissant de personnes atteintes de maladies chroniques, d'où la nécessité de surveiller soi-même et à distance les signaux vitaux.
4. Besoin accru des prestataires de soins de santé de mesurer avec précision les signaux vitaux de leurs clients.
5. La question de la hausse des coûts des soins de santé dans le monde entier.

I.6 Conclusion

Le développement rapide des TIC, parallèlement à l'émergence de nombreuses maladies dans le monde, ont attiré des professionnels de la santé et des chercheurs vers la course à l'innovation et la création de nombreuses solutions et mettre en place beaucoup d'équipements médicaux et des systèmes de Télésanté afin d'améliorer les soins de santé, où les innovations ont atteint au point de rendre le patient capable de gérer sa propre maladie par lui-même.

L'utilisation des TIC dans le secteur de santé, a conduit et encore, a généré de nombreux termes dans la mesure où ils ne peuvent pas être distingués (e-santé, Télésanté, Télémedecine, m- santé, santé connecté, etc...) et cela, a souvent confuse les utilisateurs, les lecteurs et même les chercheurs. Ce qui a poussé les chercheurs à faire les recommandations de nécessités de définir chaque terme et de déterminer ses contextes.

Enfin, notre projet vise le domaine de la télésurveillance médicale qui est un sous ensemble de la Télémedecine. Certains de ses applications qui nous intéressent, concernent la télésurveillance des signaux vitaux et la communication audiovisuelle entre le patient et ses médecins traitants.

Les Paramètres Vitaux Cardiorespiratoires et les Méthodes de Mesures

Ce chapitre représente en premier lieu une définition et classification des différents signaux vitaux en mettant en vue les signaux basiques les plus couramment mesurés cliniquement et certains signaux physiologiques représentatifs des activités vitales de certains organes. Dans un autre lieu, il explore l'origine et la physiologie relative à ces signaux avec exposition des méthodes de mesure non invasives de ces signaux. En dernier lieu, nous décrivons les signaux générés par les systèmes cardiovasculaires et respiratoires à travers un rappel anatomique et fonctionnel sur ces systèmes et nous terminons par la sélection des signaux que nous allons explorer dans notre thèse.

II.1 Introduction

Le corps humain est constitué d'un certain nombre de systèmes : cardiovasculaire, respiratoire, nerveux, musculaire, digestif, etc... Chacun de ces systèmes est constitué de plusieurs organes qui effectuent de nombreux processus physiologiques. Chaque processus physiologique est associé à certains types de signaux appelés signaux physiologiques qui reflètent leur nature et leurs activités [33].

L'activité des organes vitaux de l'être humain provoque des effets physiologiques et physiques sur le corps humain. Bien que la plupart de ces effets soient imperceptibles pour les êtres humains en raison de la limite de la sensibilité, en effet cette dernière est limitée à cinq sens (la vue, l'ouïe, l'odorat, le goût et le toucher) qui sont limités en soi.

Ces effets causés par des activités des organes de corps humain, représentent des paramètres physiologiques de nature mécanique, acoustique, électrique et/ou thermique qui peuvent être observés depuis la surface de la peau par des systèmes de mesure direct ou indirecte comme signaux physiologiques vitaux[34] [35][36].

La couche externe de la peau en effet, représente une surface de 1,5 à 2,3 m². Sur cette surface, il peut être apparait plusieurs signaux physiologiques représentatifs des activités des organes comme les montre la Figure II. 1.

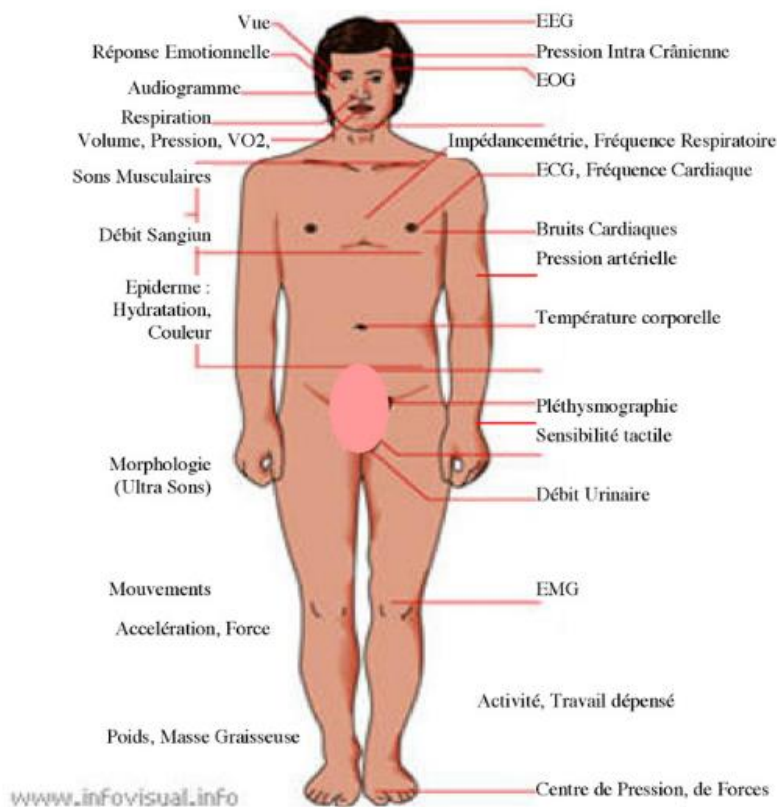


Figure II.1 La peau est en regard de tous les organes vitaux, elle offre ainsi des sites de mesures non invasives sur le corps humain [37]

Ces signaux peuvent être détectés de manière directe ou indirecte et non invasive sur cette surface par des capteurs relatifs à ses effets physiques [38].

II.2 Les signaux vitaux

Comme nous avons mentionné déjà, le corps humain est composé de nombreux organes, chacun ayant sa propre fonction, qui consiste à achever un travail spécifique ou à compléter le travail d'un autre membre afin de terminer ses activités physiologiques liées à sa vitalité. Chaque organe a des événements physiologiques et des signaux indiquant sa fonctionnalité. Ces signaux s'appellent des signaux vitaux.

Alors, le terme signaux vitaux suggère des fonctions physiologiques vitales ou critiques [39]. Ces signaux peuvent être divisés en deux grandes parties en fonction de leurs utilisations dans le domaine médical : signaux vitaux basiques et signaux vitaux propres pour chaque organe.

II.3 Les signaux vitaux basiques

Les signaux vitaux basiques sont utilisés par les cliniciens comme une évaluation rapide et générale de l'état de santé des patients et sont souvent mesurés par un assistant médical avant ou durant la visite d'un patient au cabinet. Ils sont également régulièrement mesurés pour les patients hospitalisés pour une évaluation périodique de leur statut. Ces signaux qui doivent être mesurés pour chacun, soit qu'il souffre de n'importe quelle maladie, ou soit pour un suivi médical normal. La mesure des signaux vitaux basiques représente une simple évaluation de l'état physiologique et physique d'un individu [40] [41].

Traditionnellement, quatre signaux vitaux basiques et principaux pour évaluer l'état sanitaire sont : la température, le pouls, la fréquence respiratoire et la pression artérielle [40] [42].

II.3.1 La Température Corporelle

La température corporelle est le degré de chaleur maintenu par le corps. Elle reflète l'équilibre entre la chaleur produite et la chaleur perdue dans le corps [42][39]. La température corporelle normale est d'environ 36 à 37,5 °C Figure II.2 [43][42].

Jadis, les températures corporelles étaient mesurées à l'aide de thermomètres à mercure.

Récemment, la température est mesurée avec différents types de thermomètres (chimique, électronique, etc...) Figure II.3.

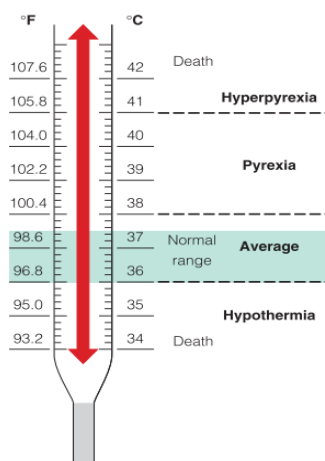


Figure II.2 Les gammes de température corporelle normale et altérée et les termes utilisés pour décrire les altérations de la température corporelle [42].

Chaque type présente des avantages et des inconvénients [39]. Le médecin doit donc réfléchir de manière critique au type de thermomètre le mieux adapté à chaque patient.



Figure II.3 Certains types de thermomètres commerciaux.

II.3.2 Le Pouls

Le pouls est une vague de sang créée par la contraction du ventricule gauche du cœur. Généralement, l'onde de pouls représente le débit volumique ou la quantité de sang qui entre dans les artères à chaque contraction ventriculaire.

Une impulsion est couramment évaluée par la palpation (sensation) ou par l'auscultation (audition). Les trois doigts du milieu de la main sont utilisés pour palper tous les sites d'impulsion sauf l'apex du cœur [42], un stéthoscope est utilisé pour évaluer les impulsions apicales.

Un stéthoscope à Ultrasons Doppler (DUS) Figure II.4 est utilisé pour les impulsions difficiles à évaluer. Le DUS possède des écouteurs similaires aux écouteurs stéthoscopes standards, mais il a un long cordon attaché à une unité audio à volume contrôlé et un transducteur à ultrasons.



Figure II.4 Un stéthoscope à Ultrasons Doppler (DUS) [42].

Le DUS détecte le mouvement des globules rouges dans un vaisseau sanguin, contrairement au stéthoscope conventionnel, il élimine les sons ambiants.

II.3.3 La Fréquence Respiratoire

La respiration est l'acte de souffle. L'inhalation ou l'inspiration se réfère à l'apport d'air dans les poumons. L'exhalation ou l'expiration fait référence au déplacement des gaz des poumons vers l'atmosphère. La ventilation est également utilisée pour désigner le mouvement de l'air vers et hors les poumons[42].

La mesure de la fréquence respiratoire est une composante fondamentale des signaux vitaux du patient. Elle est reconnue comme l'une des indicateurs les plus sensibles de la maladie grave, et elle peut être utilisée pour surveiller la progression de la maladie mais aussi pour prédire les événements nécessitant une attention clinique immédiate comme l'arrêt cardiaque [44].

Le taux respiratoire varie normalement avec l'âge, l'effort, les émotions et d'autres facteurs [39]. Le nombre normal des souffles chez l'adulte varie entre 12 à 20 respiration/min [39][43]. Il est mesuré traditionnellement par le comptage des souffles durant une minute (Figure II.5). Cette fréquence peut se calculer à partir d'un enregistrement spirométrie.



Figure II.5 Comptage les cycles respiratoire [45]

II.3.4 La pression Artérielle

La pression artérielle est la mesure de la pression exercée par le sang lorsqu'il traverse les artères. Parce que le sang se déplace dans une vague variable, il y a deux mesures de la pression artérielle :

- La pression systolique est la pression du sang à la suite de la contraction des ventricules, c'est-à-dire la pression de la hauteur de l'onde sanguine.
- La pression diastolique est la pression du sang lorsque les ventricules sont au repos. La pression diastolique est donc, la pression la plus basse qui est présente à tout moment dans les artères[42].

La pression artérielle est mesurée en millimètres de mercure (mm Hg) et enregistrée en tant que pression systolique sur pression diastolique (par exemple 110/74 mm Hg)[39].

La différence entre les pressions diastoliques et systoliques est appelée pression pulsée. Une pression d'impulsion normale est d'environ 40 mm Hg, mais elle peut atteindre 100 mm Hg pendant un effort déployé [42].

La mesure faite classiquement par un brassard gonflable circulaire relié à un manomètre, qui peut être soit un appareil appelé tensiomètre ou sphygmomanomètre, soit un manomètre à tube en U à mercure.



Figure II.6 Sphygmomanomètre classique et stéthoscope

L'association tensiomètre manuelle et stéthoscope est de plus en plus remplacée par des appareils automatiques (tensiomètres électroniques) avec un brassard gonflé par un moteur et détection soit ; des bruits par un microphone (méthode auscultatoire), soit des variations d'amplitude de l'onde de pouls (méthode oscillométrique). Ces appareils permettent des mesures répétées et la surveillance presque en temps réel de la pression sanguine.

Lorsqu'on couple un tensiomètre électronique à une batterie et à une mémoire (Figure II.7), on peut prendre alors la pression artérielle de manière répétée durant 24 h : c'est le MAPA (Monitoring Ambulatoire de la Pression Artérielle) faussement appelé aussi Holter tensionnel.



Figure II.7 Tensiomètre électronique automatique de poignet indiquant la pression systolique et diastolique

II.3.5 Le cinquième signal vital

Récemment, nombreuses agences comme (the Veterans Administration, American Pain Society, and The Joint Commis) ont désigné la douleur (Pain) comme un cinquième signal vital à évaluer en même temps comme des autres quatre signaux [46][42].

II.3.6 Les signaux vitaux supplémentaires

Certains experts ont recommandé que d'autres facteurs affectent les soins aux patients et en résultants qu'il doivent être ajoutés aux cinq mesures traditionnelles à évaluer de l'état sanitaire [39][40], parmi ces facteurs:

- La saturation en oxygène obtenue par oxymétrie de pouls fournit des informations importantes sur la concentration en oxygène dans le sang artériel.
- Le statut tabagique a été évalué par certains fournisseurs comme un signal vital lors de la première rencontre avec un patient.
- La détresse émotionnelle est recommandée par certains comme un signal vital [39].

II.4 Signaux vitaux propres à chaque organe

Chaque organe du corps humain a son signal physiologique propre qui reflète ses activités, et chaque signal peut être mesuré par un capteur relatif à son effet physique.

Suivant Noury et al. [37], les principaux signaux vitaux font appel aux relevés de grandeurs :

- **Électriques** : On sait depuis longtemps que les champs électriques générés par les potentiels d'action qui accompagnent la conduction de l'influx nerveux et par la dépolarisation et la repolarisation des membranes musculaires peuvent se propager à travers les différentes couches volumétriques des tissus corporels et peuvent être détectés à la surface de la peau. Ces potentiels sont nommés en fonction de leurs sources : des muscles, nous avons l'électromyogramme (EMG); du cerveau, l'électroencéphalogramme (EEG) et les potentiels corticaux évoqués (PCE); des yeux, l'électrooculogramme (EOG) et l'électrorétinogramme (ERG); des oreilles, l'électrocochléogramme (ECOG); et du cœur, nous avons l'électrocardiogramme (ECG ou EKG)[34].

En général, la mesure de ces potentiels bioélectriques durant l'activité de ces organes à partir de la surface du corps (peau) utilise des électrodes électrochimiques pour coupler les potentiels électriques situés à des points de la surface de la peau aux fils de cuivre qui se connectent à l'amplificateur et puis à la fin de la chaîne de mesure. Mais on utilise de plus en plus des électrodes « sèches », plus anallergiques, qui exploitent l'effet capacitif du couple électrode-peau ;

- **Mécaniques** : Certaines activités des organes du corps humain produisent une grandeur mécanique pour accomplir leurs fonctions. Le pompage du sang dans le système vasculaire ainsi que l'échange d'air par le système respiratoire sont des opérations mécaniques se traduisant par des mouvements et des déformations d'organes, ainsi que par un déplacement de fluide.

Le spiromètre et le pneumotachographe sont des techniques les plus utilisées pour mesurer le flux d'air respiratoire et les volumes pulmonaires.

Les modifications substantielles de la taille des poumons au cours du cycle respiratoire entraînent un déplacement de la surface du corps qui peut même être distingué à l'œil nu. De plus, le mouvement et la déformation du cœur, ainsi que l'onde de pouls traversant le corps, entraînent des déplacements et des vibrations de la surface du corps. Les technologies de capteurs qui reposent principalement sur ces effets sont les méthodes d'analyse balistocardiographique/sismocardiographique (BCG / SCG), basées sur les ondes radar, sur le laser, ainsi que sur la vidéo.

Il y a d'autres signaux physiologiques de nature mécanique peuvent être détectés sur la surface du corps humain, parmi ces signaux : la pression artérielle (Pa), la posture, le poids, la force, le centre de pression. Il s'agit principalement de capteurs de pression ou d'accélération intégrés sur silicium, utilisant les effets capacitifs, piézorésistifs et piézoélectriques.

- **Thermiques** : température de surface, température pseudo-interne, taux d'hydratation des tissus sous-cutanée. Il s'agit de thermistances pour les mesures passives, parfois associées à des sources thermiques régulées dans le cas de capteurs actifs.

Le changement de débit d'air respiratoire peut être mesuré par des spiromètres à fil chaud qui mesurent la résistance électrique d'un fil en fonction du débit d'air, la température du fil varie proportionnellement à la vitesse du flux.

Le flux sanguin dans les régions du corps proches de la peau entraînent des changements de température, il peut être mesuré et analysé par thermographie [35].

- **Optiques** : Le sang a un spectre d'absorption de lumière différent de celui des tissus environnants. Lorsque la peau est perfusée, la nature pulsatile du flux sanguin provoque une expansion et une contraction rythmiques des vaisseaux sanguins artériels.

Ces modifications microscopiques peuvent être mesurées en tant que modifications macroscopiques des propriétés optiques de la peau. Les méthodes considérées sont la

photopléthysmographie (PPG) ainsi que l'imagerie photopléthysmographique (PPGI). De plus, l'hémoglobine oxygénée a un spectre d'absorption différent de celui de l'hémoglobine désoxygénée, ce qui permet à ces technologies de déterminer la saturation en oxygène.

- **Acoustiques** : Durant l'activité électrique du cœur produit des effets de nature mécaniques générant des signaux sonores représentés par le phonocardiogramme (PCG). Et aussi le mouvement mécanique de poumons génère des bruits respiratoires, l'activité de muscles aussi elle génère des sons musculaires.

Les microphones « électrets » sont largement utilisés pour détecter ces sons. De plus en plus, les transducteurs piézoélectriques (TPZ) venant remplacer ces microphones, car ils sont réversibles (émetteur et récepteur) permettant ainsi de fabriquer des capteurs actifs.

- **Ultrasonores** : les petites variations de flux sanguin et aussi les petits déplacements de cœur sont mesurés par les ondes ultrasonores comme c'est le cas de débit Doppler et l'imagerie échographique. On retrouve ici les TPZ qui fonctionnent très bien dans la bande des fréquences ultrasonores.

II.4.1 Les signaux vitaux cardio-respiratographiques

Les signaux physiologiques cardio-respiratographiques sont les signaux générés par les activités des deux systèmes cardiovasculaires et respiratoires. Ces activités causent des effets physiologiques et physiques qui apparaissent sur la peau du corps humain [35], [36]. A la base de ces effets, il peut être conçu les capteurs et les méthodes des mesures physiologiques.

Pour mieux comprendre les effets résultants des activités des systèmes cardiovasculaires et respiratoires, et aussi pour mieux choisir la méthode de mesure appropriée à chaque effet, il est nécessaire de comprendre leurs anatomies et physiologies. En plus, une compréhension de l'anatomie est importante pour l'application efficace de la plupart des techniques de diagnostic.

Une recherche dans la littérature dans le contexte de l'anatomie et la physiologie des systèmes cardiovasculaires et respiratoires a été fait. Au niveau de cette thèse, il nous intéresse seulement certains signaux qui apparaissent durant l'activité de ces deux systèmes.

II.4.1.1 Les signaux cardiovasculaires

Le système cardiovasculaire comprend trois composants interdépendants :

1. Le sang est un tissu conjonctif liquide qui exerce trois fonctions générales : le transport, la régulation et la protection,
 2. Le cœur qui pompe le sang,
 3. Les vaisseaux sanguins qui, à travers eux, le sang circule aux différents organes du corps humain.
-

II.4.1.2 Les signaux cardiaques

Par rapport les signaux cardiaques, la révolution cardiaque évaluée par la revue [47] nous suffit et nous intéresse au niveau de cette thèse comme un aperçu fonctionnel de ce système. Tous les événements associés à un battement cardiaque peuvent être représentés par la révolution cardiaque. Il est possible de comprendre une grande partie de la physiologie cardiaque en comprenant une seule révolution cardiaque. La Figure II.8 indique la relation entre les signaux électriques du cœur (électrocardiogramme), les événements mécaniques (contraction et relaxation) et les variations qui s'ensuivent dans la pression auriculaire, la pression ventriculaire, le volume ventriculaire et la pression aortique durant la révolution cardiaque.

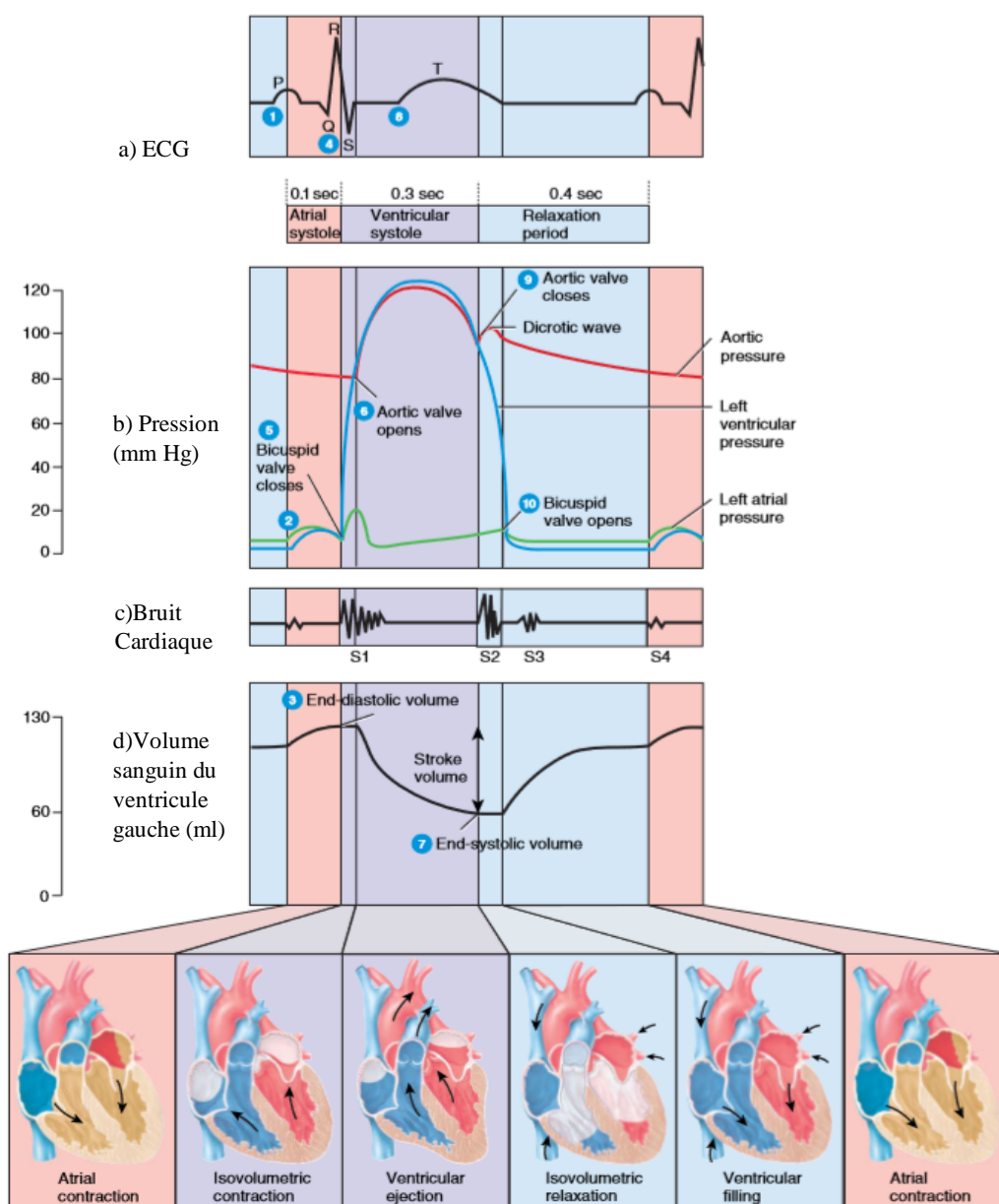


Figure II.8 Révolution cardiaque, a) ECG lié à la révolution cardiaque, b) Variations de la pression dans l'oreillette gauche, le ventricule gauche et l'aorte ainsi que l'ouverture et la fermeture des valvules durant la révolution cardiaque, c) Bruits du cœur liés à la révolution cardiaque, d) Volume ventriculaire gauche durant la révolution cardiaque [47].

II.4.1.2.1 Le signal vital : Electrocardiogramme (ECG)

L'activité électrique rythmique intrinsèque représente la force à la base des battements continus du cœur. Certaines cellules du muscle cardiaque produisent des ondes d'excitation spontanées (potentiels d'action) qui entraînent les contractions cardiaques. C'est la raison pour laquelle un cœur entièrement retiré du corps, par exemple, il continuera de battre même si tous les nerfs ont été coupés. Les signaux venant du système nerveux autonome et les hormones, comme l'adrénaline, contenues dans le sang, modifient en fait les battements cardiaques, mais ils n'établissent pas leur rythme fondamental.

Le cœur a un système de conduction, grâce à ce système. Les cavités cardiaques se contractent de manière coordonnée, faisant du cœur une pompe efficace. La figure II.9(A) indique les composantes du système de conduction :

- Le nœud sinusal ou sino-auriculaire (SA).
- Le nœud auriculo-ventriculaire (AV).
- Le faisceau auriculo-ventriculaire (faisceau de His).
- Les branches droites et gauches du ventriculaire.
- Les myofibres de conduction (réseau de Purkinje).

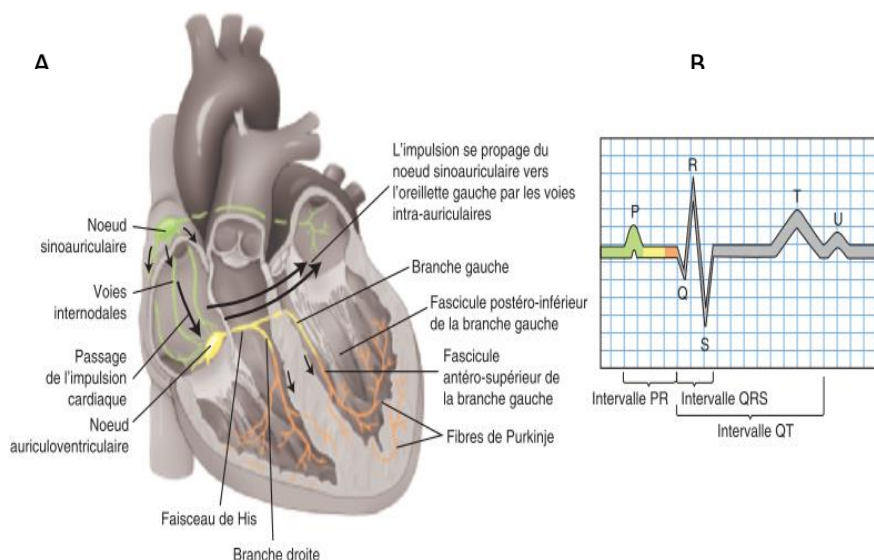


Figure II.9 A : Système de conduction du cœur, B : Tracé normal d'électrocardiogramme (ECG) [48]

Les courants électriques engendrés et propagés dans le cœur se transmettent facilement dans les liquides (eau et ions) de l'organisme, et on peut les détecter à la surface du corps. L'enregistrement des modifications électriques qui accompagnent la révolution cardiaque, représentent le signal électrocardiogramme (ECG). L'ECG est un ensemble de potentiels d'actions produit par toutes les fibres musculaires cardiaques durant chaque battement du cœur. Le dispositif utilisé pour enregistrer ces changements est l'électrocardiographe. Dans la pratique clinique, l'ECG est enregistré en plaçant des électrodes sur les bras et les jambes (dérivations des membres) et à six emplacements sur la poitrine. La personne étant au repos,

l'électrocardiogramme amplifie l'activité électrique du cœur et produit 12 tracés différents à partir de différentes combinaisons de dérivations des membres et de la poitrine. Chaque électrode placée sur un membre et sur la poitrine enregistre une activité électrique légèrement différente parce qu'elle se trouve dans une position différente par rapport au cœur.

Dans un enregistrement typique de la dérivation II (bras droit à jambe gauche), des ondes et des intervalles de signal sont clairement reconnaissables accompagnent chacune des révolutions cardiaques (figure II.9(A)) :

- L'onde P représente la dépolarisation des oreillettes.
- Le complexe QRS indique la dépolarisation des ventricules.
- L'onde T représente la repolarisation des ventricules.
- L'onde U, très nette, peut correspondre à la repolarisation des fibres du réseau de Purkinje ou être associée à de l'hypokaliémie.
- Les intervalles PR, QRS et QT rendent compte du temps nécessaire à l'impulsion pour se rendre d'une zone du cœur à l'autre.

II.4.1.2.2 Le signal vital : Phonocardiogramme (PCG)

Pendant chaque révolution cardiaque, quatre bruits de cœur sont produits. Toutefois, dans un cœur normal, seuls les deux premiers bruits sont suffisamment forts pouvant être audibles à l'aide d'un stéthoscope. Ces bruits sont émis principalement par la fermeture des valvules, et leur succession est représentée durant l'évolution cardiaque dans la Figure II.8. Cette succession est appelée Phonocardiogramme (PCG), et est enregistrée par la phonocardiographie. Ces bruits fournissent des renseignements précieux sur le travail mécanique du cœur.

II.4.1.2.3 Débit cardiaque

À chaque révolution cardiaque, une quantité du sang quitte le cœur sous haute pression et se distribue au corps avec haut débit formant le débit cardiaque. Le débit cardiaque est le volume de sang éjecté du ventricule à chaque minute. Il est déterminé par le volume de sang propulsé par le ventricule durant chaque battement (débit systolique) multiplié par le nombre de battements cardiaques dans une minute.

Chez un adulte au repos, le débit systolique est d'environ 70 ml par battement, et la fréquence cardiaque est d'environ 75 battements par minute.

Par conséquent, le débit cardiaque moyen est le suivant :

Débit cardiaque (ml/min) = débit systolique (70 ml/battement) x nombre de battements par minute (75 battements/min).

Débit cardiaque = 5 250 ml/min ou 5,25 l/min.

Bendjelid [49] présente une mise au point de certaines méthodes de mesure de débit cardiaque d'entre elles : la mesure par l'impédancemétrie thoracique, la méthode du doppler

œsophagien, l'échocardiographie-doppler et par l'analyse de l'onde systolique de pression artérielle.

II.4.1.3 Les signaux vitaux du sang et du système circulatoire

Le sang transporte l'oxygène des poumons vers les cellules de l'organisme et le gaz carbonique des cellules vers les poumons. Il apporte également aux cellules les nutriments en provenance du tube digestif et les hormones sécrétées par les glandes endocrines. Finalement, il débarrasse les cellules de la chaleur et des déchets qu'elles produisent [50].

La circulation sanguine permet d'apporter aux cellules l'oxygène (O_2) et les substances nécessaires à leur fonctionnement et de transporter en retour le gaz carbonique (CO_2) et les déchets afin qu'ils soient éliminés.

L'appareil circulatoire est divisé en deux systèmes indépendants mais complémentaires Figure II.10:

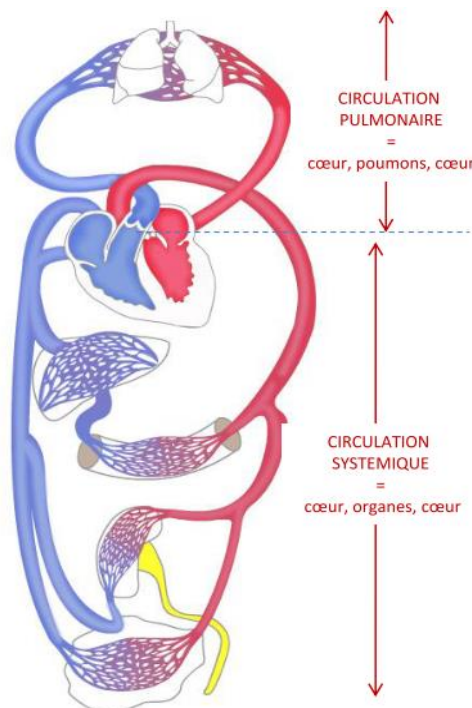


Figure II.10 Voies circulatoires [51]

La circulation systémique ou grande circulation : elle assure la vascularisation et l'oxygénation des tissus. Le sang oxygéné part du ventricule gauche par l'aorte qui se divise en artères et irrigue les organes et revient au cœur via les veines caves au niveau de l'oreillette droite chargé de gaz carbonique. La durée de circuit est de 15 secondes. Le cœur rejette 10 litres de sang par minute.

La circulation pulmonaire ou petite circulation : elle permet au sang de se débarrasser du gaz carbonique et de se charger en oxygène. Le sang pauvre en oxygène part du ventricule droit par l'artère pulmonaire se charge en oxygène (hématose) au niveau des alvéoles pulmonaires et revient au cœur via les veines pulmonaires au niveau

de l'oreillette gauche. La durée de circuit est de 6 secondes. Le cœur rejette 10 litres de sang par minute.

Grâce à ce système, le cœur puise le sang dans le vaste réseau vasculaire du corps (les artères, les veines et les capillaires) [50].

L'écoulement de l'onde sanguine dans le système vasculaire engendre des effets de nature mécanique comme le débit sanguin et la pression sanguine. Certains de ces effets peuvent être mesurés par des dispositifs propres (pression artérielle partie II.3.4.). On prend habituellement la pression sanguine au niveau de l'artère brachiale gauche et on la mesure à l'aide d'un sphygmomanomètre et le débit sanguin par des relations mathématiques.

La saturation sanguine en oxygène (ou l'oxymétrie considérée comme un signal vital) peut être mesurée de manière optique à travers la photoplytémographie (PPG représente l'activités circulatoires du sang) à n'importe quel point de la peau, qui en effet, couvre un grand réseau de vaisseaux sanguins. Cette mesure utilise le principe d'absorption de lumière rouge et infrarouge par les globules rouges oxygénés ou non oxygénés.

II.4.2 Les signaux vitaux du système respiratoire

Le système respiratoire comprend : le nez, le pharynx (la gorge), le larynx (boîte vocale), la trachée, les bronches et les poumons Figure II.11.

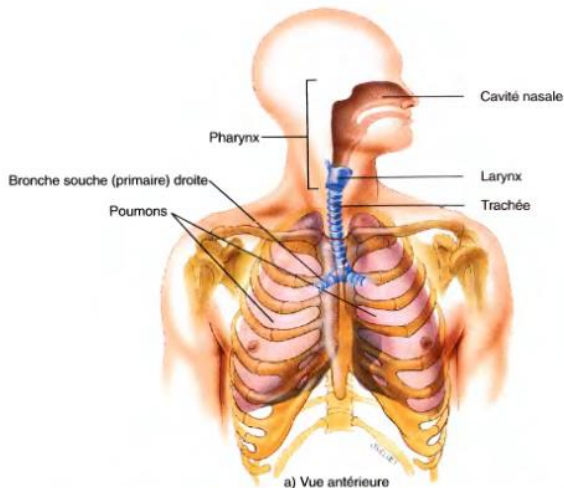


Figure II.11 Organes du système respiratoire [3].

Sur le plan structurel, le système respiratoire se compose de deux parties :

1. **Les voies respiratoires supérieures** comprennent le nez, le pharynx et les structures associées à ces parties du corps.
2. **Les voies respiratoires inférieures** comprennent le larynx, la trachée, les bronches et les poumons.

Sur le plan fonctionnel, le système respiratoire se divise en deux grandes zones.

1. **La zone conductrice consiste** en un système de cavités et de tubes inter reliés (nez, pharynx, larynx, trachée, bronches et bronchioles) qui conduisent l'air dans les

poumons (leur fonction est de filtrer, réchauffer et humidifier l'air et puis de le conduire aux poumons.).

2. **La zone respiratoire** est constituée des parties du système respiratoire où s'effectuent les échanges gazeux (bronchioles respiratoires, canaux alvéolaires et alvéoles) [3].

La principale fonction du système respiratoire est de fournir de l'oxygène à l'organisme et de débarrasser du gaz carbonique. Cette fonction fait intervenir au moins quatre processus : Figure II.12 [47] [3] [52].

- **Ventilation pulmonaire** se rapporte à l'inspiration et à l'expiration de l'air entre les poumons et l'atmosphère.
- **Respiration externe (pulmonaire)** est l'échange de gaz entre les poumons et le sang, c'est à dire diffusion de l'oxygène vers le sang et diffusion du gaz vers les cavités aériennes.
- **Transport de gaz respiratoire** : l'oxygène et le gaz carbonique doivent être transportés des poumons aux cellules, et vice versa. Tel est le rôle de système cardiovasculaire et du sang.
- **Respiration interne (tissulaire)** est l'échange de gaz entre le sang et les cellules, c'est à dire diffusion de l'oxygène vers les cellules et diffusion du gaz carbonique vers les capillaires.

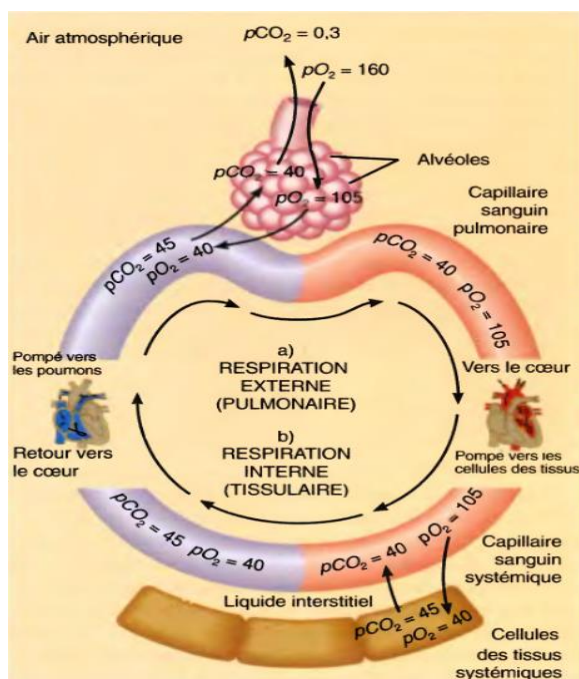


Figure II. 12 Variations des pressions partielles (en mm Hg) durant la respiration externe et interne [3].

Durant l'inspiration et l'expiration, une quantité variable de l'air se déplace vers ou en dehors des poumons. Cette quantité varie de plusieurs facteurs dépendent de caractéristiques physiques de l'être humain et des désordres des poumons.

Ces différentes quantités peuvent être classifiées en deux types [47] représentés par la Figure II.13:

Les volumes pulmonaires qui peuvent être mesurés habituellement, directement par le spiromètre ou par pneumotachographe.

Les capacités pulmonaires sont des combinaisons de différents volumes pulmonaires.

1. **Les volumes pulmonaires** [3] : Pendant la respiration normale, environ 500 ml d'air pénètrent dans les voies respiratoires à chaque inspiration. Le même volume d'air est expulsé de ces mêmes voies à chaque expiration. Ce volume d'air inspiré ou expiré est appelé volume courant.

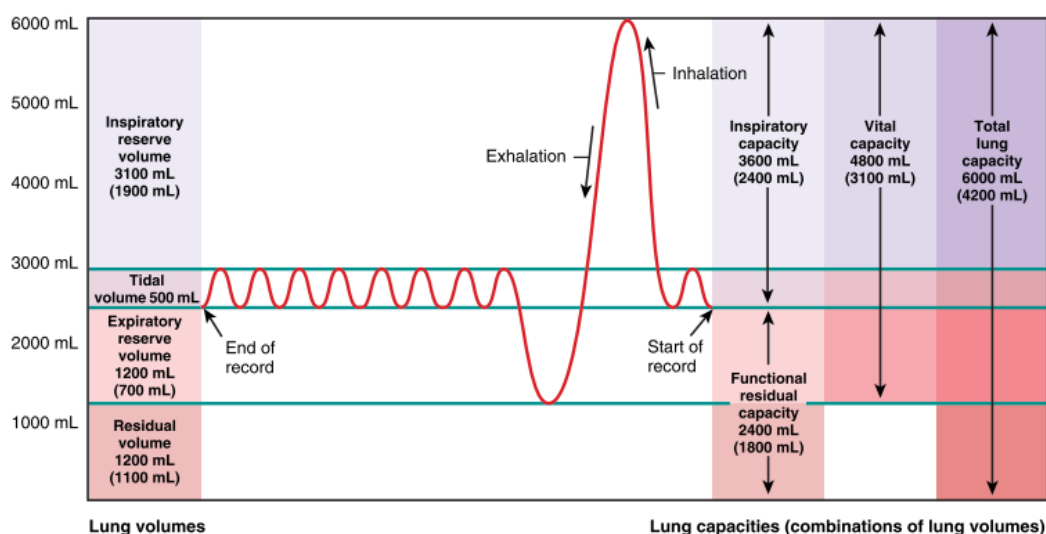


Figure II.13 Spirogramme des volumes et capacités pulmonaires [47].

Environ 350 ml du volume courant atteignent les alvéoles. Les 150 ml qui restent se trouvent dans les cavités du nez, du pharynx, du larynx, de la trachée, des bronches et des bronchioles. Ces régions sont appelées espace mort anatomique. La ventilation-minute est le volume total d'air qui pénètre dans les poumons en une minute. On le mesure en multipliant le volume courant par la fréquence respiratoire normale par minute. Le volume moyen est de 500 ml fois 12 respirations par minute, ou 6000 ml/minute.

Si nous prenons une profonde inspiration, nous pouvons aspirer un volume d'air bien supérieur à 500 ml. Ce volume en surplus, appelé volume de réserve inspiratoire, est, en moyenne, de 3100 ml au-dessus des 500 ml du volume courant. Donc, le système respiratoire peut contenir 3600 ml d'air. En fait, il est possible d'inspirer un volume d'air encore plus grand si l'inspiration suit une expiration forcée. Si nous inspirons normalement, puis expirons ensuite avec le plus de force possible, nous devrions pouvoir exhaler 1 200 ml d'air en plus des 500 ml du volume courant. Ces 1200 ml en surplus, correspondent au volume de réserve expiratoire.

Même après l'expulsion du volume de réserve expiratoire, il reste un volume assez important d'air dans les poumons, parce que la pression intra-pleurale plus faible permet aux alvéoles de retenir un certain volume d'air ; il reste également un certain volume d'air dans les voies respiratoires qui ne peut s'affaisser. Ce volume d'air appelé volume résiduel, équivaut à 1 200 ml environ.

L'ouverture de la cavité thoracique permet à la pression intra-pleurale d'égaliser la pression atmosphérique, ce qui entraîne l'expulsion d'une partie du volume résiduel. L'air qui reste alors est appelé volume minimal. Ce volume constitue un outil médical et juridique permettant de déterminer si un bébé est mort-né ou s'il est décédé après la naissance. On peut démontrer la présence du volume minimal en plaçant un morceau du poumon de l'enfant dans l'eau, et en l'observant. Les poumons du fœtus ne contiennent pas d'air ; par conséquent, les poumons d'un enfant mort-né ne flottent pas.

2. **Les capacités pulmonaires** [3]: Les capacités pulmonaires sont des combinaisons de différents volumes pulmonaires (Figure II.13). La capacité inspiratoire qui correspond à la capacité inspiratoire totale des poumons, est la somme du volume courant et du volume de réserve inspiratoire (3600 ml). La capacité résiduelle fonctionnelle est la somme du volume résiduel et du volume de réserve expiratoire (2400 ml). La capacité vitale est la somme du volume de réserve inspiratoire, du volume courant et du volume de réserve expiratoire (4800 ml). Enfin, la capacité pulmonaire totale est la somme de tous les volumes (6000 ml).

La ventilation pulmonaire ou respiratoire, est un processus entièrement mécanique qui repose sur des variations de volume se produisant dans la cavité thoracique. En ajoutant au rythme respiratoire, ces variations considérées comme des signaux vitaux et peuvent être mesurées par des dispositifs basés sur cet effet (Spiromètre, pneumotachographe et pléthysmographie). Il existe plusieurs types de ces dispositifs [53], [54].

II.5 Résumé sur la mesure des signaux vitaux cardiorespiratoires

Dans le contexte de la mesure des signaux vitaux cardiorespiratoires en fonction de l'effet physiologique qu'ils observent, on peut établir la Figure II.14, basée sur la figure établie par Brüser et al. [35]. Cette figure fournit un aperçu sur des différentes catégories d'effets physiologiques et comment ils se rapportent au cœur et aux poumons, ainsi elle mise en exergue les signaux mesurés dans le cadre de notre thèse.

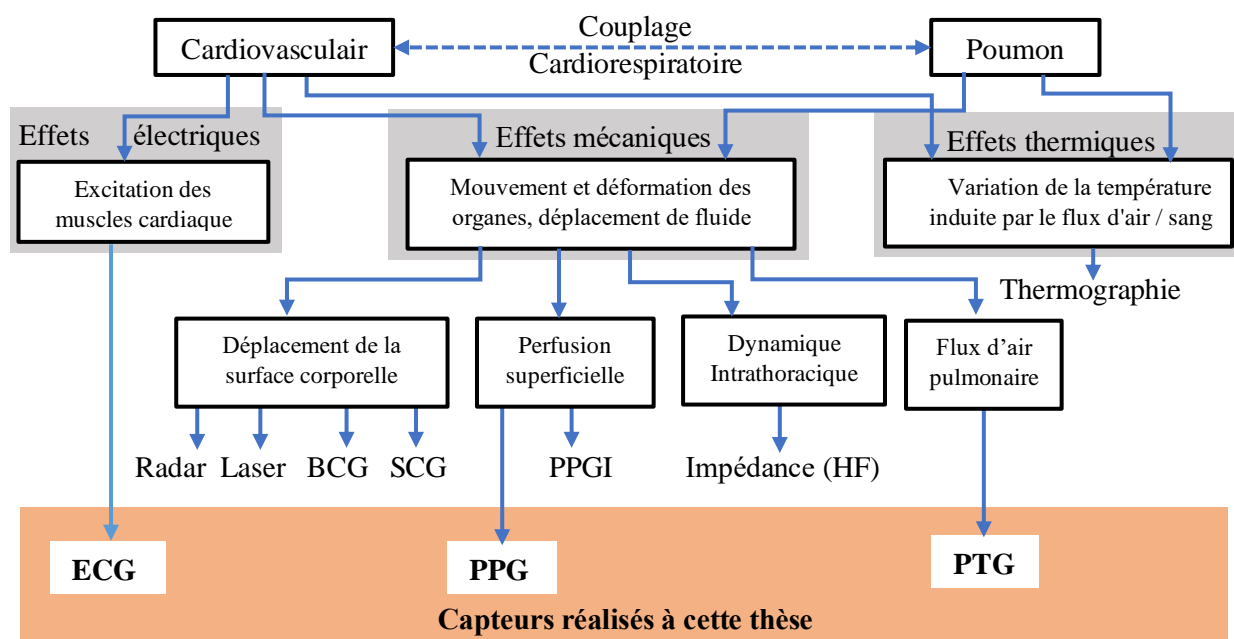


Figure II.14 Aperçu d'ensemble des sources des signaux physiologiques cardiorespiratoire, des effets et des capteurs respectifs

II.6 Conclusion

Les signaux vitaux portent un témoignage clair sur les activités physiologiques des différents organes corporels. Chaque organe a des activités propres distinguées des autres organes. Ces activités apparaissent dans la peau du corps de différentes natures physiques. Suivant la nature et l'effet physique, on peut choisir le capteur associé à chaque effet. Ces signaux sont divisés en deux catégories principales : les signaux vitaux basiques qui doivent être évalués pour n'importe quelle maladie à la première rencontre avec le médecin et les signaux vitaux propre à chaque organe qui doivent être mesurés lorsqu'une maladie apparaît dans cet organe.

Nous avons rappelé dans ce chapitre un aperçu anatomique fonctionnel du système cardiorespiratoire. Durant les activités physiologiques de ces systèmes, des phénomènes physiques peuvent être présents sur la peau et divisés en trois catégories principales : électrique, mécanique et thermique. Nous avons mis en évidence certaines méthodes de mesures non invasives des signaux vitaux générés par ces systèmes.

Architecture des Plateformes de la Télésurveillance Médicale

Dans ce chapitre, nous commençons en premier lieu par une représentation globale de l'architecture des plateformes de télésurveillance en concentrant sur les composants et les technologies principales formants ces plateformes et permettant de télésurveiller l'activité cardiovasculaire et respiratoire, et en discutant des nouvelles tendances, opportunités et défis actuels. En second lieu, nous passerons à une classification des types et de genres des composants dédiés à surveiller les signaux cardiorespiratoires qui peuvent être applicables dans le cadre de ces plateformes. En dernier lieu, nous citerons des exemples pertinents sur des systèmes de Télésurveillance des signaux vitaux sur la lumière des dernières technologies et développements dans le domaine de la télésurveillance des paramètres physiologiques cardiorespiratoires.

III.1 Introduction

Suivant le dictionnaire Larousse une plateforme en informatique est un ensemble d'outils (logiciels, matériels, systèmes d'exploitation, etc.) destinés au stockage et au partage de contenus virtuels (audio, vidéo ou autres).

Une plateforme en informatique définie par Wikipédia comme une base de travail à partir de laquelle, on peut écrire, lire, utiliser, développer un ensemble de logiciels. En d'autres termes, une plateforme est un environnement permettant la gestion et/ou l'utilisation des services applicatifs.

Une plateforme de Télésurveillance médicale est un ensemble de composants (hardware et software) structurés de manière spéciale à partir de laquelle, on peut exécuter l'acquisition et le traitement de données, la visualisation et l'aide à la décision qui peut être combinée pour soutenir le traitement et la gestion de données dans le contexte des mesures médicales; tout cela pour télésurveiller les patients souffrants de maladie chronique permettant des soins de santé en dehors du cadre hospitalier.

La disponibilité des produits d'un point technologique, la prévalence naissante des maladies chroniques, le soutien gouvernemental dans divers pays et la prise de conscience croissante des avantages de la Télésurveillance des patients, sont les principaux facteurs à l'origine de la demande des systèmes de Télésurveillance.

Ces dernières années, la révolution des systèmes de Télésurveillance découle des progrès spectaculaires réalisés dans les domaines de l'électronique, de la science des matériaux, de la micro et nanotechnologie, de la communication sans fil, de la technologie des batteries et du traitement de l'information. Jusqu'à présent, la plupart des systèmes de Télésurveillance ont été mis au point pour suivre plusieurs signaux vitaux, notamment l'électrocardiogramme (ECG), la fréquence cardiaque (FC), la fréquence respiratoire (FR), la pression artérielle (PA), la saturation en oxygène dans le sang (SpO₂), la glycémie, etc... Certains systèmes comportent également des capteurs inertiels intégrés, par exemple un accéléromètre et un gyroscope pour identifier la posture et l'activité du porteur [9], des capteurs d'activité électrodermiques pour détecter l'activité du système nerveux sympathique dans le but d'évaluer l'état émotionnel et des capteurs ambiants pour indiquer le contexte de l'utilisateur (par exemple : l'emplacement, la température, l'humidité et la pression atmosphérique) [18]. La combinaison des paramètres vitaux avec l'activité physique, les habitudes de sommeil, les émotions et les conditions environnantes peut refléter l'état physiologique du sujet dans son habitat.

Sur le plan architectural, plusieurs structures ont été proposées dans la littérature de la Télésurveillance des signaux physiologiques, telles que les structures des applications de Télémedecine proposées qui sont constituées de trois systèmes : un système du patient au niveau de l'habitation, un système au centre de télévigilance à l'hôpital et enfin, un système de communication reliant les deux autres systèmes.

III.2 Architecture générale des Systèmes de Télésurveillance

L'architecture globale et principale des systèmes de Télésurveillance des patients, est illustrée à la Figure III.1.

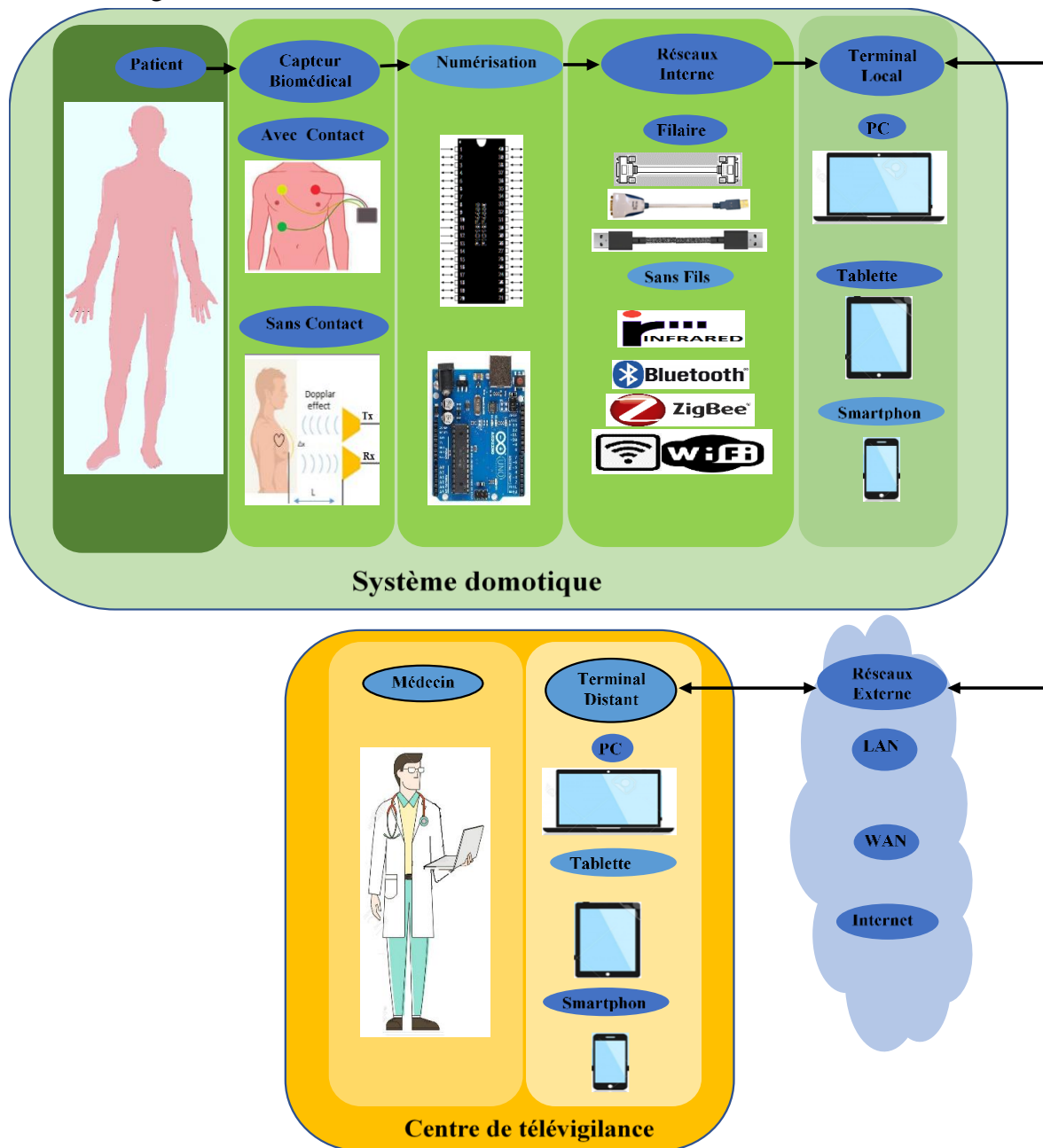


Figure III.1 Architecture des plateformes de la Télésurveillance médicale

Cette architecture peut être applicable en général pour les systèmes de Télésurveillance des signaux vitaux à n'importe où se trouve le patient et spécialement dans le cadre de l'habitat intelligent pour la santé afin de la domiciliation de l'hospitalisation.

III.2.1 Le patient

Est la source de tous les signaux physiologiques (chapitre I).

III.2.2 Les capteurs

Un système de surveillance à distance typique implique un ou plusieurs types de capteurs déployés dans, sur, ou autour du corps humain pour collecter des signaux physiologiques.

Différents sociétés et laboratoires développent de nombreux capteurs et combinaisons de capteurs différents dépendants de l'application cible. On s'intéresse ici, à des capteurs non-invasives. Ces capteurs se divisent selon leurs connectivités sur le corps humain en deux types : avec contact et sans contact.

Afin d'éviter la confusion entre les deux types, certains [55] ont considéré la mesure des signaux vitaux en utilisant une couche d'isolant tels que des vêtements ou des fibres textiles entre le capteur et le corps humain, depuis son introduction par Lopez et Richardson [56] pour une méthode de surveillance ECG à couplage capacitif [57], comme type de mesure sans contact.

Ces électrodes et sondes de ce type de mesure, ne sont pas en contact direct avec le corps humain. Des pièces isolantes (pour couplage) ont été associées au capteur pour résoudre des problèmes spécifiques (comme l'infection de la peau par des électrodes). Cet isolant doit être en contact avec le corps, pour cela nous avons considéré ces capteurs de type avec contact.

III.2.2.1 Capteurs Avec Contact

Ces types de capteurs ne peuvent détecter les signaux que s'ils sont en contact avec le corps humain ou plus précisément en contact avec l'organe que nous souhaitons explorer. Ce type peut être portable au corps et non portable

III.2.2.1.1 Capteurs Non Portables

Ils sont souvent de grandes tailles et lourds et ne peuvent pas être portables au corps humain et d'autres obligent d'effectuer les mesures dans une condition déterminée par le concepteur ou par le médecin ; par exemple : les moniteurs des signaux physiologiques cardio-respiratoires doivent être fixes et obligeant l'établissement des mesures en position assise ou allongée.

Il y a d'autres capteurs qui effectuent des mesures en respectant le confort [58] du patient, aux situations de surveillance discrète des signaux vitaux en longue durée à travers l'intégration des capteurs dans l'environnement ambiant comme il est le cas dans les objets les plus utilisés par le sujet, considérés comme étant objets intelligents. À cet égard, de nombreux travaux de recherche ont été consacrés à la proposition et au développement des capteurs physiologiques intégrés dans la souris [59] Figure III.2, le volant de voiture [60] [61] Figure III.3, le siège de voiture [62] Figure III.4, la chaise [63][64] Figure III.5, le matelas [65] Figure III.6, le siège de toilette [66] Figure III.7 et dans le pèse-personne [67][68] Figure III.8.



Figure III.2 PPG intégré aux souris [59]

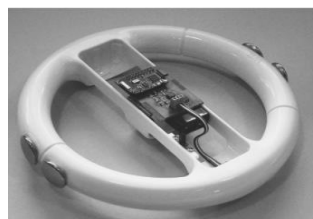


Figure III.3 ECG intégré au volant [61]

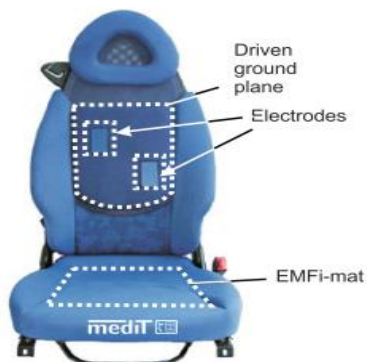


Figure III.4 ECG et BCG dans le siège de l'automobile [62]



Figure III.5 ECG et PPG intégré à la chaise [63]

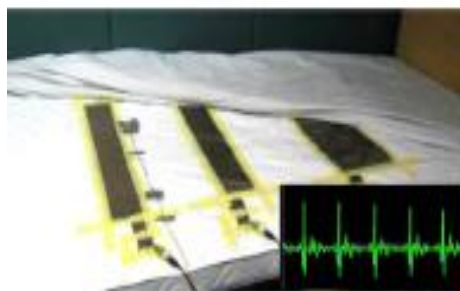


Figure III.6 ECG et PPG intégré au matelas [65]

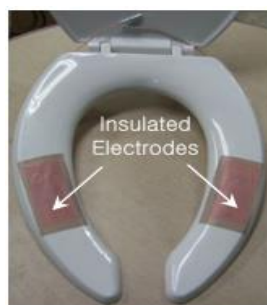


Figure III.7 ECG implanté au siège de toilette [66]



Figure III.8 ECG, BCG, IPG, EMG implanté au pèse-personne [69]

III.2.2.1.2 Capteurs Portables

Dans le contexte de la surveillance continue à long terme et pendant l'effort, il existe une demande croissante de dispositifs intelligents afin de mesurer et d'enregistrer les signaux biologiques sans perturber le comportement spontané du sujet c-à-d une détection

unobtrusive. En revanche, plusieurs groupes de recherche dans le monde ont proposé la mise en œuvre et la conception des systèmes portatifs pour la surveillance de ces signaux comme une solution visionnaire au problème.

Suivant Ya-Li Zheng et al. [58], les principaux problèmes à résoudre pour l'utilisation généralisée des technologies portables peuvent être résumés en deux mots anglais "SUPER MINDS" (Security, Unobtrusiveness, Personalization, Energy efficiency, Robustness, Miniaturization, Intelligence, Network, Digitalization, and Standardization). Plus d'attention devrait être portée à ces aspects pour le développement futur des dispositifs portables.

Les systèmes de surveillance de signaux vitaux basés sur des capteurs portables contiennent de différents types de capteurs souples pouvant être intégrés avec une fibre textile [70] dans les vêtements [71] [72] Figure III.10 , dans une ceinture élastique [73] Figure III.11, dans un brassard [74] Figure III.12 ou dans différents accessoires (montres, serre-poignets, chaussures, gants, etc... Figure III.9) tels que des bagues [75][76] Figure III.14, des lunettes [77] Figure III.15, ou directement fixés au corps humain à travers une bande élastique [78] Figure III.13, ou dans d'autres objets portables considérés comme dispositifs intelligents, respects et assurant un suivi continu sans interrompre ou déranger la vie quotidienne de l'utilisateur.

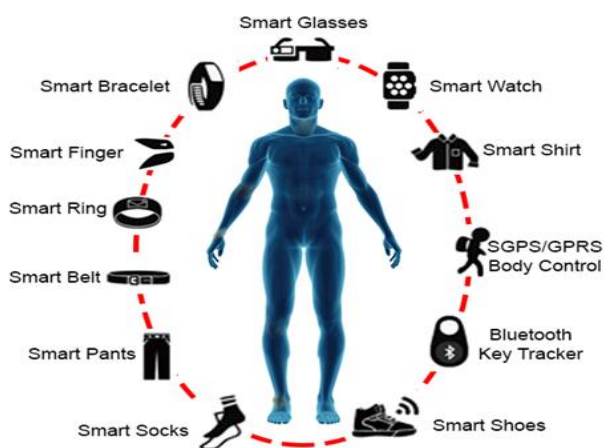


Figure III.9 Différents types des objets intelligents portables[79]

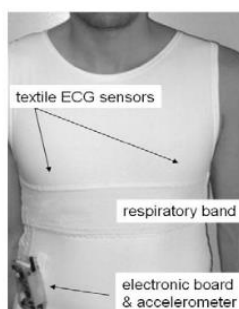


Figure III.10 The MagIC System (ECG et respiration monitoring) [72].



Figure III.11 Une ceinture avec ECG et accéléromètre intégrée [73]

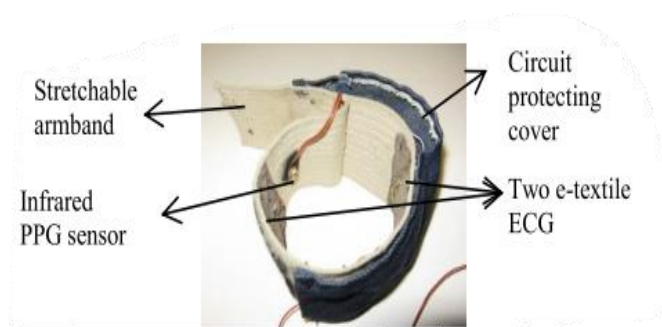


Figure III.12 ECG et PPG implantés dans un brassard [74]

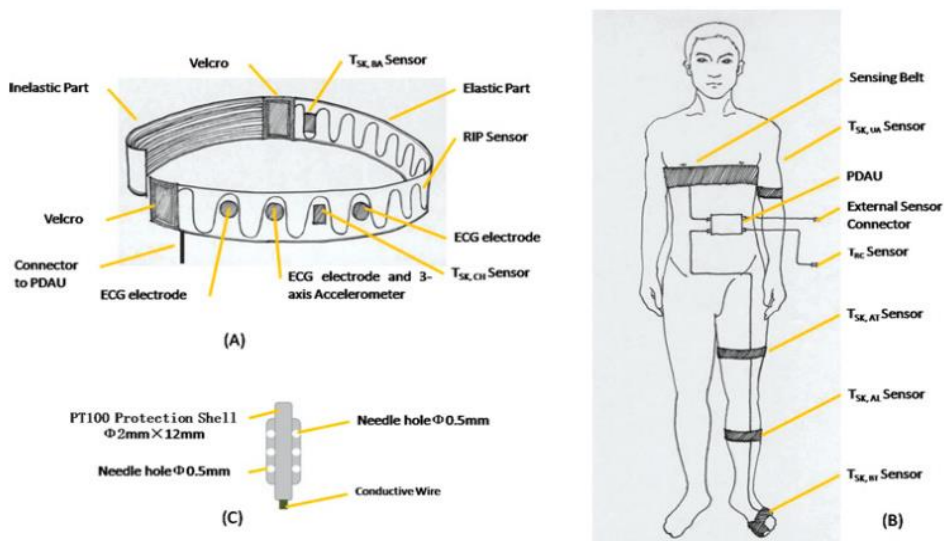


Figure III.13 Sensing Belt system contient les capteurs suivants : (ECG), pléthysmographe par inductance respiratoire (RIP), posture / activité, la température cutanée multipoint (TSK) et la température rectale (TRC) [78].



Figure III.14 PPG implémenté dans un bague [76]



Figure III.15 PPG implémenté dans des lunettes [77]

La plupart des systèmes discutés ci-dessus, ont été développés dans le but de mesurer ou de surveiller uniquement un signal physiologique ou paramètre relié. Par exemple, un capteur ECG pour extraire le rythme cardiaque (RC), a été développé dans [80][81][82][83] [84]. En ce qui concerne les systèmes de la Télésurveillance multi-paramètre, une grande variété des systèmes de surveillance physiologiques portables, a été rapportée dans la littérature [85][86][87][88][89][90] [91] [92].

En plus, dans ces dernière années, il y a une tendance vers les conceptions des capteurs flexibles [93] Figure III.16,[94] Figure III.17, et [95] Figure III.18.

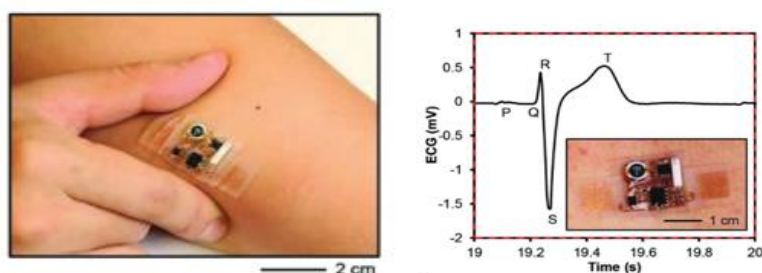


Figure III.16 Électrocardiographie (ECG) utilisant un système de capteur flexible et extensible [93]

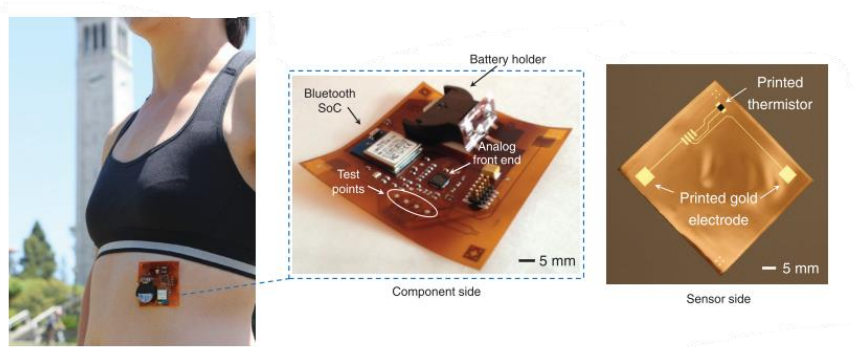


Figure III.17 Photographie de la plaque de capteur ECG flexible monté sur la cage thoracique inférieure gauche d'une personne. [94]

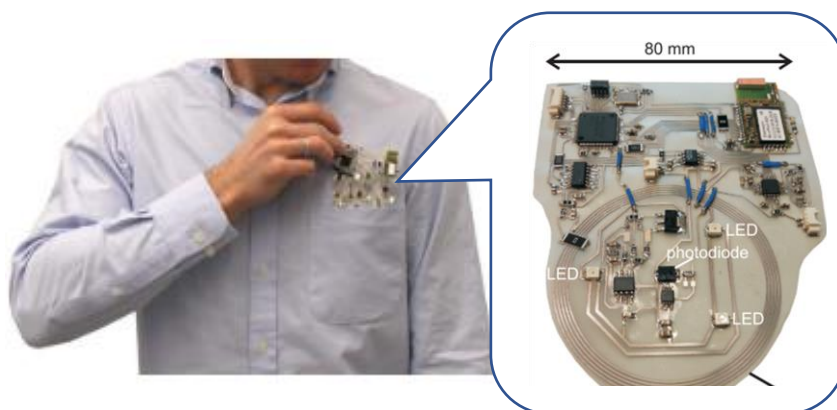


Figure III.18 Capteur pour surveiller la respiration et les pouls. Un système de capteur flexible et extensible était porté par un volontaire en bonne santé dans la poche gauche de la chemise [95]

En dehors des laboratoires de recherches, divers produits commerciaux portables tels que les chemise biométriques (de Hexoskin®, Montréal, QC, Canada [96] Figure III.19) sont maintenant disponibles sur le marché. Une liste de certains produits commerciaux et de leurs principales applications est présentée dans la référence [84].



Figure III.19 La chemise biométrique fabriquée par Hexoskin [96]

Un autre exemple des dispositifs portables commercialisés pour mesurer multi-paramètre physiologique est le ViSi Mobile [97] Figure III.20 pour la surveillance en continu de l'électrocardiogramme (ECG) à 3 ou 5 dérivations, du rythme cardiaque et du pouls, de la saturation en oxygène dans le sang, de la fréquence respiratoire (RR), de la température de la peau et de la pression artérielle.

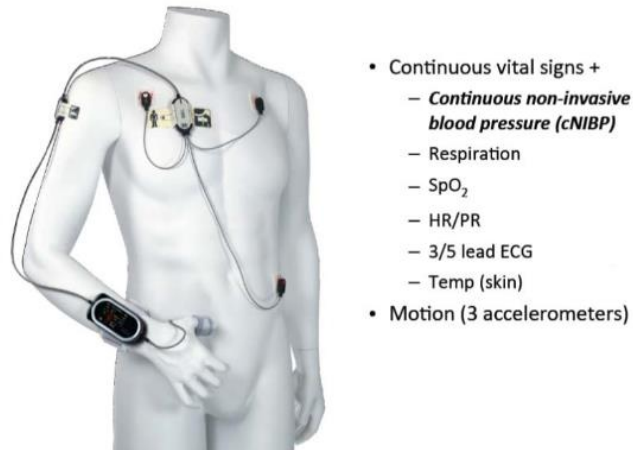


Figure III.20 Le Système ViSi Mobile pour surveiller en permanence les signaux vitaux du patient [97].

III.2.2.2 Capteurs Sans contact

Les systèmes conventionnels de surveillance des patients exigent que des sondes ou des électrodes soient fixées aux organes du corps humain, tels que le doigt ou l'oreille dans un oxymètre ou des bras et la poitrine dans un moniteur d'électrocardiogramme (ECG). D'une part, celles-ci peuvent potentiellement causer une irritation de la peau, si la surveillance dure longtemps, ce qui augmente le risque d'infection, et en conséquence, elle augmente les coûts de mise en œuvre et/ou de maintenance des nouvelles technologies, et d'autre part pour détecter les affections qui peuvent être influencées ou détériorées par les capteurs de contact,

y compris la surveillance néonatale - surveillance du patient, brûlure ou traumatisme, surveillance du sommeil, etc. Comme une solution visionnaire à ces problèmes, la technologie idéale pour estimer les signaux vitaux, impliquerait des capteurs sans contact direct avec le patient.

Au cours de la dernière décennie, plusieurs chercheurs ont travaillé sur la mesure de certains signaux vitaux, tels que : la fréquence du pouls (FP), la variation de la fréquence du pouls (VFP), la fréquence sanguine (FS) et la saturation en oxygène (SpO_2) à l'aide d'une caméra [98]. Parmi ces solutions, une webcam est utilisée pour mesurer la fréquence cardiaque et respiratoire du chauffeur afin de surveiller son activité mentale en temps réel [99]. Villarroel et al. [100] ont estimé la fréquence cardiaque et la fréquence respiratoire et ont également détecté des changements de la saturation en oxygène périphérique dans un scénario hospitalier réel par caméra. Ming-Zher et al. [101] ont développé un système d'extraction de la fréquence cardiaque à travers une caméra implantée au miroir Figure III.21.

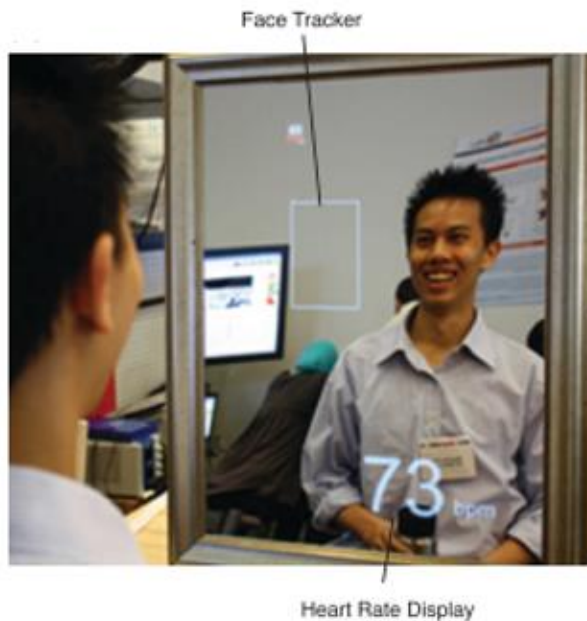


Figure III.21 Mesure le rythme cardiaque à travers caméra intégré au miroir [101].

En outre, autres systèmes discutés et mentionnés dans les références.[102].[103][104], [105] utilisent la détection des signaux physiologiques aussi par caméra.

Autres méthodes utilisent les principes de détection Doppler de fréquence radio 2.4 GHz [106] , Radar hyperfréquence 24 GHz [107] et autre par imagerie thermique [108][36].

III.2.3 Numérisation

Chaque capteur donne un signal de type analogique à sa sortie. Pour que ce signal soit utilisé par un terminal numérique, il faut le convertir à un signal numérique. Une conversion du signal analogique délivrée par le capteur est donc indispensable. La solution la plus simple consiste à interposer un convertisseur analogique-numérique entre le capteur et l'équipement

numérique associé (ordinateur), sachant que cet équipement est muni de codeurs numériques intégrés et comportent des circuits de jonction aux standards des transmissions séries ou parallèles (RS232C, RS485/422, USB, IEEE488, wifi, Bluetooth, ...etc.), en résultant que ces convertisseurs A/N doivent être munis d'un des circuits de jonction appropriés à ces standards des transmissions.

Le microcontrôleur est l'outil majeur de numérisation des signaux analogiques. Cet outil comporte plusieurs composants ou bien modules, capables de gérer les données venant des capteurs ; à partir de leur conversion à des données numériques via l'ADC interne et se terminant par les transmettre à travers l'un des protocoles de communication interne (RS232 ou USB), qui doit être intégré à un terminal numérique (partie III.2.). En effet, le microcontrôleur est la solution adéquate d'effectuer une acquisition de plusieurs signaux physiologiques en temps réel de manière simple, rapide et de coût raisonnable [109].

Il existe une variété de recherches et de projets visant à numériser des données physiologiques grâce au vaste développement dans l'industrie et la production de plusieurs types de microcontrôleurs (μC).

Plusieurs systèmes d'acquisition de données médicales à base de microcontrôleurs ont été présentés par différents auteurs. Dans la majorité des solutions présentées, les cartes d'acquisition développées ne sont pas à usage général, mais ont été spécialement conçues pour des applications spécifiques, telles que les mesures de ECG ou PPG. Gupta et al. [110] décrivent une carte d'acquisition peu coûteuse basée sur le microcontrôleur 8051 pour la surveillance de l'électrocardiogramme (ECG). Ce type de μC est utilisé dans le travail de M. Engin et al.[111].

Martinho et al. [112] représentent un prototype de carte d'acquisition basée sur le μC atmega328 (Atmel Corporation, USA), qui effectue l'acquisition de trois types de mesures physiologiques : l'électrocardiographie, la photopléthysmographie et la pléthysmographie de la pression artérielle.

Dans ces dernières années, les cartes Arduino ont vu une grande utilisation dans le domaine biomédical. Parmi ces utilisations dans le domaine de Télésurveillance, Yair [113], Naregalkar et Vamsi [114] ont élaborés des prototypes dans ce domaine.

Notre laboratoire a développé plusieurs projets de cartes d'acquisition des signaux physiologiques basées sur le μC de type PIC16FXXX et PIC18FXXXX, et aussi basées sur la carte Arduino.

III.2.4 Communication locale

Les résultats de la conversion A/N des données détectées par les capteurs biomédicaux doivent être transmis à un terminal local (partie III.2.5) afin d'être affichées, traitées, sauvegardées et/ ou transférées à distant aux agents médicaux. Il faut un intermédiaire entre le convertisseur A/N et le terminal local ; c'est le module de transmission que nous appelons

ici « communication locale » et qui doit être intégré à la carte d'acquisition comme nous l'avons cité dans la partie précédente. Le système de communication local peut être soit filaire ou sans fil.

III.2.4.1 Communication filaire

Ce mode de communication est plus utilisé dans les équipements médicaux non portables, il repose sur le câblage direct entre la carte d'acquisition et le terminal local (l'ordinateur souvent utilisé). La transmission numérique vers l'ordinateur s'effectue alors par une interface série (RS 232, RS 422, ou RS485) ou parallèle (IEEE488 ou IEEE 1284). Ces interfaces sont intégrées dans les cartes d'acquisitions de données d'un côté, et dans les terminaux locaux d'autre côté. Ses performances sont moindres, mais suffisant pour nombreuses applications. Dans le domaine de l'acquisition des paramètres physiologiques, des circuits d'acquisition ont utilisé l'interface RS232 [111] [115].

En raison de l'inefficacité de ces interfaces pour diverses applications et de plusieurs autres inconvénients, les progrès technologiques ont eu tendance à la standardisation de l'USB (Universal Serial Bus), qui s'est généralisé dans le monde informatique pour remplacer ces ports parallèle et série afin de faciliter la connexion de périphériques au PC [116]. Les cartes d'acquisition de données interfacées en USB, ont notamment l'avantage d'autoriser l'insertion à chaud (connexion/déconnexion sans arrêt de l'ordinateur) appelé « Plug and Play » qui permet une reconnaissance et une configuration automatique des cartes au moment de leur connexion au PC. Enfin, l'USB permet d'atteindre plusieurs vitesses de transfert de 12 Mbits/s et plus [117].

L'USB est actuellement une spécification d'interface très utilisée pour connecter divers périphériques à des ordinateurs et à des microcontrôleurs que nous avons utilisés dans notre projet (plus de détails sur ce protocole donnés au chapitre IV).

III.2.4.2 Communication sans fil

Depuis toutes les premières expériences à la fin du dernier siècle, la communication sans fil est devenue un champ en rapide évolution dans le domaine des technologies de la communication. Cette évolution a ouvert la voie au réseau WBAN (Wireless Body Area Network) pour supplanter les réseaux BAN (Body Area Network) câblés. Le BAN est créé autour d'un corps humain pour interconnecter des capteurs portables (sur le corps), implantables (dans le corps) ou sans contact (proches du corps) et est utilisé pour centraliser les données collectées à partir de différents capteurs vers un terminal local qui peut être une passerelle pour transférer les données vers le réseau externe. Plusieurs schémas de communication sont disponibles pour le WBAN [118][119] [120].

Le Bluetooth est l'une des technologies les plus répandues, disponibles sur de nombreux appareils mobiles commerciaux, tels que les smartphones ou les tablettes ou les PC, ce qui en

fait, un avantage pour les applications de santé basées sur ces appareils [121]. Pour communiquer, chaque station doit bien sûr être équipée d'un adaptateur Bluetooth et d'une antenne radio (souvent intégrée dans l'adaptateur). La majorité de l'équipement informatique est fourni avec un adaptateur Bluetooth intégré. Plusieurs études de recherche ont utilisé cette technologie [122].

Zigbee est une norme sans fil émergente basée sur le protocole de couche physique IEEE 802.15.4 qui se caractérise par une très faible puissance, un débit raisonnable (250 kb /s, suffisants pour la plupart des applications de contrôle de l'état sanitaire) et un faible coût. Son protocole ad-hoc et peer-to-peer, prend en charge un grand nombre de nœuds de capteurs. Par conséquent, Zigbee constitue une bonne solution pour les cas où les réseaux comportent de nombreux nœuds de capteurs qui doivent fonctionner sur une alimentation limitée[123] [124].

La technologie ultra large bande (UWB) [125] est considérée comme une technologie prometteuse pour les réseaux WBAN, car elle présente les avantages de la bande passante très élevée (des centaines de Mb/s) et de très faible consommation d'énergie[126]. Ces deux caractéristiques souhaitables pour les applications de surveillance à distance. Bien que la technologie UWB semble prometteuse, l'inconvénient est la complexité qui limite sa mise en œuvre dans les applications de surveillance à distance, en particulier dans les applications portables[18][127].

Une nouvelle technologie sans fil basée sur la transmission des données par lumière [128] s'appelle Lifi (Light Fidelity) permettant de connecter des appareils mobiles et autres objets en utilisant des lampes LED [129]. Cette technologie est convenue, si elle est dans un milieu hospitalier, où les ondes radios sont prises en compte et réglementées. Le Wifi est par exemple, interdit, car il peut être source d'interférences avec les équipements médicaux et est potentiellement source de maux pour les patients, dont les enfants sensibles aux ondes électromagnétiques[130]. Selon [129], cette technologie novatrice va être déployée pour la première fois au monde dans un hôpital français.

En effet, les réseaux WBAN sont préférés dans les systèmes de surveillance à distance, car ils répondent à certaines exigences clés de la surveillance continue à distance, telles que la mobilité, la discrétion et le confort [18].

Cependant, la sécurité est une question importante et critique dans les réseaux WBAN en ce qui concerne la vie privée des patients [18]. De nombreux systèmes de surveillance de la sécurité des soins de santé ont été proposés [131]. Par exemple, les données biométriques et physiologiques peuvent être utilisées pour l'authentification des données [132][133]. La cryptographie à courbe elliptique est un bon candidat pour la génération de clés afin de réduire la consommation d'énergie [134][31], et TinySec est un bon choix pour le cryptage symétrique[135].

Un réseau local typique peut être composé de technologies de réseau sans fil hétérogènes, notamment Wi-Fi, Zigbee et Bluetooth [136].

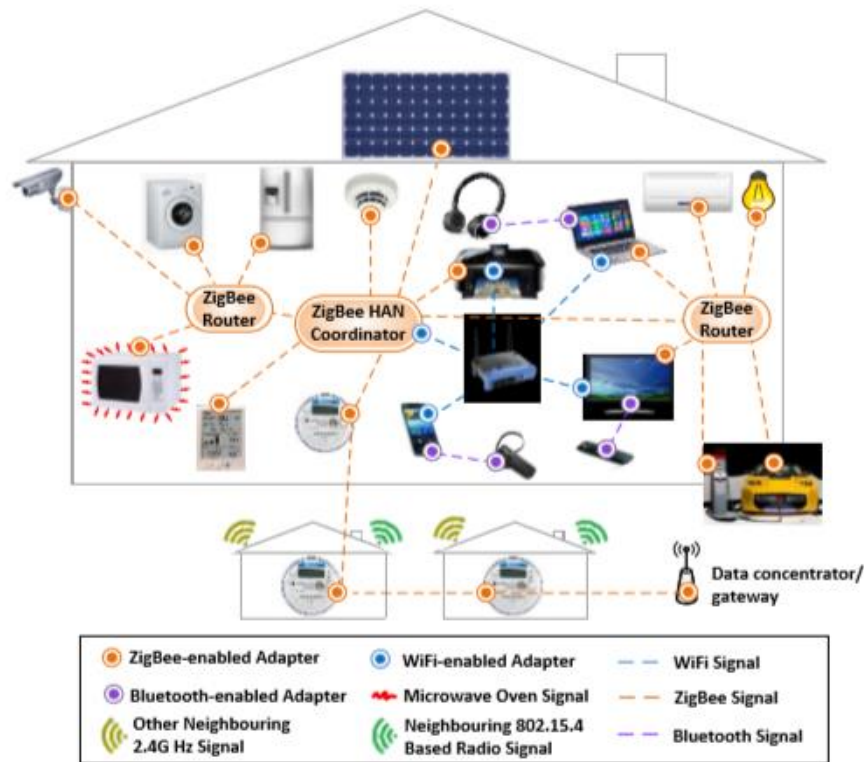


Figure III.22 Typical Wireless Home Area Network [136].

Les exigences et les considérations de conception des systèmes WBAN, sont résumées par Ghamari et al.[137] en quatre exigences principales : faible consommation d'énergie, fiabilité et latence de transmission, débits de transmission de données raisonnables, et sécurité et confidentialité.

III.2.5 Terminal local

Le réseau local est centré sur un dispositif de réception qui peut être un terminal fixe (ordinateur) ou mobile (Smart- phone, tablette, Assistant Digital Personnel (ADP)), sur lequel une interface logicielle doit permettre la reconnaissance des types de capteurs reliés au réseau ainsi que les signaux qu'ils émettent, leur affichage pour un monitoring temps réel, et leur mise à disposition sur un réseau de plus grande échelle (rôle de passerelle).

De manière générale, un terminal local, après la réception, doit permettre l'affichage, le sauvegarde, et le traitement des données venant de la carte d'acquisition présente au domicile du patient d'une part, et leur transmission vers le centre de surveillance distant d'autre part.

Depuis sa percée dans le monde scientifique et industriel, au milieu des années 80, le micro-ordinateur s'est peu à peu révélé être la plateforme de choix pour la chaîne d'acquisition et de transmission des données [116] , parce qu'il contient beaucoup d'éléments et il en fait, un outil capable d'accomplir plusieurs tâches à la fois.

Le smartphone ou la tablette semblent être les plus appropriés pour répondre à des contraintes de mobilités du patient à plusieurs endroits dans la maison et aussi à celles de portabilités des capteurs.

L'évolution technologique permanente de ce type de dispositif et des réseaux mobiles présents au domicile du patient, permettent d'envisager une amélioration de la fiabilité du système des réceptions et des transmissions des données de celui-ci [138].

III.2.6 Réseaux externes

Tout d'abord, les composants précédents de la plateforme de Télésurveillance médicale sont considérés comme des composants locaux situés autour du patient au niveau de sa domiciliation comme de l'habitat intelligent ou de la chambre hospitalière.

Le terminal local doit être équipé d'un système de communication pour transmettre des données acquises à n'importe quelle direction où se trouve le terminal distant (le médecin) via ce qu'on appelle le réseau externe

Selon la définition du Petit Robert [139], un réseau est « un ensemble de points communiquant entre eux ». Dans le monde numérique, ces « points » ou « nœuds » du réseau sont des équipements informatiques. Ils peuvent être des ordinateurs bien sûr, mais aussi des imprimantes, des systèmes de vidéosurveillance, des téléphones portables, des dispositifs biomédicaux ou de tout autre matériel électronique [139].

En général, il existe plusieurs types de réseaux externes différents les uns aux autres suivant la distance de transmission. Selon [139], les réseaux sont classés par leur taille: Personal Area Network (PAN) < Local Area Networks (LAN) < Metropolitan Area Network (MAN) < Wide Area Networks (WAN). Cela va de l'interconnexion entre quelques équipements situés à quelques centimètres les uns des autres (exemple : un clavier sans fil et un ordinateur) à un réseau d'échelle planétaire comme l'Internet.

La majorité des réseaux sont basés sur le modèle Open Systems Interconnection (OSI) standardisés par l'International Organisation for Standardization (ISO). Il définit comment les couches réseaux doivent être organisées et ce qu'elles doivent faire.

Le protocole TCP/IP est la famille principale des protocoles de communication, utilisé actuellement par l'Internet et par différents réseaux [140] [21] (Paragraphe IV.4).

Les données médicales présentent des caractéristiques variables. Chaque type d'information est lié à des contraintes précises et exige des ressources adaptées. Ainsi, la transmission d'une donnée médicale multimédia en temps-réel, nécessitera un service réseau à caractère haut-débit.

Pour la plupart des projets de Télémédecine, les données médicales provenant du domicile du patient, sont acheminées par les réseaux de communication standards (ADSL, Edge, 3G, etc.). Selon Thomas [141], une consultation par vidéo interactif en temps réel dans les régions rurales sur ligne téléphonique, nécessite un débit d'au moins de 128Kbit/s. En effet, le suivi

des maladies chroniques ne nécessite pas de transfert de gros fichier en taille (comme des images d'IRM ou de scanner) avec des débits de transfert supérieurs à 10 Mbit/s. Pour les maladies chroniques, les plus gros débits nécessaires sont ceux des applications de Télémédecine utilisant la vidéoconférence [138]. Les données audiovisuelles, associées aux données médicales provenant du domicile du patient peuvent être transmises par un réseau classique avec un débit compris entre 384 kbit/s[142] et 10 Mbit/s [143].

Aujourd'hui, les réseaux de communication utilisés, soit le réseau mobile (4G et prochainement 5G) ou soit le réseau de télécommunication câblé ADSL, offrent un grand débit de transmission des données, qui est dix fois supérieur au minimum exigé pour les systèmes de Télésurveillance au domicile du patient. Selon le choix du réseau de télécommunication utilisé, les connexions Internet de ces types sont satisfaites et suffisantes pour la mise en place d'un système de Télésurveillance au domicile du patient. Ces réseaux sont donc, accessibles aux personnes isolées et éloignées du centre des villes et des villages.

III.2.7 Terminal distant

La dernière partie de la chaîne de la plateforme de Télésurveillance est le terminal distant qui est un équipement informatique devant être capable d'effectuer des fonctions multiples adaptées aux exigences des systèmes de la Télésurveillance médical. Ces exigences ne se diffèrent pas des exigences posées au terminal local (partie III.2.5).

En d'autre terme, le terminal distant doit être muni d'un protocole standard ou propriétaire à des systèmes de Télésurveillances et équipé d'un système électronique et de logiciels lui permet de comprendre et d'effectuer les commandes envoyées et éventuellement de renvoyer des informations si nécessaire [21]

Les progrès récents de la technologie des dispositifs des PC, tablette ou smartphone, tels que leur prévalence, leur capacité d'utilisation n'importe où, leur capacité de traitement puissante des données et l'intégration du capteur et d'interface d'acquisition et d'envoi des données, ont eu un impact majeur sur leur utilisation dans les systèmes Télésurveillance[144] [145]. Ces appareils plus populaires d'utilisation quotidienne prennent en charge les applications audios, texte et vidéo. Les messages audio, vidéo et textuel, peuvent être stockés, traités, transportés et surtout transmis d'un périphérique à un autre via Bluetooth, IR, WLAN, ports USB, MMS, GPRS et Internet. La possibilité de capturer et de stocker des signaux biologiques au format de fichier multimédia ou n'importe quel format, revêt une grande importance en raison de la flexibilité de stockage et de transmission de ces fichiers par de nombreux périphériques [146].

Jusqu'à présent, la Télésurveillance des signaux vitaux peut être conditionnée sur PC, tablette ou smartphone qui constituent un terminal de Télésurveillance parfaitement validé et adapté aux besoins des projets de Télémédecine.

Une interface graphique doit être développée et installée au niveau de chaque terminal. Elle a la puissance de gérer et de manipuler les données et les ressources des terminaux.

III.3 Des exemples relatifs à notre plateforme

Dans le contexte d'une recherche approfondie sur les plateformes de Télésurveillance des paramètres vitaux cardiorespirographiques, nous avons trouvé que la plupart de ces recherches ne s'intéressent qu'à un côté de la plateforme de Télésurveillance (surveillances local, télésurveiller un seul paramètre, proposer une carte d'acquisition multi-paramètres, ou suggérer un architecture du réseau de capteurs corporels sans fil, etc...), en outre, nous n'avons pas trouvé des résultats tangibles et complets dans d'autres recherches.

Cependant, certaines recherches ont mis en évidence des projets presque achevés et ont produit des résultats significatifs. Parmi ceux-ci, nous mentionnons ici, deux projets académiques qui sont les plus proches à nos recherches.

Martinho et al. [112] décrivent une conception et une mise en œuvre réussie d'un dispositif de surveillance physiologique télécommandée. Ce système effectue la détection et l'acquisition de trois signaux physiologiques : ECG, PPG du doigt et la pression artérielle. Et puis, ces signaux sont envoyés à un PC distant via une connexion Internet Wifi. La Figure III.25 représente le schéma bloc de ce système. On constate que ce système ne contient pas un terminal local. Ce dernier est très important pour monitorer et visualiser les signaux localement par le patient, par sa famille ou par le médecin traitant comme procédure préalable de diagnostic local.

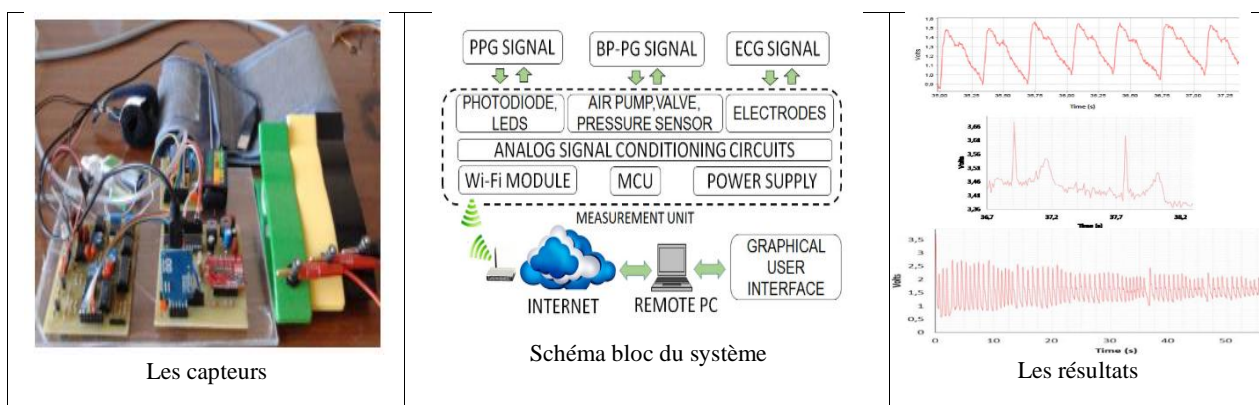


Figure III.23 Le système Télésurveillance développé par Martinho et al. [112].

Christoph et Georgiou [147] présentent un système de Télésurveillance montré par la Figure III.24 qui collecte et transmet sans fil à une nœud local et puis à un nœud distant l'ECG, les pouls, la température et les sons cardiaques et pulmonaires à huit canaux par des capteurs montrés par la Figure III.23.

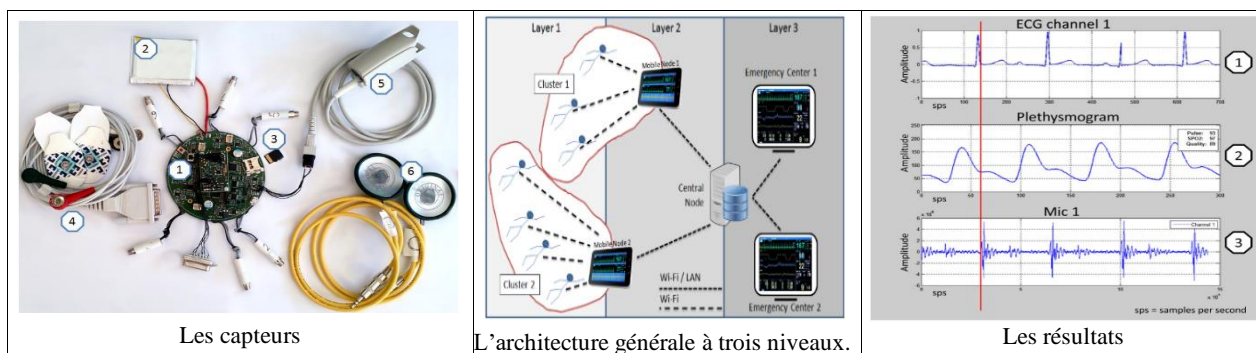


Figure III.24 Le système Télésurveillance développé par Christoph et Georgiou [147].

Cette recherche n'a pas clarifié, est-ce les résultats obtenus s'affichent simultanément en temps réel aux deux terminaux (local et distant) ou pas.

III.4 Conclusion

Au cours des dix dernières années, en raison du développement exceptionnel de technologies dans divers domaines, ces technologies ont répondu aux besoins et exigences de la conception des plateformes de la Télésurveillance des paramètres vitaux des patients atteintes d'une maladie cardiorespiratoire chronique.

Sur le plan architectural, ces plateformes considérées des outils de liaison et de transfert des données entre le patient et son médecin traitant. Pour cela elles sont composées de six sections principales et complémentaires : les capteurs, l'interface d'acquisition, le système de communication local, le terminal numérique local, le système de communication externe et enfin le terminal distant.

Chaque section a plusieurs types dans le marché, il reste au concepteur de choisir les outils appropriés à la cible visée, d'une part suivant les exigences et les recommandations requises pour exécuter ses rôles de tous fidélité et d'une autre part suivant l'interopérabilité.

Il existe nombreuses études de recherche dans la littérature qui proposent des plateformes de Télésurveillance des paramètres vitaux. Nous avons cité deux projets les plus proches à notre travail.

En fin ce chapitre peut être une base d'aide de développement de plateformes de Télésurveillance des paramètres physiologiques destinées à résoudre certains problèmes imposés par le secteur de santé.

Chapitre IV Les Outils du Projet

Le PIC18F4550, le protocole USB et le protocole TCP/IP sont la fondation sur lesquels notre plateforme a été construite. Ils possèdent des normes hardware et software. Ces outils prouvent qu'ils accomplissent de multitâches concordantes aux nombreux modules qui les possèdent. Dans ce chapitre, nous nous sommes concentrés sur les modules que nous avons utilisés. En outre, ces outils ne peuvent pas exécuter ses fonctions que lorsqu'ils contiennent les microprogrammes opérationnels. En plus des logiciels utilisés pour générer ces microprogrammes, nous avons mis en exergue des environnements de programmation et de conception que nous avons utilisés pour créer les interfaces graphiques de notre plateforme.

Introduction

Les progrès technologiques dans les domaines de l'électronique, des communications et de l'informatique, ont conduit à de nombreuses solutions de pointe permettant de résoudre de nombreux problèmes de différentes manières et options. Bien que chaque domaine offre un large éventail de solutions et différentes manières pour résoudre un problème spécifique, la réunion de ces domaines offre d'excellentes solutions à ces problèmes.

La conception d'un projet utilisant de l'électronique, l'informatique, la télécommunication et le logiciel embarqué, est un processus complexe ayant besoin d'une bonne connaissance en ces domaines.

Dans cette thèse, nous présentons un modèle fondé sur des éléments de différents domaines, commençant par les capteurs des signaux physiologiques et le microcontrôleur PIC18F4550, en passant par le protocole USB et en terminant par le protocole TCP/IP. A l'exception des capteurs, tous ces outils sont mis en service par programmation.

Les exigences de la réalisation de la plateforme de Télésurveillance des signaux physiologiques simultanément en temps réel, sont soumises à des contraintes du bon choix et de la disponibilité des composants qui respectent l'interopérabilité, pour capturer ces signaux et de les transmettre convenablement.

L'explication en détails des caractéristiques, d'architectures et de la configuration de chaque outil, est située en dehors de cette thèse. Elle est l'objectif des fiches techniques de chaque outil ou protocole délivrés par les fabricants. Mais, il est nécessaire de faire un rappel visant la fourniture des indications précises sur ses modules utilisés dans notre projet et l'objectif pour lesquels sont servis.

A cet effet, le PIC18F4550, le protocole USB et le protocole TCP/IP, nécessitent une explication de principe de leurs tâches et de la façon dont nous les avons adaptés pour servir notre projet.

IV.2 Le Microcontrôleur PIC18F4550

Ce microcontrôleur fait partie de la famille (28/40/44-Pin, Haute performance, mémoire Flash, USB avec technologie de nanowatt) fabriqué par Microchip. Pour l'essentiel, il dispose d'un module de communication USB conforme à la norme USB 2.0 et d'un convertisseur analogique numérique. Il comprend également un USART amélioré indépendant et un module de port série synchrone maître (MSSP), capables de fonctionner à la fois en mode interface périphérique série (SPI) et en mode I2C (maître et esclave).

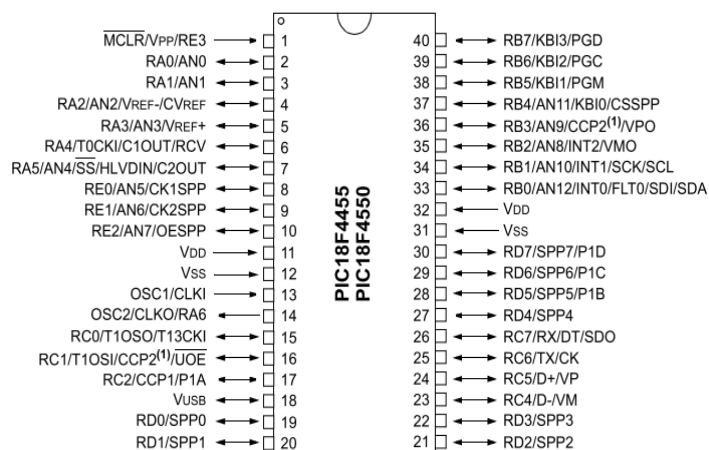


Figure IV.1 Diagrammes des pins de PIC18F4550.

Cette famille de microcontrôleurs est idéale pour les applications nécessitant des applications USB économiques et à faible consommation d'énergie avec plus d'espace de code et une flexibilité périphérique au sein d'un petit boîtier.

Pour plus de détail sur le PIC18F4550 voir datasheet [148]. Il est intéressant de citer ici, les principales caractéristiques résumées dans le Tableau IV.1

Tableau IV.1 Caractéristiques principales de PIC184550.

Le nom du paramètre	Valeur
Type de mémoire de programme	Flash
Taille de la mémoire du programme	32 Ko
Taille de la RAM de données	2048 B
Type de RAM de données	SRAM
Taille de la ROM de données	256 B
Type de ROM de données	EEPROM
Largeur du bus de données	8 bits
Fréquence d'horloge maximale	48 MHz
Nombre d'E / S	35 minuterics I / O 4 minuterics
Nombre de canaux ADC	13 canaux
Résolution ADC	10 bits
Types d'interface	EUSART, I2C, SPI SPP et USB (V2.0)
Écart de température	De - 40 ° C à 85 ° C
Gamme de tension de fonctionnement	2 V à 5,5 V
Nombre de broches	40 épingles
Type d'emballage	PDIP-40

Dans le cadre de notre plateforme, nous avons implanté le PIC18F4550, afin de complaire deux fonctions principales dans notre plateforme de télésurveillance :

- La conversion analogique-numérique (A/N) des signaux des 4 capteurs en utilisant l'ADC interne
- Le transfert des résultats via le module USB du PIC vers un PC.

Pour cela, nous avons consacré à étudier les deux modules du PIC18F4550, le module ADC et le module USB.

IV.2.1 Le module de conversion analogique numérique (ADC) de PIC18F4550

Le PIC18F4550 a un seul module ADC représenté par le Bloc diagramme de la Figure IV.2. Ce module possède 13 entrées analogiques disposées sur les bits RA0 à RA5 du PORTA, RB0 à RB4 du PORTB et RE0 à RE2 du PORTE et appelées respectivement : AN0, AN1 à AN12.

Le module ADC a cinq registres devant être configurés pour effectuer l'opération de numérisation des signaux analogiques. Il donne une valeur numérique codée sur 10Bits pour chaque échantillon.

- Registre de contrôle A/D 0 (ADCON0).
- Registre de contrôle A/D 1 (ADCON1).
- Registre de contrôle A/D 2 (ADCON2).
- Registre des résultats A/D (ADRESH).
- Registre des résultats A/D (ADRESL).

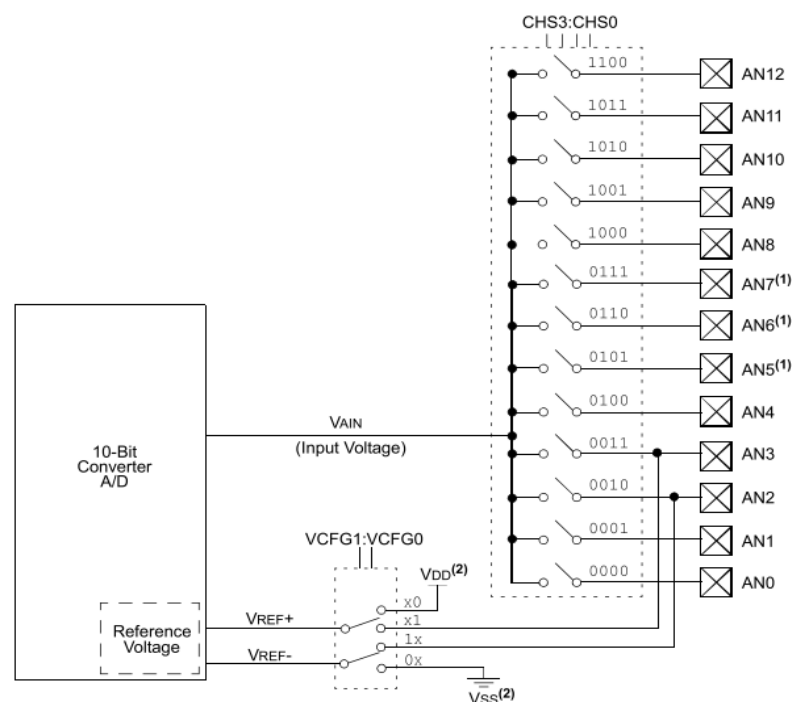


Figure IV.2 Bloc diagramme du module ADC.

IV.2.1.1 Les registres du module ADC

- **Le Registre ADCON0** permet de sélectionner l'entrée analogique qui sera convertie (bits CHS3 à CHS0), de lancer la conversion (bit GO//DONE), de savoir si la conversion est terminée (bit GO//DONE) et de valider la conversion (bit ADON).

Tableau IV.2 Le Registre ADCON0 et la configuration de ses bits.

	U-0	U-0	R/W-0	R/W-0	R/W-0	R/W-0	R/W-0	R/W-0
	—	—	CHS3	CHS2	CHS1	CHS0	GO/DONE	ADON
bit 7								bit 0
Legend:								
R = Readable bit			W = Writable bit			U = Unimplemented bit, read as '0'		
-n = Value at POR			'1' = Bit is set			'0' = Bit is cleared		
						x = Bit is unknown		
bit 7-6	Unimplemented: Read as '0'							
bit 5-2	CHS3:CHS0: Analog Channel Select bits					Permettent de sélectionner l'entrée analogique qui sera convertie.		
	0000 = Channel 0 (AN0) 0001 = Channel 1 (AN1) 0010 = Channel 2 (AN2) 0011 = Channel 3 (AN3) 0100 = Channel 4 (AN4) 0101 = Channel 5 (AN5) 0110 = Channel 6 (AN6) 0111 = Channel 7 (AN7) 0000 = Channel 8 (AN8) 1001 = Channel 9 (AN9) 1010 = Channel 10 (AN10) 1011 = Channel 11 (AN11) 1100 = Channel 12 (AN12) 1101 = Unimplemented 1110 = Unimplemented 1111 = Unimplemented							
bit 1	O/DONE: A/D Conversion Status bit When ADON = 1: 1 = A/D conversion in progress 0 = A/D Idle					Ce bit a 2 fonctions : - lancer la conversion lorsqu'on le met à 1 par programme. - il est mis à 0 par le convertisseur lorsque la conversion est terminée => on peut le lire par programme.		
bit 0	ADON: A/D On bit 1 = A/D converter module is enabled 0 = A/D converter module is disabled					On doit mettre à 1 ce bit pour autoriser le fonctionnement du convertisseur.		

- **Le registre ADCON1** permet de sélectionner l'entrée qui va être utilisée comme entrée analogique.

Tableau IV.3 Le registre ADCON1 et la configuration de ses bits.

	U-0	U-0	R/W-0	R/W-0	R/W-0 ⁽¹⁾	R/W ⁽¹⁾	R/W ⁽¹⁾	R/W ⁽¹⁾
	—	—	VCFG1	VCFG0	PCFG3	PCFG2	PCFG1	PCFG0
bit 7								bit 0
Legend:								
R = Readable bit			W = Writable bit			U = Unimplemented bit, read as '0'		
-n = Value at POR			'1' = Bit is set			'0' = Bit is cleared		
						x = Bit is unknown		
bit 7-6	Unimplemented: Read as '0'							
bit 5	VCFG1: Voltage Reference Configuration bit (VREF- source)					Ces bits sont à mettre à 1 lorsque les tensions de référence de la conversion sont différentes de 0V et/ou 5V.		
	1 = VREF- (AN2) 0 = VSS							
bit 4	VCFG0 : Voltage Reference Configuration bit (VREF+ source)							

	1 = VREF+ (AN3) 0 = VDD	
bit 3-0	PCFG3 : PCFG0 : A/D Port Configuration Control bits	Les bits PCFG3 à PCFG0 définissent comment les 13 broches liées au convertisseur, seront utilisées : en entrée analogique ou en E/S numérique Tableau IV.4

Tableau IV.4 Choix des broches des entrées en fonction des valeurs introduites dans les bits PCFG3 : PCFG0.

PCFG3: PCFG0	AN12	AN11	AN10	AN9	AN8	AN7 ⁽²⁾	AN6 ⁽²⁾	AN5 ⁽²⁾	AN4	AN3	AN2	AN1	AN0
0000 ⁽¹⁾	A	A	A	A	A	A	A	A	A	A	A	A	A
0001	A	A	A	A	A	A	A	A	A	A	A	A	A
0010	A	A	A	A	A	A	A	A	A	A	A	A	A
0011	D	A	A	A	A	A	A	A	A	A	A	A	A
0100	D	D	A	A	A	A	A	A	A	A	A	A	A
0101	D	D	D	A	A	A	A	A	A	A	A	A	A
0110	D	D	D	D	A	A	A	A	A	A	A	A	A
0111 ⁽¹⁾	D	D	D	D	D	A	A	A	A	A	A	A	A
1000	D	D	D	D	D	D	A	A	A	A	A	A	A
1001	D	D	D	D	D	D	D	A	A	A	A	A	A
1010	D	D	D	D	D	D	D	D	A	A	A	A	A
1011	D	D	D	D	D	D	D	D	D	A	A	A	A
1100	D	D	D	D	D	D	D	D	D	D	A	A	A
1101	D	D	D	D	D	D	D	D	D	D	D	A	A
1110	D	D	D	D	D	D	D	D	D	D	D	D	A
1111	D	D	D	D	D	D	D	D	D	D	D	D	D

A = Analog input D = Digital I/O

- **Le registre ADCON2** configure la source d’horloge, le temps d’acquisition et la justification du résultat.

Tableau IV.5 Le registre ADCON2 et la configuration de ses bits.

	R/W-0	U-0	R/W-0	R/W-0	R/W-0	R/W-0	R/W-0	R/W-0	
	ADFM	—	ACQT2	ACQT1	ACQT0	ADCS2	ADCS1	ADCS0	
	bit 7							bit 0	
Legend:									
	R = Readable bit		W = Writable bit			U = Unimplemented bit, read as '0'			
	-n = Value at POR		'1' = Bit is set			'0' = Bit is cleared		x = Bit is unknown	
bit 7 (*)	ADFM: A/D Result Format Select bit 1 = Right justified 0 = Left justified						Permet de choisir 10bits ou 8bits pour le calcul de la valeur de tension correspondante		
bit 6	Unimplemented: Read as '0'								
bit 5-3 (**)	ACQT2:ACQT0: A/D Acquisition Time Select bits 111 = 20 T _{AD} 110 = 16 T _{AD} 101 = 12 T _{AD} 100 = 8 T _{AD} 011 = 6 T _{AD} 010 = 4 T _{AD} 001 = 2 T _{AD} 000 = 0 T _{AD} (1)						Permettent de fixer le temps d’acquisition.		

bit 2-0 (***)	ADCS2 : ADCS0: A/D Conversion Clock Select bits 111 = FRC (clock derived from A/D RC oscillator) (1) 110 = FOSC/64 101 = FOSC/16 100 = FOSC/4 011 = FRC (clock derived from A/D RC oscillator) (1) 010 = FOSC/32 001 = FOSC/8 000 = FOSC/2	Permettent de choisir le temps de l'horloge de conversion
------------------	--------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------	-----------------------------------------------------------

(*) : bit 7 : ADFM : Le convertisseur fournit un résultat sur 10 bits et les données peuvent être codées sur 10bits ou 8bits. Il faut 2 registres pour stocker ce résultat : ADRESH et ADRESL Tableau IV.6.

ADFM permet de choisir si le résultat sera justifié à droite ou à gauche :

ADFM = 1 : Justification à droite ; lorsqu'on souhaite utiliser les 10 bits pour le calcul de la valeur de tension correspondante, on utilise dans ce cas ADRES (regroupement des 2 registres) comme registre résultat.

Tableau IV.6 Les type de justification de registre ADRES.

Justification à droite										Justification à gauche														
ADRESH					ADRESL					ADRESH					ADRESL									
R9	R8	R7	R6	R5	R4	R3	R2	R1	R0	R9	R8	R7	R6	R5	R4	R3	R2	R1	R0					

ADFM=0 : justification à gauche ; lorsqu'on ne souhaite utiliser que les 8 bits les plus significatifs pour le calcul de la valeur de tension correspondante. Dans ce cas, on utilise uniquement le registre ADRESH

(**) : bits 5-3 (ACQT2 : ACQT0) permettent la sélection et la configuration du temps d'acquisition.

(***) : bit 2-0 (ADCS2-ADCS0) Permettent de choisir le temps de l'horloge de conversion.

IV.2.1.2 Étapes et exigences d'effectuer une conversion A/N

Pour effectuer une conversion analogique numérique avec succès, on doit suivre étape par étape, les opérations suivantes :

1. Les registres ADCON1, TRISA, TRISB et TRISE configurent tous les broches du port A/N. La broche qui va être utilisée comme entrée analogique, son bit TRIS correspondant doit être mis à 1.
2. Configuration du module A / D :
 - Sélectionner les broches qui vont être utilisées comme entrées analogiques (les bits : PCFG3 : PCFG0) suivant les valeurs indiquées par le Tableau IV.3 et la référence de tension (les bits : VCFG1 : VCFG0) du registre ADCON1.
 - Sélectionner le canal d'entrée A / D :

Puisque le PIC 18F4550 a un seul module ADC, on doit sélectionner une seule broche à convertir à la fois via la configuration des bits CHS3, CHS2, CHS1, CHS0 du registre ADCON0

➤ Sélectionner le temps d'acquisition :

La Figure IV.3 représente le modèle d'une entrée analogique. Pour que le convertisseur analogique-numérique atteigne la précision spécifiée, le condensateur de charge (C_{HOLD}) doit se charger complètement jusqu'au niveau de la tension du canal d'entrée. L'impédance de la source (R_S) et l'impédance du commutateur d'échantillonnage interne (R_{SS}) affectent directement le temps requis pour charger le condensateur C_{HOLD} . L'impédance du commutateur d'échantillonnage (R_{SS}) varie en fonction de la tension de l'appareil (V_{DD}). L'impédance de la source affecte la tension de décalage sur l'entrée analogique (en raison du courant de fuite de la broche).

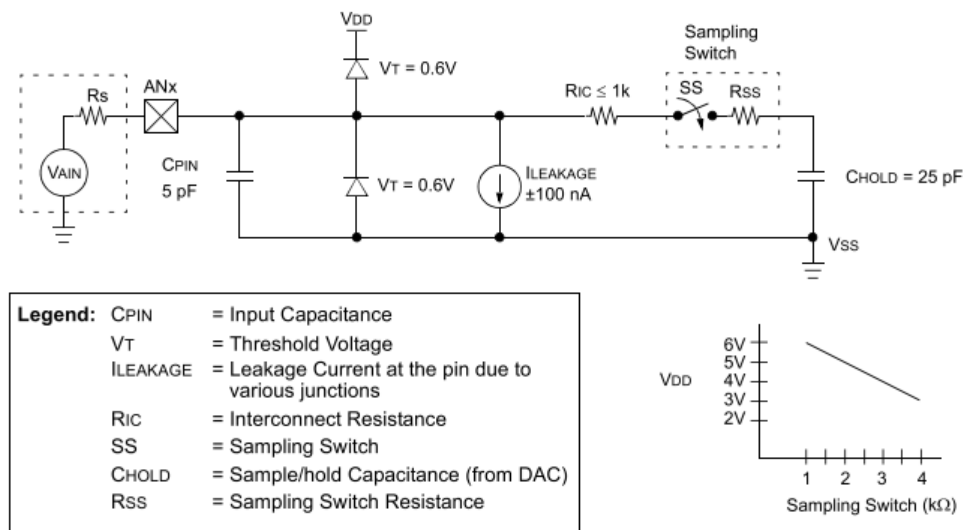


Figure IV.3 Modèle d'entrée analogique.

La fiche technique de μC PIC18F4550 [148] fournit une équation par laquelle, on peut calculer le temps minimum d'acquisition. Cette équation suppose que l'erreur 1/2 LSB (least-significant-bit) utilise 1024 étapes pour le convertisseur analogique-numérique. L'erreur 1/2 LSB est l'erreur maximale autorisée pour que le convertisseur analogique-numérique respecte la résolution spécifiée.

Le calcul du temps d'acquisition minimum effectué pour les valeurs des composants suivants :

$C_{HOLD} = 25 \text{ pF}$, $R_S = 2,5 \text{ k}\Omega$, Erreur de conversion $\leq 1/2 \text{ LSB}$, $V_{DD} = 5\text{V}$, $R_{SS} = 2\text{k}\Omega$, Température = 85°C (max.)

$$T_{ACQ} = T_{AMP} + T_C + T_{COFF}$$

Ou:

T_{AMP} : Amplifier Settling Time ;

T_C : Holding Capacitor Charging Time;

T_{COFF} : Temperature Coefficient

$$T_{AMP} = 0.2 \mu s$$

Temps de charge minimum est calculé par :

$$V_{HOLD} = (V_{REF} - (V_{REF}/2048)) * (1 - e^{-(T_C/CHOLD(RIC + R_{SS} + R_S))})$$

Alors

$$T_C = -(C_{HOLD}) (R_{IC} + R_{SS} + R_S) \ln(1/2048)$$

$$T_C = -(25 \text{ pF}) (1 \text{ k}\Omega + 2 \text{ k}\Omega + 2.5 \text{ k}\Omega) \ln(0.0004883) \mu s$$

$$T_C = 1.05 \mu s$$

$$T_{COFF} = (\text{Temp} - 25^\circ\text{C}) (0.02 \mu s/^\circ\text{C}) (85^\circ\text{C} - 25^\circ\text{C})(0.02 \mu s/^\circ\text{C}) = 1.2 \mu s$$

Le coefficient de la température n'est requis que pour les températures $> 25^\circ\text{C}$. Au-dessous de 25°C , $T_{COFF} = 0 \mu s$.

$$T_{ACQ} = T_{AMP} + T_C + T_{COFF} = 0.2 \mu s + 1.05 \mu s + 1.2 \mu s = 2.45 \mu s$$

La configuration des bits ACQT2: ACQT0 (ADCON2 <5: 3>) fournit une plage de temps d'acquisition (T_{ACQ}) aller de 2 à 20 T_{AD} (Tableau IV.5, Page 58). Lorsque le bit GO / DONE est set à 1, le module A/D continue d'échantillonner l'entrée analogique pour la durée d'acquisition sélectionnée, puis, il lance automatiquement la conversion.

Donc, si le temps d'acquisition étant programmé automatiquement, il peut ne pas être nécessaire d'attendre un délai d'acquisition entre la sélection d'un canal et le lancement de la conversion du bit GO/DONE.

Par contre, la sélection du temps d'acquisition manuelle s'effectue lorsque ACQT2 : ACQT0 = 000. Lorsque le bit GO / DONE est set, l'échantillonnage s'arrête et la conversion commence. Il incombe à l'utilisateur de s'assurer que le temps d'acquisition requis, s'est écoulé entre la sélection du canal d'entrée analogique souhaité et le set du bit GO / DONE. Cette option est également l'état de réinitialisation par défaut des bits ACQT2 : ACQT0. Elle est compatible avec les appareils n'offrant pas d'heure d'acquisition programmable.

Par conséquent, la sélection du temps d'acquisition automatique par la configuration des bits ACQT2 : ACQT0, s'établit en fonction de la sélection du temps de la conversion T_{AD} . La sélection de ce dernier est la fonction de l'étape suivante :

➤ La sélection du temps de la conversion :

Le temps de la conversion A/N par bit est défini comme T_{AD} . Elle nécessite 11 T_{AD} par la conversion de 10 bits. La source de l'horloge de la conversion A/N est sélectionnable par programmation. Il existe sept (07) options possibles pour le T_{AD} : $2 T_{OSC}$, $4 T_{OSC}$, $8 T_{OSC}$, $16 T_{OSC}$, $32 T_{OSC}$, $64 T_{OSC}$ et Oscillateur RC interne. Pour des conversions A/N correctes, l'horloge de la conversion A/N (T_{AD}) doit être la plus courte, mais supérieure à $0,8 \mu s$ dans le PIC18F4550. Le Tableau IV.7 montre les temps T_{AD} dérivés de la source d'horloge A/D sélectionnée.

Tableau IV.7 Choix de valeur à introduire dans les bits ADCS2 : ADCS0 en fonction de fréquences de fonctionnement du μC .

AD Clock Source (TAD)		Assumes TAD Min. = 0.8 μs
Operation	ADCS2:ADCS0	Maximum Fosc
2 TOSC	000	2.50 MHz
4 TOSC	100	5.00 MHz
8 TOSC	001	10.00 MHz
16 TOSC	101	20.00 MHz
32 TOSC	010	40.00 MHz
64 TOSC	110	48.00 MHz
RC ⁽²⁾	x11	1.00 MHz ⁽¹⁾

Un exemple pour expliquer comment on configure les deux dernières étapes :

Si la source d'horloge externe est égale à 15MHz (valeur en dehors du Tableau IV.7), $T_{\text{OSC}} = 0.066\mu\text{s}$, alors le nombre d'oscillation N_{OSC} pour atteindre $0.8\mu\text{s}$ (la minimum valeur doit valoir T_{AD}), est calculé par $N_{\text{OSC}} = 0.8 \mu\text{s} / 0.066 \mu\text{s} = 12.12$. Donc, il faut $12.12T_{\text{OSC}}$ pour atteindre $0,8\mu\text{s}$, Mais il n'y a pas une valeur à mettre dans les bits ADCS2 : ADCS0 qui donne la valeur $12.12 T_{\text{OSC}}$. Alors, il faut choisir le plus grand, soit : $16 T_{\text{OSC}}$, c'est-à-dire, il faut fixer les bits ADCS2 : ADCS0 à (101) qui donne $T_{\text{AD}} = 16 \times 0,066 = 1,056\mu\text{s}$.

Configuration des bits ACQT2 : ACQT0 : pour sélectionner le temps d'acquisition T_{ACQ} qui est égal à $2.45 \mu\text{s}$ (déjà calculé), on voit que T_{AD} est égal à $1,056\mu\text{s}$ et pour obtenir $2.45 \mu\text{s}$, il faut que $3T_{\text{AD}} = 3,168$. Mais il n'y a pas une valeur à mettre dans les bits ACQT2 : ACQT0 qui donne la valeur $3T_{\text{AD}}$. Il faut choisir alors, le plus grand qui est $4T_{\text{AD}}$, c'est à dire il faut fixer les bits ACQT2 : ACQT0 à 010. Cette configuration donne un temps d'acquisition $T_{\text{ACQ}} = 4 T_{\text{AD}} = 4 * 1,056 = 4,224 \mu\text{s}$.

3. Lancement de la conversion :

Une fois que le bit GO/DONE est mis à 1, la conversion A/N démarre.

La Figure IV. 3 montre un cycle de conversion A/N. les ACQT2 : ACQT0 sont set à 010 et la sélection d'un temps d'acquisition $4T_{\text{AD}}$ avant le début de la conversion.

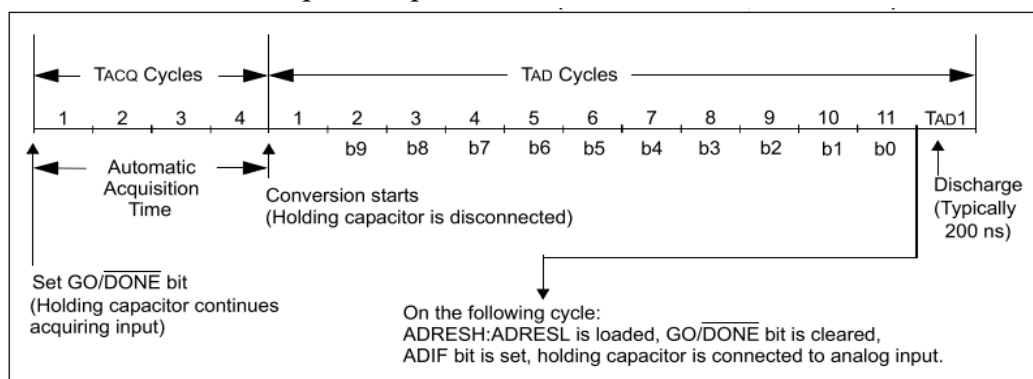


Figure IV.4 Un cycle de la conversion A/N.

4. L'attente de la fin de la conversion A / N

Lorsque la conversion est terminée, le bit GO / DONE est mis à zéro et le drapeau ADIF est set.

5. La lecture des résultats

Les registres ADRESH et ADRESL contiennent le résultat de la conversion A/N. Ce résultat doit être copié pour libérer le registre, afin qu'une autre conversion s'effectue (dans notre cas il va copier aux buffers output de module USB, voir partie V.2.3.2.4).

6. L'effacement du bit ADIF, si nécessaire.

7. Pour la conversion suivante :

Passez à l'étape 1, mais il faut une attente minimale de $3 T_{AD}$ qui est requise avant le début de la prochaine acquisition (Ce délai pour être sûr que la C_{HOLD} est complètement déchargée).

A ce point-là, nous avons terminé l'opération de la conversion analogique numérique. La partie suivante que nous allons aborder, elle concerne la communication USB.

IV.3 Le protocole USB (Universal Serial Bus)

Malgré la simplicité de l'utilisation du bus USB, ce protocole est très compliqué pour les développeurs. Son analyse complète et détaillée, dépasse le cadre de ce paragraphe. Pour plus de détail sur ce genre de protocoles, le forum USB-IF (<https://www.usb.org/>) fournit un support pour l'avancement et l'adoption de la technologie USB.

Il est intéressant de faire un rappel y compris une définition des caractéristiques techniques et des avantages et limites, ainsi qu'un aperçu des étapes nécessaires à la conception et à la programmation d'un appareil doté d'une interface USB de classe HID.

IV.3.1 Définition l'USB

L'USB est un protocole de communication, basé sur une architecture de type série. Il s'agit toutefois, d'une interface entrée-sortie beaucoup plus rapide que les ports séries standards.

IV.3.2 Le câble USB

Le câblage USB est relativement simple. Il a la même structure quelle que soit la vitesse de transmission. Il comporte 4 fils isolés, couverts des couleurs standards de façon à faciliter l'identification de fonction de chaque fil, dont 2 sont pour l'alimentation (+5V et GND) et les 2 restants forment une paire torsadée, qui véhiculent les signaux de données différentiels (D+ et D-), (voir Figure IV. 5 Et Tableau IV. 8).

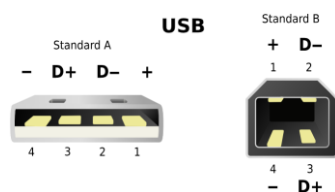


Figure IV.5 Prises USB de type A et B, vue de face.

Tableau IV. 8 Le brochage des connecteurs de type A et B[149]

Numéro de broche pour les types A et B				Numéro de broche pour le type mini A et B				
Pin	Name	Wire color ^[a]		Description	Pin	Name	Wire color ^[a]	Description
1	V _{BUS}	Red or	Orange	+5 V	1	V _{BUS}	Red	+5 V
2	D-	White or	Gold	Data-	2	D-	White	Data-
3	D+	Green		Data+	3	D+	Green	Data+
4	GND	Black or	Blue	Ground	4	ID	No wire	On-The-Go ID distinguishes cable ends: • "A" plug (host): connected to GND • "B" plug (device): not connected
					5	GND	Black	Signal ground

[a]Dans certaines sources, D + et D- sont inversés par erreur.

L'USB repose sur un principe de relation maître (hôte)/esclave (périphérique). Pour éviter des branchements incorrects, la norme spécifie deux types d'extrémités du câble composés de deux fiches bien différentes, Tableau IV. 9 :

- L'extrémité amont d'une fiche, une paire torsadée appelé connecteur USB de type A mâle, le plus utilisé et le plus commun, branché à l'hôte (PC).
- L'extrémité aval en revanche peut se retrouver en plusieurs types (type B, Mini-A, Mini-B, Micro-A, Micro-B, etc...), branchée au côté esclave ou périphérique.

Tableau IV.9 Types d'extrémité de câble USB.

Extrémité amont	Extrémité aval				
 4 3 2 1 Type-A	 1 2 4 3 Type-B	 5 4 3 2 1 Mini-A	 5 4 3 2 1 Mini-B	 5 4 3 2 1 Micro-A	 5 4 3 2 1 Micro-B

	Souvent utilisé pour les imprimantes, scanners ou périphérique audio type DAC.	Assez peu utilisé	Souvent utilisé pour les caméras, les appareils photos ou les manettes de console de jeux	Très peu utilisé	Très souvent utilisé pour les smartphones et tablettes ou les petits périphériques
--	--------------------------------------------------------------------------------	-------------------	-------------------------------------------------------------------------------------------	------------------	------------------------------------------------------------------------------------

IV.3.3 Le type de codage

Les fils D+ et D-, forment une paire torsadée et utilisent le principe de la transmission différentielle afin de garantir une certaine immunité aux bruits parasites de l'environnement physique du périphérique ou de son câble.

Toutes les données sur un bus USB 2.0, sont codées en utilisant un format appelé non-retour à zéro inversé (NRZI). Dans le codage NRZI, un zéro provoque un changement et un 1 ne provoque aucun changement. Le bourrage de bits ajoute un zéro après six 1 consécutifs. Ce type de codage garantit le récepteur pour qu'il soit resté synchronisé avec l'émetteur sans la surcharge d'envoyer un signal d'horloge séparé ou des bits de démarrage et d'arrêt avec chaque octet.

Heureusement, le matériel USB effectue automatiquement le codage et le décodage, ce qui évite aux développeurs et aux programmeurs d'appareils de le faire.

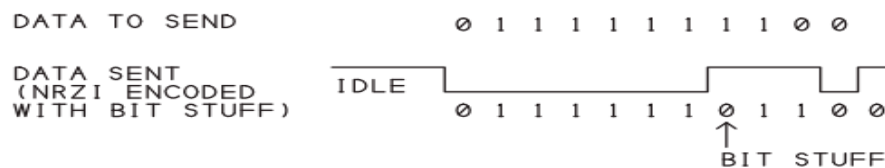


Figure IV.6. Principe de codage NRZI.

IV.3.4 Types de transfert des données via USB

Les données peuvent être transférées sur un bus USB de quatre manières : transfert en bloc, transfert d'interruption, transfert isochrone et transfert de contrôle.

- **Les transferts en bloc** sont conçus pour transférer de grandes quantités de données avec une livraison sans erreur et sans garantie de bande passante. Si un point de terminaison OUT est défini comme utilisant des transferts en bloc, l'hôte lui transférera des données à l'aide de transactions OUT. De même, si un nœud final IN est défini comme utilisant des transferts en bloc, l'hôte transférera des données à partir de celui-ci à l'aide de transactions IN. En général, les transferts en masse sont utilisés là où un taux de transfert est lent qui n'est pas un problème. La taille de paquet maximale dans un transfert en bloc est de 8 à 64 paquets à pleine vitesse et de 512 paquets à grande vitesse (les transferts en bloc ne sont pas autorisés à basse vitesse).
- **Les transferts d'interruption** sont utilisés pour transférer de petites quantités de données avec une bande passante élevée. Les données doivent être transférées aussi

rapidement que possible sans délai. Notez que les transferts d'interruptions n'ont rien à voir avec les interruptions dans les systèmes informatiques. La taille des paquets d'interruption peut varier de 1 à 8 octets à faible vitesse, de 1 à 64 octets à pleine vitesse et jusqu'à 1024 octets à grande vitesse.

- **Les transferts isochrones** ont une bande passante garantie, mais une livraison sans erreur n'est pas garantie. Ce type de transfert est généralement utilisé dans des applications, tel que le transfert de données audio où, la vitesse est importante, mais pas la perte ou la corruption de certaines données. Un paquet isochrone peut contenir 1023 octets à pleine vitesse, ou jusqu'à 1024 octets à grande vitesse (les transferts isochrones ne sont pas autorisés à basse vitesse).
- **Un transfert de contrôle** est un transfert de données bidirectionnel, utilisant à la fois les points d'extrémité IN et OUT. Les transferts de contrôle sont généralement utilisés pour la configuration initiale d'un périphérique par l'hôte. La taille de paquet maximale est de 8 octets à basse vitesse, de 8 à 64 octets à pleine vitesse et de 64 octets à grande vitesse. Un transfert de contrôle s'effectue en trois étapes : SETUP, DATA et STATUS.

Alors que les périphériques à pleine vitesse prennent en charge tous les types de transfert, les périphériques à basse vitesse sont limités aux transferts d'interruption et de contrôle.

IV.3.5 Les trames USB

L'USB est un bus géré par l'hôte. Les informations sont échangées sur un bus USB par transactions sous forme de trame de quatre types : les trames de supervision, les trames isochrones, les trames de données et les trames d'interruption [150][151].

Les trames sont constituées de paquets d'informations de format défini. Tous les paquets commencent par un champ synchronisation (Sync) suivi par identifiant (PID).

Le champ Sync fait de 8 bits de long pour la basse et pleine vitesse ou 32 bits pour la haute vitesse. Il est utilisé pour synchroniser l'horloge du récepteur avec celle de l'émetteur.

Le PID est de longueur 4 bits et les 4 bits sont répétés sous une forme complétée contenant des informations d'identification. Il est constitué de dix-sept valeurs différentes indiquées dans le Tableau IV.10.

Tableau IV.10 Valeurs PID Bits.

Type de PID	Nom du PID	Bits	Description
Jeton (Token)	OUT	1110 0001	Transaction hôte à appareil
	IN	0110 1001	Transaction appareil à hôte
	SOF	1010 0101	Début de la trame
	SETUP	0010 1101	Commande de configuration
Les données (Data)	DATA0	1100 0011	Paquet de données PID pair
	DATA1	0100 1011	Paquet de données PID impair
	DATA2	1000 0111	Paquet de données PID haut débit
	MDATA	0000 1111	Paquet de données PID haut débit

Acquittement (Handshake)	ACK	1101 0010	Le destinataire accepte les paquets
	NAK	0101 1010	Le destinataire n'accepte pas les paquets
	STALL	0001 1110	Bloqués
	NYET	1001 0110	Pas de réponse du destinataire
Spécial (Special)	PRE	0011 1100	Préambule de l'hôte
	ERR	0011 1100	Erreur de transaction fractionnée
	SPLIT	0111 1000	Transaction fractionnée à grande vitesse
	PING	1011 0100	Contrôle du flux à haute vitesse
	Reserved	1111 0000	Réservé

Il existe quatre formats de paquets sur la base desquels, le PID se trouve : les paquets Jetons, les paquets de données, les paquets d'Acquittement et les paquets spéciaux.

Le Tableau IV.11 illustre le format d'un paquet de jetons, utilisé pour OUT, IN, SOF (Start Of Frame qui indique le début de transmission d'une trame. S'il n'y a pas de données, le paquet SOF est seul dans la trame) et SETUP. Le paquet contient une adresse de 7 bits, une ENDP de 4 bits et une somme de contrôle CRC de 5 bits et une EOP (fin de paquet).

Tableau IV.11 Paquet de jetons.

Sync	PID	ADDR	ENDP	CRC	EOP
8 bits	8 bits	7 bits	4 bits	5 bits	

Un paquet de données (DATA0, DATA1, DATA2 et MDATA) est utilisé pour les transactions de données. Le format de paquet est indiqué dans le Tableau IV.12 et comprend le PID, 0 à 1024 octets de données, une somme de contrôle CRC de 2 octets et une EOP.

Tableau IV.12 Paquet de données.

Sync	PID	Data	CRC	EOP
	1 byte	0–1024 bytes	2 bytes	

Tableau IV. 13 représente le format d'un paquet d'acquittement utilisé pour ACK, NAK, STALL et NYET. ACK est utilisé lorsqu'un destinataire reconnaît avoir reçu un paquet de données exempt d'erreur. NAK est utilisé lorsque le périphérique récepteur ne peut pas accepter le paquet. STALL indique quand le nœud final est arrêté et NYET est utilisé en l'absence de réponse du destinataire.

Tableau IV.13 Paquet d'acquittement.

Sync	PID	EOP
	1 byte	

IV.3.6 Les Descripteurs USB

Un paquet d'informations relatives à chaque périphérique USB stockées dans des segments de sa ROM (Read Only Memory) décrivant diverses fonctionnalités du périphérique : l'ID de fabricant, la version de l'USB qu'il prend en charge, la nature du périphérique, son alimentation, le nombre et le type de points de terminaison, et ainsi de suite. Ce paquet d'informations s'appelle le descripteur.

Tous les périphériques USBs ont une hiérarchie de descripteurs. Il existe huit types de descripteurs standards différents, dont cinq sont les plus courants et les plus importants utilisés dans le PIC18F4550 :

1. **Descripteurs de l'appareil (Device Descriptor)** : Le descripteur de périphérique fournit des informations générales telles que le fabricant, le numéro de produit, le numéro de série, la classe du périphérique et le nombre de configurations. Il n'y a qu'un seul descripteur de périphérique.
2. **Descripteurs de configuration (Configuration Descriptor)** : Le descripteur de configuration fournit des informations sur les exigences d'alimentation du périphérique et sur le nombre d'interfaces prises en charge dans cette configuration. Il peut y avoir plus d'une configuration pour un périphérique (c'est-à-dire : des configurations basse consommation et haute consommation).
3. **Descripteurs d'interface (Interface Descriptor)** : Le descripteur d'interface détaille le nombre de points d'extrémité utilisés dans cette interface, ainsi que la classe de l'interface. Il peut y avoir plus d'une interface pour une configuration.
4. **Descripteur HID** : Les détails sur ce descripteur qui fait partie de notre projet, se trouvent dans la partie IV.3.7.
5. **Descripteurs de point final (Endpoint Descriptor)** : Le descripteur de point final identifie le type de transfert et la direction, ainsi que d'autres détails propres au nœud final. Il peut y avoir de nombreux points de terminaison dans un périphérique, qui peuvent être partagés dans différentes configurations.
6. **Descripteur de chaîne (String Descriptor)** : La plupart des descripteurs précédents font référence à un ou plusieurs descripteurs de chaîne. Les descripteurs de chaîne fournissent des informations lisibles par l'homme sur la couche qu'ils décrivent. Souvent, ces chaînes apparaissent dans l'hôte pour aider l'utilisateur à identifier le périphérique. Les descripteurs de chaîne sont généralement facultatifs pour économiser de la mémoire et sont codés au format Unicode.

Les descripteurs sont dans une structure hiérarchique, comme illustré à la Figure IV.7. Au sommet de la hiérarchie, nous avons le descripteur de périphérique, puis les descripteurs de configuration, suivis des descripteurs d'interface et enfin les descripteurs de points d'extrémité.

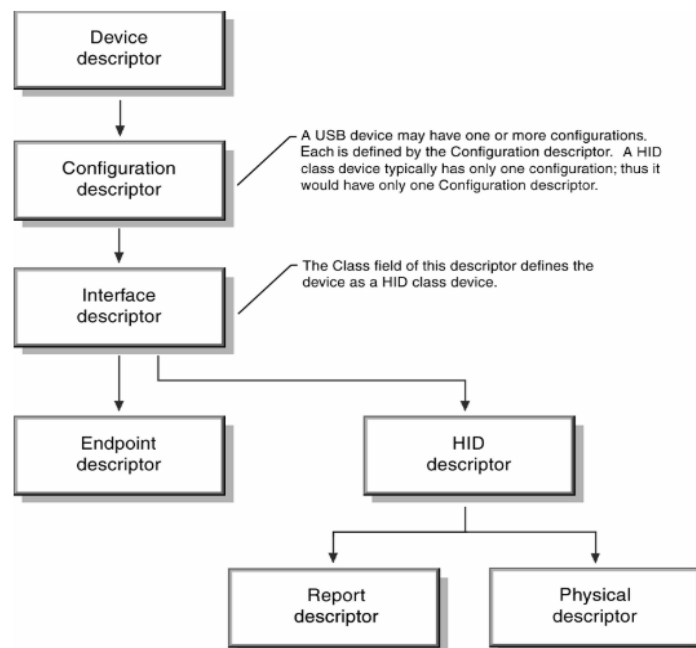


Figure IV.7 structure de descripteur [152].

Tous les descripteurs ont un format commun. Le premier octet (bLength) spécifie la longueur du descripteur, tandis que le deuxième octet (bDescriptorType) indique le type de descripteur.

IV.3.7 Descripteurs spécifiques à la classe HID

Le descripteur HID suit toujours le descripteur d'interface lorsque l'interface appartient à la classe HID (Figure IV.7).

Chaque classe de périphérique USB comprend un ou plusieurs descripteurs spécifiques à la classe. Ces descripteurs se diffèrent des descripteurs USB standard. Un périphérique de classe HID utilise les descripteurs suivants Figure IV.8:

- Descripteur HID : identifie les autres descripteurs de classe HID présents et indique leur taille. Par exemple, Descripteurs de rapport et physiques.
- Descripteur de rapport : décrit chaque donnée générée par le périphérique et ce que les données mesurent réellement.
- Descripteur physique : facultatifs fournissent des informations sur la ou les parties du corps humain utilisées pour activer les commandes sur un périphérique.

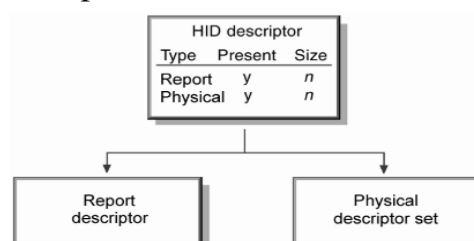


Figure IV.8 Le descripteur de périphérique de classe HID.

Pour plus de détail, revient au Device Class Definition for Human Interface Devices (HID) référence[152]

IV.3.8 Les classes USB

Les périphériques connectés à l'USB, peuvent être des périphériques entièrement personnalisés. Ces périphériques sont divisés en différentes classes. Chaque classe de périphérique définit un comportement commun et utilise les mêmes protocoles. Ces périphériques remplissent des fonctions similaires.

Suivant [152], les périphériques USB sont segmentés dans les mêmes classes s'ils :

- Ont des exigences de transport de données similaires.
- Partagent un pilote de classe unique.

Les classes de périphériques les plus courantes sont indiquées dans le Tableau IV.14.

Tableau IV.14 Les classes USB les plus courantes.

Code de classe	La description	Exemple d'appareil
0x00	Réservé	
0x01	Périphérique audio USB	Carte son. Haut-parleur, microphone
0x02	Périphérique de communication USB	Modem, fax, adaptateur ethernet
0x03	Dispositif d'interface utilisateur USB (HID)	Clavier, souris, joystick
0x06	Périphérique d'image USB	Scanner
0x07	Périphérique d'imprimante USB	Imprimante
0x08	Périphérique de stockage de masse USB	Carte mémoire, lecteur flash, disque dur externe, appareil photo numérique
0x09	Périphérique de concentrateur USB	Hubs
0x0B	Lecteur de carte à puce USB	Lecteur de carte à puce
0x0D	Sécurité du contenu USB	Lecteur d'empreintes digitales
0x0E	Périphérique vidéo USB	Webcam
0xE0	Périphérique sans fil USB	Bluetooth

La classe HID (Human Interface Device) présente un intérêt particulier, car elle est utilisée dans les projets de cette thèse.

IV.3.8.1 La classe Human Interface Devices (HID)

La classe HID comprend principalement des dispositifs utilisés par les humains pour contrôler le fonctionnement des systèmes informatiques et l'interaction avec.

Voici des exemples typiques de périphériques de classe HID :

- Claviers et dispositifs de pointage (les souris standard, les boules de commande et les manettes de jeu, etc...).
- Commandes du panneau avant (boutons, commutateurs, boutons et curseurs, etc...).
- Commandes susceptibles d'être trouvées sur des appareils, tels que des téléphones, des télécommandes de magnétoscope, des jeux ou des appareils de simulation (gants de données, manettes des gaz, volants et pédales de gouvernail, etc...).
- Périphériques ne nécessitant pas d'interaction humaine, mais fournissant des données dans un format similaire à celui des périphériques de classe HID, tels que des lecteurs de codes

à barres, des thermomètres ou des voltmètres et aussi l'acquisition des données des signaux physiologiques que nous avons utilisée dans cette thèse.

L'un des principaux avantages de HID c'est qu'il n'est pas nécessaire de fournir un pilote personnalisé, car celui-ci est déjà fourni avec le système d'exploitation. Il suffit de développer une interface graphique d'utilisateur compétente à connaître l'appareil et l'échange des données.

Une limitation de HID c'est que son taux de transfert de données est limité à 64 Ko par seconde. Cependant, cela reste nettement plus rapide que le RS-232 (115200 bauds, soit environ 12 Ko par seconde) et suffisant pour notre projet.

Un HID peut échanger des données pour n'importe quel but, mais il ne peut utiliser que des transferts de contrôle et d'interruption.

IV.3.9 L'Opération d'Énumération

Lorsqu'un périphérique est connecté à un bus USB, l'hôte le découvre via un processus appelé énumération. Les étapes d'énumération sont les suivantes :

1. Lorsqu'un périphérique est branché, l'hôte en prend conscience, car l'une des lignes de données (D+ ou D-) devient haute logique.
2. L'hôte envoie un signal de réinitialisation USB au périphérique pour le placer dans un état connu. Le périphérique de réinitialisation répond à l'adresse 0.
3. L'hôte envoie une requête sur l'adresse 0 au périphérique, afin de connaître sa taille de paquet maximale à l'aide d'une commande Get Descriptor.
4. Le périphérique répond en envoyant une petite partie du descripteur de périphérique.
5. L'hôte envoie à nouveau une réinitialisation USB.
6. L'hôte attribue une adresse unique au périphérique et envoie une demande de définition d'adresse au périphérique. Une fois la demande terminée, l'appareil assume la nouvelle adresse. À ce stade, l'hôte est libre de réinitialiser tout autre périphérique récemment branché sur le bus.
7. L'hôte envoie une demande Get Device Descriptor pour extraire le descripteur de périphérique complet, en collectant des informations telles que le fabricant, le type de périphérique et la taille maximale du paquet de contrôle.
8. L'hôte envoie une demande Get Configuration Descriptors pour recevoir les données de configuration du périphérique, telles que les exigences en matière d'alimentation, ainsi que le type et le nombre d'interfaces prises en charge.
9. L'hôte peut demander tout descripteur supplémentaire à l'appareil.

La communication initiale entre l'hôte et le périphérique est réalisée à l'aide du type de flux de données à contrôle de transfert.

Au départ, le périphérique est adressé, mais il est dans un état non configuré. Une fois que l'hôte a collecté suffisamment d'informations sur le périphérique, il charge un pilote de

périphérique approprié qui le configure en lui envoyant une demande de configuration. À ce stade, le périphérique a été configuré et il est prêt à répondre aux demandes spécifiques du périphérique (c-à-d. qu'il peut recevoir des données et les envoyer à l'hôte).

IV.3.10 Le module USB de PIC18F4550

Le PIC18F4550 supporte directement l'interface USB. Il contient une interface USB compatible, qui permet la communication entre un hôte (PC) et le PIC18F4550.

La famille de périphériques PIC18FX455 / X550 comprend un moteur d'interface série USB (SIE) de version USB2.0 Figure IV.9, compatible pleine et basse vitesse, qui permet une communication rapide entre tout hôte USB et le microcontrôleur PIC.

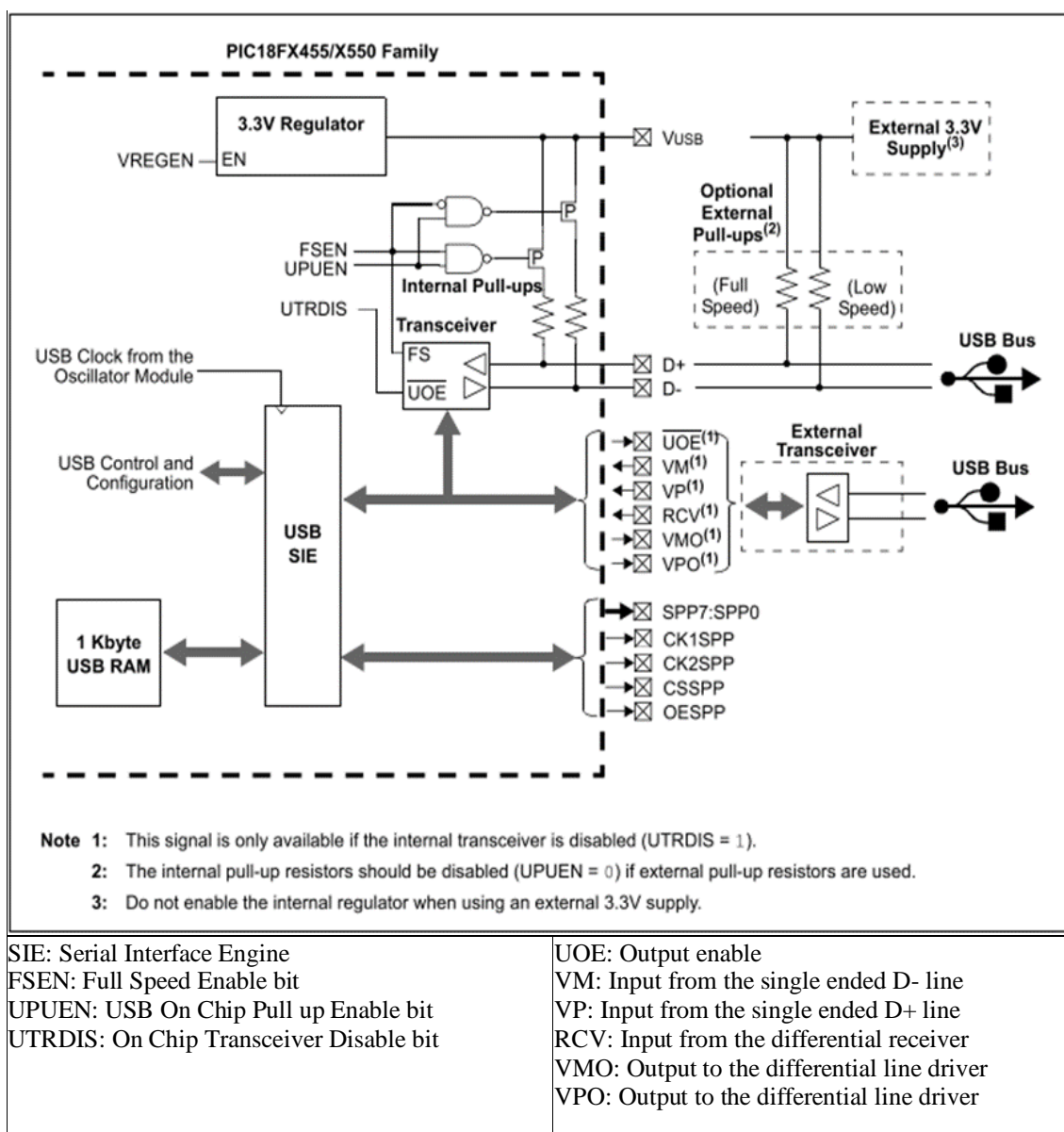


Figure IV.9 Périphérique USB du PIC18F4550.

Le SIE peut être interfacé directement sur l'USB en deux méthodes :

1. En utilisant l'émetteur-récepteur (transceiver) interne (notre choix dans cette thèse), les broches RC4 (broche 23) et RC5 (broche 24) du PORTC sont utilisées pour l'interface USB, RC4 qui est la broche de données D- et RC5 qui est la broche de données D+. Cette fonctionnalité est utile pour les applications à puce unique à faible coût.
2. Ou il peut être connecté via un émetteur-récepteur externe. Cette fonctionnalité est destinée aux applications qui ont besoin par exemple, d'un module d'isolation, dans lesquelles, les conditions physiques exigent que l'emplacement de l'émetteur-récepteur soit éloigné du SIE.

Un régulateur interne de 3,3 V est également disponible pour alimenter l'émetteur-récepteur interne dans les applications 5V.

Pour faciliter la configuration de l'interface USB, nous utilisons les fonctions de la bibliothèque USB en langage mikroC qui prend en charge un certain nombre de fonctions pour les communications USB de classe HID et pour mettre en marche des transactions et de communication USB. Les détails des fonctions et la méthode de configuration que nous avons utilisés, seront donnés dans le chapitre V suivant.

IV.3.11 Utilisation de l'USB et ses avantages

L'USB est une solution probable chaque fois qu'on souhaite utiliser un ordinateur pour communiquer avec un périphérique. L'ordinateur peut être un PC conventionnel ou un appareil doté d'un processeur intégré. Certains ordinateurs possèdent des périphériques internes, tels que des lecteurs d'empreintes digitales qui se connectent via USB. L'interface USB convient aux appareils grand public ainsi qu'aux produits spécialisés de petit volume et aux projets uniques.

Suivant Axelson [150], l'interface doit satisfaire deux publics pour qu'elle soit réussie. Ces deux publics sont : les utilisateurs qui achèteront les appareils et les développeurs qui conçoivent le matériel et écrivent le code qui communique avec les appareils. L'USB a des fonctionnalités pour satisfaire les deux groupes.

Du point de vue de l'utilisateur, les avantages de l'interface USB sont : facile à utiliser, une interface pour plusieurs appareils, beaucoup de ports, branchable à chaud, configuration automatique, pas de paramètres utilisateur, fiable, rapide, peu coûteux, économie d'énergie et options sans fil.

Du point de vue du développeur, De nombreux avantages utilisateur mentionné ci-dessus facilitent également la tâche des développeurs. Par exemple, les normes de câbles USB et la vérification des erreurs signifient que les développeurs ne doivent pas spécifier les caractéristiques des câbles, ni développer de protocoles de vérification des erreurs. D'autres avantages aident les concepteurs et programmeurs à travers le support offert par le système d'exploitation (Microsoft continue à améliorer et à ajouter des pilotes de classe fournis avec Windows, que les développeurs peuvent les utiliser), par le fournisseur des microcontrôleurs

(la plupart des sociétés de fabrication des μ Cs, fournissent des codes initiaux pour aider le développeur à démarrer) ou par forum des développeurs USB (par exemple : (USB-IF)[153] ou (usb.org) ; ces forums fournissent des documents comprenant des informations de spécification, des livres blancs et des FAQ, des outils incluent des logiciels et du matériel pour aider au développement et au test des produits).

IV.4 Le protocole de TCP/IP

Le transport de données par réseau d'un terminal numérique à une autre nécessite un support de communication physique ou hertzien. Pour que ces terminaux s'échangent correctement ces données avec la qualité de service exigée, il faut une architecture logicielle et matérielle.

IV.4.1 Introduction

TCP/IP est la famille principale des protocoles réseaux utilisé et adapté actuellement dans tous les réseaux, BAN, LAN, WAN et l'Internet [154][155].

Quand on parle de protocole TCP/IP, on se réfère à différents concepts et ensemble des règles de communication. En première analyse, le terme TCP/IP peut signifier protocole de communication pour la transmission des données, d'où TCP signifie Transmission Control Protocol ; et IP Internet Protocol. Ce terme n'est pas limité à l'expression Transmission Control Protocol/Internet Protocol. TCP/IP recouvre, en fait, plusieurs familles de protocoles et comprend de nombreux programmes applicatifs, utilitaires et protocoles complémentaires comme UDP (User Datagram Protocol), FTP (File Transfer Protocol), Telnet (Terminal Emulation Protocol), HTTP (Hyper Text Transfer Protocol), etc...[155] [156].

Les succès successifs et l'utilisation massive de protocole TCP/IP a fait naître le besoin l'unification de toutes les liaisons pour être IP. Donc, il est nécessaire de disposer de protocole de liaisons spécifiques (SLIP : Serial Line Interface Protocol, PPP : Point to Point Protocol) et s'adapter à d'autres protocoles (ATM : Asynchronous Transfer Mode) [157] Figure IV.10.

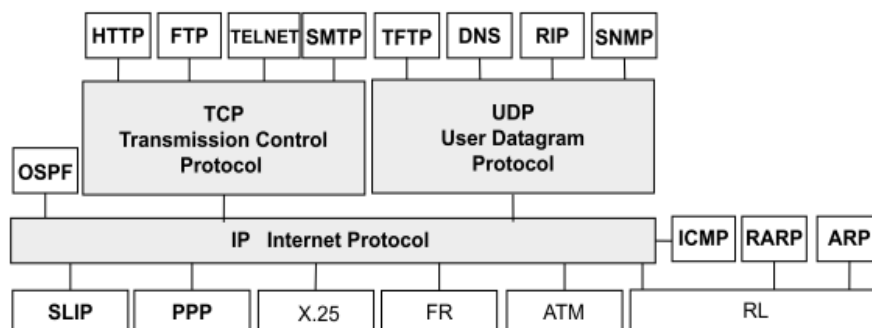


Figure IV.10 Les protocoles et les applications de TCP/IP[157].

L'étude détaillée de ces protocoles et l'ensemble des règles de communication sont situés en dehors du contexte de cette thèse. Toutefois, Il suffit d'explorer certains de ses axes que

nous avons utilisés au niveau de notre thèse. Pour plus de détails sur les protocoles de communication, il existe plusieurs ouvrages ([154] [155][157][139] [158] [140]) détaillant ces protocoles. Nous avons utilisé ces ouvrages comme références pour élaborer ce rappel sur le protocole TCP/IP.

Au niveau de notre thèse, nous avons implémenté et mis en réseau la plateforme de Télésurveillance en s'appuyant sur le protocole TCP/IP.

L'architecture que nous avons utilisée est du type serveur /client en mode connecté (on line). La famille de protocole utilisée conformément à cet architecteur, est le protocole de transport TCP sous l'adressage du protocole IP.

IV.4.2 Le protocole IP

L'IP est issu des recherches menées par le département de la défense américaine pendant la guerre froide, dans les années 1960, mais il n'a été standardisé qu'en 1982[139][140][158].

L'architecture IP se fonde sur une idée simple [158]: demander à tous les réseaux qui veulent en faire partie de transporter un type de paquet unique et d'un format déterminé par le protocole IP (Internet Protocol). Ce paquet IP doit, de plus, transporter une adresse définie avec suffisamment de généralité pour qu'on puisse attribuer une adresse unique à chacun des ordinateurs et des terminaux dispersés à travers le monde. Cette solution est illustrée à la Figure IV.11.

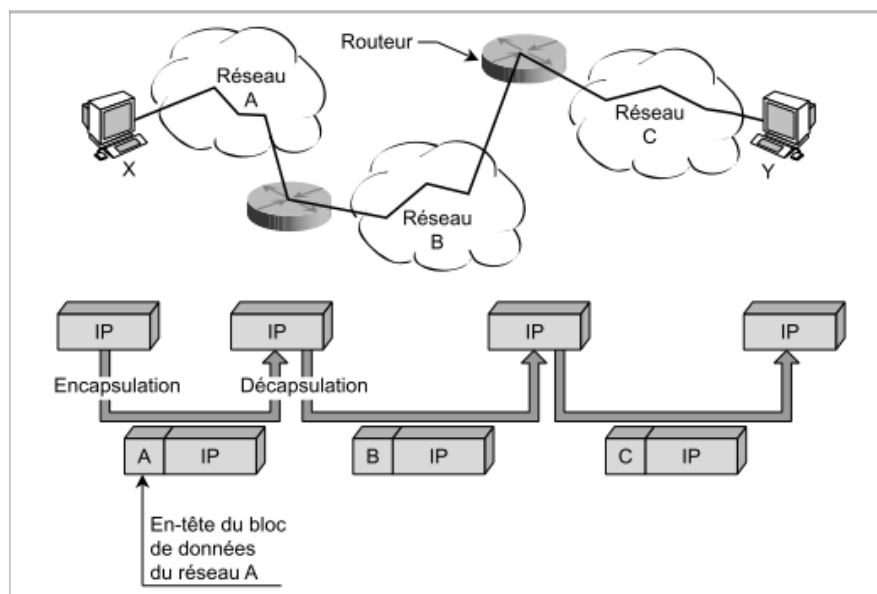


Figure IV.11 L'idée de base de l'architecture Internet [158].

L'utilisateur qui souhaite émettre sur cet « inter-réseau », doit ranger ses données dans des paquets IP qui sont remis au premier réseau à traverser. Ce premier réseau encapsule le paquet IP dans sa propre structure. Le paquet A circule sous cette forme jusqu'à une porte de sortie, où il est décapsulé de façon à récupérer le paquet IP. Grâce à un algorithme de routage,

l'adresse IP est examinée pour situer le prochain réseau à traverser, et ainsi de suite jusqu'à arriver au terminal de destination[158].

Nous utilisons sans doute IP tous les jours sur lequel, l'Internet repose [139]. Le fonctionnement de la couche réseau (IP) du modèle TCP/IP est décrit dans le document standard RFC791 Internet Protocol [159].

La qualité de service proposée par le protocole IP est très faible : pas de détection de paquet perdu ou de possibilité de reprise sur erreur [158].

Pour compléter ou améliorer le protocole IP, la défense américaine a ajouté un protocole TCP (Transmission Control Protocol). C'est un protocole assez complexe, qui offre de nombreuses options permettant de résoudre tous les problèmes de perte de paquet au niveau du protocole IP.

IV.4.3 Le protocole TCP

Le protocole TCP est un protocole de transport fiable, en mode connecté. Cette fiabilité vient des caractéristiques qu'il porte : flot d'octets, circuit virtuel en mode connecté, transfert par paquet, flot de données non structurées. Ces caractéristiques exprimées par [156].

Ces caractéristiques assurent les fonctionnalités suivantes, que l'IP ne fournit pas[139]:

- Manager des connexions, tels que les deux extrémités doivent établir une connexion logique avant d'échanger les données.
- Offre des connexions full duplex, tels que les deux extrémités peuvent échanger les données dans le même temps.
- Le renvoi automatique des paquets de données en cas de problème grâce à des échanges d'accusés de réception (ACK).
- Contrôler automatiquement le débit pour l'optimiser en fonction de la bande passante et de la disponibilité de chaque station.
- Indication de service par numéro de port, tel qu'un paquet TCP contient un port source et un port de destination. Une fois qu'une connexion est établie, les ports source et destination sont fixés.
- Etablissement d'une connexion durable entre les deux extrémités, de telle façon que l'adresse de destination n'est pas nécessaire à chaque envoi de données[160].

Les applications de TCP sont de différents types, la plupart est de fournir à l'utilisateur l'interface avec le système d'exploitation à travers un logiciel dédié.

IV.4.4 Notion d'implémentation d'une application des échanges des données par TCP/IP

Nous clarifions ici, les points applicatifs et le principe d'établissement d'une communication de type serveur/client et le principe d'échanges des données à travers cette connexion, et tout cela, sur un réseau déjà existé.

Le protocole TCP introduit le concept de numéros de port. Les numéros de port permettent à plusieurs services à être exécutés sur la même adresse IP, tout en étant distingués les uns des autres. Chaque paquet a un numéro de port source et destination.

Certains numéros de port ont des normes bien définies et utilisées pour atteindre des services bien connus, tels que le courrier électronique et les serveurs web. Par exemple, les serveurs web normalement écoutent sur le port TCP 80, et les serveurs de messagerie SMTP (Simple Mail Transfer Protocol) écoutent sur le port TCP 25 Figure IV. 12 [140].

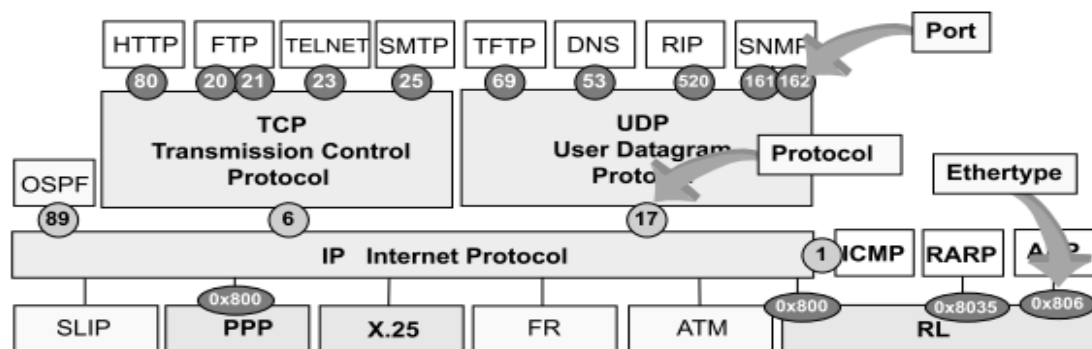


Figure IV.12 L'identification des protocoles dans TCP/IP[157].

TCP est donc un protocole en mode connecté qui n'a de sens qu'entre deux points d'extrémité de connexion. Une extrémité représente l'application serveur et l'autre extrémité représente l'application client.

L'application serveur effectue une ouverture de connexion « passive » sur une adresse IP (fournir par l'opérateur de réseau, il faut mieux qu'il soit statique) et sur un numéro de port non affecté (doit supérieur à 1024 pour éviter toute confusion avec les ports officiels) et reste à l'écoute jusqu'à l'application client la demande de se connecter sur cette adresse et sur ce port. Dès que le serveur accepte la demande, la connexion sera effectuée et le transfert de données peut commencer.

L'implémentation d'une application permettant d'établir une connexion entre le serveur et le client et puis d'échanger des données, est effectuée par le développeur des applications.

A cet effet, deux applications doivent être développées et installées séparément dans chaque extrémité ; c'est-à-dire, on développe et on installe l'application serveur dans une extrémité et il faut qu'on fasse de même pour celle du client dans l'autre extrémité.

Deux fonctionnalités doivent être effectuées par les deux applications :

- La première est l'établissement de la connexion entre le serveur et le client, comme nous avons déjà mentionné.
- La deuxième est l'échange des données à travers le développement d'un algorithme qui réalise cette fonctionnalité suivant les exigences voulues.

Dans notre thèse, nous avons développé une application serveur pour être utilisée par le patient et une application client pour être utilisée par le médecin comme, nous allons voir dans le Chapitre V.

IV.4.5 Exigences et contraintes de réseau

Les exigences de temps et de vitesse de transmission sont les principales contraintes qui guideront à la décision du choix de réseau à employer.

Un réseau TCP/IP, tel que l'Internet, est conçu pour véhiculer des données entre deux machines : transfert de fichiers, connexion Web, messagerie, etc...

A l'apparition de la voix et de l'image, le champ d'utilisation du réseau a été étendu pour effectuer : l'audioconférence (voix uniquement), la visioconférence (voix + vidéo) et la téléconférence (voix + vidéo + données) qui représentent les flux multimédias. Ce champ peut être élargi afin de servir à la transmission des données des signaux physiologiques.

Aujourd'hui, les réseaux actuels (ADSL, 4G et bientôt 5G) respectent les contraintes et les exigences imposées pour fournir une qualité de service adaptées à des flux multimédias.

Le flux multimédia est plus volumineux en comparaison avec le flux des signaux physiologiques. En conséquence, les réseaux actuels sont convenables et plus suffisants en termes de qualité de service pour la transmission des données physiologiques, tel le cas de transfert des signaux physiologiques simultanément en temps réel adopté par notre projet et ayant un débit de 128 Kbit/s qui est largement suffisant.

IV.5 Les environnements de conception et de programmation

Les modules mentionnés auparavant, représentent l'aspect hardware des outils utilisés. La fonctionnalité de ce module doit être assurée par l'aspect software. Ce dernier est représenté par les programmes et les microprogrammes développés à travers les environnements et les logiciels de programmation et de développement.

A cet effet, nous avons utilisé les logiciels ou bien les environnements de programmation suivant : Le mikroC pro for PIC, la Visual BASIC 6 et Java NetBeans IDE et le logiciel de conception des circuits électroniques Labcenter Proteus

IV.6 Conclusion

Le choix du matériel et des logiciels entrants dans la réalisation des projets, est soumis à respecter les exigences posées par le système voulu. Les systèmes de télésurveillance médicales sont des projets hétérogènes composés d'outils hardware et autres softwares. L'aspect hardware et l'aspect software sont des disciplines différentes, mais complémentaires. Souvent, la fonctionnalité des outils hardware exige leur interopérabilité. Cette dernière est assurée fréquemment par l'aspect software.

Le PIC18F4550 possède deux modules principaux qui doivent être utilisés dans notre projet. Ces modules sont : le module ADC et le module USB.

Le PIC18F4550 est interopérable avec les capteurs à travers l'ADC d'un côté, et avec le PC à travers l'interface USB d'autre côté. L'interopérabilité de l'ADC avec les capteurs est assurée par le microprogramme implanté au sein de l'EEPROM de ce μ C. L'interopérabilité du module USB avec le PC est assurée par ce microprogramme (coté PIC) et par l'application exécutée au PC.

Le protocole TCP/IP possède les deux aspects hardware et software. Le hardware est assuré par l'opérateur du réseau et le software par le développement d'une application de communication établissant un dialogue entre les terminaux numériques, suivant l'objectif voulu.

Le microprogramme est développé par l'environnement de programmation orienté pour le langage machine (mikroC pro for PIC dans notre cas).

Les applications exécutées à chaque machine pour établir les communications sont programmées par langage de programmation des objets orientés (java NetBeans IDE et Visual Basic6 dans notre cas).

Réalisation de la Plateforme de Télésurveillance

Le chapitre actuel est essentiellement consacré à la description étape par étape de notre plateforme réalisée pour la Télésurveillance des signaux vitaux du patient au sein de l'habitat intelligent pour la santé en particulière et à n'importe quel environnement médical en général. Cette description permet alors de faire une représentation détaillée des composantes de la plateforme de Télésurveillance médicale conçue et d'explication de chaque composant soit hardware ou software utilisé dans le cadre de cette plateforme en commençant par la capture des signaux simultanément, en passant par les afficher au PC local du patient d'une part, et en terminant par les afficher aussi au PC distant du médecin d'autre part. Nous terminons ce chapitre par une présentation de résultats de tests réalisés avec cette plateforme.



Réalisation ; Plateforme ; Capteurs ; ECG ; PPG ; PTG ; IGP ; IGM ;
Acquisition ; Simultanément ; Temps Réel ;

V.1 Introduction

La Télésurveillance régulière des signaux vitaux cardiorespirographiques constitue l'objectif principal de la plateforme que nous proposons. L'importance de cette plateforme engendre de l'importance des informations qu'elle délivre. Cette information doit être captée et acheminée de manière précise et garantie puisque le diagnostic de l'état du patient repose sur ces informations qui vont être transmises à l'agent médical à travers cette plateforme.

La solution que nous proposons à cet effet, est un prototype assez complet et intégré et nous avons essayé de terminer cette plateforme de A à Z, étape par étape en commençant par la capture des signaux vitaux du patient habitant dans sa maison et qui finit par les afficher sur l'écran de l'ordinateur distant au niveau du centre de télévigilance à l'hôpital.

En effet, la possibilité d'utilisation opportuniste des technologies offerte par le développement dans les domaines de l'électronique, la microélectronique, l'informatique et la télécommunication, ouvre le champ à l'exploration de large gamme des solutions dirigées vers la Télésurveillance des signaux physiologiques du patient souffrant de maladie chronique, comme nous avons constaté au Chapitre III durant l'analyse de l'architecture et les matériels associés à la plateformes de la Télésurveillance médicale.

A notre tour, nous avons adapté ces technologies offertes pour réaliser une plateforme de Télésurveillance des signaux vitaux, dans le but de résoudre certains problèmes posés dans le domaine de la santé.

Le principe de la Télésurveillance d'une maladie chronique, est de suivre un ou plusieurs indicateurs de cette pathologie grâce à leur surveillance régulière. Cela permet au médecin de vérifier si l'état du patient est stable ou non. Ces signaux doivent être assez complets et mesurés de manière fiable et fidèle pour le diagnostic et pour l'évaluation correcte de l'état sanitaire du patient.

Pour les maladies cardiovasculaires et respiratoires, les indicateurs les plus utilisés cliniquement pour l'exploration fonctionnelle cardiovasculaire et respiratoire sont les signaux physiologiques suivants :

- L'électrocardiogramme (ECG)
- Le photopléthysmogramme (PPG)
- Le pneumotachogramme (PTG)

Pour cela, nous avons réalisé notre plateforme à la base des dispositifs plus sophistiqués et plus nombreux, afin de télésurveiller ces signaux.

V.2 Architecture de la plateforme de Télésurveillance

Pour la mise en place d'un système de Télésurveillance des maladies chroniques cardiaques et/ou respiratoires, il est important de surveiller en parallèle les signaux vitaux associés à ces maladies. Alors, La plateforme de Télésurveillance est développée afin d'acquérir

simultanément en temps réel, des signaux vitaux cardiorespirographiques, correspondant aux activités des systèmes cardiovasculaires et respiratoires.

Nous avons développé la plateforme suivant le schéma bloc de la Figure V.1, en respectant l'architecture globale des plateformes des Télésurveillances présentée au chapitre III.

Ce schéma est composé des blocs suivants : le patient, les capteurs, la carte d'acquisition, l'interface graphique du patient (IGP), le réseau externes et l'interface graphique des médecins (IGM) cardiologues, pneumologues, etc...Chaque bloc sera détaillé dans les paragraphes suivants.

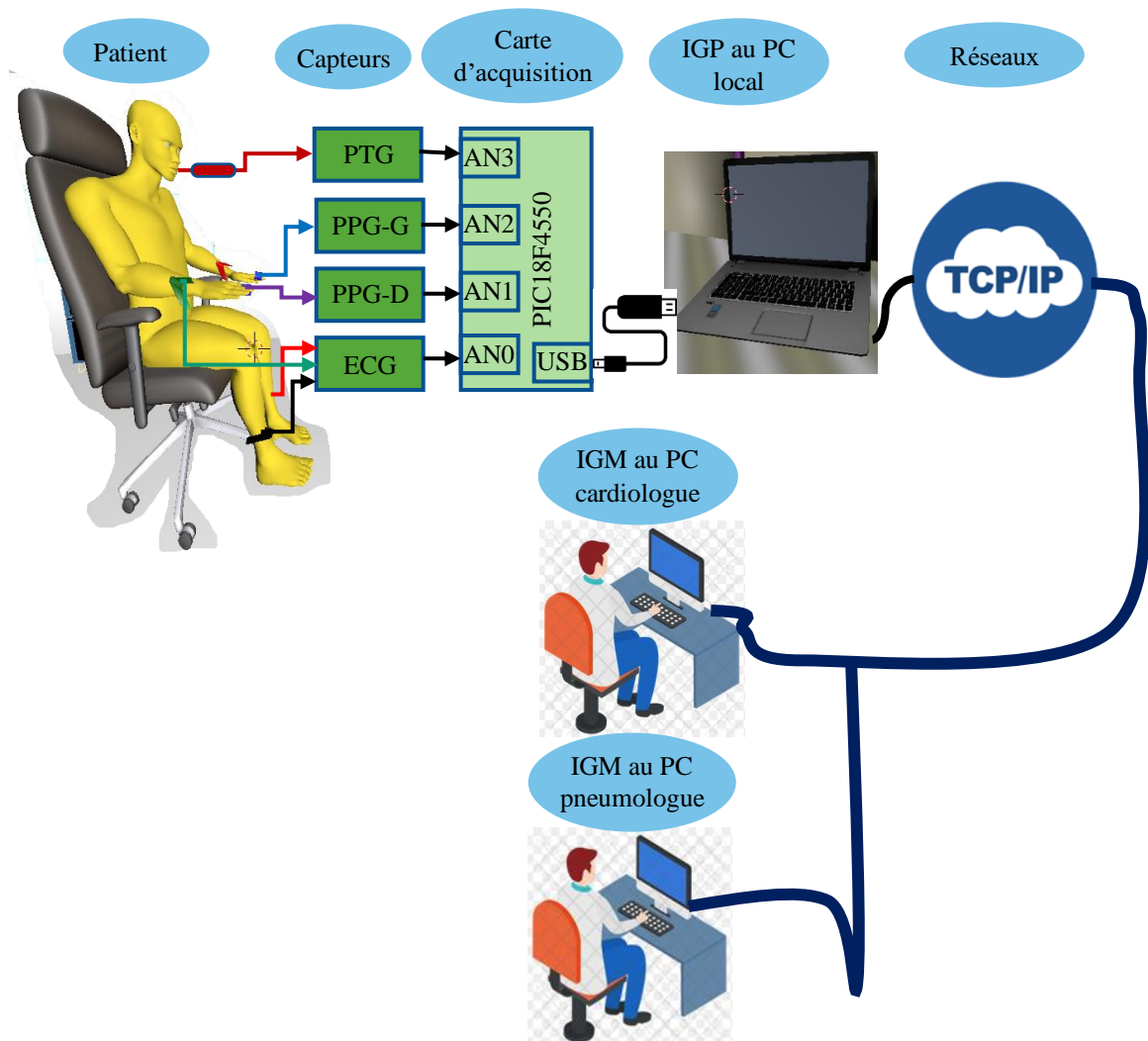


Figure V.1 Schéma bloc de notre plateforme réalisée.

V.2.1 Le patient

Comme nous avons déjà mentionné, le patient est une source de plusieurs signaux physiologiques, dont notre objectif est destiné à télésurveiller les signaux physiologiques cardiorespiratoires. A cet effet, nous avons prélevé les signaux les plus utilisés pour l'exploration de ces systèmes : le ECG, PPG et le PTG.

V.2.2 Les capteurs

Pour les signaux cardiovasculaires, nous avons réalisé un capteur de signal ECG représentant l'activité électrique du cœur et un capteur de signal PPG bilatéral (PPG indexe droit (PPG-D) et PPG indexe gauche (PPG-G)) représentant les activités circulatoires du sang, respectivement dans le côté droit et gauche du corps humain. Quant à l'activité respiratoire, nous avons réalisé un capteur pneumotacographie (PTG) représentant le flux d'air respiratoire.

V.2.2.1 Capteur électrocardiographique (ECG)

Le signal ECG est l'un des signaux physiologiques les plus importants permettant d'évaluer l'état fonctionnel du cœur. Ce signal peut être extrait de la peau du corps à travers un certain nombre des électrodes disposées d'une manière spécifique sur le corps, appelés dérivation. Une dérivation est un circuit électrique déterminé par un couple d'électrodes (une différence de potentiel électrique). Pour obtenir une topographie complète du cœur selon une standardisation par convention internationale, il faut un enregistrement de 12 dérivation (12 capteurs d'enregistrement) de l'ECG qui nécessitent la connexion de dix électrodes au patient.

Dans le cadre de cette thèse, nous avons travaillé à concevoir un capteur pour extraire une seule dérivation, c'est le la dérivation (II) Figure V. 2.

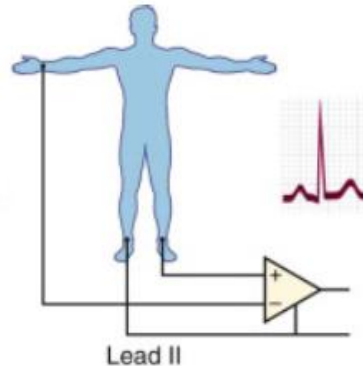


Figure V.2 Le dérivation (II) [161].

Selon cette dérivation II, trois électrodes sont utilisées pour détecter le signal ECG. La première électrode est placée au pied gauche (+), la deuxième au bras droit (-) ; ces deux électrodes pour détecter le bio-potentiel électrocardiographique, et la troisième électrode est placée au pied droit qui représente la référence. Ces électrodes fonctionnent comme des conducteurs entre le corps humain et l'amplificateur différentiel car le signal ECG a la nature électrique, comme nous avons vu dans le chapitre II. Ces électrodes sont fabriquées de matériel mieux conducteur qui est généralement l'argent/l'argent chlorure (Ag/AgCl). L'ajout du gel entre la peau et les électrodes, peut servir à fournir un milieu conducteur pour le transfert de charge entre les électrodes et le corps. Pour cela, les gels doivent être isotoniques, c'est-à-dire qu'ils doivent avoir une concentration ionique la plus proche de celle de la peau.

Il est nécessaire de nettoyer souvent le site de fixation, voire même de raser les poils de certaines parties du corps dans le cas échéant. Les câbles doivent être courts, de préférence inférieurs à un mètre pour réduire les interférences électromagnétiques[162].

Nous avons utilisé des électrodes de type pince (Clamp) Figure V.3.



Figure V.3 Électrodes ECG de type pince (Clamp)

V.2.2.1.1 Le circuit électronique de capteur ECG

Selon les caractéristiques de signal, on peut choisir l'amplificateur et le circuit de conditionnement approprié à chaque signe. Le signal ECG est un signal électrique de type bio-potentiel à des paramètres d'environ 1mV de voltage et de bande de fréquence entre 0,05 Hz et 150 Hz chez l'adulte, et entre 0,05 Hz et 250 Hz chez l'enfant. Pour cela, le composant utilisé afin de capter le signal, doit comporter des caractéristiques qui le qualifie pour pouvoir capter le signal et l'amplifier.

Pour garantir une détection correcte en réduction des facteurs influençant sur l'ECG comme des impédances électrodes/peau et des sources d'interférence typiques, l'amplificateur d'instrumentation de l'électrocardiographe doit posséder les caractéristiques suivantes [163] :

- Très haute impédance d'entrée en mode commun ($> 100 \text{ M}\Omega$ à 50/60 Hz)
- Impédance d'entrée en mode différentiel élevé ($> 10 \text{ M}\Omega$ à 50/60 Hz) ;
- Impédances d'entrée égales en mode commun pour toutes les entrées ;
- Taux de réjection en mode commun élevé CMRR ($> 80 \text{ dB}$ à 50/60 Hz) afin de rejeter de l'interférence de ligne électrique qui est souvent présentée sous la forme d'un signal de tension de mode commun.

À cet effet, les amplificateurs différentiels sont largement utilisés pour l'enregistrement des bio-potentiels en raison de leur capacité à réduire ou à supprimer les interférences et le bruit.

Pour la mise en forme de ce signal, nous avons réalisé le circuit représenté par la Figure V.4, comme suit :

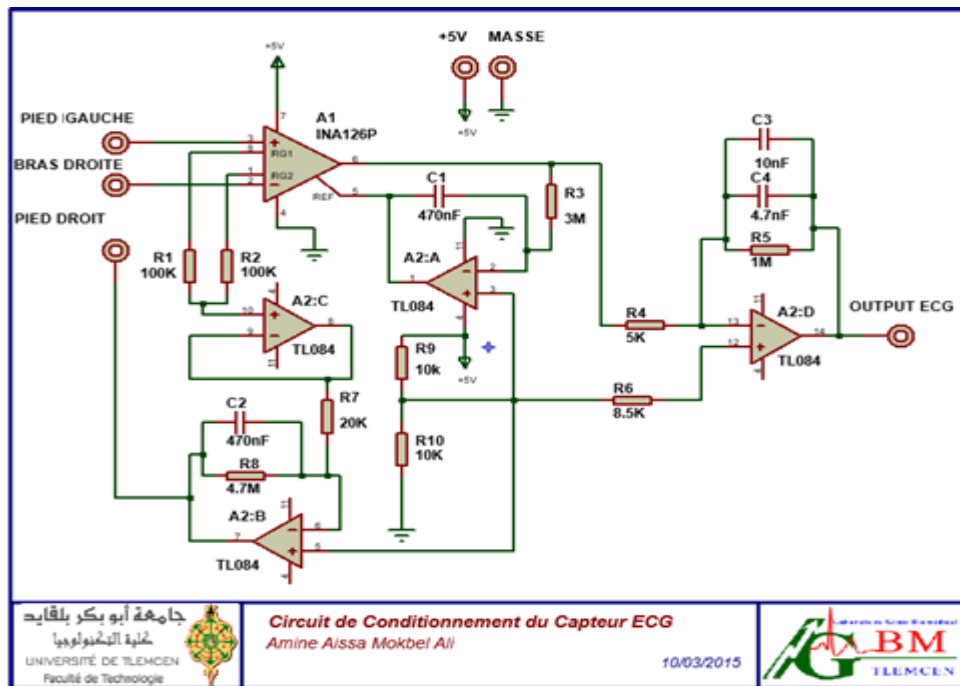


Figure V.4 Circuit électronique de capteur ECG.

- Implémentation de l'étage de pré-amplification en utilisant l'INA326 (ses caractéristiques sont suffisantes pour acquérir des signaux ECG [164]) pour détecter le signal avec un gain qui doit être limité à environ 5, afin d'éviter la saturation de l'ampli, qui est généralement produite par le décalage du composante continue entre les électrodes du bras droit et du bras gauche, pouvant être développée par plusieurs sources, notamment : la respiration, les artefacts de mouvement et les mauvaises fixations des électrodes.
- Implémentation de l'étage de conditionnement du signal en utilisant le TL084 qui comporte 4 Ampli-Op configurés comme suit :
 - Un circuit pour ajuster la tension de décalage de sortie en utilisant la contre réaction négative de la tension DC de sortie de l'ampli A2: A. La boucle de rétroaction comprend un intégrateur, ce qui donne un filtre passe-bas de premier ordre à la fréquence de coupure inférieure à 0,11 Hz. La tension appliquée à la borne Ref de INA126 est ajoutée au signal de sortie. L'amplificateur opérationnel A2:A fournit une faible impédance à la borne Ref pour préserver une bonne réjection en mode commun[165][164].
 - Un circuit du pied droit (driven-right-leg circuit) pour réduire davantage la tension en mode commun via les amplificateurs opérationnels A2:C et A2:B[34] [166].
 - Un circuit autour de l'ampli A2:D fonctionne comme circuit d'amplification et de filtre passe-bas active, de gain 200 et de fréquence de coupure 15.9Hz, afin d'obtenir un signal à l'output de circuit de gain total 1080 .Enfin, l'injection de tension continue à l'entrée V+ de A2:D consiste à compenser le décalage pour maintenir la ligne de base à une valeur supérieur à zéro.

V.2.2.1.2 Les résultats du capteur ECG

Lors de l'alimentation du circuit et la connexion des deux premières électrodes directement aux entrées de l'ampli INA126P d'une part, et sur le corps humain d'autre part (l'électrode de du pied gauche aux inputs positifs (V^+_{IN}) et l'électrode du bras droit aux inputs négatifs (V^-_{IN})) et le troisième au circuit du pied droit, nous avons obtenu au niveau de l'output de circuit, un signal ECG sur l'écran de l'oscilloscope représenté par la Figure V.5.



Figure V.5 Le signal ECG obtenu.

Ce signal possède les propriétés morphologiques de caractères suffisants pour établir, suite à l'avis du médecin, un diagnostic cardiaque préalable sur la fonction du cœur.

V.2.2.2 Capteur photopléthysmographique (PPG) bilatéral

Le signal PPG est détecté de manière optique avec l'investigation des lois de la transmittance, de l'absorbance et de la réflectance de la lumière. Le capteur a été établi à la base de ces lois.

Selon la position de transmetteur par rapport au récepteur, il y a deux types de capteur PPG [167]–[169]:

- PPG à transmittance, représenté par la Figure V.6 (a) : dans ce type, le récepteur capte la quantité de lumière qui traverse les tissus, conformément à l'absorbance et la transmittance décrit par la loi de Beer-Lambert, et donne le résultat représenté par Figure V.6 (c).
- PPG à réflectance, représenté par la Figure V.6 (b) : dans ce type, le récepteur capte la quantité de lumière réfléchiée durant la collision avec les tissus, conformément à la propriété de réflectance de la lumière, et donne le signal représenté par la Figure V.6 (d).

Note 1 : Les deux signaux résultent seulement, si le détecteur (notre cas : le phototransistor Figure V.7) est configuré en émetteur commun.

Note 2 : La variation de densité de lumière captée par le détecteur est proportionnelle à la variation du volume du sang. Les courbes représentent la variation de densité de lumière captée par le phototransistor

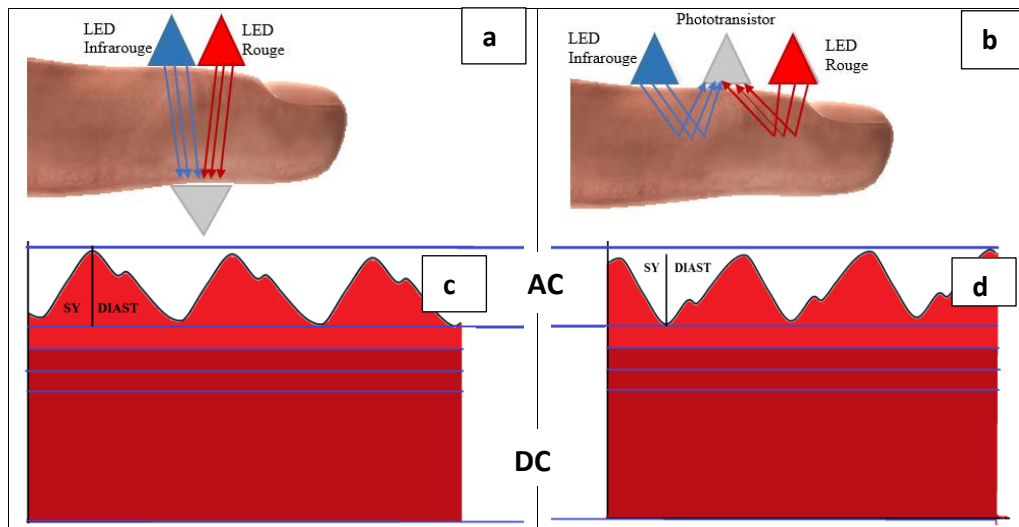


Figure V.6 Types des capteur PPG. a : PPG à transmittance, b : PPG à réflectance.

Les deux types utilisent la même configuration ne se diffèrent que dans le positionnement du transmetteur par rapport au détecteur.

Le signal PPG montré soit par Figure V.6 (c) ou par la Figure V.6 (d), est constitué d'un composant alternatif pulsatile (AC), d'un composant à variation lente (DC) et d'une amplitude déterminée par la quantité et la nature de la lumière traversée ou inversée par le tissu. La composante AC représente l'absorbance qui varie de manière cyclique et synchronisée avec l'action de pompage du cœur (phase systolique (SY) et phase diastolique (DIAST)), et la composante DC représente l'absorbance due aux composantes non pulsatiles (la peau, le sang veineux et une quantité constante de sang artériel)

Dans cette thèse, nous avons réalisé un capteur bilatéral configuré selon le type PPG à transmittance :

- **Un capteur Photopléthysmographique Droit (PPG-D)** vise à mesurer les variations du flux sanguin au bout d'un doigt de la main droite.
- **Un capteur Photopléthysmographique Gauche (PPG-G)** vise à mesurer les variations du flux sanguin au bout d'un doigt de la main gauche.

L'objectif des deux capteurs est la mesure du PPG des deux côtés du corps humain en même temps pour faire une comparaison entre les variations du flux sanguin dans les deux côtés.

V.2.2.2.1 Le circuit électronique de capteur PPG bilatéral

La Figure V.7 représente les deux capteurs (PPG-D) et (PPG-G) et leurs circuits de conditionnement.

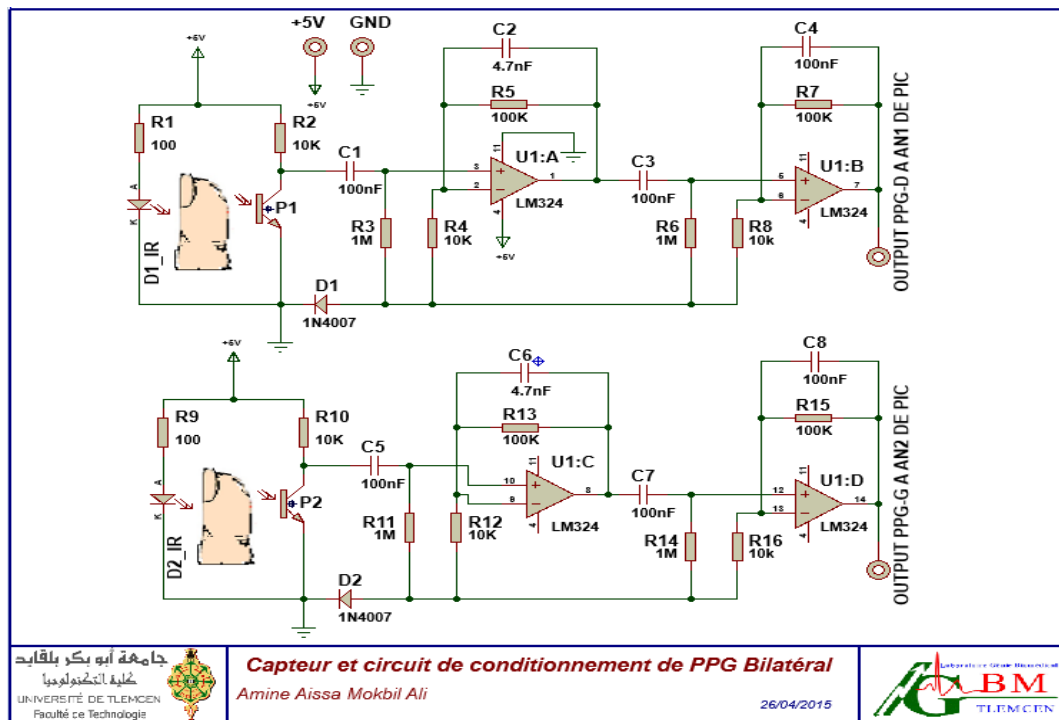


Figure V.7 Circuit électronique de capteur PPG bilatéral.

Les deux capteurs possèdent les mêmes caractéristiques (amplification, filtrage,) en utilisant les composants électroniques identiques, afin d’assurer une comparaison correcte entre la circulation sanguine dans le côté droit et le côté gauche du corps.

Nous avons réalisé ces deux capteurs comme suit :

- Implémentation du transmetteur de lumière par les LED infrarouge (D1_IR, D2_IR) protégé par la résistance R1 et R9.
- Implémentation l’étage de détection de signal par les phototransistors (P1, P2) de référence fabricant BPX 43-4 qui capte le reste de la lumière de LED qui traverse le tissu et les vaisseaux sanguins du doigt de la main. Les P1 et P2 convertissent les lumières à des signaux électriques pouvant être amplifiés par l’amplificateur d’instrumentation LM324.
- Les signaux à la base des P1 et P2 sont filtrés par le filtre de passe-haut C1, R3 et C5/R11 de fréquence de coupure 1.59Hz afin d’éliminer la composante continue pour éviter la saturation de l’ampli (U1:A et U1:C).
- L’amplificateur LM342 possède 4 AO : nous avons configuré 2 AO (U1:A, U1:B) pour le conditionnement de signal venant de P1 et les deux autres (U1:C, U1:D) pour le conditionnement du signal venant de P2.
- Les amplificateurs U1:A et U1:C configurés comme une première amplification et filtre passe-bas active avec R4/R5/C2 et R12/R13/C6 de gain 11 et de fréquence de coupure 338.62Hz

- Le signal aux sorties des amplificateurs U1:A et U1:C sont aussi filtrés par les filtres passe-haut C3R6 et C7R14 de fréquence de coupure 1.59Hz, afin d'éviter la saturation de l'ampli U1:B et U1:D.
- Pour mieux conditionner les signaux afin d'être injectés au microcontrôleur (parti V.2.4), un deuxième étage configuré par les amplificateurs U1:B et U1:D avec R7R8C4 et R15R16C8, comme un amplificateur de gain 11 et un filtre passe-bas actif de fréquence de coupure 15.91Hz.

V.2.2.2.2 Les résultats du capteur PPG-D et PPG-G

À la sortie du circuit PPG-D, nous avons obtenu à l'écran de l'oscilloscope le signal montré par la première courbe de couleur bleue dans Figure V. 8(a) Ce signal représente la PPG du doigt index de la main droite. La deuxième courbe de couleur jaune dans Figure V.8(b), montre le signal obtenu à l'output de circuit PPG-G. Ce signal représente la PPG du doigt index de la main gauche. La figure V.8(b) représente les deux signaux de PPG par réglage des lignes de base des deux chaînes de l'oscilloscope au même calibre. La Figure V.8(c) représente le PPG-G simultanément avec le signal obtenu par le capteur ECG.

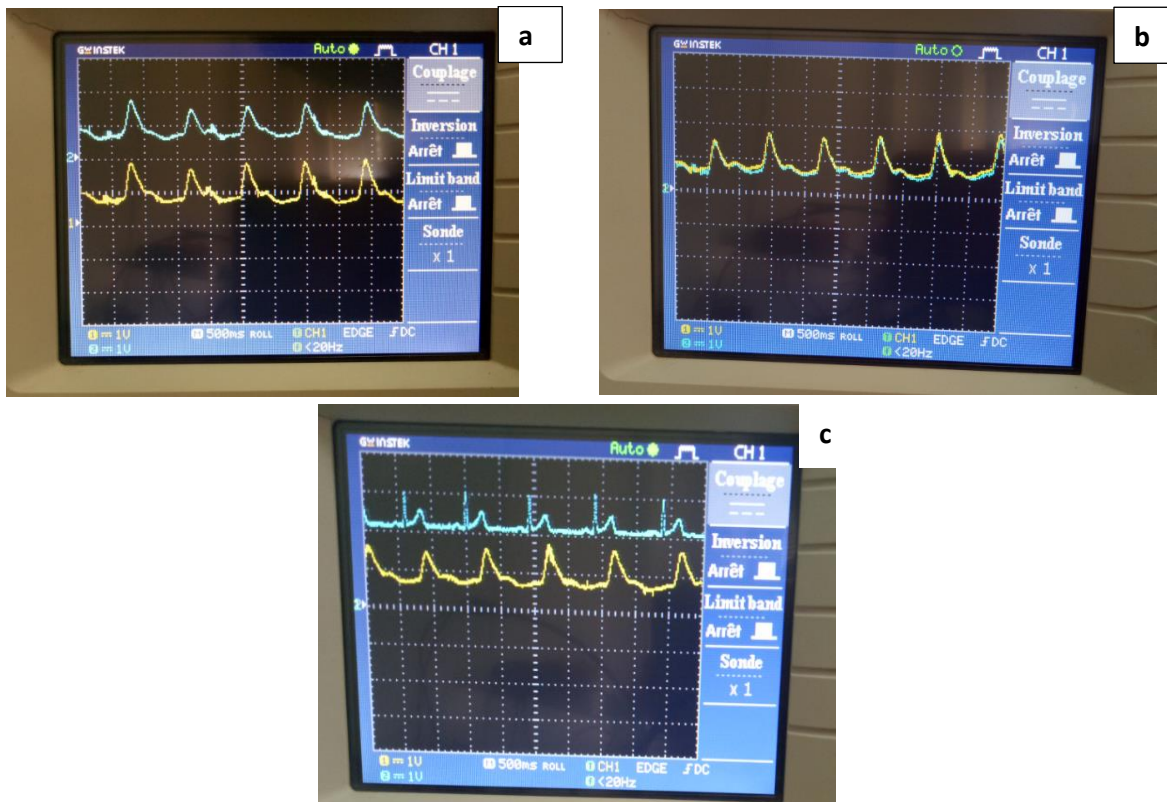


Figure V.8 Les signaux obtenus par le capteur PPG bilatéral.

Ces signaux possèdent des propriétés morphologiques en comparaison avec des travaux précédents. D'un point de vue médicale de ces caractères, le médecin peut extraire des informations suffisantes pour établir un diagnostic cardiovasculaire préalable.

V.2.2.3 Capteur pneumotachographe (PTG)

Le flux d'air respiratoire possède la nature mécanique représentée par le déplacement des molécules de l'air formant une pression. Avec l'application de la loi de Poiseuille, on peut mesurer la quantité de l'air sortant ou entrant aux poumons durant le cycle respiratoire.

La loi de Poiseuille stipule que le débit Q dans un tube (lorsque l'écoulement est laminaire) est proportionnel à la différence de pression ΔP aux extrémités du tube, et inversement proportionnel à la résistance à l'écoulement dans le tube.

$$Q = \frac{\Delta P}{R} = \frac{\pi r^4}{8 \mu l} \Delta P$$

D'où r : Rayon de la canalisation, l : Distance entre deux sections droites de canalisation, μ : Viscosité dynamique de l'air. La résistance (R) du capteur est calculée lors de l'étalonnage, suite au passage d'un gaz de volume et /ou du débit connu [170].

Par l'investigation de cette loi dans le domaine médical spécialement pour mesurer les paramètres respiratoires, il a été développé plusieurs types de pneumotachographe [53]. Chaque type a été développé pour donner des mesures de flux d'air pulmonaire précis et fidèle par la résolution d'un problème existant dans un autre type. Parmi ces capteurs les plus utilisés dans le domaine médical, sont les pneumotachographes de tête de type Fleisch et de type Silverman-Lilly Figure V. 9

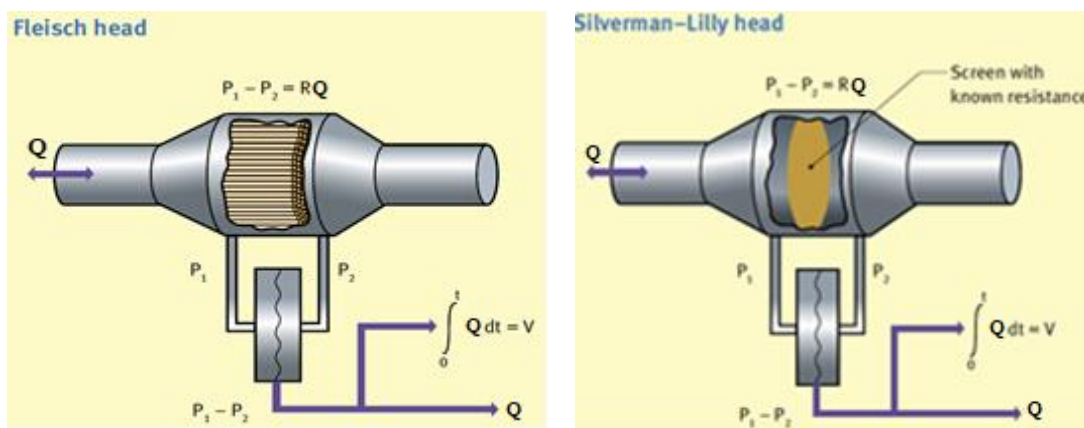


Figure V.9 Types de la tête de pneumotachographe[53].

Généralement, le pneumotachographe comporte trois parties Figure V.10 : la première est un tube pneumatique de caractère spécifique pour créer une différence de pression pour que la loi de Poiseuille soit convenable, la deuxième est un capteur pour traduire cette pression différentielle en un signal électrique, et la troisième est le circuit d'excitation et circuit de conditionnement de signal.

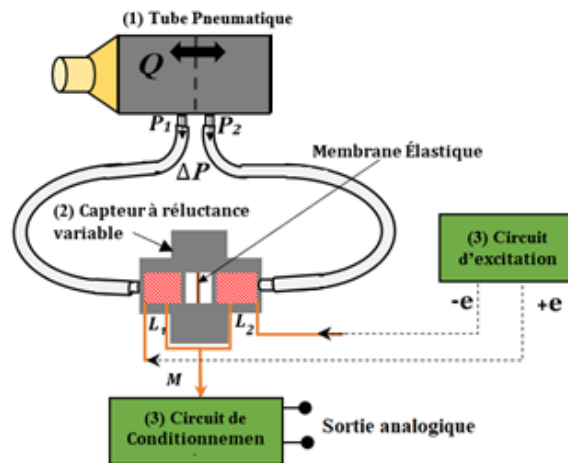


Figure V. 10 Schéma bloc de pneumotachographe.

L'implémentation de ces parties, est décrit dans les paragraphes suivants.

V.2.2.3.1 Le tube pneumatique

Par rapport à la première partie, la tête pneumatique de type Silverman-Lilly Figure V. 11, a été utilisé.

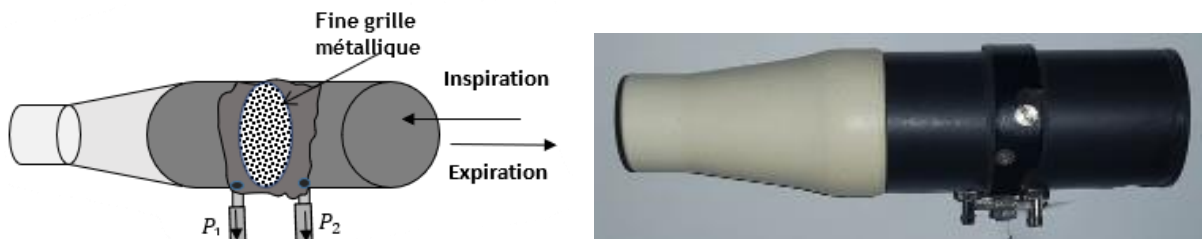


Figure V.11 la tête pneumatique de type Silverman-Lilly.

Cette tête présente une forme conique qui assure un débit laminaire pour un plus grand éventail des valeurs de débit. Ce qui fait qu'en pratique, la linéarité peut être assurée pour des débits allant de 0 à 15 L/s [171][172]. La résistance est faite d'une fine grille métallique ou plastique. L'obstruction provoque une faible différence de pression liée à cette résistance. Quand l'air circule dans le tube, la pression à la sortie, est légèrement inférieure à celle de l'entrée. La différence de pression créée, est mesurée par deux sondes placées en amont et en aval de la résistance. Par conséquent, cette structure assure un écoulement laminaire et la relation débit-pression est linéaire quand la vitesse du gaz se situe dans un intervalle donné (qui nous intéresse), permettant l'application de la loi de Poiseuille.

V.2.2.3.2 Capteur de pression différentielle

Par rapport à la deuxième partie, nous avons réalisé un capteur de pression différentielle en utilisant le principe de réluctance variable de la famille des capteurs à entrefer variable Figure V.12.

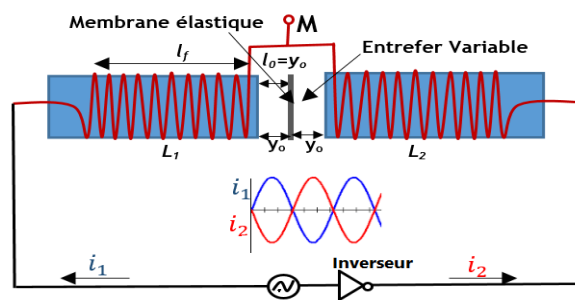


Figure V.12 Principe de fonction du capteur à entrefer variable.

Dans ce genre de capteurs, on utilise essentiellement, la variation de l'inductance d'une bobine montée dans un circuit magnétique.

Il est possible d'obtenir les modifications de réductance directement à partir du corps d'épreuve (à condition qu'il soit magnétiquement perméable), tel est le cas d'une membrane élastique qui modifie l'entrefer d'un circuit magnétique [173].

Selon la description structurelle, le capteur comporte deux boîtiers métalliques symétriques, fixes, séparés par une membrane élastique, représentant l'élément d'épreuve, et à l'intérieur de chaque boîtier sont placées deux bobines Figure V. 13. Les deux bobines (L1, L2) ont leurs impédances théoriquement égales, elles sont branchées en série formant un demi pont et sont excitées en alternatif.

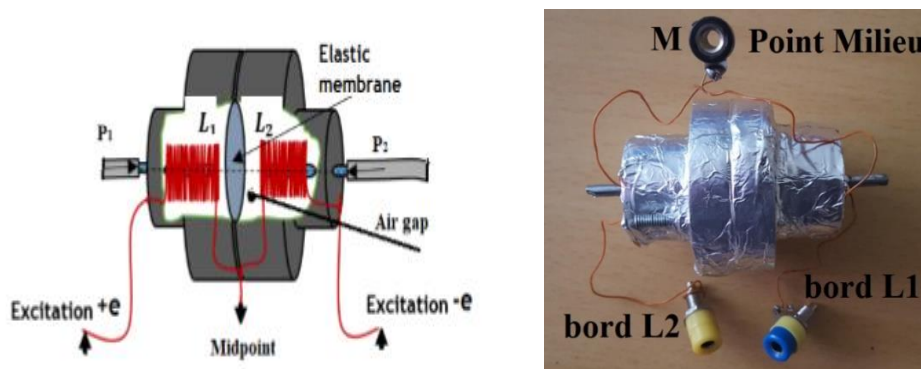


Figure V.13 Structure du capteur à réductance variable.

V.2.2.3.3 Circuit d'excitation et de conditionnement du capteur PTG

Et enfin, pour l'excitation du capteur à entrefer variable et le conditionnement de signal, qui est la 3^{ème} partie, nous avons réalisé un circuit d'excitation des bobines représenté par la Figure V.14(A) et un circuit de conditionnement de signal PTG représenté par la Figure V. 14 (B).

Le circuit d'excitation comporte un circuit d'oscillateur réalisé par le C.I. NE555 alimenté par 5V et fonctionne en astable générant des oscillations positives 0 et 5 V, de fréquence 4.5 kHz et d'amplitude 5V à sa sortie (branche 3). Cette dernière est injectée d'une part, à un amplificateur suiveur (LM324 U1:C) pour réaliser une adaptation d'impédance avant d'attaquer la bobine L1 formant l'excitation + e et d'autre part, à l'inverseur (U3 :A) pour

inverser la phase des oscillations, puis à un amplificateur suiveur (LM324 U1:B) pour réaliser une adaptation d'impédance avant d'attaquer la bobine L2 formant l'excitation - e.

Ainsi, les courants d'excitation des bobines induisent des champs magnétiques symétriques par rapport à la membrane élastique. La déflexion de la membrane sous l'effet de la pression différentielle appliquée sur chacune de ses faces, entraîne des variations, de signe contraire, des entrefers du circuit magnétique qui induisent une variation de l'inductance de chacune des bobines. Cette variation d'impédance des bobines déséquilibre le point milieu (le point M Figure V. 13) du demi pont des bobines produisant un faible signal alternatif modulé en amplitude représentatif des variations du flux d'air.

Ce signal doit être démodulé, amplifié et filtré, avant sa transmission au circuit de numérisation. Cette fonction est le rôle du circuit de conditionnement Figure V. 14 (B).

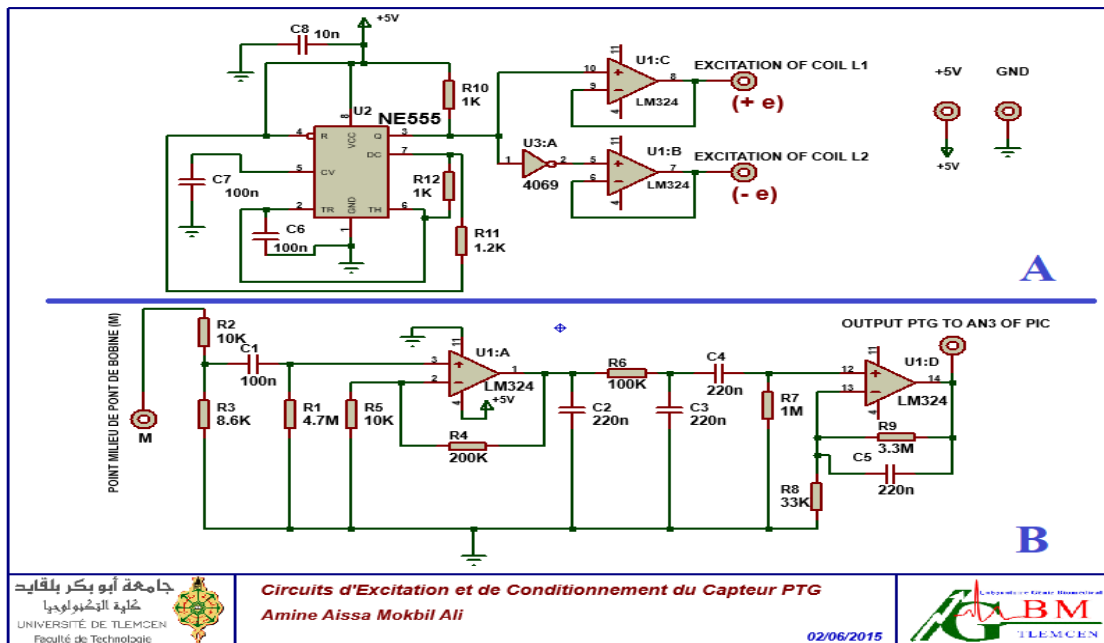


Figure V.14 Les circuits d'excitation des bobines (A) et de conditionnement du signal (B).

Le point milieu (M) du pont de la bobine, représente la sortie du capteur à réluctance variable, il est injecté à l'entrée du circuit de conditionnement qui est implémenté comme suit :

Les résistances R2 et R3 représentent un diviseur de tension afin de régler le signal venant du capteur à une valeur peut être lisible par l'amplificateur LM324. Afin d'éliminer la composante continue, le circuit de filtre passe-haut C1R1 de fréquence de coupure 0.34Hz a été utilisé.

L'amplificateur LM342 possède 4 AO duquel, nous avons utilisé deux AO: U1:A et U1:D, pour le conditionnement de signal, et avons utilisé les deux autres (U1:B et U1:C), dans le circuit d'excitation.

L'ampli U1:A configuré avec les résistances R4 et R5 comme amplificateur de gain 21 : nous avons obtenu à sa sortie, un signal positif modulé en amplitude. Pour cela, le détecteur

d'enveloppe a été configuré par C2 (afin d'éliminer les variations rapides de la tension dues à la porteuse), R6 et par C3, qui forment un filtre passe-bas de fréquence de coupure 7.2Hz pour un lissage de signal, suivi d'un filtre passe-haut C4 et R7 de fréquence de coupure 0.7 Hz pour éliminer la composante continue.

L'ampli U1:D est configuré avec R8R9C5 comme un étage d'amplification de gain 101 et un filtre actif passe-bas de fréquence de coupure 0.22Hz.

La fonction de transfert qui représente la relation entre l'entrée et la sortie de l'appareil, a été étudiée dans la référence [174].

V.2.2.3.4 Les résultats du capteur PTG

A la sortie de circuit de conditionnement, nous avons obtenu le signal sur l'écran de l'oscilloscope représenté par la Figure V.15.

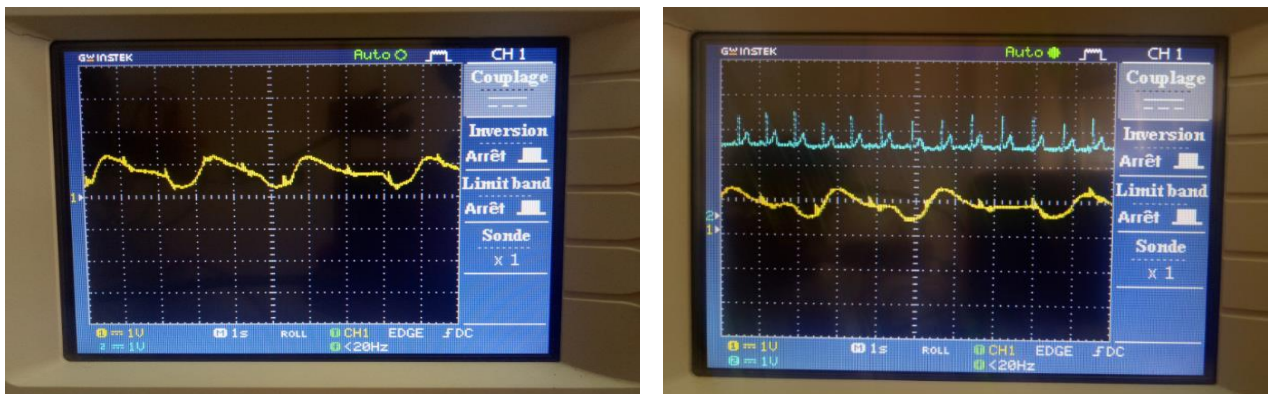


Figure V.15 Le signal obtenu par le capteur PTG durant une respiration normale.

On peut extraire de ce signal plusieurs paramètres représentatifs des volumes et des capacités pulmonaires [174].

V.2.3 La carte d'acquisition

À l'output de chaque circuit de conditionnement des capteurs précédents, nous avons obtenu un signal de type analogique, on peut le voir à l'écran de l'oscilloscope (les Figure V.5, Figure V.8, Figure V.15).

Pour que les signaux soient visualisés à l'écran d'un terminal local (PC, Tablette ou Smartphone) simultanément en temps réel d'une part, et afin de simplifier leurs sauvegardes, leurs traitements et/ou leurs transmissions à n'importe quel endroit, d'autre part, une interface doit être établie pour former un intermédiaire entre le capteur (analogique) et le terminal local (numérique) capable de convertir les signaux de type analogique aux type numérique et puis les transmettre au terminal local.

Pour acquérir ces signaux au terminal local, ils doivent être numérisés. Cette opération passe par certaines étapes principales (multiplexage, conversion analogique-numérique) et

puis la transmission vers le terminal local via un protocole de transmission. Toutes ces procédures peuvent être faciles, en utilisant un Microcontrôleur (μC), dont plusieurs types existent dans le marché comme nous avons vu dans le chapitre III. Il reste à choisir un μC adapté à l'exigence appropriée à chaque projet.

En ce qui concerne notre plateforme, nous avons choisi le Microcontrôleur PIC18F4550, selon les principales exigences initiales suivantes :

- Le microcontrôleur doit avoir un module ADC intégré avec une résolution 10 bits qui est suffisante pour l'acquisition des signaux physiologiques.
- Le microcontrôleur doit avoir un module USB 2.0 intégré. Cela donne un type d'échange moderne et directe de données entre le PC et le microcontrôleur à l'aide d'un bus série universel (USB) sans aucun composant supplémentaire comme le convertisseur USB /RS232 utilisé dans le Protocol de la norme RS232. De cette manière, le dispositif serait simple et aussi économique que possible.
- Le microcontrôleur comporte aussi un module de communication de la norme RS232, cela lui donne la viabilité de types de communication, soit filaire ou sans fil comme c'est le cas du Bluetooth ou Zigbee qui fonctionnent sous la norme RS232.
- Le microcontrôleur disponible sous forme de package DIP (Dual In-line Package) qui est très utile pour l'expérimentation, car il peut être branché directement sur une carte d'essai.

Le microcontrôleur est moins cher pour développer un dispositif d'acquisition peu coûteux.

En ce qui concerne les spécifications de ce genre de μC (voir chapitre IV) ou pour plus de détail, on se réfère à la fiche technique de PIC18F4550 [148].

Dans le cadre de notre plateforme, nous avons implanté le PIC18F4550 pour la conversion analogique-numérique (A/N) des 4 signaux de capteurs en utilisant l'ADC interne et puis les transférer via le module USB vers un PC.

Pour cela, on va expliquer les outils que nous avons utilisés (les logiciels) et la manière que nous avons suivie pour créer une carte d'acquisition, intermédiaire fidèle entre les capteurs et le PC.

V.2.3.1 Le logiciel de programmation du microcontrôleur

Nous avons choisi le logiciel MikroC Pro for PIC de Microship, qui nous permet d'écrire le code, de l'assembler et de le charger dans le microcontrôleur. Il offre aussi un outil de simulation qui permet de déboguer son code de la même manière comme s'il était dans le μC . Il est un outil de développement puissant et riche en fonctionnalités pour les microcontrôleurs PIC. Il est conçu pour fournir au programmeur la solution la plus simple pour développer des applications des systèmes embarqués, sans compromettre les performances ou le contrôle.

Donc, ce logiciel ouvre la simplicité de programmation en résumant plusieurs instructions en une seule, et le plus important qui nous intéresse, c'est la simplification de la configuration

du module USB de classe Humain Interface Devise (HID) qui est très compliqué dans la programmation avec le langage d'assembleur.

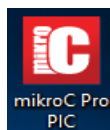


Figure V.16 Icon du logiciel mikroC Pro for PIC.

V.2.3.2 Programmation de PIC18F4550

Tout d'abord, et après avoir compris les spécificités de PIC18F4550, nous pouvons programmer le code afin d'établir les deux fonctions suivantes :

- La première : est l'établissement d'un canal de communication USB de classe HID (USB-HID) avant l'échange de données numérisées entre le μ C et le PC.
- La deuxième : est la conversion A/N des 4 signaux des capteurs physiologiques, afin de les transférer par la première fonction au PC.

A cet effet, nous avons approfondi l'étude dans le chapitre IV seulement sur le module de conversion ADC et le module de communication USB de classe HID, dont nous allons expliquer ici ; comment s'établir au sein du PIC18f4550 afin de servir notre projet.

V.2.3.2.1 Établissement d'un canal de communication USB-HID

Au départ, nous avons commencé par l'établissement d'une connexion entre la carte d'acquisition et le PC et puis, échangé des données qui seront effectuées après cette étape.

La communication USB de classe HID est un canal reliant le microcontrôleur au PC pour échanger les données ou plutôt, dans notre cas, pour transférer les données acquis par le μ C au PC afin d'être affichées, sauvegardées, traitées et/ou transférées par ce dernier.

Comme nous avons vu dans le chapitre IV, le protocole USB, est très compliqué et demande beaucoup de temps et d'efforts des programmeurs et des développeurs débutants et même de ceux qui ont un niveau avancé. Il est difficile à le comprendre en détail par sa mise en œuvre, soit au niveau du μ C ou au niveau du PC.

Cette complication due à plusieurs choses qui doivent être faites pour l'implémentation complète du protocole USB. Comme notre cas, pour la communication entre le μ C et le PC, il doit faire les étapes suivantes :

- Au niveau de μ C :
 1. Programmer un code pour établir les communications USB connues par le système d'exploitation du PC.
 2. Intégrer à ce code, un autre code nécessaire à l'exécution de la fonction de l'appareil (réception et lecture des entrées, écriture et transmission des sorties).
- Au niveau de PC :
 1. Développer un pilote approprié au μ C pour permettre aux systèmes d'exploitation de connaître ce périphérique.

2. Développer un logiciel d'application permettant aux utilisateurs d'accéder au périphérique (réception et lecture des entrées, écriture et transmission des sorties).

À cet effet, et pour faciliter la mise en œuvre et le développement d'un protocole de communication USB, la plupart des fournisseurs de μ C offrent des supports pour les appareils, parmi lesquels, on cite : des codes initiaux afin d'aider les développeurs à effectuer les programmations, des logiciels qui génèrent le code initial et d'autres sortes permettant l'utilisation des pilotes inclus avec les systèmes d'exploitation.

Dans notre cas, nous avons implémenté le protocole de l'USB comme suit :

- Au niveau du PIC18F4550, nous avons utilisé ce qui suit :
 1. L'outil terminal USB-HID intégré au mikroC pour générer le fichier du descripteur.
 2. Des fonctions offertes par mikroC pour les communications de type USB-HID et aussi les fonctions d'initialisation du PIC, et puis nous avons implémenté avec elle, notre code de conversion analogique/numérique et de transmission des signaux vers le PC.
- Au niveau du PC, nous avons :
 1. Utilisé le pilote du protocole de communication USB de classe HID inclus dans le système d'exploitation.
 2. Développé une interface graphique d'utilisateur (IGP et IGM) afin de récupérer les données venant du PIC et puis les sauvegarder, les traiter et/ou les transférer à distant via le protocole TCP/IP.

Les fonctions effectuées au niveau du PIC18F4550 seront détaillées dans les parties qui suivront, et celles effectuées au niveau du PC seront détaillées dans la partie (V.2.4).

V.2.3.2.2 La Génération du descripteur

Chaque périphérique basé sur la communication USB, doit inclure un descripteur. Le descripteur est un paquet d'informations stockées dans le EEPROM du μ C décrivant le périphérique et les diverses fonctionnalités, pour qu'il soit connu par le système d'exploitation comme nous avons vu au chapitre IV.

Pour créer le descripteur de notre appareil, nous avons utilisé l'outil 'USB HID Terminal' intégré dans le compilateur mikroC montré dans Figure V.17 comme suit :

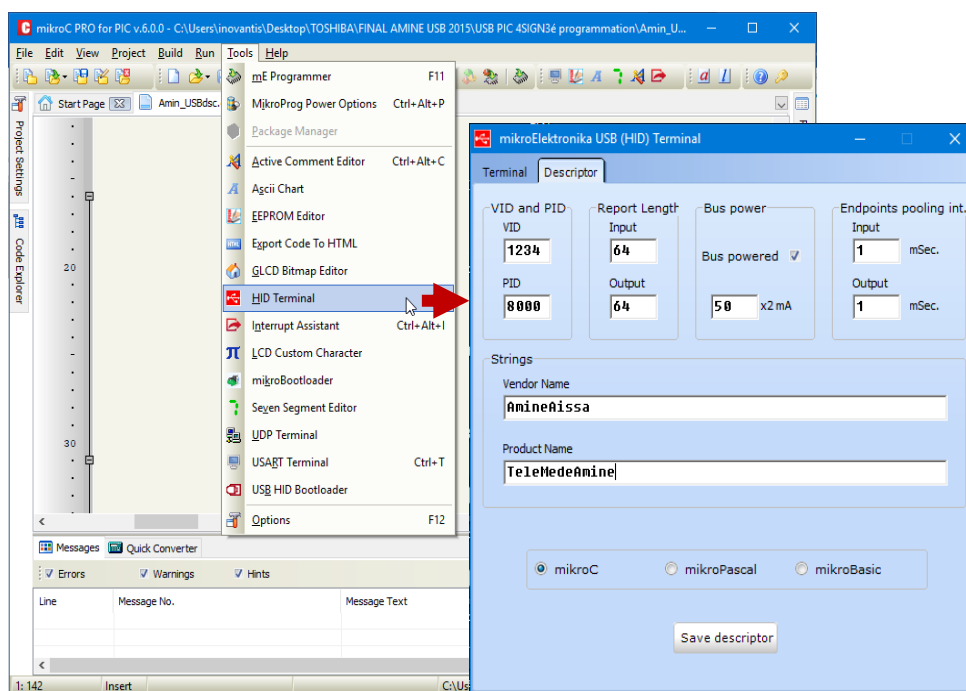


Figure V. 17 L'interface de logiciel mikroC et la sélection de l'outil USB (HID) Terminal.

On sélectionne le menu Tools et on choisit HID Terminal, une nouvelle fenêtre s'appelle mikroElektronika USB(HID) Terminal sera être affichée. En cliquant sur l'onglet Descriptor, un formulaire inclus les importants paramètres, à remplir par des valeurs au besoin du projet., sera affiché.

Dans notre cas, nous avons rempli ce formulaire (montré par la Figure V. 17) des paramètres que nous les citons ci-après avec leurs définitions :

VID=1240 : Identificateur du fournisseur

PID=8000 : Identificateur du produit

Notez bien que les valeurs du VID et du PID entrées ici, doivent être identiques à celles utilisées dans l'interface graphique au niveau du PC (développer soit par Visual Basic ou par Java partie V.2.4). Ces deux paramètres sont l'identificateur de notre dispositif.

Input=64 : Taille du tampon d'entrée

Output=64 : Taille du tampon de sortie.

La taille de ces tampons peut être 8,16,32 ou 64 octets suivant le besoin de l'application.

Vendor Name = Amine Aissa : Nom du fournisseur

Product Name= TeleMedAmine : Nom du produit

Ces deux derniers paramètres nommés au choix.

En cliquant sur 'Save Descriptor', un descripteur va être créé sous le nom USBdsc.c qui peut être modifié à un autre nom (notre cas : Amin_ USBdsc.c).

Ce descripteur est un fichier d'extension .c comportant plusieurs instructions.

A ce point, si nous compilons et implantons ce code au EEPROM de PIC, ce dernier sera seulement détecté par le PC sans aucun échange des données. Pour cela, il doit être compilé

conjointement avec le code de la conversion A/N (partie V.2.3.2.4) et de transfert des données au PC (partie V.2.3.2.3) afin de générer un code unifié, et puis l'implanter dans le EEPROM du μ C.

V.2.3.2.3 Le Transfert des données vers le PC

Les fonctions de μ C sont la digitalisation des signaux analogiques et puis leur transfert au PC via le bus USB. Le logiciel mikroC Pro offre une bibliothèque des routines de démarrage d'échange de données via USB. Les routines que nous avons utilisées, sont :

- **HID_Enable** : Cette fonction doit être appelée avant d'utiliser d'autres routines de la bibliothèque USB HID.
- **HID_Write** : La fonction d'envoi des données du tampon de sortie au PC.
- **USB_Interrupt_Proc** : Cette routine est utilisée pour traiter divers événements de bus USB, qui devrait être appelé à l'intérieur de la routine d'interruption USB.

Ces routines ont été implantées au sein de celles de l'opération de la conversion A/N (la partie suivante). Chaque routine est posée à sa place appropriée suivant l'algorithme général de digitalisation et de transfert des données, qui est décrit par l'organigramme de la Figure V. 18.

V.2.3.2.4 La conversion analogique numérique (A/N) des 4 signaux physiologiques

Nous avons utilisé le PIC18F4550 non seulement pour digitaliser un seul signal, mais aussi pour numériser les 4 signaux simultanément et en temps réel.

Pour cela, et en exploitant la capacité du PIC18F4550, nous avons programmé un code capable à numériser les 4 signaux physiologiques que nous avons obtenus à la sortie de chaque capteur. A cet effet et afin de parfaire la précision des quatre signaux et d'agrandir la bande passante de la carte d'acquisition, nous avons configuré le module ADC pour fonctionner avec le maximum de fréquences d'échantillonnage et de prendre un échantillon d'un signal suivi d'un échantillon d'un autre signal.

Nous avons vu dans le principe de la conversion A/N par le module ADC du PIC18F4550 (chapitre IV), que pendant la sélection du temps d'acquisition et de conversion par la configuration de registre ADCON, le paramètre T_{AD} doit être égal à $0.8\mu s$ au minimum pour convertir 1bit et est calculé en fonction de T_{OSC} , et le paramètre T_{ACQ} doit être égal à $2.45\mu s$ au minimum et est calculé en fonction de T_{AD} . Après le calcul de ces deux paramètres, on peut configurer le registre suivant les temps qui s'offrent.

Dans notre cas, le microcontrôleur fonctionne avec un oscillateur externe de type cristal de 20 MHz pour la génération d'oscillation d'horloge. Il offre un $T_{OSC} = 1/20MHz = 0.05\mu s$. Pour atteindre $0.8\mu s$, il faut $0.8/0.05 = 16T_{OSC}$.

Cette valeur nous indique à sélectionner la valeur '101' dans les bits ADCS0:ADCS2 qui est la valeur typique suivant le Tableau IV.5 (chapitre IV).

Puisque $T_{AD} = 0.8\mu s$ et pour atteindre $2.45 \mu s$ comme un temps d'acquisition, il faut que $2.45/0.8 = 3,0625T_{AD}$ comme un temps minimum. Dans ce cas, il n'y a pas une valeur typique dans le Tableau IV. 5 (chapitre IV). Afin de sélectionner le T_{ACQ} , on choisit le plus grand qui est $4T_{AD}$ qui nous indique à sélectionner la valeur '010' dans les bits ACQT2: ACQT0, qui ont pour rôle de nous donner $T_{AQC} = 4*0.8=3.2 \mu s$.

Par conséquent, on peut dire que le temps obligatoire pour obtenir un échantillon d'un signal de 10bits et le placer au registre ADRES est égal à :

$$T_{éch} = T_{AQC} + 10T_{AD} + 2T_{AD} + 0.2\mu s \text{ (temps de décharge de capacité)}$$

$$= 3.2\mu s + (10*0.8) \mu s + 1.6 \mu s + 0.2\mu s = 13\mu s$$

, et on ajoute au code $2\mu s$ indiqué à la datasheet avant de lancer une autre acquisition et conversion en résultant que :

$$T_{éch} = 15\mu s$$

Après le calcul de ces deux paramètres, nous avons passé à taper notre code de la conversion A/N des quatre signaux en respectant les instructions mentionnées dans la partie IV.2.1.2 du chapitre IV et suivant l'organigramme représenté par Figure V.18.

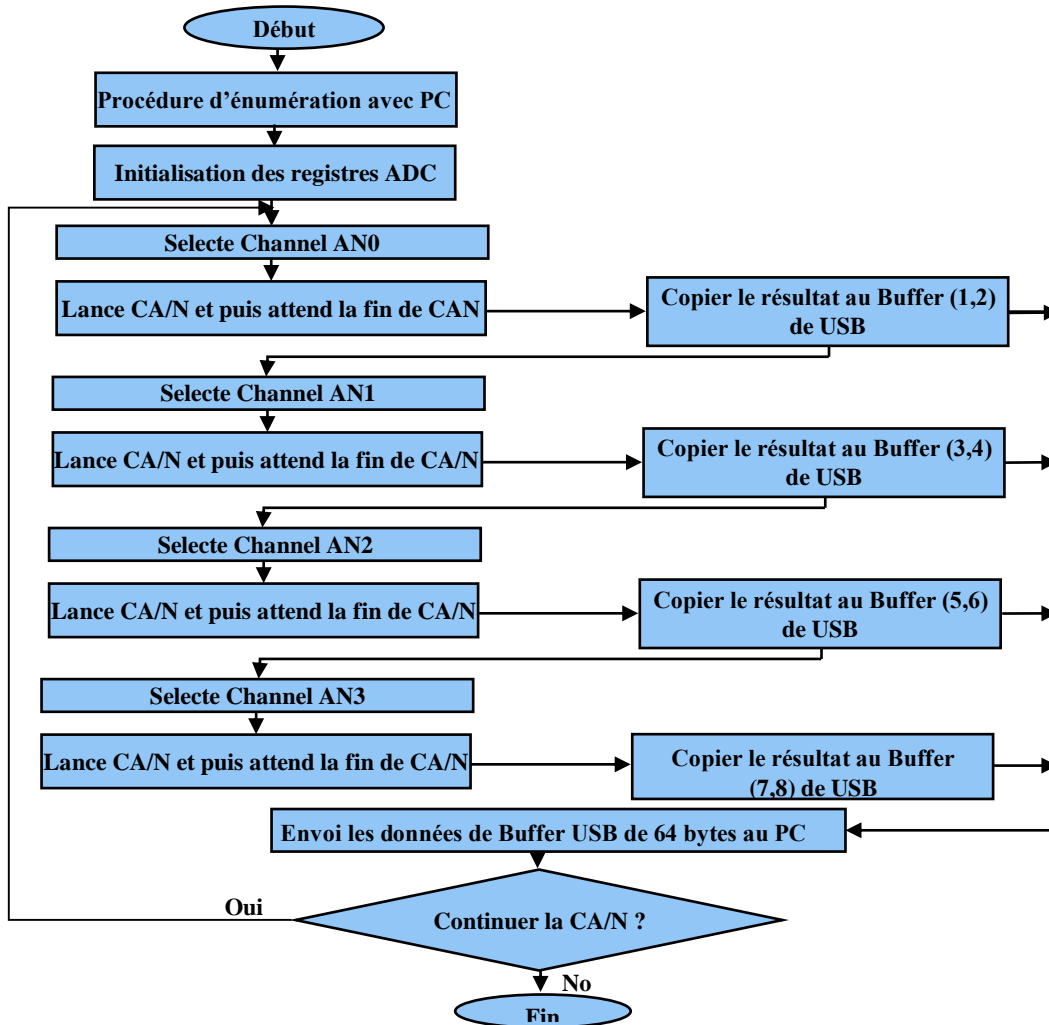


Figure V. 18 Organigramme des routines de digitalisation et transmission vers le PC

Cet organigramme montre que la numérisation des quatre signaux est effectuée en numérisant un échantillon de chaque signal et en plaçant le résultat dans le tampon sorti (Buffer Output) de la porte USB. Cela est dû au fait que le microprocesseur n'a qu'un seul module et qu'une seule entrée analogique qui peuvent être sélectionnés à la fois pour la digitaliser. Après avoir numérisé tous les signaux et les avoir copiés dans le tampon sorti de l'USB, ils seront envoyés directement en même temps à l'ordinateur via le port USB. Ainsi, le processus est répété jusqu'à ce que l'acquisition soit arrêtée ou que la connexion à l'ordinateur soit interrompue.

La durée nécessaire pour numériser chaque échantillon de chaque signal et puis le mettre dans le tampon est environ de $15\mu\text{s}$. Pour convertir quatre échantillons des 4 signaux, l'un après l'autre, et les mettre dans le tampon, la durée est calculée par $15*4 = 60\mu\text{s}$. Cela signifie que toutes les $60\mu\text{s}$, les données sont envoyées à l'ordinateur. En d'autres termes, nous pouvons dire que chaque $60\mu\text{s}$, le PC reçoit un paquet d'un échantillon de tous les signaux.

Comme nous avons déjà vu dans le chapitre IV (Tableau IV.6) que le résultat de conversion est codé sur 10 bits et placé au registre ADRES qui comporte deux registres ADRESH et ADRESL, par justification à droite. Durant le déplacement, le contenu de ces deux registres au Buffer output de l'USB qui, lui-même comporte un registre de 64 bytes, le résultat de conversion réserve deux bytes, une byte pour le contenu de ADRESH et l'autre pour le contenu de ADRESL.

A cet effet, nous avons programmé le tampon Output de l'USB, en réservant 2 bytes pour chaque échantillon du signal comme suit :

- Le Buffer (1) et Buffer (2) pour le résultat de l'entrée analogique AN0 que nous avons réservé pour le signal ECG.
- Le Buffer (3) et Buffer (4) pour le résultat de l'entrée analogique AN1 que nous avons réservé pour le signal PPG-D.
- Le Buffer (5) et Buffer (6) pour le résultat de l'entrée analogique AN2 que nous avons réservé pour le signal PPG-G.
- Le Buffer (7) et Buffer (8) pour le résultat de l'entrée analogique AN3 que nous avons réservé pour le signal PTG.

Chaque buffer (X) comprend 8bits, c'est à dire que chaque information envoyée au PC est codée sur 16bits. Cela est très important à comprendre afin de récupérer correctement les données appropriées à chaque signal au niveau du PC, issues du μC .

Pour assurer que le code est fonctionnel de manière correcte, nous avons vérifié sa fonctionnalité par la simulation avec le logiciel ISIS PROTEUSE (sujet de la partie V.2.3.3). Durant le test, nous n'avons obtenu aucun résultat, et après de nombreuses tentatives et expériences, nous avons atteint la solution en ajoutant 1 ms avant d'envoyer le paquet à l'ordinateur. A notre avis, ce temps permet d'éviter le conflit des données durant la transmission de chaque paquet.

Problématique :

Nous avons maximisé la fréquence d'échantillonnage en utilisant le maximum de fréquences offertes par l'ADC en fonction de l'oscillateur externe (20 MHz), en considérant que chaque 60µs, le microcontrôleur envoie un échantillon de chaque signal au PC. Pratiquement, lors du test de la bande passante de la carte d'acquisition, nous avons constaté que la plus grande fréquence du signal qui peut être digitalisée, était 100Hz. Ceci est le résultat des limites du protocole USB-HID, qui ne peut envoyer qu'un paquet de 64 octets des données chaque 1ms. En d'autres termes, les périphériques HID sont limités au transfert d'un paquet de 64 octets une fois par 1ms ou 64 000 octets/s dans un sens. Dans ce cas-là, la fréquence d'échantillon de notre conversion analogique numérique est limitée à 1/1ms = 1 kHz.

Solution proposée pour améliorer la conversion A/N à l'avenir

Pour ce pré réglage, nous enverrions huit octets chaque milliseconde et le reste des cellules de tampon serait envoyé vide, mais nous avons ajusté la programmation en jouant sur le temps et la capacité du tampon comme suit :

Chaque 60 µs, nous plaçons un échantillon de chaque signal dans une cellule spécifique de la mémoire temporaire, puis l'échantillon suivant, dans une autre cellule jusqu'à ce que le tampon soit rempli ou bien aussi avant la fin de la milliseconde, puis nous l'envoyons à l'ordinateur.

À cet effet, comme nous avons déjà dit que chaque échantillon est codé sur 16bits en réservant 2 octets du tampon pour chaque échantillon de signal. Pour 4 signaux, il sera réservé 8 octets. Le tampon est capable de contenir 64/8=8 échantillons pour chaque signal, mais nous avons réservé les cellules du tampon pour qu'il puisse contenir 7 échantillons pour chaque signal (voir le Tableau V.1) :

Tableau V. 1 Disposition des échantillons des signaux dans le buffer output de USB.

	1 ^{er} éch		2 ^{em} éch		3 ^{em} éch		4 ^{em} éch		5 ^{em} éch		6 ^{em} éch		7 ^{em} éch		
Numéro Cellule De Tampon USB	2	3	10	11	18	19	26	27	34	35	42	43	50	51	Pour ECG
	4	5	12	13	20	21	28	29	36	37	44	45	52	53	Pour PPG-D
	6	7	14	15	22	23	30	31	38	39	46	47	54	55	Pour PPD-G
	8	9	16	17	24	25	32	33	40	41	48	49	56	57	Pour PTG

Le tampon sera rempli après un temps égal au délai de conversion A/N d'un échantillon de chaque signal ($T_{CAN}=15\mu s$ pour 1éch) multiplier par le nombre total d'échantillons que peut contenir le tampon ($N_{éch}=7*4=28$ éch), c'est à dire $T_{CAN}*N_{éch}=15\mu s*28=420\mu s=0.42ms$. Pour atteindre 1ms, il doit attendre $1ms - 0.42ms=0.58ms$. Au lieu d'attendre 0.58ms après le remplissage du tampon, nous avons divisé cette durée sur le nombre d'échantillons de chaque signal ($580\mu s/7=82.85\mu s$) et nous l'avons distribuée en suivant l'organigramme de la Figure V.19, comme suit :

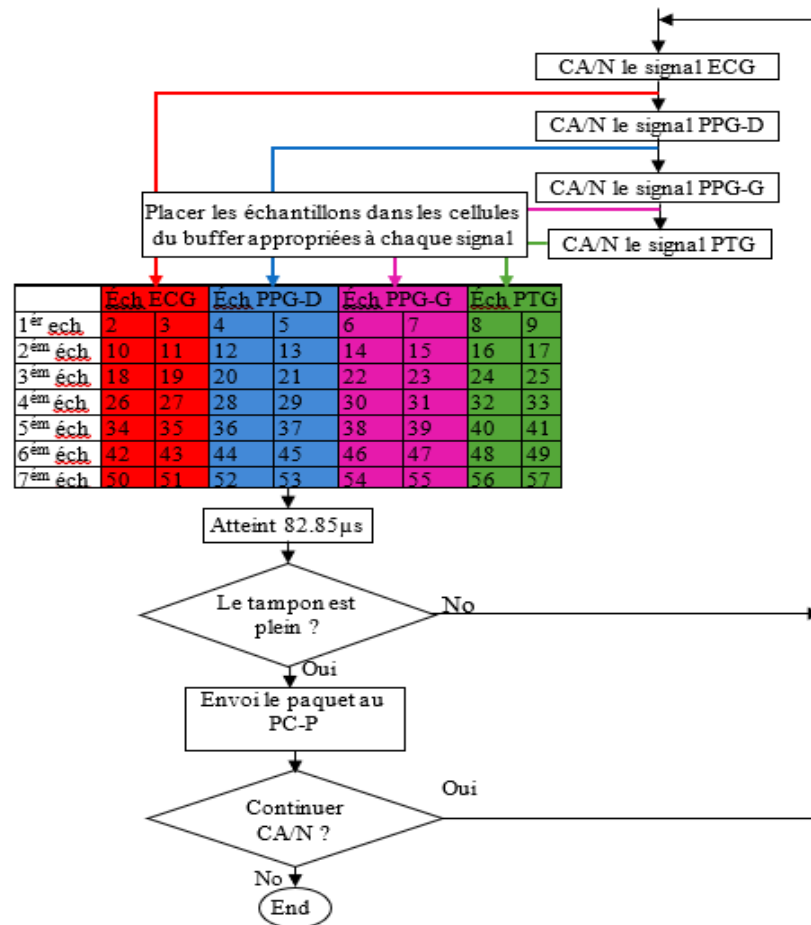


Figure V.19 Organigramme de procédure de la conversion A/N (CA/N) et la transmission vers le PC

Après la conversion A/N d'un échantillon des 4 signaux et leur pose dans les cellules appropriées du tampon, on attend 82.85µs avant de lancer une autre conversion A/N en répétant l'opération 7 fois jusqu'à ce que le tampon soit rempli. Après l'échéance de cette opération, le paquet sera envoyé directement à l'ordinateur.

Cette proposition va améliorer la fréquence d'échantillonnage à environ de $1 / (82.85 + 60) \mu s = 7 \text{ kHz}$ pour chaque signal.

V.2.3.3 La simulation du Microcontrôleur

La simulation est un processus consistant à imiter un instrument réel ou un processus physique ou biologique. Elle peut être utilisée pour tester des systèmes avant qu'ils ne soient réellement appliqués et aussi pour étudier un système et voir ses résultats clairement.

Dans le domaine de l'électronique, le logiciel Porteuse ISIS est le laboratoire de simulation des circuits électroniques. Avec ce logiciel, il est possible de simuler des systèmes complets basés sur le microcontrôleur et ainsi de développer leur software avant l'accès au prototype hardware.

Nous avons utilisé ce logiciel pour :

- Représenter les circuits électroniques de chaque capteur (Figure V.4, Figure V.7 et Figure V.14) et le circuit électronique du microcontrôleur (Figure V.20, Figure V.26)
- Développer les circuits imprimés en utilisant son complémentaire ARES (Annexe A).
- Représenter 3D les circuits électroniques (voir Annexe A).
- Simuler, mettre en œuvre des tests du code programmé par mikroC Pro, et vérifier le bon fonctionnement de la conversion A/N et la communication USB avant d'implanter ce code dans la mémoire du Microcontrôleur réellement à la réalisation du hardware.

En ce qui concerne ce dernier point qui est essentiel, nous avons suivi les étapes suivantes :

- Implémenté du circuit de simulation du microcontrôleur Figure V.20.

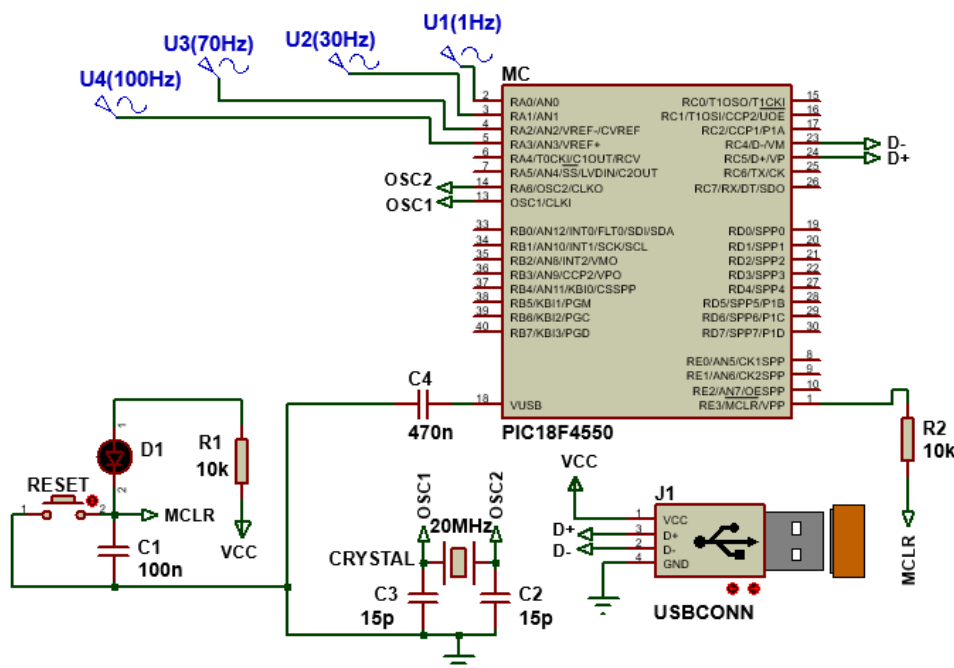


Figure V.20 Circuit de simulation de PIC18F4550

- Injection des 4 signaux sinusoïdaux de fréquence (1, 30, 70, 100) Hz et d'amplitude 400 mV aux entrées analogiques respectives (AN0, AN1, AN2, AN3).
- Installation du pilote VirtualUSBdriver qui est nécessaire pour permettre la communication virtuelle entre le schéma de simulation et les pilote USB-HID de Windows durant l'exécution du programme et se trouvant dans le fichier DRIVERS du Labcenter Electronics.
- Insertion du code hex au PIC et réglage du paramètre comme l'indique la fenêtre représentée par la Figure V.21.

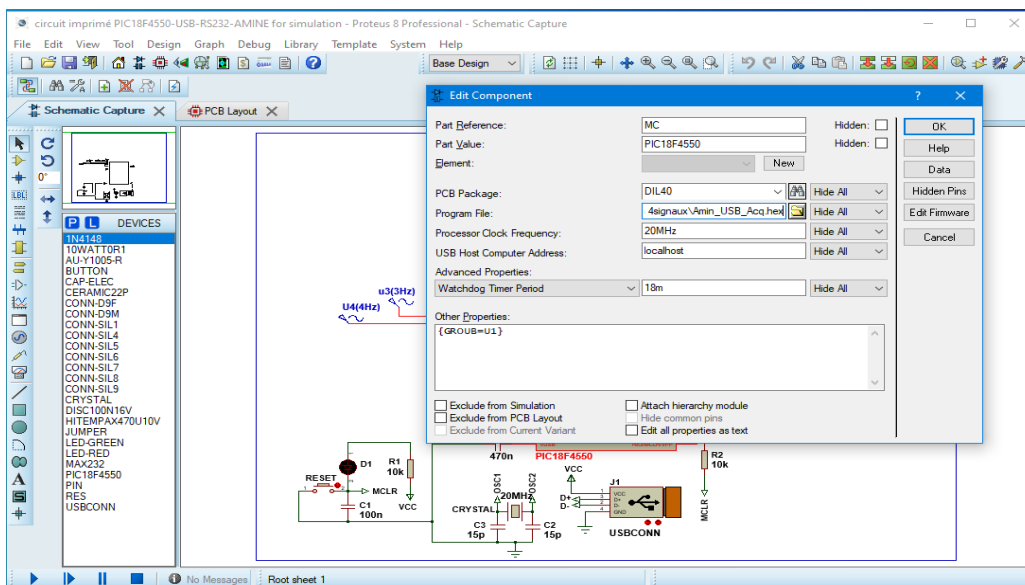


Figure V.21 Insertion du code hex au PIC

- Une fois la simulation est lancée, on voit que :
 - Une fenêtre appelée USB Analyzer-MC (Figure V.22) apparaisse (elle affiche toutes les demandes et les réponses depuis et vers le périphérique USB simulé)

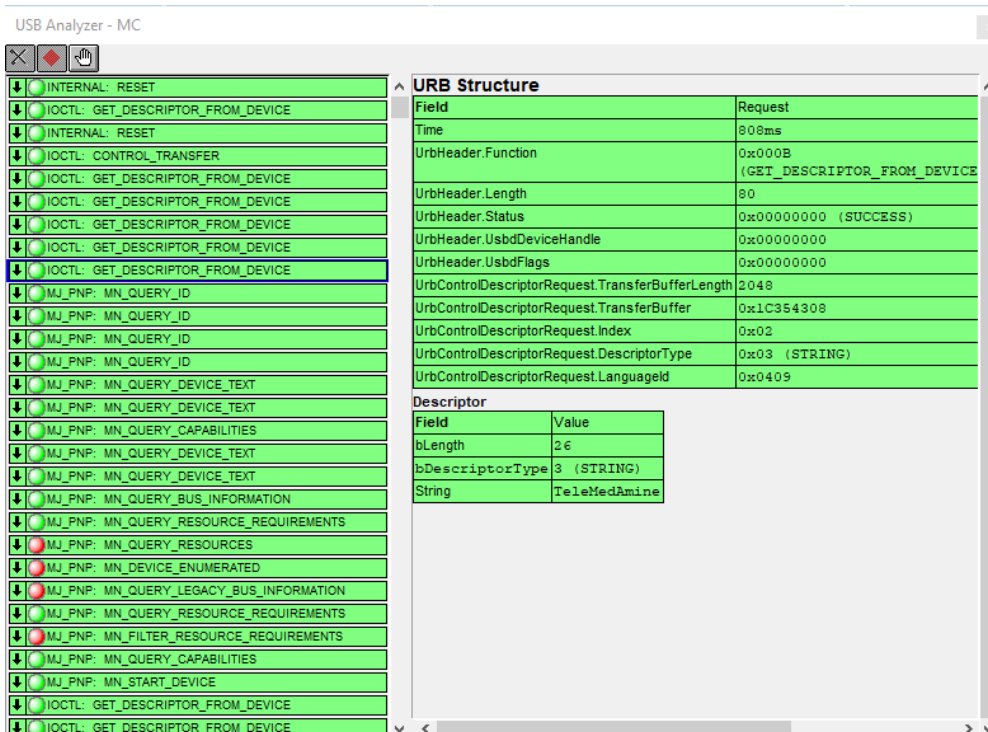


Figure V.22 Fenêtre de USB Analyzer-MC

- Le système d'exploitation Windows détecte un branchement d'un nouveau matériel au PC, puis il installe le pilote du nouveau périphérique.

- Au niveau du système d'exploitation Windows, il y a des signaux qui apparaissent dénotant qu'un nouveau périphérique USB est branché au PC durant la première connexion :
 - Une sonnerie.
 - Un message s'affiche à la barre d'outils (Toolbars) nous avisant que "un nouveau périphérique a été détecté" et après quelques secondes, il nous informe que 'le périphérique a été installé' voire la Figure V.23.

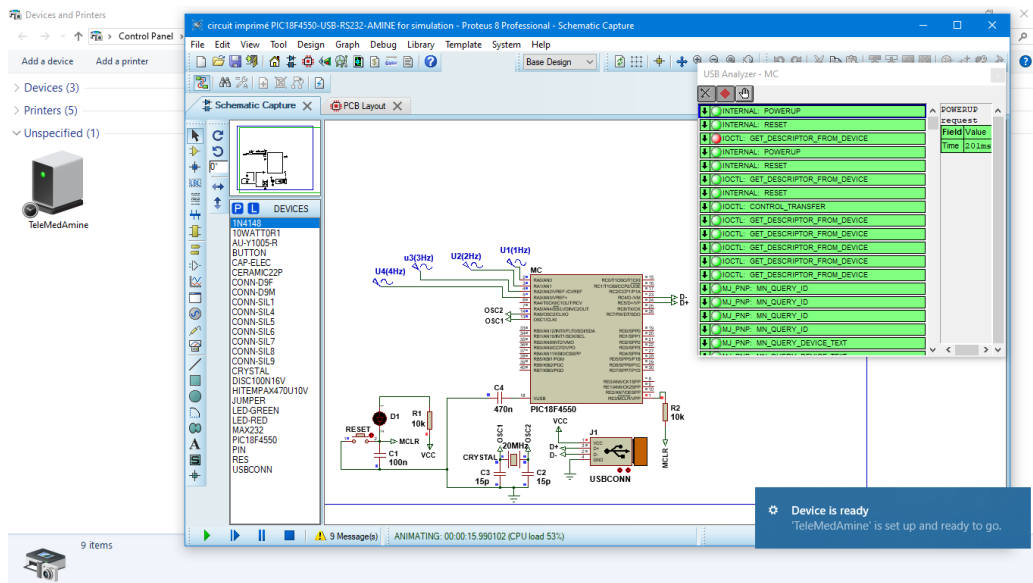


Figure V.23 Message informe que notre appareil est branché au PC

- Le périphérique apparaisse au menu des appareils branchés au PC 'Périphériques et Imprimantes' « Devices and Printers » Figure V.24.

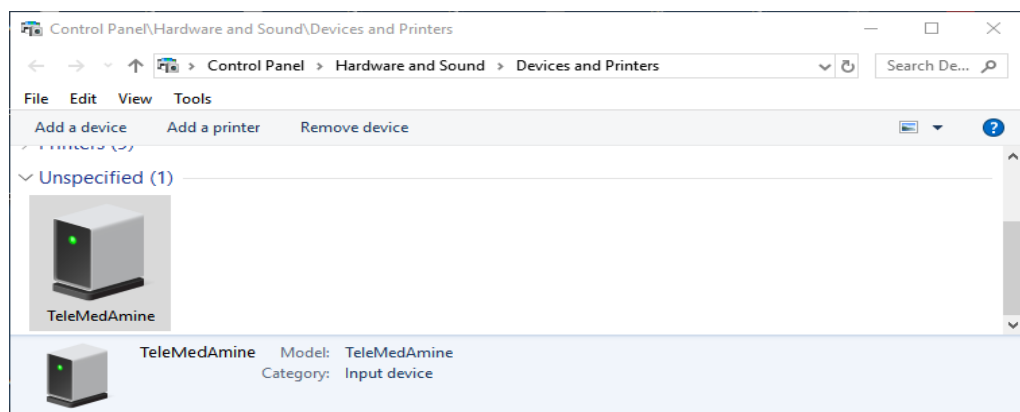


Figure V. 24 Apparence de notre appareil dans le menu des Périphériques et Imprimantes.

Les résultats de cette simulation seront représentés à l'IGP (sujet de la partie V.2.4) que nous avons développé pour afficher les signaux physiologiques simultanément Figure V.25.

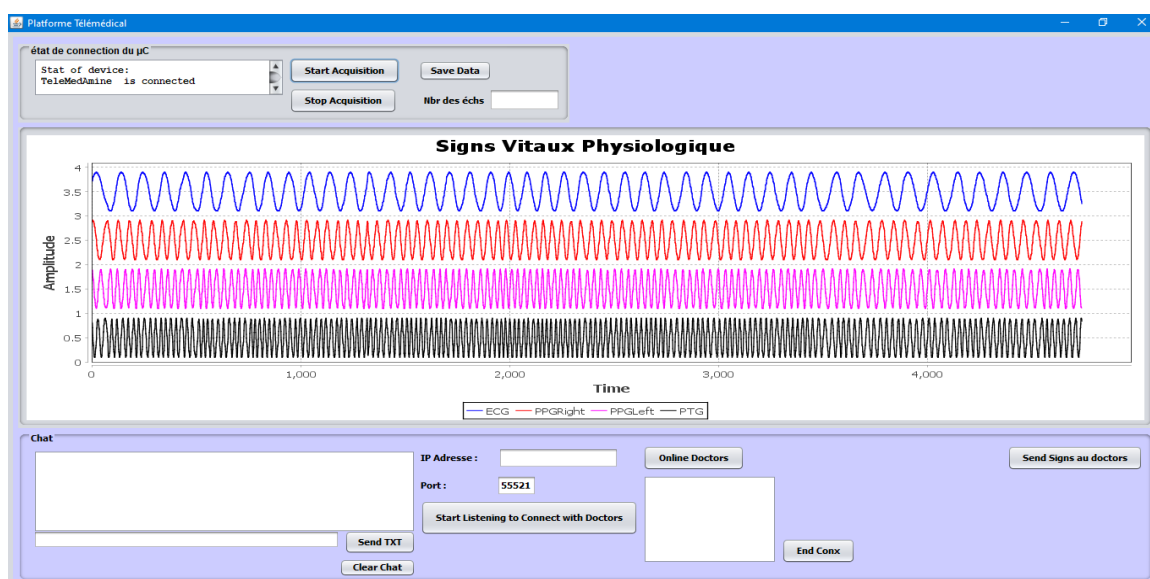


Figure V.25 Résultat de simulation de PIC18F4550.

Après la simulation qui offre la présentation préalable du bien fonctionnement du système inventé, on peut passer à la réalisation hardware d'un prototype de l'appareil.

V.2.3.4 La réalisation hardware de la carte d'acquisition

Après avoir vérifié que la carte d'acquisition fonctionne bien à la sorte software au moyen de la simulation, nous avons décidé de réaliser la carte d'acquisition à la sorte hardware.

Le microcontrôleur contient 40 branches représentant toutes les entrées et sorties des modules qu'il possède. De notre tour, nous avons conçu la carte d'acquisition de sorte qu'elle puisse utiliser tous ces modules pour effectuer plusieurs fonctions et innovations afin d'exploiter toutes les capacités de μC . Pour plus de précision et afin d'assurer la flexibilité de la carte d'acquisition, nous avons procédé à la réalisation des démarches suivantes :

- Connecter toutes les branches des entrées analogiques/digitales aux points de connexions externes (Fiches Bananes) dans le cas où le nombre de capteurs physiologiques a été augmenté.
- Implanter le connecteur du modèle DB9 avec le support du circuit intégré MAX232 en cas d'utilisation du protocole de communication d'une liaison série UART, RS232 filaire ou sans fil par module Bluetooth ou Zigbee.
- Ajouter une entrée d'alimentation en cas d'utilisation d'une alimentation externe.
- L'implanter le connecteur USB pour utiliser le protocole de communication USB ainsi que pour l'alimentation du dispositif via le PC.

La Figure V. 26 représente le circuit électronique de la carte d'acquisition développée (voir Annexe A pour le circuit imprimé et 3D)

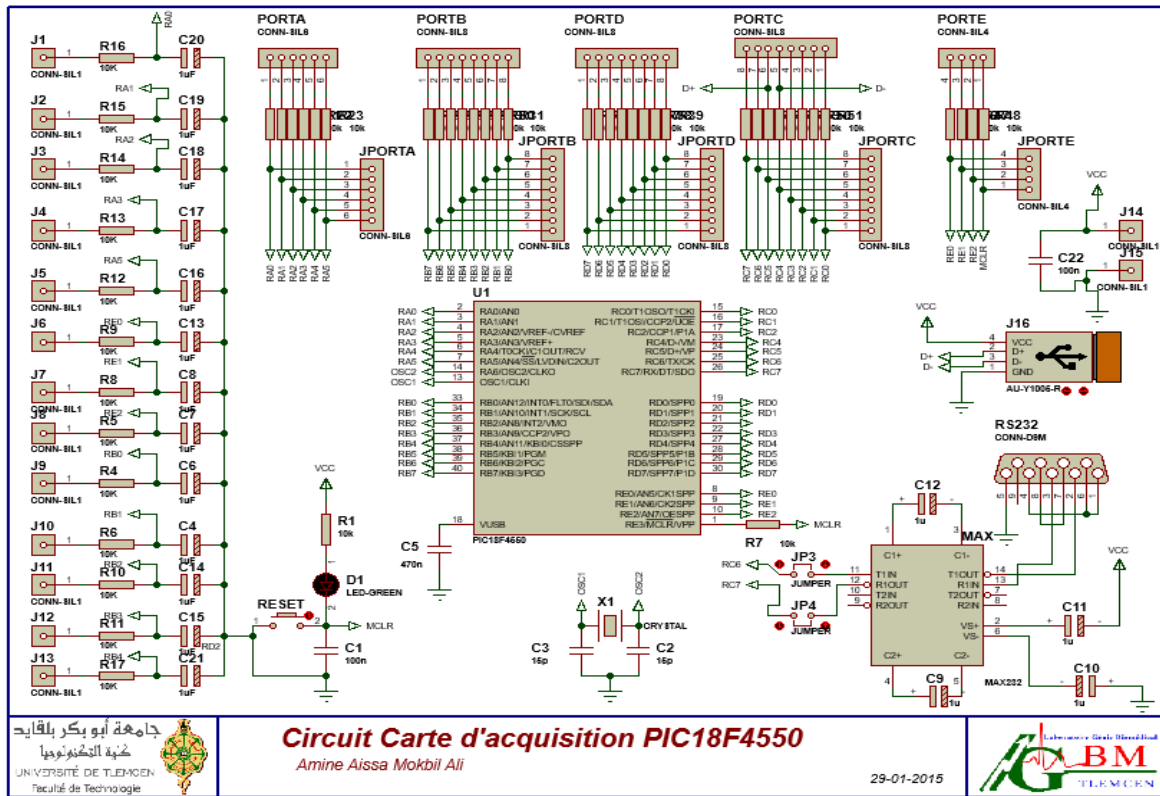


Figure V. 26 circuit électronique de la carte d'acquisition

Dans ce projet, nous avons choisi les entrées analogiques du PIC18F4550 comme suit : AN0 pour le capteur ECG, AN1 pour le Capteur PPG-D, AN2 pour le capteur PPG-G et AN3 pour le capteur PTG.

V.2.3.5 Alimentation de l'appareil complet

Le port USB de l'ordinateur peut générer une tension de 5 V et un courant de 500 mA par port ; c'est-à-dire, il fournit une puissance de 2.5 W par port et 5 W pour 2 ports.

Additivement à la fonction de la communication USB, nous avons utilisé ce port comme une alimentation pour notre appareil (pour la carte d'acquisition et aussi pour les 4 capteurs).

Pour assurer que cette alimentation est suffisante pour notre appareil, nous avons calculé combien de puissance, chaque circuit a besoin.

Notre plateau technique doit être alimenté par un voltage unipolaire fixe de 5V. Il reste à calculer la somme de l'ampérage qui doit être affecté à l'appareil complet et détaillé comme suit (nous avons pris la valeur max de SUPPLY CURRENT fourni par la datasheet de chaque composant électronique) :

- La carte d'acquisition comporte le PIC18F4550 qui a été programmé pour être alimenté par 100 mA.
- Le circuit du capteur ECG contient l'amplificateur INA126 qui a besoin de (175µA) et l'amplificateur TL084 qui a besoin de (11.2mA).

- Les circuits des deux capteurs PPG contiennent 2 diodes LED infrarouge qui ont besoin de ($2 \times 50 \text{mA} = 100 \text{mA}$), 2 phototransistors BPX 43-4 qui ont besoin de ($2 \times 50 \text{mA} = 100 \text{mA}$) et un amplificateur LM324 qui a besoin de (12mA).
- Le circuit du capteur PTG contient un circuit d'oscillateur NE555 ayant besoin de (6mA), un circuit d'inverseur 4069 ayant besoin de (5 mA) et un amplificateur LM324 ayant besoin de (12 mA).

Puisque tous les composants marchent en même temps, la valeur d'ampérage pour alimenter l'appareil est égale à la somme totale du courant consommé par tous les composants électroniques qui est égale à 346.375 mA. Cette valeur indique que l'énergie fournie par le port USB est suffisante pour alimenter tous les composants de notre appareil.

V.2.3.6 La représentation matérielle de l'appareil complet

Après la réalisation des circuits imprimés de chaque capteur et de la carte d'acquisition en respectant tous les processus de conception des circuits imprimés à partir des dessins par le logiciel LABCENTER PROTEUR, ensuite les transformer au schéma NETLIST, et puis après les imprimer au typon afin d'être gravés sur la plaque métallique pour qu'ils soient prêts à implanter les composants électroniques, nous avons réalisé le premier prototype montré par la Figure V.27 en rassemblant la carte d'acquisition avec les 4 capteurs dans un seul plateau technique.

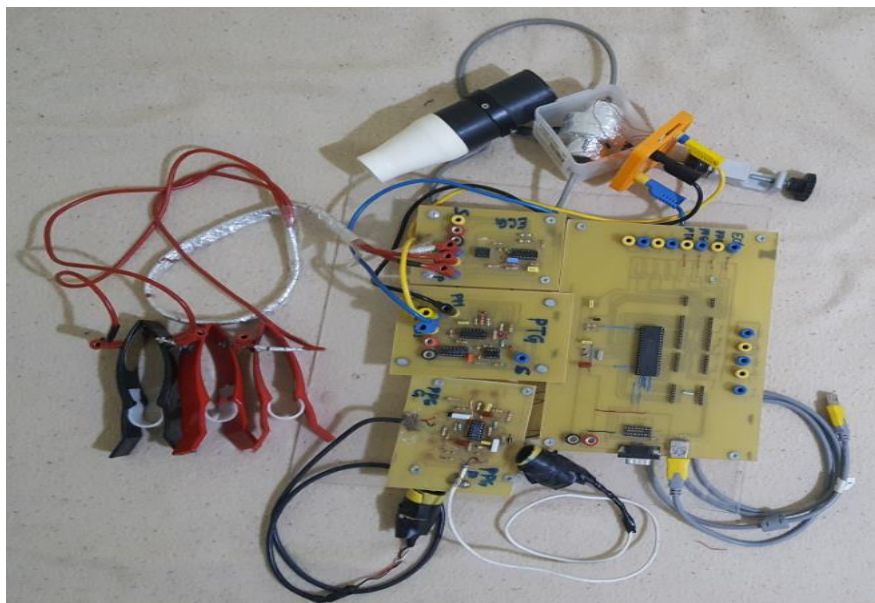


Figure V. 27 Le plateau technique complet

Avant de relier les capteurs à la carte d'acquisition et après l'implémentation des composants de la carte d'acquisition à son circuit imprimé et le téléchargement du programme '.hex' dans l'EEPROM du PIC18F4550 par l'intermédiaire du programmeur du PIC du logiciel WinPIC 800, nous avons effectué notre premier essai en testant la bande passante de la carte d'acquisition suivant le montage représenté par la photographie de Figure V. 28 (a)

via l'injection d'un seul signal sinusoïdale aux 4 entrées d'amplitude 1V crête à crête et de fréquence variée de 0.1Hz jusqu'à 100Hz. Par cette opération, nous avons obtenu les résultats montrés par Figure V. 28(b, c) pour la fréquence 100 Hz.

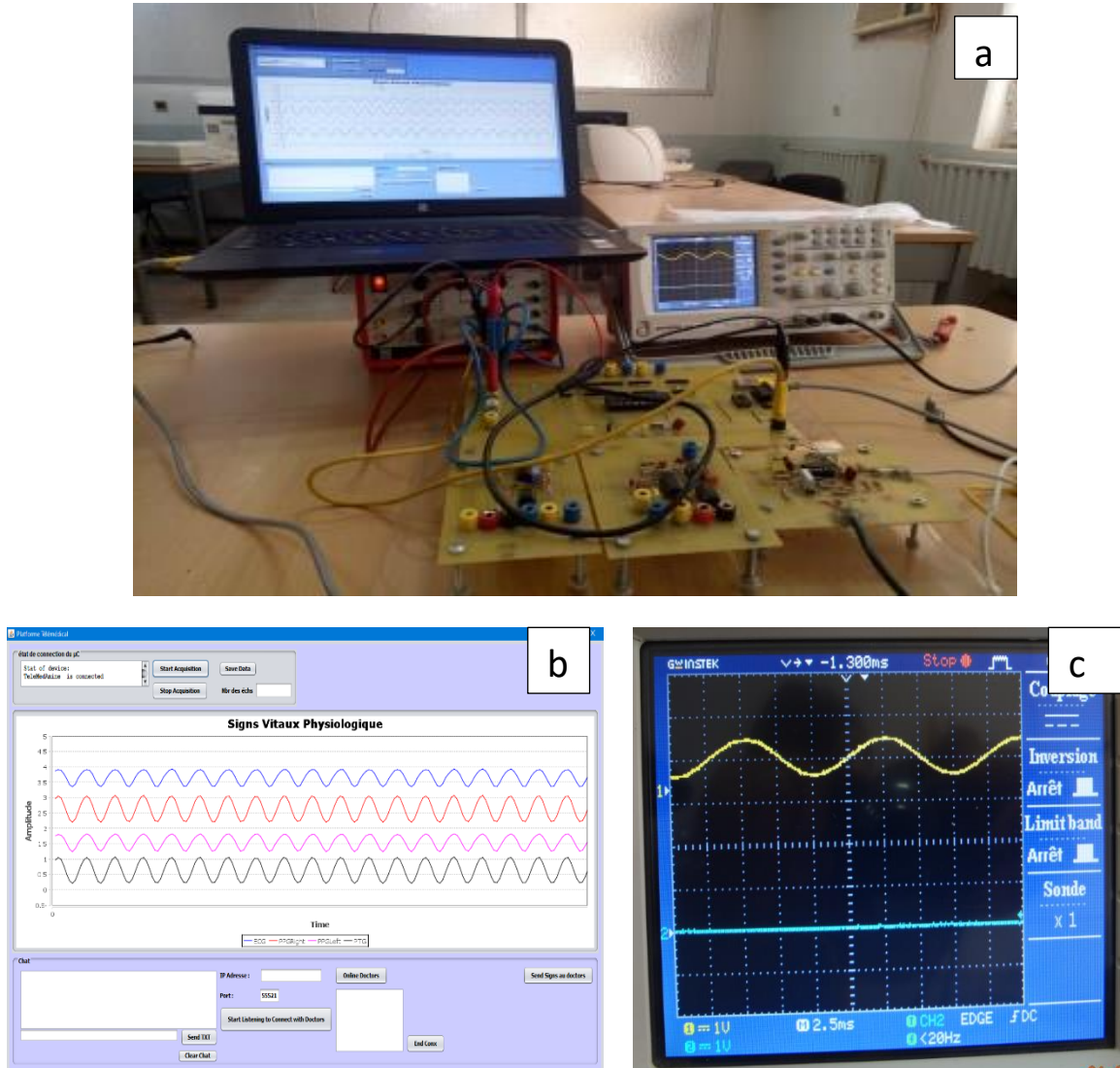


Figure V. 28 Montage de test de la bande passante de la carte d'acquisition avec les résultats obtenus

Après cette dernière fréquence, le signal commence à se déformer en résultant que la fréquence maximale qui peut être acquise régulièrement par la carte d'acquisition, est de 100 Hz.

V.2.3.7 Les résultats expérimentaux du plateau technique

Le premier essai des 4 capteurs reliés à la carte d'acquisition et l'affichage au PC du patient est effectué au sein de laboratoire GBM sur des sujets saints à la position assise (un exemple montré par photographie Figure V. 29(a)). Après cet essai, nous avons obtenu les résultats représentés par la Figure V. 29(b, c).

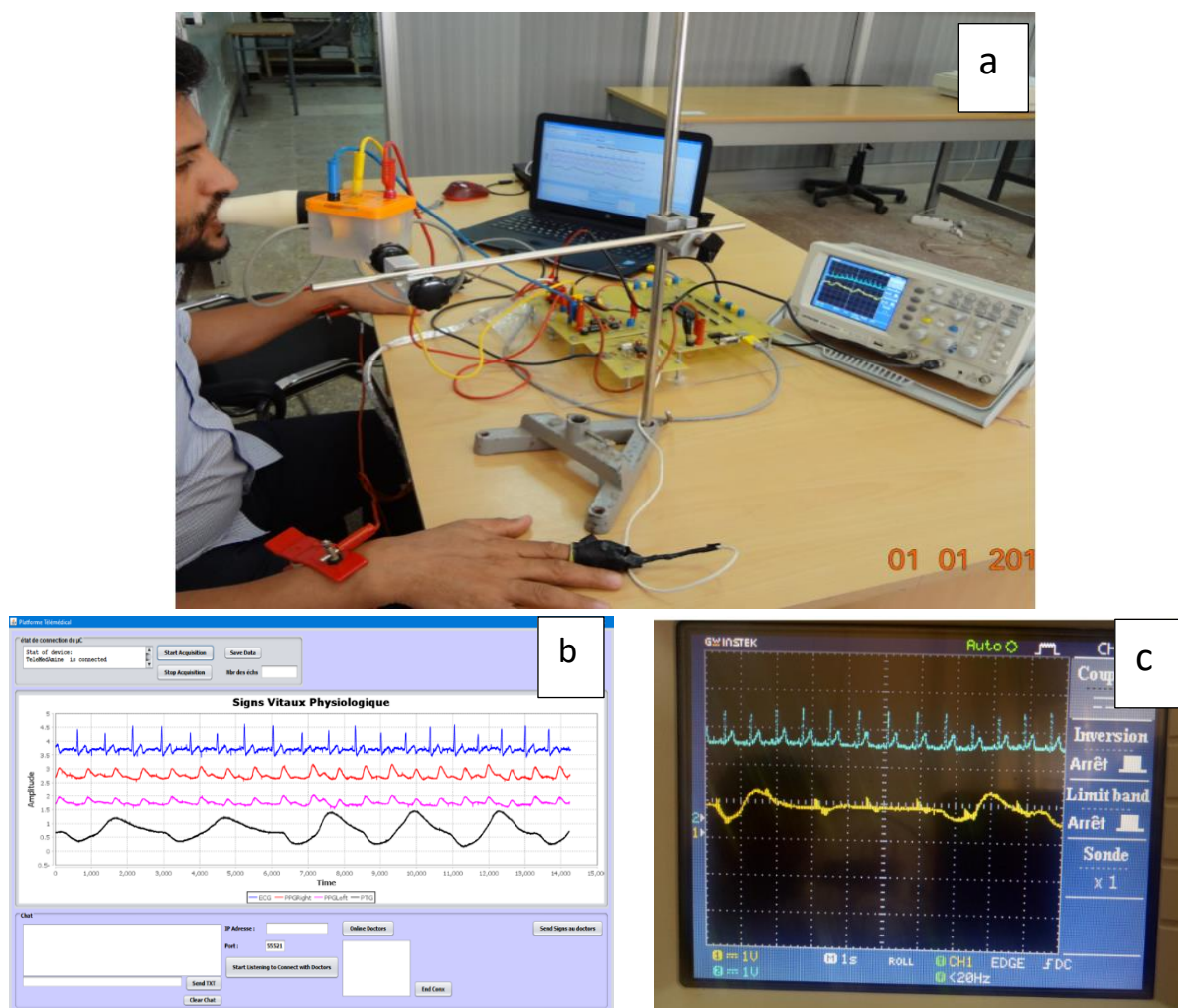


Figure V. 29 Un test du plateau technique avec les résultats obtenus.

V.2.4 Développement de l'interface graphique du patient

Au niveau du PC, chaque système d'exploitation Windows est muni des pilotes capables de détecter automatiquement n'importe quelle classe de périphérique USB connecté à une porte USB du PC. Parmi ces classes, nous avons utilisé la classe USB-HID, afin de servir notre projet. Lorsqu'on branche le câble USB de notre appareil au port USB du PC, le système d'exploitation Windows va le détecter comme un périphérique de classe HID, mais il ne peut pas récupérer les données de l'appareil.

Pour récupérer les données transmises par l'appareil, il faut développer une interface graphique de l'utilisateur capable non seulement de récupérer ces données mais aussi de les afficher, sauvegarder, traiter, et enfin de les transmettre à distance via le protocole TCP/IP soit par réseau local ou Internet, et tout ceci en temps réel.

Et pour accomplir toutes ces fonctions, nous avons développé une interface graphique de l'utilisateur (IGU) que nous l'avons appelée : Interface Graphique du Patient (IGP). Préalablement, nous avons programmé cette interface sous l'environnement de

programmation Visual Basic 6, et nous avons obtenu des résultats considérables comme nous le verrons dans la partie (V.2.4.1). Mais pour certains problèmes rencontrés avec ce langage et pour les résoudre, nous avons développé un autre IGP sous l'environnement Java NetBeans comme une solution pour les éviter catégoriquement.

La difficulté rencontrée lors du développement de l'interface graphique du patient, réside dans le choix des bons outils et des bibliothèques réellement efficaces pour remplir la fonction souhaitée. Il reste le bon usage du développeur pour atteindre l'objectif.

Pour nous, nous avons eu du mal à choisir la bibliothèque qui connecte l'interface graphique à la carte d'acquisition via l'USB. Nous avons trouvé sa solution comme cela sera présenté dans les paragraphes suivants.

V.2.4.1 Développement d'une Interface Graphique du Patient (IGP) sous Visual Basic

Les fonctions principales de l'interface graphique sont : le recueil, l'affichage, la sauvegarde et le traitement des signaux obtenus. La difficulté ne réside pas dans la méthode d'établir ces fonctions, mais dans le départ de l'établissement de la découverte du périphérique souhaité et dans la récupération des données transmises par le μ C, et qu'elles sont les fonctions utilisées pour effectuer ce travail.

À cet effet, nous avons utilisé un outil d'assistance appelé 'EasyHID USB Wizard' qui a été développé par Mecanique, capable de générer un formulaire initial pour Visual Basic et autre langage de programmation pour chaque projet basé sur l'utilisation de la communication USB de type HID.

Cet outil a été intégré avec le logiciel « MicroCode Studio », développé aussi par Mecanique, et téléchargeable du lien : <https://www.mecanique.co.uk>, et après l'installation du logiciel, nous avons trouvé l'outil EasyHID en conjoint avec la bibliothèque 'mcHID.dll' au dossier C:\ProgramFiles (x86)\Mecanique\MCS\EasyHID (Figure V.30).

Le programme utilise la bibliothèque DLL personnalisée appelée mcHID.dll qui devrait être livrée avec l'application finale.

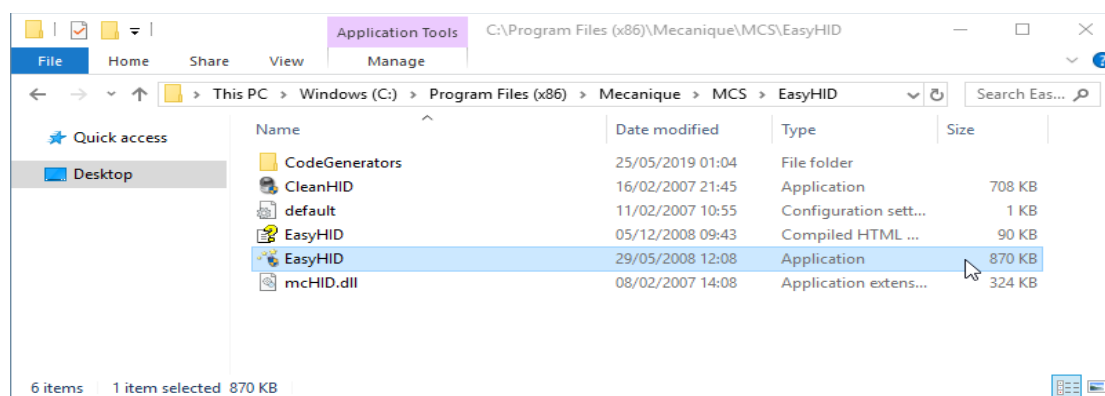
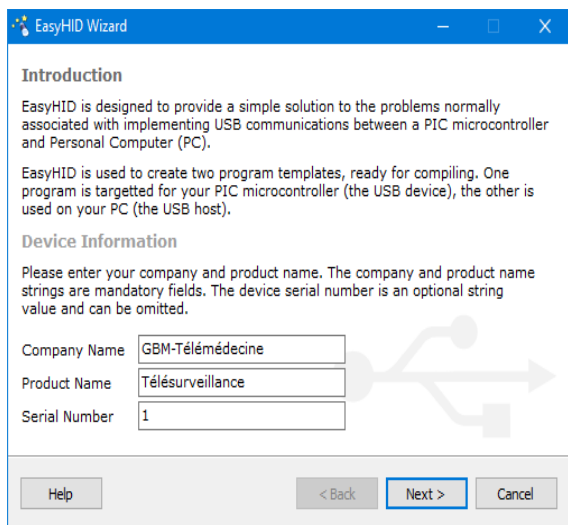
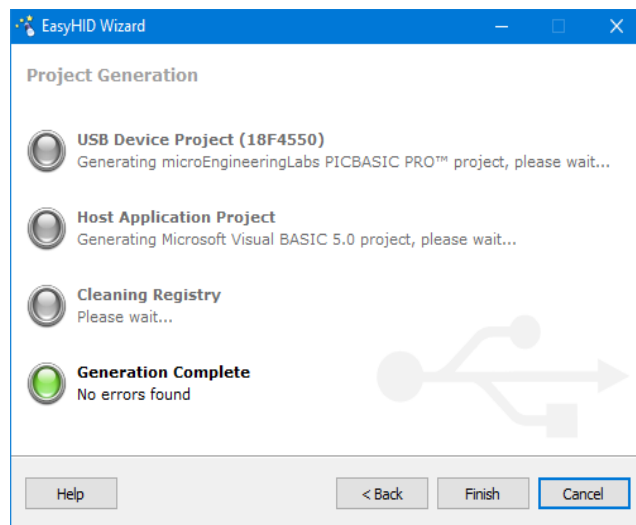


Figure V. 30 Emplacement de EasyHID

En cliquant sur le programme, il s'est avéré qu'il n'est pas installable mais exécutable directement, la Figure V.31 représente l'interface de l'outil.



Interface de début de la génération du code initial.



Interface de fin de la génération du code initial.

Figure V.31 Interface de l'outil EasyHID

En poursuivant les instructions indiquées sur les fenêtres de l'interface et en introduisant les mêmes paramètres remplis préalablement au HID Terminal durant la génération du descripteur du μ C (Partie V.2.3.2.2), l'opération sera terminée par générer les fichiers se trouvant au dossier indiqué par Figure V. 32.

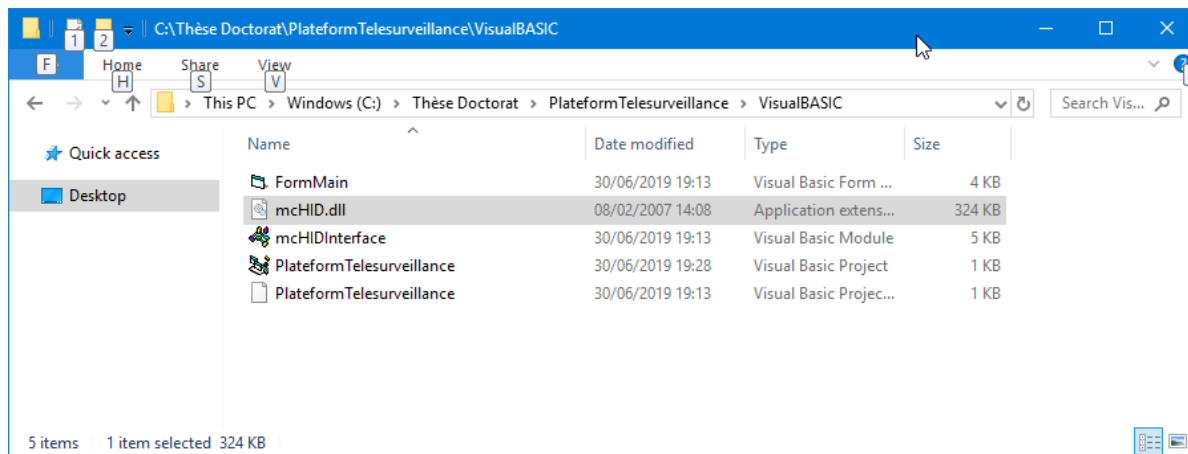


Figure V. 32 Emplacement du code initial générer par l'outil EasyHID.

La bibliothèque mcHID.dll doit être copiée dans le dossier du projet pour éviter l'erreur qui apparaît durant l'exécution du programme.

En cliquant sur la 'PlateformTelesurveillance', le projet va charger son code initial. A partir de ce code, on peut compléter le développement de notre IGP qui a besoin beaucoup de choses à faire afin de le prendre à son image finale montrée par la Figure V.33. Il suffit de représenter

les principales fonctions et processus qu'elles s'exécutent durant le lancement de cette interface, par l'organigramme de la Figure V.34.

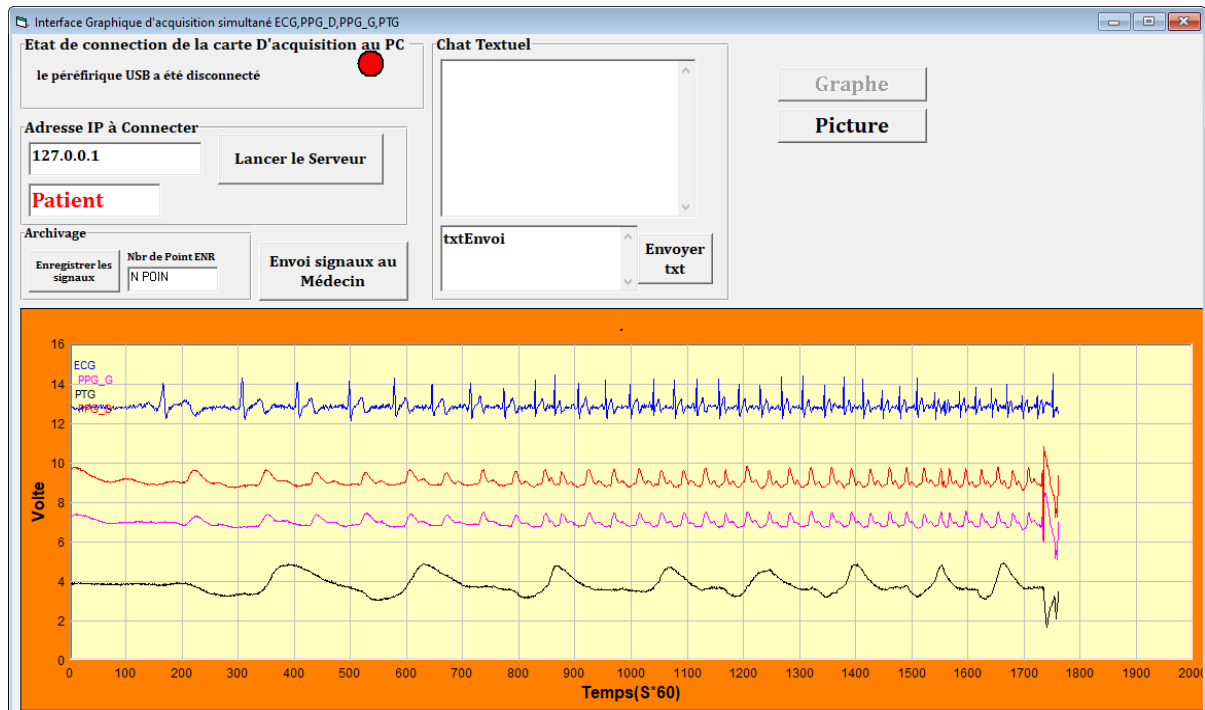


Figure V.33 L'Interface graphique du patient (IGP) programmé sous VB6.

L'interface contient trois fenêtres réactives :

1. Une fenêtre appelée état de connexion du μ C indique l'état du microcontrôleur qu'il soit connecté ou non. Elle contient un bouton pour démarrer l'acquisition et un autre pour l'arrêter, et un bouton pour enregistrer des échantillons de signaux avec un nombre souhaité.
2. Une fenêtre pour l'affichage des signaux vitaux simultanément en temps réel.
3. Une fenêtre appelée Chat, pour établir une connexion Internet avec plusieurs médecins via l'adresse IP du patient et le port de l'application, ensuite la transmission des signaux vitaux physiologiques avec la possibilité de lancer une discussion textuelle entre le patient et le ou les médecins.

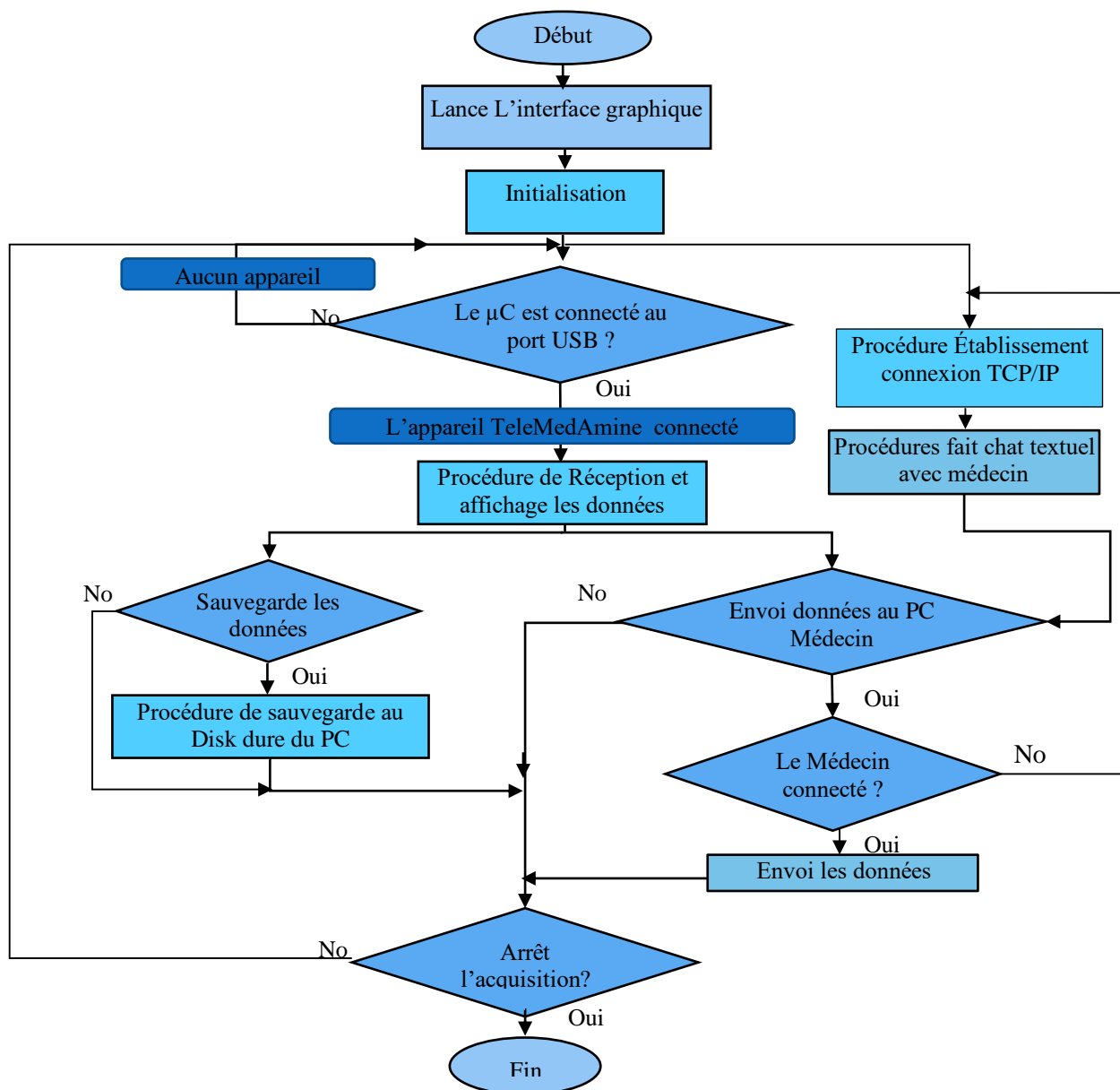


Figure V. 34 Organigramme des fonctionnalités de l'Interface Graphique du Patient

V.2.4.2 Développement d'une Interface Graphique du Patient (IGP) sous NetBeans IDE

Après avoir rencontré des problèmes durant la programmation de l'IGP par VB6 (lenteurs de certaines fonctionnalités notamment durant le traçage des signaux Figure V.33), nous avons décidé d'implémenter un autre IGP par le langage JAVA sous l'environnement de NetBeans IDE.

Les fonctions exécutées par cette partie, sont les mêmes que celles exécutées par la partie précédente (V.2.4.1), sauf que la seule différence qu'il y'est, réside dans le langage de programmation.

Après plusieurs recherches sur internet au niveau des forums de programmation sur la manière utilisée pour la communication du PC avec le µC via le port USB de classe HID sous l'environnement de JAVA, nous avons trouvé plusieurs bibliothèques API (équivalents de

bibliothèques DLL au VB, et portent l'extension de type .jar) développées par le développeur, soit gratuit ou payant.

Nous avons obtenu la bibliothèque 'PUREJAVA HID API' téléchargeable au '<https://github.com/nyholku/purejavahidapi>', utilisée pour communiquer avec des périphériques USB-HID à partir de Java, il s'agit donc d'une bibliothèque destinée aux programmeurs et non aux utilisateurs finaux. Elle offre la possibilité de rechercher et d'ouvrir des périphériques USB de classe HID attachés, ainsi que d'envoyer et de recevoir des rapports et des données vers ou du μ C. Cette bibliothèque comporte deux fichiers purejahidapi.jar et jna.jar. Le premier contient les fonctions à modifier et à programmer suivant le besoin et l'autre contient des bibliothèques complémentaires qui doivent être ajoutées à la bibliothèque du projet.

Tout ce que nous avons à faire sur ce point, c'est d'ajouter le fichier purejahidapi.jar à des classes du projet et le fichier jna.jar à la bibliothèque du projet et puis après nous commençons à coder et développer l'algorithme des fonctionnalités de l'IGP.

L'exécution de routine et les fonctions de l'IGP, sont aussi les mêmes procédures déjà représentées par l'organigramme de Figure V.34.

La Figure V.35 montre l'image finale de l'IGP développée au langage Java sous l'environnement NetBeans IDE.

L'interface contient aussi les trois fenêtres précédemment représentées dans l'IGP développé par VB6 : fenêtre de l'état de connexion du μ C, fenêtre de l'affichage des signaux et la fenêtre de Chat.

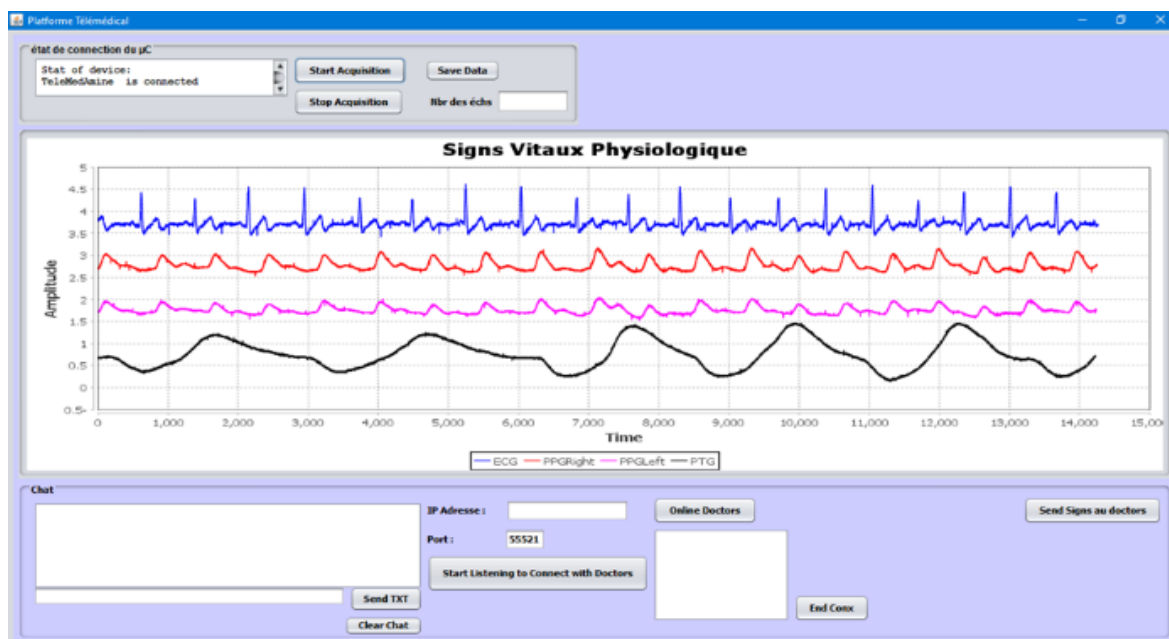


Figure V. 35 l'interface graphique du patient (IGP)développée sous NetBeans IDE

Jusqu'à ce point, tous ces travaux sont restés au PC du Patient (PC local) au niveau de sa résidence sans contact avec le médecin.

Pour les médecins, nous avons développé une interface graphique nommée interface graphique du médecin (IGM) faisant l'objet du paragraphe V.2.6.

V.2.5 Le réseau

Comme nous avons déjà mentionné que le transport de données par réseau d'un terminal numérique à une autre nécessite un support de communication physique ou hertzien. Pour que ces terminaux s'échangent correctement ces données avec la qualité de service exigée, il faut une architecture logicielle et matérielle.

La communication entre l'IGP et l'IGM, utilise n'importe quel réseau (local ou externe) basé sur le protocole TCP/IP (partie IV.4).

Pour notre application, nous avons établi la communication de type client/serveur, d'où le patient est le serveur et le médecin est le client (Figure V.29). La manière de communication et la transmission des données s'effectuent par l'outil de communication Socket suivant le processus du protocole TCP. Le principe est l'utilisation de l'adresse IP du patient, puisque n'importe quel dispositif connecté au réseau soit local (Ethernet) ou externe (Internet), possède une adresse IP différente des autres adresses IP des dispositifs connectés au même réseau. L'adresse IP du PC du patient doit être fixe et connue par tous les médecins responsables de suivre l'état sanitaire de celui-ci.

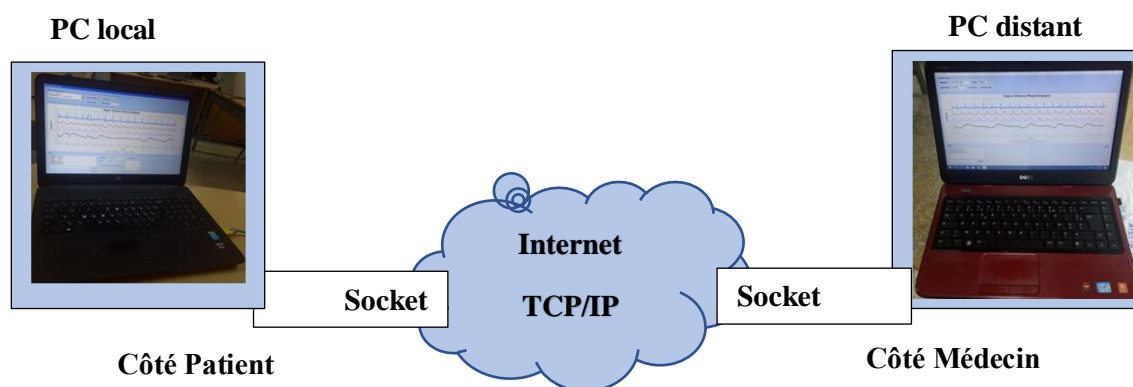


Figure V.36 Principe de la communication entre le PC local (IGP) et le PC distant (IGM)

On passe maintenant au développement de l'interface graphique qui sera installée au PC du médecin (PC distant).

V.2.6 Développement de l'interface graphique du Médecin (IGM)

Comme nous l'avons déjà mentionné, l'objectif de cette thèse est non seulement l'acquisition simultanément en temps réel des signaux vitaux cardiorespirographiques à l'ordinateur du patient (PC local), mais aussi leur transmission au PC du/des médecin(s) (PCs distants) dans le but de les télésurveiller simultanément en temps réel.

A cet effet, nous avons développé une interface graphique du médecin (IGM) capable à établir une connexion avec l'IGP via le protocole TCP/IP, et ensuite, transmettre au médecin, les signaux physiologiques simultanément en temps réel et en leur organisant une conversation (chat textuel).

Comme nous avons vu dans l'IGP (partie V.2.4), celle-ci contient une fenêtre pour l'établissement d'une communication avec les médecins (Figure V. 37). Cette fenêtre contient le bouton de lancement de connexion. En cliquant sur ce bouton, le patient sera dans un état d'attente d'une connexion d'un médecin sur l'adresse IP (192.168.1.2) qui sera affichée automatiquement à la fenêtre du Chat durant le lancement de la connexion.

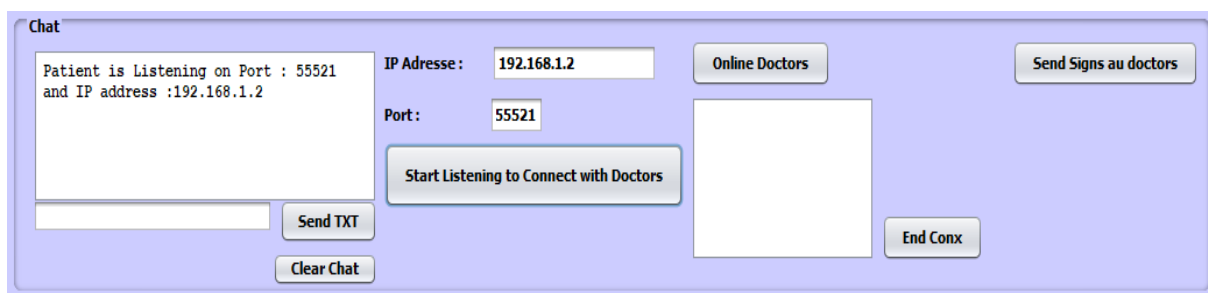


Figure V. 37 Fenêtre de l'établissement de communication de IGP.

Dans cette phase, le (les) médecin (s) peut (peuvent) se connecter avec le patient via cette adresse IP en utilisant l'IGM qui est l'objectif de cette partie.

La fonction primaire de cette interface, est l'établissement de la connexion avec le PC du patient ou bien plutôt avec l'IGP.

Sous l'environnement de programmation VB, cette fonction est réalisée avec le composant Winsock qui contient toute les fonctions complètes, soit pour ouvrir, lancer ou terminer la connexion, soit pour transmettre et recevoir les données, soit pour tester l'état de connexion (connecté, déconnecté, en entente, etc...), soit pour choisir le type de connexion (TCP ou UDP) (nous avons discuté cette partie en détail dans le mémoire de magister).

Sous l'environnement NetBeans, cette fonction est réalisée par la bibliothèque de la communication TCP/IP qui contient toutes les fonctions déjà mentionnées dans la programmation par VB.

La deuxième fonction est la réception, l'affichage, et la sauvegarde des signaux venant du patient simultanément en temps réel au PC du médecin.

La troisième fonction est de faire un chat textuel entre le patient et les médecins en ligne.

La dernière fonction est la sauvegarde des signaux physiologiques venant du patient pour être traités et interprétés ci-après, pour suivre l'évaluation de l'état du patient. Ces sauvegardes peuvent être une base de données pour la recherche scientifique future.

L'image finale de l'IGM développée sous VB est montrée par la Figure V.38.

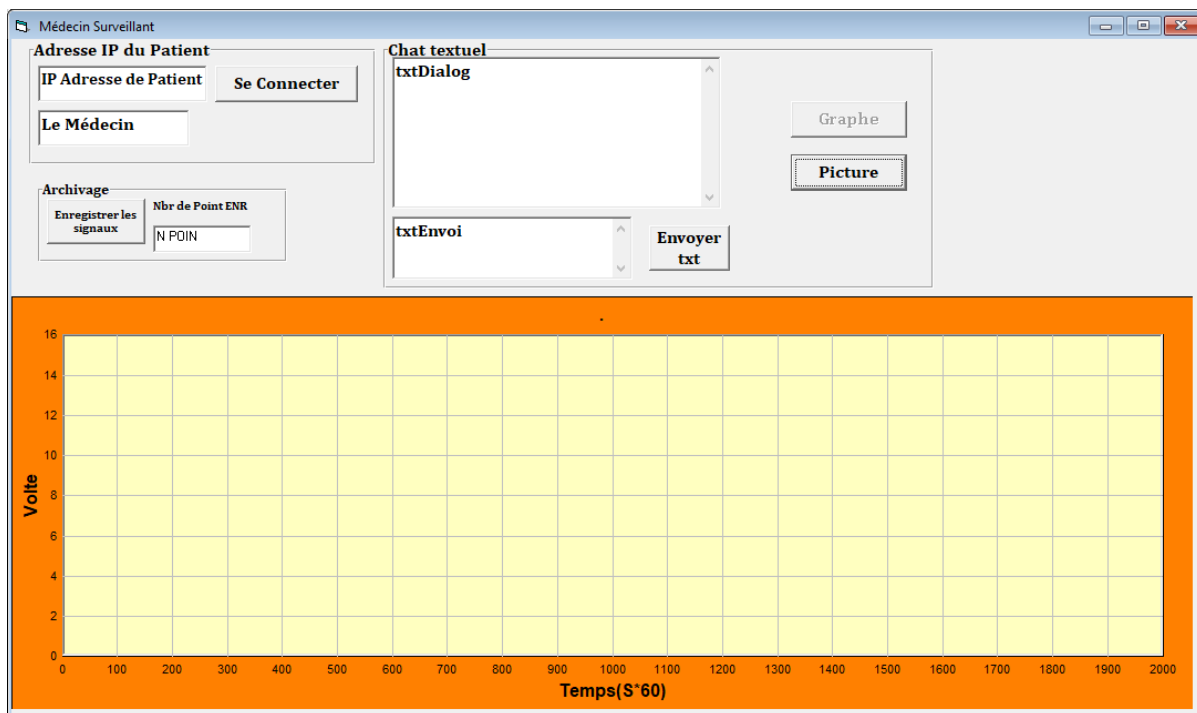


Figure V.38 l'interface graphique du médecin (IGM)développé sous VB6

La Figure V. 39 montre l'image finale de l'IGM développée sous NetBeans.

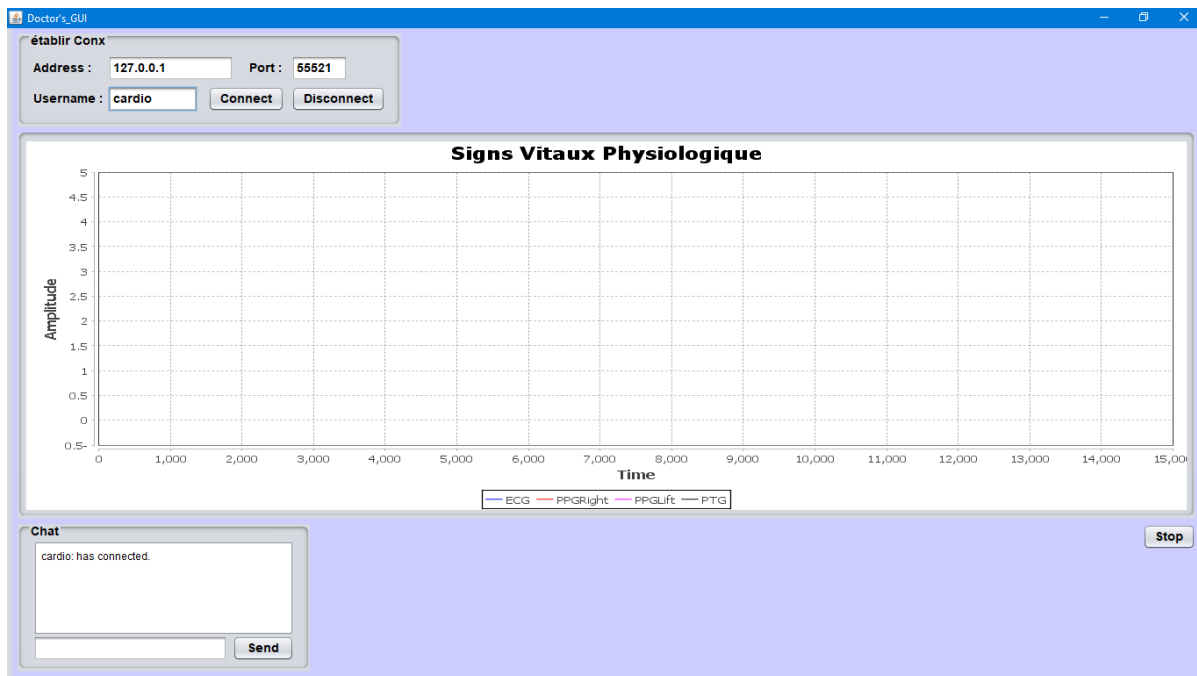


Figure V. 39 l'IGM développée sous NetBeans

Les deux IGM, soit développé par VB ou par NetBeans, contiennent les mêmes fenêtres mentionnées à la partie de l'IGP (V.2.4). Il manque seulement la fenêtre de l'état de μC puisque l'acquisition des signaux s'effectue au PC du patient.

Les procédures d'établissement de connexion par l'IGP (Partie V.2.4) sont les mêmes procédures que l'établissement de la connexion par l'IGM. La seule différence concernant ces procédures, c'est que le patient qui lance le début de connexions et reste en état d'écoute à son adresse IP (adresse de la transmission de nœud à nœud) et à son port (une adresse de couche transport permettant d'adresser un processus particulier sur un nœud) jusqu'à ce que le médecin demande la connexion à ces adresses. Pour cela, le médecin doit connaître préalablement les adresses du patient.

Le médecin introduit l'adresse IP du Patient à la case 'Adresse IP : Patient' et son nom dans la case 'Nom Utilisateur'. En cliquant sur le Bouton 'Connecte', le médecin va connecter directement au patient si ce dernier est en état d'écoute. Au niveau de l'IGP des notifications textuelles et sonores, vont informer le patient que le médecin sous le « Nom Utilisateur », est connecté.

Plusieurs médecins peuvent connectés au patient en même temps et les signaux physiologiques peuvent être transmis à chaque médecin et toutes les conversations de ceux qui sont connectés ou déconnectés, sont apparents les uns aux autres.

Dans cette application, le patient est le centre de communication, par contre s'il est déconnecté, la communication ne va pas passer entre les médecins.

L'organigramme dessiné par la Figure V.40 ci-dessous représente les procédures d'établissement de connexion entre l'IGP et IGM via le protocole TCP/IP.

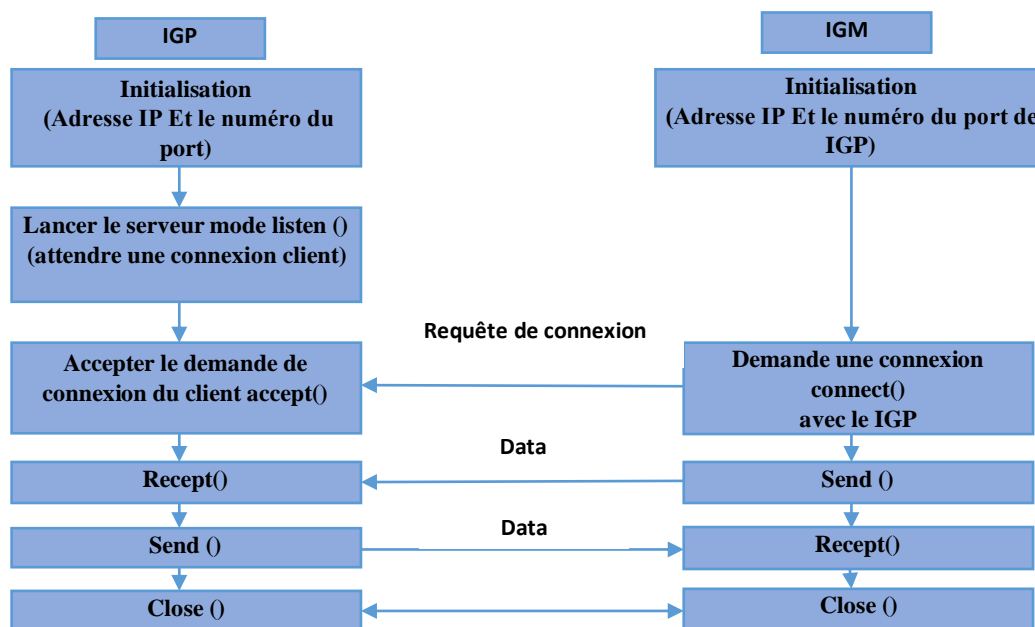


Figure V.40 Etape d'établissement de connexion entre l'IGP et IGM

V.3 Résultat expérimental de la plateforme complète

Afin de tester la fonctionnalité de notre plateforme, nous avons suivi trois expérimentales par trois manipulations :

Le premier expérimental est le test de la fonctionnalité de la plateforme effectué dans un seul PC, pour s'assurer que l'IGP et l'IGM soient connectées et les données soient échangées de manière correcte, en reliant les capteurs au sujet selon la position montrée par la photographie de la Figure V.29(a). et puis le lancement des deux interfaces graphiques. On établit la connexion entre l'IGP et l'IGM par l'utilisation de l'adresse IP (127.0.0.1) qui est utilisée pour exécuter une communication entre les applications dans le même PC. Le résultat obtenu par ce test est représenté par la Figure V.41(a, b).

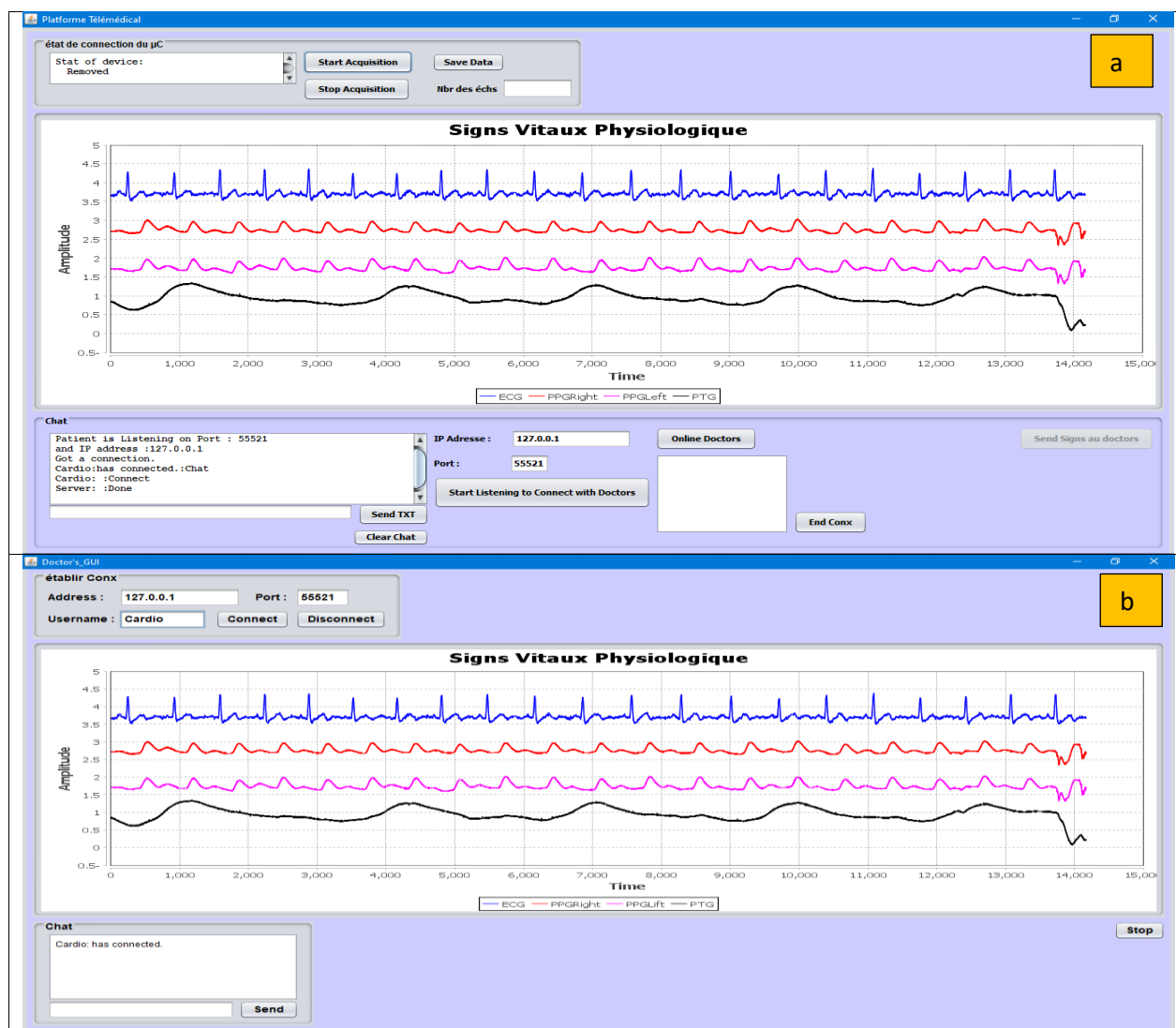


Figure V.41 Test de la plateforme effectué dans un seul PC (a) : IGP, et (b) :IGM

Le deuxième expérimental est le test de la fonctionnalité de la plateforme effectuée entre 3 PC (un PC obligatoire chez le Patient, et deux autres chez deux médecins de spécialités différentes, dont nous prenons à titre d'exemple : un cardiologue et pneumologue) connectés entre eux au même réseau local Wi-Fi et avec la manipulation représentée la photographie de Figure V. 35 employée par les étapes suivante :

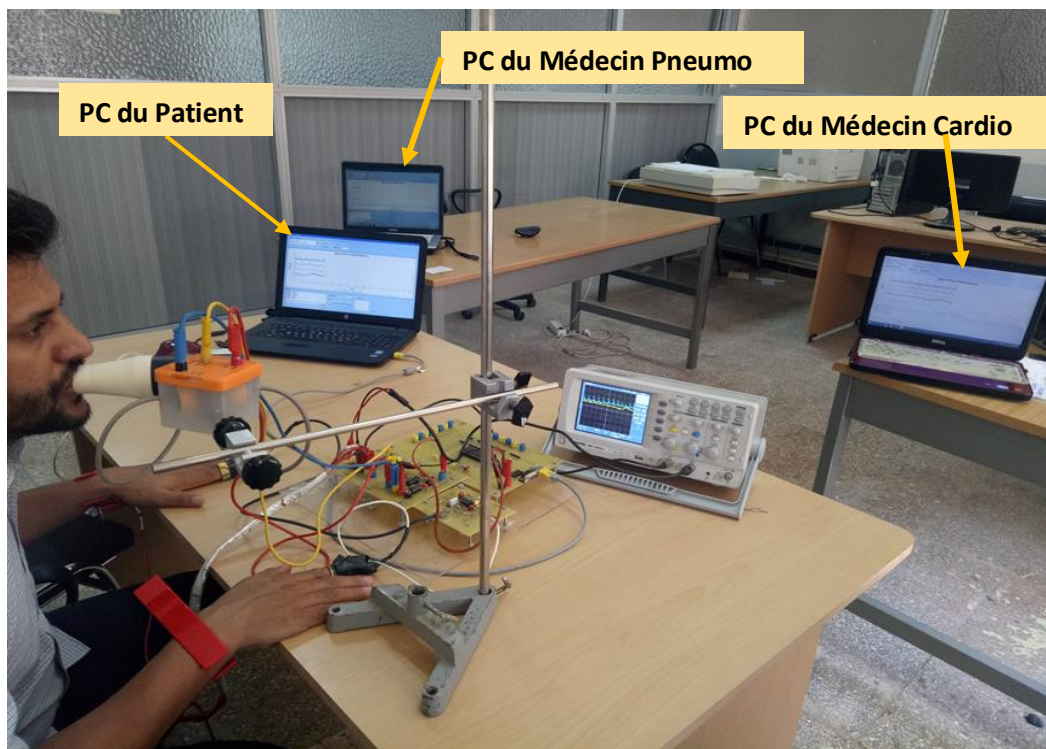


Figure V. 42 Test de la fonctionnalité de la plateforme effectuée entre 3 PC.

Premièrement : le lancement de l'IGP au PC du patient, ensuite le branchement du câble USB de la carte d'acquisition au PC et l'installation de chaque capteur à sa propre position sur le corps du sujet (voire photographie de la Figure V. 42). En cliquant sur le Bouton 'Start Acquisition', on voit que les signaux vont tracer sur la fenêtre de l'affichage des signaux physiologiques.

Le lancement de la connexion afin que le patient soit prêt à connecter avec le (s) médecin (s). En cliquant le Bouton 'start listening to connect with doctors' qui lance une attente d'un contact de (s) médecin (s) sur l'adresse IP () et le port (55521). Préalablement, le PC local est connecté au réseau local établi par un modem de connexion.

Deuxièmement : le lancement de l'IGM au PC du cardiologue et en introduisant l'adresse IP du Patient qui est déjà en état d'écoute (), le port (55521) et le nom du médecin, ensuite en cliquant sur le Bouton 'connect', le médecin va connecter avec le patient à l'aide d'un chat textuel. Le patient va être informé par des notifications sonores et textuels, que le médecin est connecté. Les signaux physiologiques seront transmis au médecin si le patient clique sur le Bouton 'Send signs to doctors'. Ces signaux physiologiques vont être tracés sur la fenêtre d'affichage de l'IGM Figure V. 43.

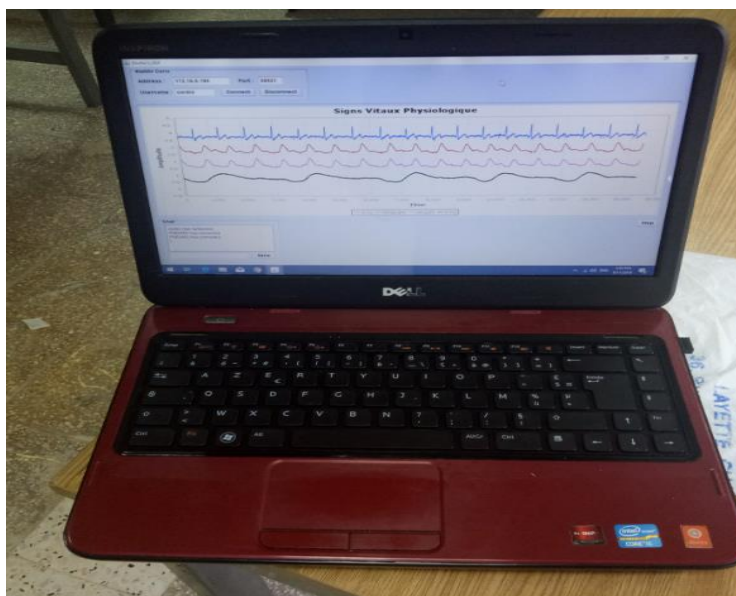


Figure V. 43 Affichage des signaux physiologiques sur le PC du médecin cardiologue

Et enfin, les procédures suivies au PC du cardiologue sont applicables pour le 3ème PC du pneumologue dont nous avons obtenu le résultat représenté par la Figure V. 44.

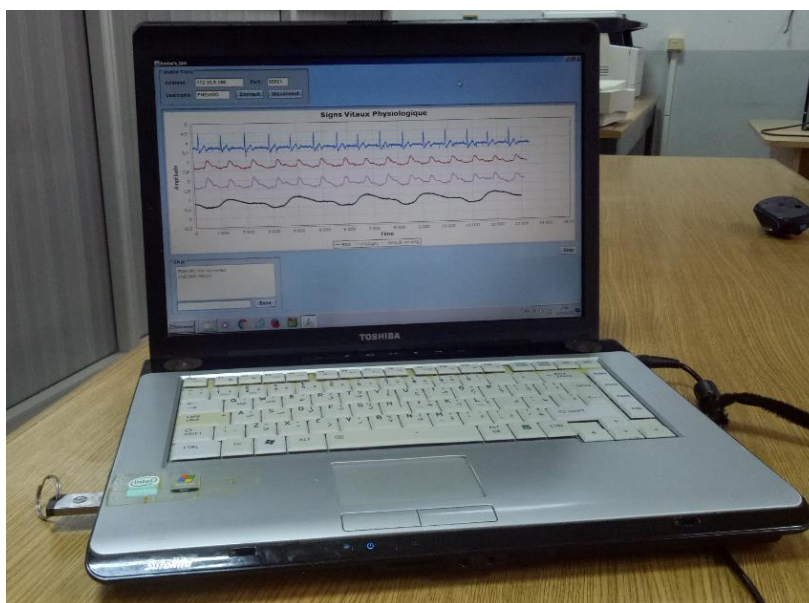


Figure V.44 Affichage des signaux physiologiques sur le PC du médecin pneumologue.

Le troisième expérimental est le test de fonctionnalité de la plateforme effectuée entre deux PC distants ; le premier situé dans le laboratoire de GBM, représentant le PC du patient, et le deuxième situé dans la bibliothèque de la faculté de technologie, représentant le PC du médecin (ex. cardiologue). Ces deux PC sont interconnectés par le réseau de la faculté de technologie.

En poursuivant les étapes suivies dans le deuxième expérimental, nous avons obtenu les résultats montrés par la Figure V.45 (a, b)

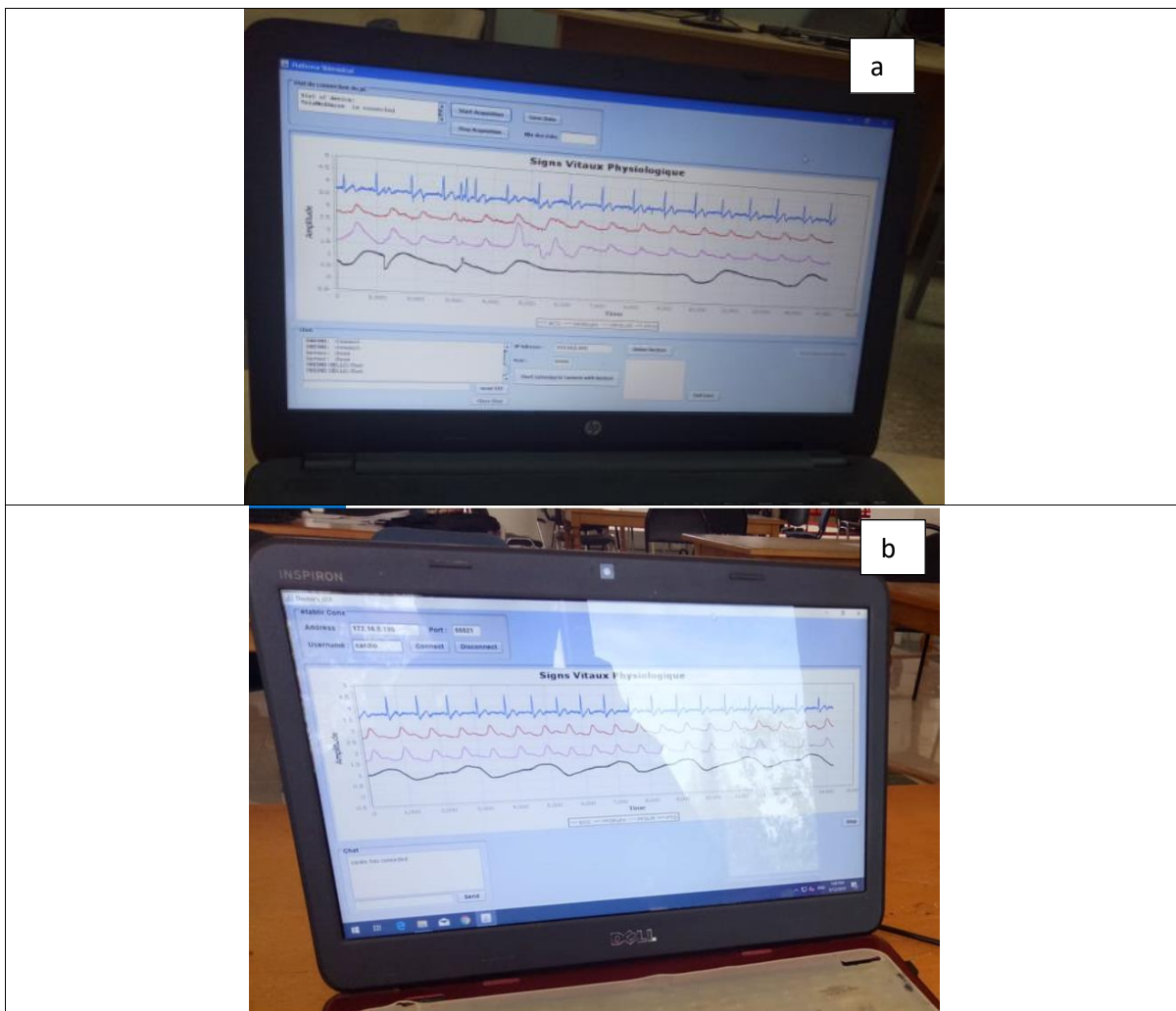


Figure V.45 résultat obtenue entre deux PCs distants (a) :PC du patient dans le laboratoire et b) : PC du médecin dans la bibliothèque

V.4 Respect de la Télésurveillance simultanément en temps réel

Comme nous avons déjà mentionné, notre objectif principal est la Télésurveillance de l'état sanitaire d'un patient souffrant d'une maladie cardiorespiratoire, qui exige que le processus d'acquisition et la transmission des signaux physiologiques doivent être simultanément en temps réel.

L'importance de simultanément vient de ce que les variations temporaires des fonctions cardiaques, vasculaires et respiratoires, sont conjoints. Cela donne une occasion pour étudier la relation entre eux avec la possibilité d'extraire des informations additionnelles sur la fonction des organes et aussi, la possibilité d'extraire un signal physiologique d'autres signaux (par exemple, le cas d'extraction du signal du rythme respiratoire à partir d'un signal ECG ou PPG).

L'importance du temps réel vient à ce que le médecin doit répondre et intervenir le plus vite possible en cas d'urgence d'un état du patient et prendre les procédures préliminaires de traitement y relatif dans un temps plus étroit.

Nous avons respecté le caractère simultanément par la conversion A/N et l’affichage d’un échantillon d’un signal directement après la conversion A/N et l’affichage d’un échantillon du signal précédent d’une durée de 15µs. En conséquence, la durée entre l’obtention d’un échantillon du premier signal et celui d’un échantillon du quatrième signal, est de 45µs.

Nous avons respecté le caractère temps réel par l’affichage de ces signaux soit, au PC du patient, ou au PC du médecin avec un temps acceptable entre la détection des signaux et les affichages aux PCs d’une durée de (1ms).

Le chronogramme de la Figure V.46, représente la décomposition temporelle qui se déroule durant la détection des signaux par les capteurs, leurs acquisitions et leurs affichages au PC du patient conformément à l’organigramme de la Figure V.18, et puis leurs transmissions directement au PC distant.

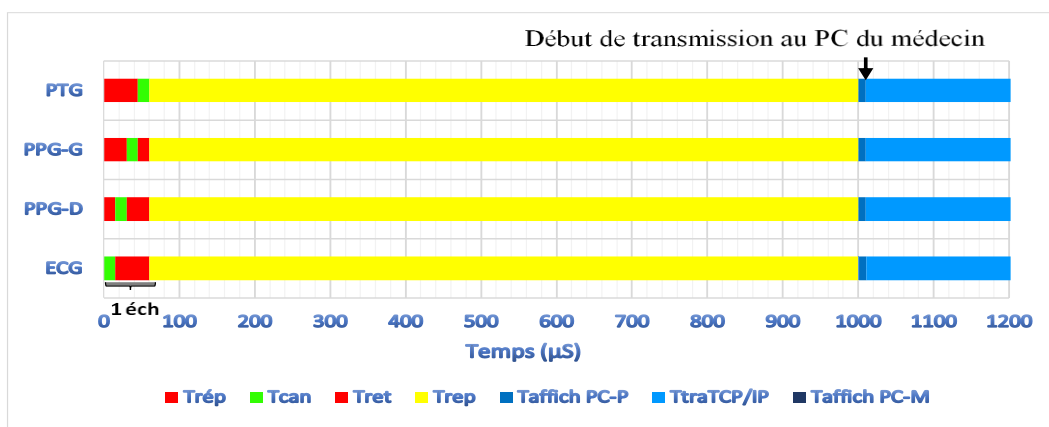


Figure V.46 Chronogramme de l'acquisition et la transmission des 4 signaux physiologiques.

Le chronogramme de la Figure V.47, représente la décomposition temporelle qui se déroule durant la détection des signaux par les capteurs, leurs acquisitions et leurs affichages au PC du patient conformément à l’organigramme amélioré de la Figure V.19, et puis leurs transmissions au PC distant.

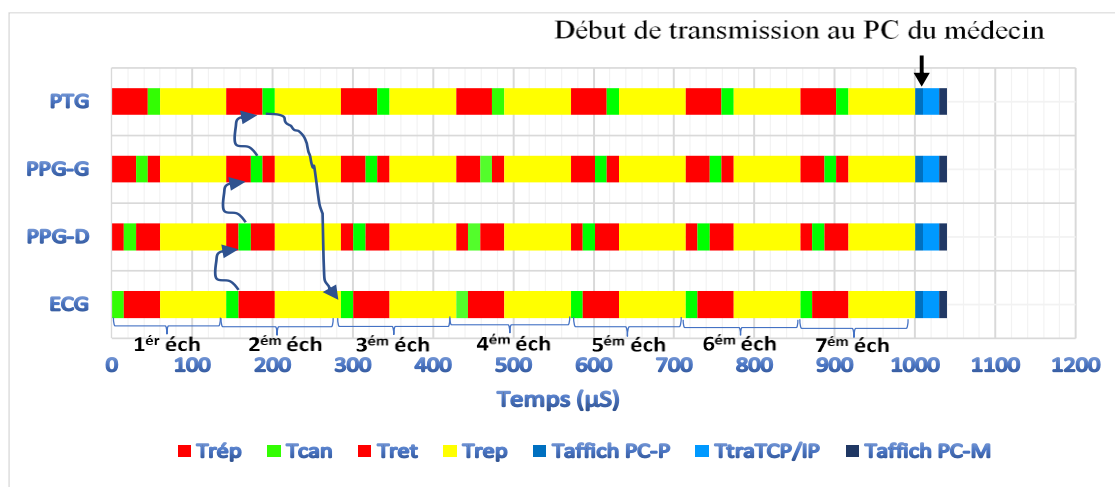


Figure V.47 Chronogramme de l'acquisition et la transmission des 4 signaux physiologiques améliorées.

Les durées sont réparties en segments temporaires. Chaque segment représenté dans ces chronogrammes, correspond aux intervalles du temps passé dans chacune des étages de la chaîne de mesure ou dans un arrêt obligé pour optimiser la méthode d'exécution de travail.

Nous avons donc, les segments temporaires suivants, pour chaque signal :

- $T_{\text{rép}}$: le délai de temps de la réponse des capteurs et de leurs circuits de conditionnement.
- T_{can} : Le délai de la conversion A/N de signal environ 15 μ s.
- T_{att} : le délai d'attente obligatoire découlant de l'occupation de l'ADC pour convertir un autre canal occupant 45 μ s avant ou après le lancement de la conversion A/N d'autre échantillon.
- T_{rep} : délai de repos : nous l'avons ajouté pour optimiser l'acquisition des signaux simultanément d'environ 82.85 μ s.
- $T_{\text{affich PC-P}}$: délai d'affichage au PC du patient (Négligeable, puisqu'elle est très étroite dépendant de l'algorithme développé pour l'affichage).
- $T_{\text{tra TCP/IP}}$: délai de transfert des signaux vers le PC du médecin via le protocole TCP/IP. De délai d'environ 1ms.
- $T_{\text{affich PC-M}}$: délai d'affichage au PC du médecin (Négligeable, puisqu'elle est très étroite dépendant de l'algorithme développé pour l'affichage).

En ce qui concerne le premier type du segment $T_{\text{rép}}$, le temps de réponse des capteurs, est négligé. Il est supposé que ces délais soient étroits et obtenus par le fournisseur du composant. Puisque le temps est fixe, il se compte seulement durant le début du fonctionnement du capteur.

Par contre, les autres délais nous nécessitent de regarder et d'expliquer de plus près, combien de temps se passe au niveau de l'exécution de la conversion A/N au PIC, ainsi qu'au niveau du PC du patient durant l'affichage et puis à la transmission des signaux sur les réseaux et enfin au niveau du PC du médecin durant leur affichage.

Ces délais se passent au niveau du PIC18F4550 de manière transparente pour l'utilisateur, et ils sont très intéressants pour les développeurs et les programmeurs durant le traitement des signaux et l'extraction des indices et des paramètres.

Au moment de l'affichage sur le PC du patient et la transmission, et puis l'affichage au PC du médecin, l'ADC continue la conversion A/N des signaux et pose ses résultats au tampon de transmission de l'USB et puis après les transmet au PC du patient dans un cycle périodique de délai 1ms. C'est à dire que l'opération sera exécutée en répétition suivant le chronogramme chaque 1ms et tout de suite jusqu'à l'arrêt de l'acquisition par l'utilisateur.

V.5 Conclusion

Dans ce chapitre nous avons décrit toutes les étapes suivies, les composants électroniques utilisés et les algorithmes implémentés pour développer la plateforme de la Télésurveillance des signaux vitaux. Elle est basée sur des outils plus nombreux interconnectés entre eux

donnant un modèle de plateforme sophistiqué, d'abord, par le plateau technique mis en place au domicile du patient contenant un capteur ECG, un capteur PPG bilatéral et un capteur PTG. Ces capteurs nous donnent à leurs sorties, des signaux analogiques, numérisés par la carte d'acquisition qui les transmet au PC du patient afin d'être affichés et sauvegardés par l'interface graphique du patient (IGP) qui les transmet aux PCs des médecins. Et puis ces données s'affichent, et se sauvegardent à travers l'interface graphique du médecin (IGM) installée dans ces PCs.

En ce qui concerne les capteurs, nous avons réalisé un modèle typique et adaptable afin d'obtenir des résultats concrets ayant pour objectif, la mise en service de la plateforme.

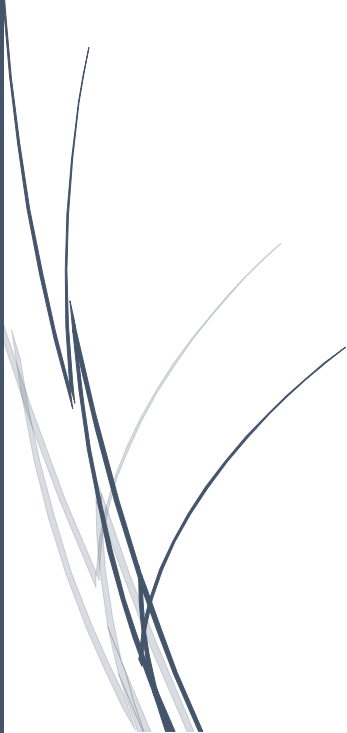
La carte d'acquisition est le noyau de notre plateforme, et pour sa mise en service, nous l'avons programmée pour être capable d'acquérir les signaux en respectant les contraintes du temps réel et simultané.

Durant le développement des interfaces graphiques, nous avons respecté les normes pour qu'elles soient faciles à utiliser, soit par le patient ou par le médecin et aussi qu'elles soient capables de la réception, l'affichage, la sauvegarde et la transmission des signaux simultanément et en temps réel.

Les résultats expérimentaux obtenus via cette plateforme, sont représentés dans ce chapitre. Ils indiquent que cette plateforme offre une solution sophistiquée pour la Télésurveillance des signaux vitaux et encourage à ouvrir la voie à des innovations et des améliorations dans ce domaine.



Conclusion Générale



L'axe « étude » de cette thèse explore le cadre théorique de notre travail, en commençant par le chapitre I à travers lequel, nous avons discuté les concepts de la e-santé, les notions générales et les terminologies innovantes dans ce domaine. En passant à la télémédecine, nous avons présenté certaines applications, notamment la Télésurveillance des signaux vitaux. Nous sommes allés ensuite au chapitre II qui définit les signaux vitaux, leurs origines et leurs méthodes de mesure, puis nous avons mis en évidence les signaux vitaux d'origine cardiovasculaire et respiratoire et les télésurveiller, ce qui nous intéresse le plus. En passant au chapitre III, nous avons détaillé les composants principaux à travers l'analyse de la structure générale des plateformes de Télésurveillance des signaux vitaux. Finalement, nous avons terminé cet axe par discuter les outils et les protocoles utilisés dans notre projet au niveau du chapitre IV.

Nous sommes ensuite arrivés à l'axe « réalisation » dans le chapitre V, par la production et la mise en place de notre plateforme de Télésurveillance de trois signaux vitaux les plus couramment utilisés, à l'effet de faire une exploration fonctionnelle de système cardiovasculaire et respiratoire.

Les travaux de recherche présentés dans le cadre de cette thèse consistent principalement après l'étude, à la réalisation d'un système de Télésurveillance des signaux vitaux cardiorespirographiques des patients atteints de maladie chronique cardiovasculaire et/ ou respiratoire dans le but de rester chez-lui sous soins de santé adaptables à son état.

Pour y parvenir, il est nécessaire premièrement ; de créer un modèle de plateau technique intégrant les capteurs dans le contexte applicable à tous les capteurs des mesures biomédicales utilisées pour l'exploration fonctionnelle du corps humain, qui doivent être présents au domicile du patient. Deuxièmement, de modéliser et de créer une plateforme entièrement adaptable à l'implantation de ces capteurs, basée sur les systèmes applicables dans le contexte de la Télésurveillance.

Pour atteindre cet objectif, nous avons créé un plateau technique qui peut être présent au domicile du patient et contenant les caractéristiques des dispositifs biomédicaux et de mesure des signaux vitaux. Ce plateau comprend quatre capteurs médicaux ECG, PPG-D, PPG-G, PTG et une carte d'acquisition et de transmission de leurs données au PC local du patient à travers le port USB. Tous les circuits électroniques sont alimentés par USB du PC du patient. Sur ce dernier, nous avons développé une interface graphique que nous l'avons appelée IGP pour l'affichage, la sauvegarde et la transmission de ces signaux au PC distant du médecin. Sur celui-ci, nous avons développé une interface graphique que nous l'avons appelée IGM pour la réception, l'affichage et la sauvegarde de ces données. En édition à ces fonctionnalités des deux interfaces graphiques, ils donnent l'option de faire un chat textuel entre le patient et son médecin.

Cette réalisation nous donne un modèle d'une plateforme de Télésurveillance idéale capable de télésurveiller quatre signaux vitaux simultanément en temps réel et qui est suffisamment flexible à travers la possibilité de :

- Ajouter à son plateau technique, un autre capteur supplémentaire lors d'un besoin de suivi d'un nouveau signal vital chez le patient.
- Connecter plusieurs médecins distants en même temps à travers l'installation de l'IGM à chaque PC du médecin souhaitant observer l'état de santé du patient.
- L'appliquer partout, à condition de la disponibilité d'un réseau entre le patient et le médecin.
- Utiliser son plateau technique sans connexion avec le médecin dans le cas de l'interruption de la connexion ou dans le cas de l'autosurveillance, c.-à-d. le patient surveillé par lui-même.

Durant la modélisation et le développement de notre plateforme, nous avons décrit en détail les différentes étapes et matériels hardware et software utilisées afin de compléter cette plateforme de A à Z et ce, à partir de la détection des quatre signaux par les quatre capteurs au niveau du domicile du patient jusqu'à la réception, l'affichage et l'archivage de ces signaux transmises dans le PC du médecin au niveau de l'hôpital. La description hardware a fait par la représentation détaillée, des composants et des caractéristiques des différents circuits électroniques utilisés pour détecter, de conditionner et d'acquérir des signaux ECG, PPG-D, PPG-G, PTG. La description software a fait détailler les façons et les méthodes que nous avons suivies durant l'implémentation et la programmation des interfaces graphiques et la carte d'acquisition à travers les organigrammes qui expliquent les procédures et les routines respectées et aussi à travers la mise en disposition des logiciels utilisés durant le développement.

Pour examiner la fonctionnalité de cette plateforme, nous avons réalisé deux types d'expérimentations pour mettre en mesure d'essai, les différents éléments de la plateforme :

- L'expérimentation par simulation concerne le test du potentiel de la carte d'acquisition à acquérir quatre signaux sinusoïdaux de fréquence variable jusqu'à 100Hz et du potentiel des interfaces graphiques à réception, affichage, transmission et à sauvegarde de ces signaux dans les deux PC. Ce test apporte des résultats positifs qui nous encouragent à démarrer la réalisation entière du prototype hardware de notre plateforme de Télésurveillance.
 - L'expérimentation réelle dans le laboratoire de GBM dirigée tout d'abord vers des tests des différents circuits des capteurs et l'affichage des signaux sur l'écran de l'oscilloscope. Ensuite, elle est dirigée vers le test d'un prototype complet de la plateforme entre trois ordinateurs reliés par un réseau wifi local. Elle a également apporté des résultats positifs qui ont donné la possibilité de valider une bonne transmission de tous les signaux simultanément et en temps réel et un bon affichage au
-

niveau de chaque PC. Celle-ci démontre la capacité de notre plateforme à prendre en charge la Télésurveillance des quatre signaux vitaux simultanément et en temps réel. Enfin, tous les résultats obtenus, nous ont encouragés de faire un test sur la plateforme entre le laboratoire GBM et le département GBM reliés par réseau au niveau de la faculté de technologie qui a donné un résultat satisfaisant.

Tous les résultats des essais ont été rapportés et exprimés dans le document de cette thèse en détail.

La plateforme développée donne un modèle d'application de Télésurveillance entièrement adapté à être intégré au domicile, facile à être utilisé par le patient. Il est capable aussi de prendre en charge le suivi des personnes atteintes de maladies chroniques cardiorespiratoires.

Nous espérons que cette plateforme apportera une aide précieuse à cette catégorie de patients et qu'elle ouvrira la voie à des meilleurs projets futurs.

Perspectives

En s'appuyant sur les résultats obtenus avec cette plateforme, on peut dire que nous disposons aujourd'hui d'une plateforme de Télésurveillance stable et particulièrement ouvert à des futures orientations de recherches.

Dans le but de compléter les démarches présentées au niveau de cette thèse et aussi pour améliorer notre plateforme, on propose certaines perspectives qui doivent être suivies dans des recherches futures, en indiquant aussi le niveau que peut atteindre cette plateforme.

L'état de santé du patient est une notion multifactorielle qui nécessite de télésurveiller plusieurs paramètres physiologiques. Au regard des capteurs, nous en avons réalisé 4 pour détecter les signaux vitaux des systèmes cardiovasculaires et respiratoires. Il y a d'autres signaux en relation avec ces deux systèmes qui doivent être détectés pour améliorer le diagnostic ; comme par exemple le Phonocardiogramme (PCG) et la saturation en oxygène (SpO₂). Tandis que le μ C PIC18F4550 possède 13 entrées analogiques, la carte d'acquisition peut acquies 13 signaux physiologiques simultanément en temps réel avec une précision de 10bits et de fréquences d'échantillonnage de 1KHz. A cet égard, la plateforme est capable de télésurveiller 13 signaux vitaux. Cela nous donne lieu d'ajouter d'autres capteurs à notre plateforme.

Une mesure physiologique avec un traitement et une analyse numérique de signaux physiologiques en temps réel, forment un outil d'aide à la décision médicale extraordinaire, auxquels, notre plateforme a besoin. A cet égard, il doit y avoir une implémentation d'un système de traitement numérique des signaux, intégré à chaque interface graphique, compatible avec les caractéristiques de la plateforme, capable d'extraire les paramètres et les indices supplémentaire pertinents de chaque signal, et capable aussi d'étudier les relations entre ces signaux et extraire les paramètres associés.

La vision du patient par le médecin est très importante pour aider à diagnostiquer son état de santé. Il est utile d'intégrer un système audiovisuel au sein des interfaces graphiques, ce qui représente une alternative efficace dispense la visite du médecin. Dans ce cas la plateforme de Télésurveillance doit être complétée et améliorée d'un système téléconsultation et / ou d'une téléassistance, via un voie visioconférence (audiovisuel).

Le test des signaux physiologiques à l'effort, aide le médecin à déterminer des facteurs non détectables durant le test à l'état de repos. À cet égard, le plateau technique doit être portatif et pour qu'il ainsi, il doit être miniaturées pour satisfaire la mobilité du patient. Il doit être également équipé d'un système de transmission local, auquel on propose le module Bluetooth du fait qu'il est déjà intégré au terminal local (PC, smartphone et tablette) et ainsi que son protocole RS232 existant dans le μ C PIC18F4550.

Cette dernière proposition ouvre la possibilité de développer une interface graphique dans l'environnement Android afin de télésurveiller les signaux via les smartphones.

Et enfin, les données médicales transportés par cette plateforme, sont très importantes et leur mis en réseau peut être affecté par des menace, pour cela, il doit développer ou choisir un système de sécurité afin de protéger ces données contre les menaces et les accès non autorisés, et installer un système de sécurité à chaque terminal numérique.



Bibliographie

-
- [1] “OMS | À propos des maladies cardiovasculaires,” *WHO*, 2015. [Online]. Available: https://www.who.int/cardiovascular_diseases/about_cvd/fr/#. [Accessed: 21-Oct-2019].
- [2] “OMS | La bronchopneumopathie chronique obstructive (BPCO),” *WHO*, 2014. [Online]. Available: <https://www.who.int/respiratory/copd/fr/>. [Accessed: 21-Oct-2019].
- [3] G. J. Tortora and B. Derrickson, “Principes d’anatomie et de physiologie (Traduction de: Principles of Anatomy and Physiology, Seventh Edition).” De Boeck, p. 1238, 1994.
- [4] M. Vitacca, A. Montini, and L. Comini, “How will telemedicine change clinical practice in chronic obstructive pulmonary disease?,” *Ther. Adv. Respir. Dis.*, vol. 12, 2018.
- [5] R. Bashshur, G. Shannon, E. Krupinski, and J. Grigsby, “The Taxonomy of Telemedicine,” *Telemed. e-Health*, vol. 17, no. 6, pp. 484–494, 2011.
- [6] N. D. E. Cadrage, “Efficience de la télémédecine : état des lieux de la littérature internationale et cadre d ’évaluation,” *HAS / Serv. Eval. Économique Santé Publique*, pp. 1–41, 2013.
- [7] P. Bouet and J. Lucas, “Santé Connectée: de la e-santé à la santé connectée Le Livre Blanc du Conseil national de France de l’Ordre des médecins,” 2015. [Online]. Available: <http://www.automesure.com/library/pdf/medecins-sante-connectee.pdf>.
- [8] World Health Organization, “Global diffusion of eHealth : making universal health coverage achievable. Report of the third global survey on eHealth.,” 2016. [Online]. Available: [http://www.wipo.int/amc/en/mediation/rules%0AReport of the third global survey on eHealth Global Observatory for eHealth](http://www.wipo.int/amc/en/mediation/rules%0AReport%20of%20the%20third%20global%20survey%20on%20eHealth%20Global%20Observatory%20for%20eHealth).
- [9] World Health Organization Global Observatory for eHealth, “Telemedicine: Opportunities and developments in Member States,” *Observatory*, 2010. [Online]. Available: http://www.who.int/goe/publications/goe_telemedicine_2010.pdf.
- [10] L. van Dyk, “A review of telehealth service implementation frameworks,” *Int. J. Environ. Res. Public Health*, vol. 11, no. 2, pp. 1279–1298, 2014.
- [11] K. Taylor, “Connected health - How digital technology is transforming health and social care,” *Deloitte*, 2015. [Online]. Available: <https://www2.deloitte.com/content/dam/Deloitte/uk/Documents/life-sciences-health-care/deloitte-uk-connected-health.pdf>.
- [12] L. H. Schwamm *et al.*, “Recommendations for the Implementation of Telehealth in Cardiovascular and Stroke Care: A Policy Statement from the American Heart Association,” *Circulation*, vol. 135, no. 7, pp. e24–e44, 2017.
- [13] A. C. Smith, “Telemedicine: Challenges and opportunities,” *Expert Rev. Med. Devices*, vol. 4, no. 1, pp. 5–7, 2007.
- [14] P. Caldarola *et al.*, “ANMCO/SIT Consensus Document: Telemedicine for cardiovascular emergency networks,” *Eur. Hear. Journal, Suppl.*, vol. 19, pp. D229–D243, 2017.
- [15] I. Martínez *et al.*, “Standard-based middleware platform for medical sensor networks and u-health,” in *Proceedings - International Conference on Computer Communications and Networks, ICCCN*, 2008, pp. 714–719.
- [16] I. Martín-Lesende *et al.*, “Telemonitoring in-home complex chronic patients from primary care in routine clinical practice: Impact on healthcare resources use,” *Eur. J. Gen. Pract.*, vol. 23, no. 1, pp. 135–142, 2017.
- [17] S. B. Bhattacharyya, *A DIY Guide to Telemedicine for Clinicians*, 1st ed. Springer, 2017.
- [18] F. Zhao, M. Li, and J. Z. Tsien, “Technology platforms for remote monitoring of vital signs in the new era of telemedicine,” *Expert Rev. Med. Devices*, vol. 12, no. 4, pp. 1–19, 2015.
- [19] P. J. Heinzlmann, N. E. Lugin, and J. C. Kvedar, “Telemedicine in the future.,” *J. Telemed. Telecare*, vol. 11, no. 8, pp. 384–390, 2005.
- [20] A. Amine Aissa Mokbil, “Étude et Réalisation d’un Habitat Intelligent pour la Santé (HIS),” *ABOU BAKR BELKAID ,TLEMCEM –Algeria*, 2013.
- [21] M. Boudellal, *Smart Home, Habitat connecté, installations domotiques et multimédia*. Dunod, 2014.
- [22] M. R. Alam, M. B. I. Reaz, and M. A. M. Ali, “A review of smart homes - Past, present, and future,” *IEEE Trans. Syst. Man Cybern. Part C Appl. Rev.*, vol. 42, no. 6, pp. 1190–1203, 2012.
-

-
- [23] L. Liu, E. Stroulia, I. Nikolaidis, A. Miguel-Cruz, and A. Rios Rincon, "Smart homes and home health monitoring technologies for older adults: A systematic review," *Int. J. Med. Inform.*, vol. 91, pp. 44–59, 2016.
- [24] L. Liu, "Role of Technology in Therapeutic Environments for Seniors with Mental Health and Other Complex Needs," 2012.
- [25] N. Noury, G. Virone, J. Ye, V. Rialle, and J. Demongeot, "Nouvelles directions en habitats intelligents pour la santé," *Itbm-Rbm*, vol. 24, no. 3, pp. 122–135, 2003.
- [26] N. Noury and V. Rialle, "Habitat intelligent pour la santé : systèmes et équipements," *Tech. l'Ingénieur*, vol. IN9 v1, pp. 1–10, 2003.
- [27] S. J. Brownsell, G. Williams, D. A. Bradley, R. Bragg, P. Catlin, and J. Carlier, "Future systems for remote health care," *J. Telemed. Telecare*, vol. 5, no. 3, pp. 141–152, 1999.
- [28] H. Saner, "eHealth and telemedicine: Current situation and future challenges," *Eur. J. Prev. Cardiol.*, vol. 20, no. 2, pp. 1–2, 2013.
- [29] P. D. Bamidis, P. Angelidis, and E. Kaldoudi, "Introducing telemedicine and telehealth in undergraduate medical education," *Proc. ITAB*, 2006.
- [30] B. Amine Ahmed, "Etude d'une méthodologie pour la construction d'un système de télésurveillance médicale application à une plateforme dédiée au maintien et au suivi à domicile de personnes atteintes d'insuffisance cardiaque," Université de Technologie de Belfort-Montbéliard, 2017.
- [31] A. Hassani, "Analyse des mouvements 3D en temps réel pour un dispositif médical destiné au maintien de l'indépendance fonctionnelle des personnes âgées à domicile," Université de Bourgogne, 2016.
- [32] I. Sadek, J. Biswas, B. Abdulrazak, Z. Haihong, and M. Mokhtari, "Continuous and unconstrained vital signs monitoring with ballistocardiogram sensors in headrest position," in *2017 IEEE EMBS International Conference on Biomedical and Health Informatics, BHI 2017*, 2017, pp. 289–292.
- [33] "BIOMEDICAL SIGNALS AND WAVELET TRANSFORM," pp. 26–52.
- [34] R. B. Northrop, *Noninvasive Instrumentation and Measurement in Medical Diagnosis*, 2nd ed. CRC Press Taylor & Francis Group, 2018.
- [35] C. Brüser, C. H. Antink, T. Wartzek, M. Walter, and S. Leonhardt, "Ambient and unobtrusive cardiorespiratory monitoring techniques," *IEEE Rev. Biomed. Eng.*, vol. 8, pp. 30–43, 2015.
- [36] A. Al-Naji, K. Gibson, S. H. Lee, and J. Chahl, "Monitoring of Cardiorespiratory Signal: Principles of Remote Measurements and Review of Methods," *IEEE Access*, vol. 5, pp. 15776–15790, 2017.
- [37] E. M. N. Noury, A. Fleury, R. Nocuaa, J. Poujaud, C. Gehin, A. Dittmar, G. Delhomme, J. Demongeot, "Capteurs pour la télésurveillance médicale. Capteurs, algorithmes et réseaux," *IRBM*, vol. 30, pp. 93–103, 2009.
- [38] P. P. Andreoni, Giuseppe, Carlo Emilio Standoli, "Sensorized Garments for Biomedical Monitoring : Design Issues," in *Sensors and Applications* www.mdpi.com/journal/sensors, 2015, pp. 1–9.
- [39] S. M. H. Wilkinson J. M., Treas L. S., Barnett K., *Fundamentals of Nursing: theory, concepts, and applications*, 3rd ed., vol. 1. 2016.
- [40] D. Evans, B. Hodgkinson, and J. Berry, "Vital signs in hospital patients: A systematic review," *Ijns*, vol. 38, no. 6, pp. 643–650, 2001.
- [41] M. R. Neuman, "Vital Signs: Heart Rate," *IEEE Pulse*, vol. 1, no. 3, pp. 51–55, 2010.
- [42] A. Berman, S. Synder, and G. Frandsen, *Kozier&Erb's Fundamentals of Nursing Concept, Process and Practice*, 10th ed. Pearson Education, 2016.
- [43] S. Joyce and R. Rachel, *Vital Signs for Nurses An Introduction to Clinical Observations*. John Wiley & Sons, 2011.
- [44] O. Kaltiokallio, H. Yigitler, R. Jantti, and N. Patwari, "Non-invasive respiration rate monitoring using a single COTS TX-RX pair," in *IPSN 2014 - Proceedings of the 13th International Symposium on Information Processing in Sensor Networks (Part of CPS Week)*, 2014, pp. 59–69.
- [45] E. Anthony Stark, "Comment vérifier la respiration de quelqu'un: 7 étapes," *wikihow*. [Online]. Available: <https://fr.wikihow.com/v%C3%A9rifier-la-respiration-de-quelqu'un>. [Accessed: 29-Aug-2019].
-

-
- [46] M. A. Mohamed, A. M. Ahamed, and M. A. Mahmoud, "Application of a Proposed Graphic Chart for pain as Fifth Vital Sign in Nursing Practice at Assiut University Hospital," *J. Am. Sci.*, vol. 9, no. 4, pp. 197–204, 2013.
- [47] G. J. Tortora and B. Derrickson, *Principles of anatomy and physiology*, 15th ed. Wiley, 2016.
- [48] D. Angela J. and B. Linda, "Appareil cardio-vasculaire," in *Évaluation Clinique (source principale: L'examen clinique et l'évaluation de la santé, ed 5, 2009, Chenelière Éducation inc)*, .
- [49] K. BENDJELID, "Techniques non invasives de mesure du debit cardiaque," *Rev. Med. Suisse*, vol. 3, no. 137, pp. 2822–2826, 2007.
- [50] M. Keith-L and D. Arthur, *Anatomie médicale : Aspects fondamentaux et applications cliniques (Traduction de la 5e édition américaine par Antoine Dhem et Jean Milaire)*, 2nd ed. de boeck, 2007.
- [51] Onlineformapro, "L'appareil circulatoire," *OnlineFormapro SA*. [Online]. Available: <https://docplayer.fr/32680918-L-appareil-circulatoire-le-coeur-onlineformapro-sa-1-1-appareil-circulatoire-comporte-une-pompe-appelée-coeur.html>. [Accessed: 02-Mar-2019].
- [52] M. Elaine Nicpon, *Anatomie et physiologie humaines (traduction de la 4éditionaméricaine)*. De Boeck, 1999.
- [53] N. Mandal, "Respirometers including spirometer, pneumotachograph and peak flow meter," *Anaesth. {&} Intensive Care Med.*, vol. 7, no. 1, pp. 1–5, 2006.
- [54] E. Schena, C. Massaroni, P. Saccomandi, and S. Cecchini, "Flow measurement in mechanical ventilation: A review," *Med. Eng. Phys.*, vol. 37, no. 3, pp. 257–264, 2015.
- [55] E. M. Fong and W. Y. Chung, "A hygroscopic sensor electrode for fast stabilized non-contact ECG signal acquisition," *Sensors*, vol. 15, no. 8, pp. 19237–19250, 2015.
- [56] L. ALFREDO, P. JR., R. C., and M.D., "Capacitive electrocardiographic and bioelectric electrodes," *IEEE Trans. Biomed. Eng.*, vol. 16, no. 1, pp. 99–99, 1968.
- [57] C. González-Sánchez *et al.*, "Capacitive sensing for non-invasive breathing and heart monitoring in non-restrained, non-sedated laboratory mice," *Sensors (Switzerland)*, vol. 16, no. 7, 2016.
- [58] Y. L. Zheng *et al.*, "Unobtrusive sensing and wearable devices for health informatics," *IEEE Trans. Biomed. Eng.*, vol. 61, no. 5, pp. 1538–1554, 2014.
- [59] Y. Fu, G. Ngai, and S. C. F. Chan, "Physiological Mouse : Towards an Emotion-Aware Mouse," in *2014 IEEE 38th Annual International Computers, Software and Applications Conference Workshops Physiological*, 2014, pp. 258–263.
- [60] Y. Lin, "A Natural Contact Sensor Paradigm for Nonintrusive and Real-Time Sensing of Biosignals in Human-Machine Interactions," *IEEE Sens. J.*, vol. 11, no. 3, pp. 522–529, 2011.
- [61] J. Gómez-clapers, R. Casanella, and Joan Gómez-Clapers and Ramon Casanella, "A Fast and Easy-to-Use ECG Acquisition and Heart Rate Monitoring System Using a Wireless Steering Wheel," *IEEE Sens. J.*, vol. 12, no. March, pp. 610–616, 2012.
- [62] M. Walter, B. Eilebrecht, T. Wartzek, and S. Leonhardt, "The smart car seat: Personalized monitoring of vital signs in automotive applications," *Pers. Ubiquitous Comput.*, vol. 15, no. 7, pp. 707–715, 2011.
- [63] Z. Tang *et al.*, "A Chair-Based Unobtrusive Cuffless Blood Pressure Monitoring System Based on Pulse Arrival Time," *IEEE J. Biomed. Heal. Informatics*, vol. 21, no. 5, pp. 1194–1205, 2017.
- [64] Hyun Jae Baek, Gih Sung Chung, Ko Keun Kim, and Kwang Suk Park, "A Smart Health Monitoring Chair for Nonintrusive Measurement of Biological Signals," *IEEE Trans. Inf. Technol. Biomed.*, vol. 16, no. 1, pp. 150–158, 2012.
- [65] W. B. Gu, C. C. Y. Poon, H. K. Leung, M. Y. Sy, M. Y. M. Wong, and Y. T. Zhang, "A novel method for the contactless and continuous measurement of arterial blood pressure on a sleeping bed," *Proc. 31st Annu. Int. Conf. IEEE Eng. Med. Biol. Soc. Eng. Futur. Biomed. EMBC 2009*, no. c, pp. 6084–6086, 2009.
- [66] K. K. Kim, Y. G. Lim, and K. S. Park, "The electrically non-contacting ECG measurement on the toilet seat using the capacitively-coupled insulated electrodes," *Conf. Proc. IEEE Eng. Med. Biol. Soc.*, vol. 4, pp. 2375–2378, 2004.
- [67] O. T. Inan, D. Park, S. Member, G. T. A. Kovacs, and L. Giovangrandi, "Multi-Signal Electromechanical Cardiovascular Monitoring on a Modified Home Bathroom Scale," in *33rd*
-

- Annual International Conference of the IEEE EMBS Boston, Massachusetts USA, August 30 - September 3, 2011*, 2011, pp. 2472–2475.
- [68] O. T. Inan, D. Park, L. Giovangrandi, and G. T. A. Kovacs, “Noninvasive measurement of physiological signals on a modified home bathroom scale,” *IEEE Trans. Biomed. Eng.*, vol. 59, no. 8, pp. 2137–2143, 2012.
- [69] “Amazon.com: Omron HBF-500 Body Composition Monitor with Scale: Health & Personal Care.” [Online]. Available: <https://www.amazon.com/Omron-HBF-500-Composition-Monitor-Scale/dp/B000KK02X0>. [Accessed: 03-Oct-2019].
- [70] C. Gonçalves, A. Ferreira da Silva, J. Gomes, and R. Simoes, “Wearable E-Textile Technologies: A Review on Sensors, Actuators and Control Elements,” *Inventions*, vol. 3, no. 1, p. 14, 2018.
- [71] M. Di Rienzo *et al.*, “Textile technology for the vital signs monitoring in telemedicine and extreme environments,” *IEEE Trans. Inf. Technol. Biomed.*, vol. 14, no. 3, pp. 711–717, 2010.
- [72] M. Di Rienzo *et al.*, “Applications of a textile-based wearable system for vital signs monitoring,” in *Annual International Conference of the IEEE Engineering in Medicine and Biology - Proceedings*, 2006, pp. 2223–2226.
- [73] J. Muhlsteff *et al.*, “Wearable approach for continuous ECG - and activity patient-monitoring,” *26th Annu. Int. Conf. IEEE Eng. Med. Biol. Soc.*, vol. 3, pp. 2184–2187, 2004.
- [74] Y. L. Zheng, B. P. Yan, Y. T. Zhang, and C. C. Y. Poon, “An armband wearable device for overnight and cuff-less blood pressure measurement,” *IEEE Trans. Biomed. Eng.*, vol. 61, no. 7, pp. 2179–2186, 2014.
- [75] T. Tamura, Y. Maeda, M. Sekine, and M. Yoshida, “Wearable Photoplethysmographic Sensors—Past and Present,” *Electronics*, vol. 3, no. 2, pp. 282–302, 2014.
- [76] R. C. Hutchinson, “Mobile Monitoring with Wearable Photoplethysmographic Biosensors,” no. June, 2003.
- [77] Y. Zheng, B. Leung, S. Sy, Y. Zhang, and C. C. Y. Poon, “A Clip-free Eyeglasses-based Wearable Monitoring Device for Measuring Photoplethysmographic Signals,” pp. 5022–5025, 2012.
- [78] Y. H. Shen, J. W. Zheng, Z. B. Zhang, and C. M. Li, “Design and implementation of a wearable, multiparameter physiological monitoring system for the study of human heat stress, cold stress, and thermal comfort,” *Instrum. Sci. Technol.*, vol. 40, no. 4, pp. 290–304, 2012.
- [79] J. J. P. C. Rodrigues *et al.*, “Enabling Technologies for the Internet of Health Things,” *IEEE Access*, vol. 6, no. January, pp. 13129–13141, 2018.
- [80] E. Nemati, M. Deen, T. Mondal, and W. G. Hale, “A Wireless Wearable ECG Sensor for Long-Term Applicat,” *IEEE Commun. Mag.*, vol. 50, no. 1, pp. 36–43, Jan. 2012.
- [81] G. Andreoni, C. E. Standoli, and P. Perego, “Wearable Monitoring of Elderly in an Ecologic Setting : the SMARTA Project,” *Sensors Appl.*, pp. 1–6, 2015.
- [82] J. H. Park, D. G. Jang, J. W. Park, and S. K. Youm, “Wearable sensing of in-ear pressure for heart rate monitoring with a piezoelectric sensor,” *Sensors (Switzerland)*, vol. 15, no. 9, pp. 23402–23417, 2015.
- [83] Y. Shu, C. Li, Z. Wang, W. Mi, Y. Li, and T. L. Ren, “A pressure sensing system for heart rate monitoring with polymer-based pressure sensors and an anti-interference post processing circuit,” *Sensors (Switzerland)*, vol. 15, no. 2, pp. 3224–3235, 2015.
- [84] S. Majumder, T. Mondal, and M. J. Deen, “Wearable sensors for remote health monitoring,” *Sensors (Switzerland)*, vol. 17, no. 1, 2017.
- [85] S. Patel, H. Park, P. Bonato, L. Chan, and M. Rodgers, “A review of wearable sensors and systems with application in rehabilitation,” *Journal of NeuroEngineering and Rehabilitation*, vol. 9, no. 1. BioMed Central Ltd, pp. 1–17, 2012.
- [86] P. Parihar and P. Neetu, “Health Surveillance System by Using Wearable Sensors,” vol. 3, no. 6, pp. 705–708, 2017.
- [87] E. Gaura, J. Kemp, and J. Brusey, “Leveraging knowledge from physiological data: On-body heat stress risk prediction with sensor networks,” *IEEE Trans. Biomed. Circuits Syst.*, vol. 7, no. 6, pp. 861–870, 2013.
- [88] R. Logier, A. Dassonneville, P. Chaud, and J. De Jonckheere, “A multi sensing method for robust measurement of physiological parameters in wearable devices,” *2014 36th Annu. Int. Conf. IEEE*

- Eng. Med. Biol. Soc. EMBC 2014*, pp. 994–997, 2014.
- [89] A. Dionisi, D. Marioli, E. Sardini, and M. Serpelloni, “Autonomous Wearable System for Vital Signs Measurement With Energy-Harvesting Module,” *IEEE Trans. Instrum. Meas.*, vol. 65, no. 6, pp. 1423–1434, 2016.
- [90] Y. S. Lin, S. C. Lee, Y. J. Chen, C. M. Huang, and H. Chiueh, “Live demonstration: A wireless multi-channel physiological signal acquisition system-on-chip for wearable devices,” *Proc. - 2016 IEEE Biomed. Circuits Syst. Conf. BioCAS 2016*, p. 128, 2016.
- [91] G. Appelboom *et al.*, “Smart wearable body sensors for patient self-assessment and monitoring,” *Arch. Public Heal.*, vol. 72, no. 1, p. 28, Dec. 2014.
- [92] N. Belgacem and S. Boumerdassi, “Mobile personal electrocardiogram monitoring system with patient location,” *Proc. 1st ACM Int. Work. Medical-grade Wirel. networks - WiMD '09*, p. 69, 2009.
- [93] Y. Khan, A. E. Ostfeld, C. M. Lochner, A. Pierre, and A. C. Arias, “Monitoring of Vital Signs with Flexible and Wearable Medical Devices,” *Adv. Mater.*, vol. 28, no. 22, pp. 4373–4395, 2016.
- [94] Y. Khan *et al.*, “Flexible Hybrid Electronics: Direct Interfacing of Soft and Hard Electronics for Wearable Health Monitoring,” *Adv. Funct. Mater.*, vol. 26, no. 47, pp. 8764–8775, 2016.
- [95] D. Teichmann, D. De Matteis, T. Bartelt, M. Walter, and S. Leonhardt, “A bendable and wearable cardiorespiratory monitoring device fusing two noncontact sensor principles,” *IEEE J. Biomed. Heal. Informatics*, vol. 19, no. 3, pp. 784–793, 2015.
- [96] “Hexoskin is a Bluetooth Shirt that Keeps Track of Your Vitals.” [Online]. Available: <https://crunchwear.com/hexoskin-is-a-bluetooth-shirt-that-keeps-track-of-your-vitals/>. [Accessed: 26-Aug-2019].
- [97] M. Weenk *et al.*, “Continuous Monitoring of Vital Signs Using Wearable Devices on the General Ward: Pilot Study,” *JMIR mHealth uHealth*, vol. 5, no. 7, p. e91, 2017.
- [98] R. Sinhal, K. Singh, and A. Shankar, “Estimating vital signs through non-contact video-based approaches: A survey,” in *International Conference on Recent Innovations in Signal Processing and Embedded Systems, RISE 2017*, 2017, pp. 139–141.
- [99] Q. Zhang, G. Q. Xu, M. Wang, Y. Zhou, and W. Feng, “Webcam based non-contact real-time monitoring for the physiological parameters of drivers,” in *4th Annual IEEE International Conference on Cyber Technology in Automation, Control and Intelligent Systems, IEEE-CYBER 2014*, 2014, pp. 648–652.
- [100] M. Villarroel, J. Jorge, C. Pugh, and L. Tarassenko, “Non-Contact Vital Sign Monitoring in the Clinic,” in *2017 IEEE 12th International Conference on Automatic Face & Gesture Recognition*, 2017, pp. 278–285.
- [101] M.-Z. Poh, D. McDuff, and R. Picard, “A medical mirror for non-contact health monitoring,” in *ACM SIGGRAPH 2011 Emerging Technologies on - SIGGRAPH '11*, 2011, vol. 18, no. 10, pp. 1–1.
- [102] P. Ming-Zher, M. Daniel J., and P. Rosalind W., “Advancements in Noncontact, Multiparameter Physiological Measurements Using a Webcam,” *IEEE Trans. Biomed. Eng.*, vol. 58, no. 1, pp. 7–11, 2011.
- [103] D. McDuff, S. Gontarek, and R. W. Picard, “Improvements in remote cardiopulmonary measurement using a five band digital camera,” *IEEE Trans. Biomed. Eng.*, vol. 61, no. 10, pp. 2593–2601, 2014.
- [104] S. Mukherjee, R. Breakspear, and S. D. Connor, “Demonstration paper: Wireless, non-contact driver’s ECG monitoring system,” in *Proceedings - Wireless Health 2012, WH 2012*, 2012, pp. 1–2.
- [105] F. Zhao, M. Li, Y. Qian, and J. Z. Tsien, “Remote Measurements of Heart and Respiration Rates for Telemedicine,” *PLoS One*, vol. 8, no. 10, pp. 1–14, 2013.
- [106] T. Hall *et al.*, “Non-Contact Sensor for Long-Term Continuous Vital Signs Monitoring : A Review on Intelligent Phased-Array Doppler Sensor Design,” *Sensors*, vol. 17, pp. 1–20, 2017.
- [107] S. Suzuki, T. Matsui, M. Kagawa, T. Asao, and K. Kotani, “An approach to a non-contact vital sign monitoring using dual-frequency microwave radars for elderly care,” *J. Biomed. Sci. Eng.*, vol. 6, pp. 704–711, 2013.

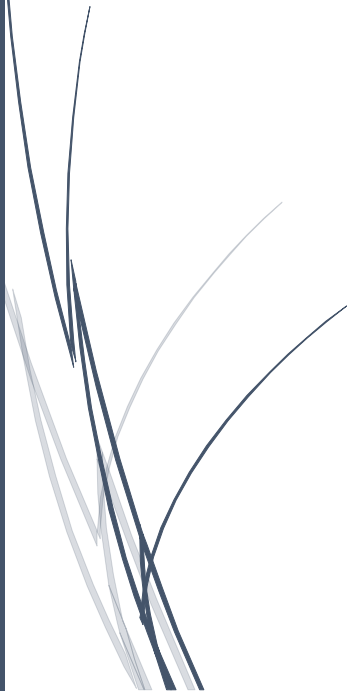
-
- [108] M. Garbey, N. Sun, A. Merla, I. Pavlidis, and S. Member, "Contact-Free Measurement of Cardiac Pulse Based on the Analysis of Thermal Imagery," *IEEE Trans. Biomed. Eng.*, vol. 54, no. 8, pp. 1418–1426, 2007.
- [109] M. Pierre, *Aide-mémoire électroniques Composants*, 5th ed. DUNOD, 2015.
- [110] R. Gupta, J. N. Bera, and M. Mitra, "Development of an embedded system and MATLAB-based GUI for online acquisition and analysis of ECG signal," *Measurement*, vol. 43, no. 9, pp. 1119–1126, 2010.
- [111] M. Engin, E. Çağlav, and E. Z. Engin, "Real-time ECG signal transmission via telephone network," *Meas. J. Int. Meas. Confed.*, vol. 37, no. 2, pp. 167–171, 2005.
- [112] J. Martinho, L. Prates, and J. Costa, "Design and Implementation of a Wireless Multiparameter Patient Monitoring System," *Procedia Technol.*, vol. 17, pp. 542–549, 2014.
- [113] J. Yair Enrique Rivera, "Development of a prototype arduino- mobile in area of telemedicine for remote monitoring diabetic people," in *Asia-Pacific Conference on Computer Aided System Engineering*, 2015, pp. 36–40.
- [114] N. Akshay and G. V. Krishna, "Design & Implementation of Real Time Bio-Signal Acquisition System for Quality Health Care Services for the Population of Rural India," in *IEEE International Conference On Recent Trends In Electronics Information Communication Technology*, 2016, pp. 1315–1319.
- [115] R. Zhao, Q. Li, and C. Li, "Design of wireless wearable multi parameter monitoring system based on GSM communication," in *Proceedings - 2016 IEEE International Symposium on Computer, Consumer and Control, IS3C 2016*, 2016, pp. 714–717.
- [116] A. Georges, R. Patrick, D. Pierre, Z. Mammeri, C. Éric, and E. Al., *Acquisition de données du capteur à l'ordinateur*, 3rd ed. Dunod, 2011.
- [117] D. Ibrahim, *Designing Embedded Systems with 32-Bit PIC Microcontrollers and MikroC*. Elsevier, 2014.
- [118] C. Otto, A. Milenković, C. Sanders, and E. Jovanov, "System architecture of a wireless body area sensor network for ubiquitous health monitoring," *J. Mob. Multimed.*, vol. 1, no. 4, pp. 307–326, 2006.
- [119] L. Benny P.L., T. Surapa, K. Rachel, and Y. Guang-Zhong, "Body sensor network—a wireless sensor platform for pervasive healthcare monitoring," in *the 3rd International Conference on Pervasive Computing*, 2005, pp. 77–80.
- [120] D. Eid, A. Yousef, and A. Elrashidi, "ECG Signal Transmissions Performance over Wearable Wireless Sensor Networks," in *Procedia Computer Science*, 2015, vol. 65, no. Iccmit, pp. 412–421.
- [121] V. G. Girhepunje and S. D. Chede, "Development of low power cardiac telemetry system," in *2015 International Conference on Communication Networks (ICCN)*, 2015, pp. 133–137.
- [122] X. Tang, C. Hu, and W. Lin, "Android Bluetooth multi-source signal acquisition for multi-parameter health monitoring devices," *2015 IEEE Int. Conf. Inf. Autom. ICIA 2015 - conjunction with 2015 IEEE Int. Conf. Autom. Logist.*, no. August, pp. 1790–1794, 2015.
- [123] M. O. H. D. Z. A. A. Li and Y. P. Radeep, "Design of Electronic Sensor for Blood Pressure Monitoring System Based on Zigbee Module System," vol. 03, no. 50, pp. 10200–10208, 2014.
- [124] B. Massot, "Conception, réalisation de capteurs non-invasifs ambulatoires et d'exocapteurs embarqués pour l'étude et le suivi de la réactivité émotionnelle," INSA de Lyon, 2011.
- [125] J. Zhang, P. V. Orlik, Z. Sahinoglu, A. F. Molisch, and P. Kinney, "UWB systems for wireless sensor networks," *Proc. IEEE*, vol. 97, no. 2, pp. 313–331, 2009.
- [126] W. P. Hung, C. H. Chang, and T. H. Lee, "Real-time and noncontact impulse radio radar system for μm movement accuracy and vital-sign monitoring applications," *IEEE Sens. J.*, vol. 17, no. 8, pp. 2349–2358, 2017.
- [127] J. Rodas, V. Barral, and C. J. Escudero, "Architecture for multi-technology real-time location systems," *Sensors (Switzerland)*, vol. 13, no. 2, pp. 2220–2253, 2013.
- [128] "Lannion. Li-fi : lumière sur une nouvelle technologie." [Online]. Available: <https://www.ouest-france.fr/bretagne/lannion-22300/lannion-li-fi-lumiere-sur-une-nouvelle-technologie-4611440>. [Accessed: 26-Jan-2019].
-

- [129] “L’hôpital de Perpignan adopte l’internet sans fil... par la lumière ! - 29/01/2018 - ladepeche.fr.” [Online]. Available: <https://www.ladepeche.fr/article/2018/01/29/2731396-hopital-perpignan-teste-internet-fil-lumiere.html>. [Accessed: 26-Jan-2019].
- [130] “Perpignan. L’hôpital installe le LiFi, l’Internet par ondes lumineuses.” [Online]. Available: <https://www.ouest-france.fr/region-occitanie/pyrenees-orientales/perpignan-l-hopital-installe-le-lifi-l-internet-par-ondes-lumineuses-5533264>. [Accessed: 26-Jan-2019].
- [131] P. Kumar and H. J. Lee, “Security issues in healthcare applications using wireless medical sensor networks: A survey,” *Sensors*, vol. 12, no. 1, pp. 55–91, 2012.
- [132] G. H. Zhang, C. C. Y. Poon, and Y. T. Zhang, “A Biometric Method to Secure Telemedicine Systems,” in *31st Annual International Conference of the IEEE EMBS Minneapolis, Minnesota, USA, September, 2009*, pp. 701–704.
- [133] S. Bao, Y. Zhang, and L. Shen, “Physiological Signal Based Entity Authentication for Body Area Sensor Networks and Mobile Healthcare Systems,” *Proc. 2005 IEEE Eng. Med. Biol. 27th Annu. Conf. Shanghai, China*, pp. 2455–2458, 2005.
- [134] A. Liu and N. Peng, “TinyECC : A Configurable Library for Elliptic Curve Cryptography in Wireless Sensor Networks,” in *2008 International Conference on Information Processing in Sensor Networks*, 2008, pp. 245–256.
- [135] C. Karlof, N. Sastry, and D. Wagner, “TinySec : A Link Layer Security Architecture for Wireless Sensor Networks,” in *Proceedings of the 2nd international conference on Embedded networked sensor systems*, 2004, pp. 162–175.
- [136] M. A. Sarijari, M. S. Abdullah, A. Lo, and R. A. Rashid, “Experimental Studies of the ZigBee Frequency Agility Mechanism in Home Area Networks,” in *3rd IEEE International Workshop on Global Trends in Smart Cities*, 2014, pp. 711–717.
- [137] I. Sc *et al.*, “Structured telephone support or non-invasive telemonitoring for patients with heart failure,” *Cochrane Database Syst. Rev. Struct.*, vol. 103, no. 4, pp. 255–257, 2017.
- [138] P. Finet, “Production et transmission des données de suivi des patients atteints de maladies chroniques dans un contexte de télémédecine et intégration dans un système d’information pour l’aide à la décision,” Université De Rennes 1, sous le sceau de l’Université Bretagne Loire pour, 2017.
- [139] A. Géron, *WiFi professionnel la norme 802.11, le déploiement, la sécurité*, 3rd ed. Dunod, 2009.
- [140] R. Flickenger, *Réseaux sans fil dans les pays en développement*, 2nd ed. Hacker Friendly LLC, 2009.
- [141] T. E. Norris *et al.*, “Low-bandwidth, low-cost telemedicine consultations in rural family practice,” *J. Am. Board Fam. Pract.*, vol. 15, no. 2, pp. 123–127, 2002.
- [142] W.-L. Liu, K. Zhang, C. Locatis, and M. Ackerman, “Internet-Based Videoconferencing Coder/Decoders and Tools for Telemedicine,” *Telemed. e-Health*, vol. 17, no. 5, pp. 358–362, 2011.
- [143] T. J. Broderick, B. M. Harnett, C. R. Doam, E. B. Rodas, and R. C. Merrell, “Real-time internet connections: Implications for surgical decision making in laparoscopy,” *Ann. Surg.*, vol. 234, no. 2, pp. 165–171, 2001.
- [144] D. Telemedecine, “Recommandations pour la mise en œuvre d’un projet de télémédecine: Déploiement technique : Urbanisation et infrastructure,” *Plan National De Déploiement De La Télémédecine (Française)*. pp. 1–93, 2012.
- [145] Q. Wang, P. Markopoulos, B. Yu, W. Chen, and A. Timmermans, “Interactive wearable systems for upper body rehabilitation: A systematic review,” *J. Neuroeng. Rehabil.*, vol. 14, no. 1, pp. 1–21, 2017.
- [146] M. Georgios Giannakakis and B. Ivan, “ECG Signal Recording , Processing and Transmission using a Mobile Phone,” in *the 1st ACM international conference on pervasive technologies related to assistive environments*, 2008, pp. 82–86.
- [147] C. Beck and J. Georgiou, “A body-worn multi-parameter monitoring platform for human vital signs acquisition,” in *IFMBE Proceedings*, 2016, vol. 57, pp. 848–852.
- [148] Microchip, “PIC18F4550/PIC18F2455/2550/4455/4550 Data Sheet,” p. 438, 2009.
- [149] “USB hardware.” [Online]. Available: https://en.wikipedia.org/wiki/USB_hardware#USB_On-

- The-Go_connectors. [Accessed: 05-Nov-2018].
- [150] J. Axelson, *USB Complete: Everything You Need to Develop Custom USB Peripherals*, 3rd ed. Lakeview Research, 2005.
- [151] A. Cazes and D. Joëlle, *Architecture et des systèmes des machines informatiques; Cours et exercices corrigés*, 3rd ed. DUNOD, 2008.
- [152] U. I. Forum, “Universal Serial Bus (USB) Device Class Definition for Human Interface Devices (HID),” 2001.
- [153] “Front Page | USB-IF.” [Online]. Available: <https://www.usb.org/>. [Accessed: 10-Oct-2019].
- [154] O. Koczan, *Réseaux d’entreprise par la pratique*. Eyrolles, 2004.
- [155] C. Servin, *Aide-mémoire de réseaux et télécoms*. Dunod, 2012.
- [156] G. PUJOLLE, “Architecture TCP / IP,” *Tech. l’Ingénieur*, no. H2288 v1, pp. 1–12, 1997.
- [157] C. Servin, *RÉSEAUX & TÉLÉCOMS*, 2nd ed. DUNOD, 2006.
- [158] G. Pujolle, *Initiation aux réseaux Cours et exercices*. EYROLLES, 2000.
- [159] J. Postel, “Internet Protocol(IP),” Information Sciences Institute University of Southern California 4676 Admiralty Way Marina del Rey, California 90291, 1981.
- [160] “Programmation réseau - Les sockets.” [Online]. Available: <https://www.commentcamarche.net/contents/1054-programmation-reseau-les-sockets>. [Accessed: 12-Oct-2019].
- [161] G. Ary, G. Zachary, and S. Alexei, *Goldberger’s Clinical Electrocardiography*. Elsevier, 2018.
- [162] M. Hasan, “Design of a PC-Based Electrocardiogram (ECG) Recorder as - Internet Appliance,” in *Applied Biological Engineering - Principles and Practice*, 2012, pp. 607–634.
- [163] M. Peter W., A. van Oosterom, O. Pahlm, P. Kligfield, M. Janse, and J. Camm, *Comprehensive Electrocardiology*. Springer-Verlag London, 2010.
- [164] Datasheet, *INAx126 MicroPower Instrumentation Amplifier Single and Dual Versions*. 2015.
- [165] B. B. Winter, S. Member, J. G. Webster, and S. Member, “Reductionl of Interference Due to Common Mode Voltage in Biopotential Amplifiers,” no. 1, pp. 58–62, 1983.
- [166] B. B. Winter and W. JOHN G., “Driven-Right-Leg Circuit Design,” *IEEE Trans. Biomed. Eng.*, vol. BME-30, no. 1, pp. 62–66, 1983.
- [167] P. Kyriacou, K. Budidha, and T. Y. Abay, “Optical Techniques for Blood and Tissue Oxygenation,” *Encycl. Biomed. Eng.*, no. January, pp. 461–472, 2018.
- [168] M. Jyothish Kumar and V. Arun Kumar, “Reflectance pulse oximetry using single light source,” *Procedia Eng.*, vol. 38, pp. 2484–2490, 2012.
- [169] H. Lee, H. Ko, and J. Lee, “Reflectance pulse oximetry: Practical issues and limitations,” *ICT Express*, vol. 2, no. 4, pp. 195–198, 2016.
- [170] I. Kellens, “Contribution a L’Exploration De La Force Respiratoire,” université Liège, Belgique, 2012.
- [171] P. H. Quanjer, “Become an Expert in Spirometry ;Technical features of spirometric measurements,” *Philip H. Quanjer*, 2017. [Online]. Available: <http://www.spirxpert.com/technical3.htm>. [Accessed: 07-May-2017].
- [172] M. R. Miller *et al.*, “Standardisation of spirometry,” *European Respiratory Journal*, vol. 26, no. 2, pp. 319–338, 2005.
- [173] C. Ribreau, M. BONIS, and J. BEAUFRONT, “Pressions usuelles dans les fluides Capteurs et transmetteurs,” *Tech. l’ingénieur.*, vol. R2042, pp. 1–36, 2011.
- [174] A. Amine Aissa Mokbil, M. Benabdellah, and M. Nasr Kaid Ali, “Design and development of a Tele-medical platform dedicated to remote monitoring of pulmonary function,” *EEA - Electroteh. Electron. Autom.*, vol. 66, no. 3, pp. 137–144, 2018.

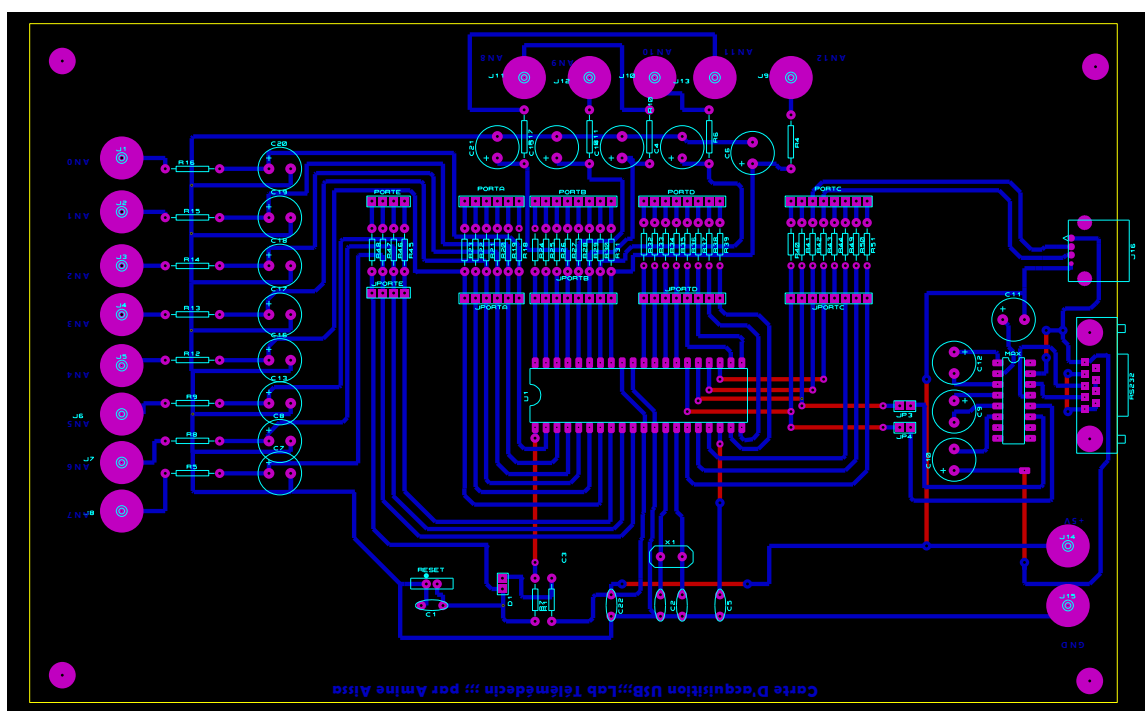
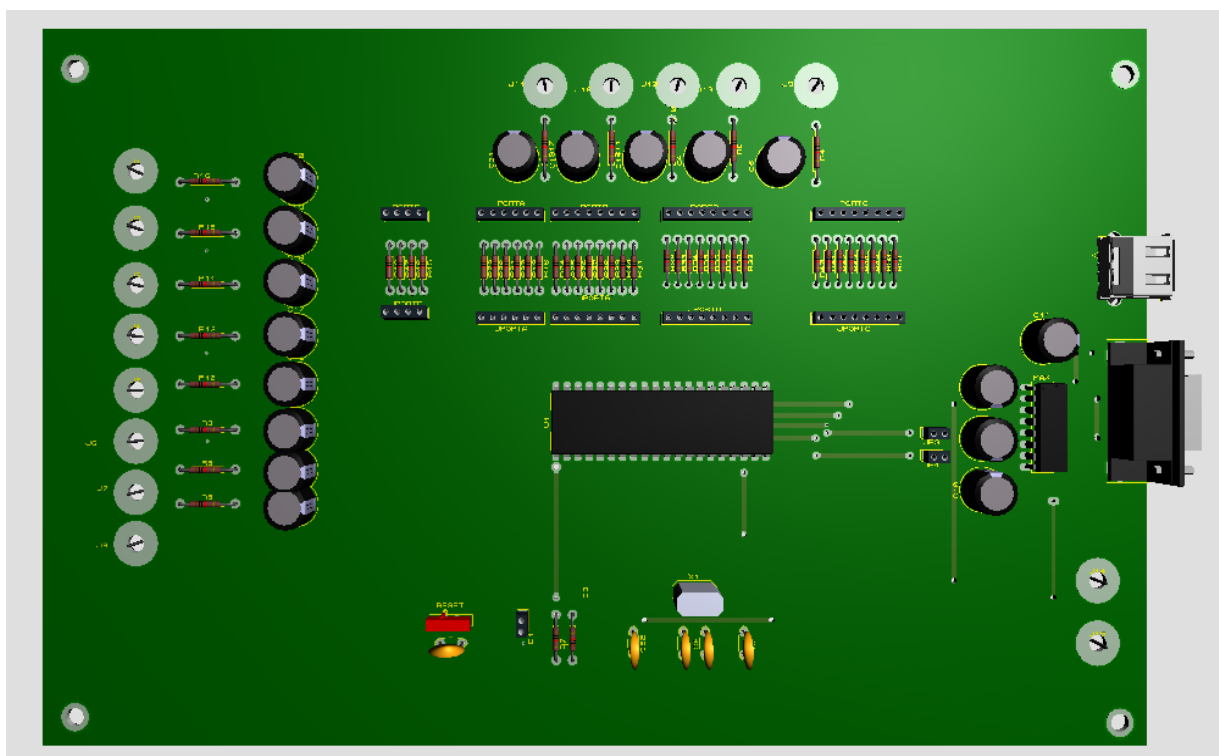


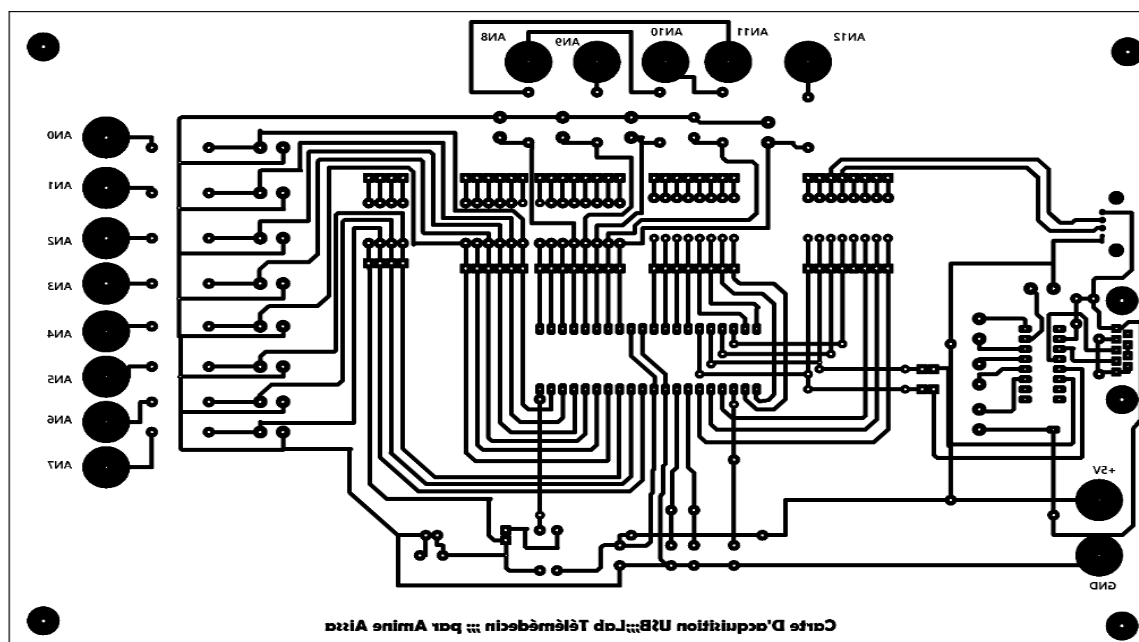
Annexes



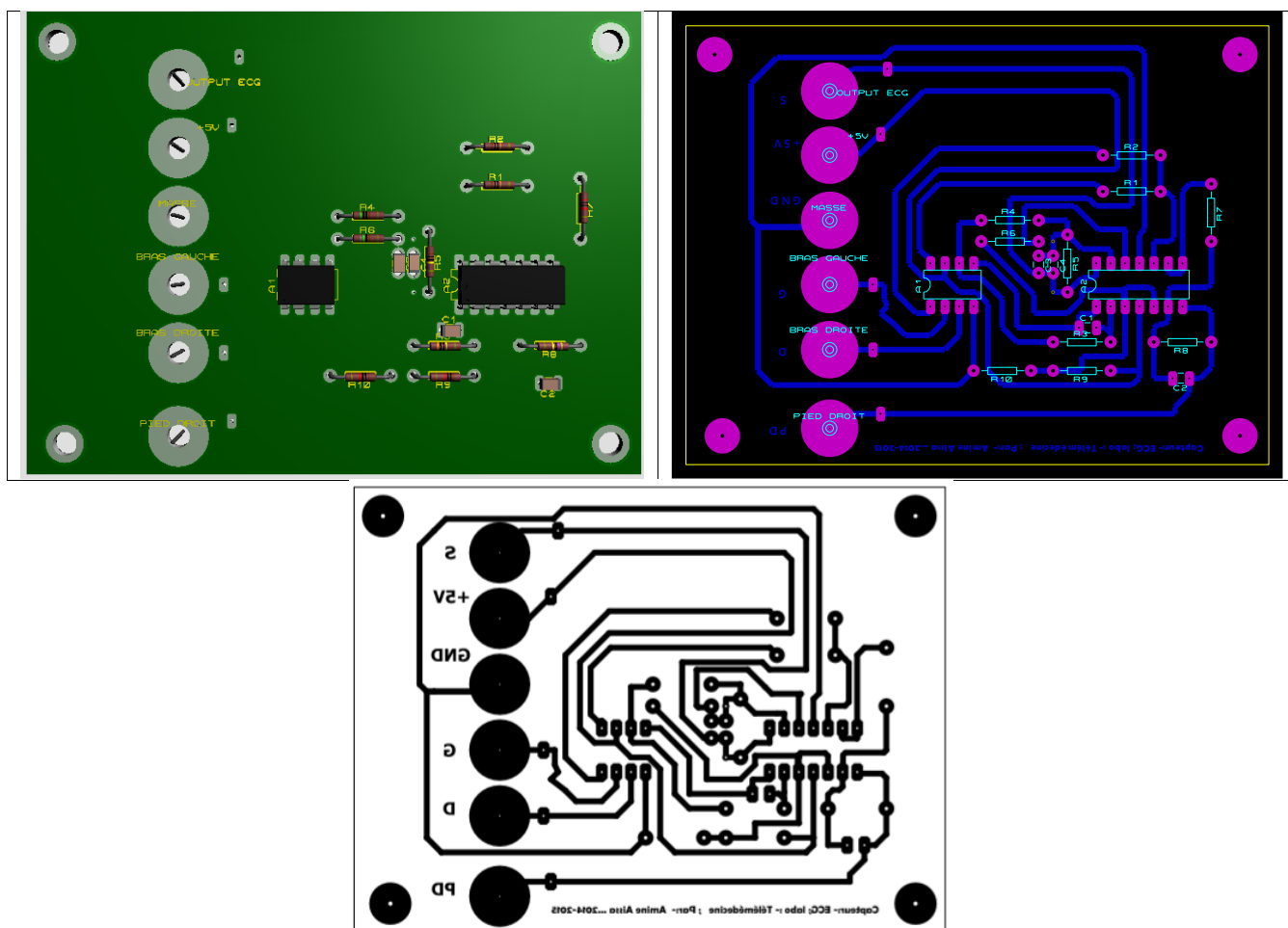
Annexe A : Les circuits imprimés et 3Ds des circuits réalisés

A.1 Circuit imprimés et 3D de la carte d'acquisition

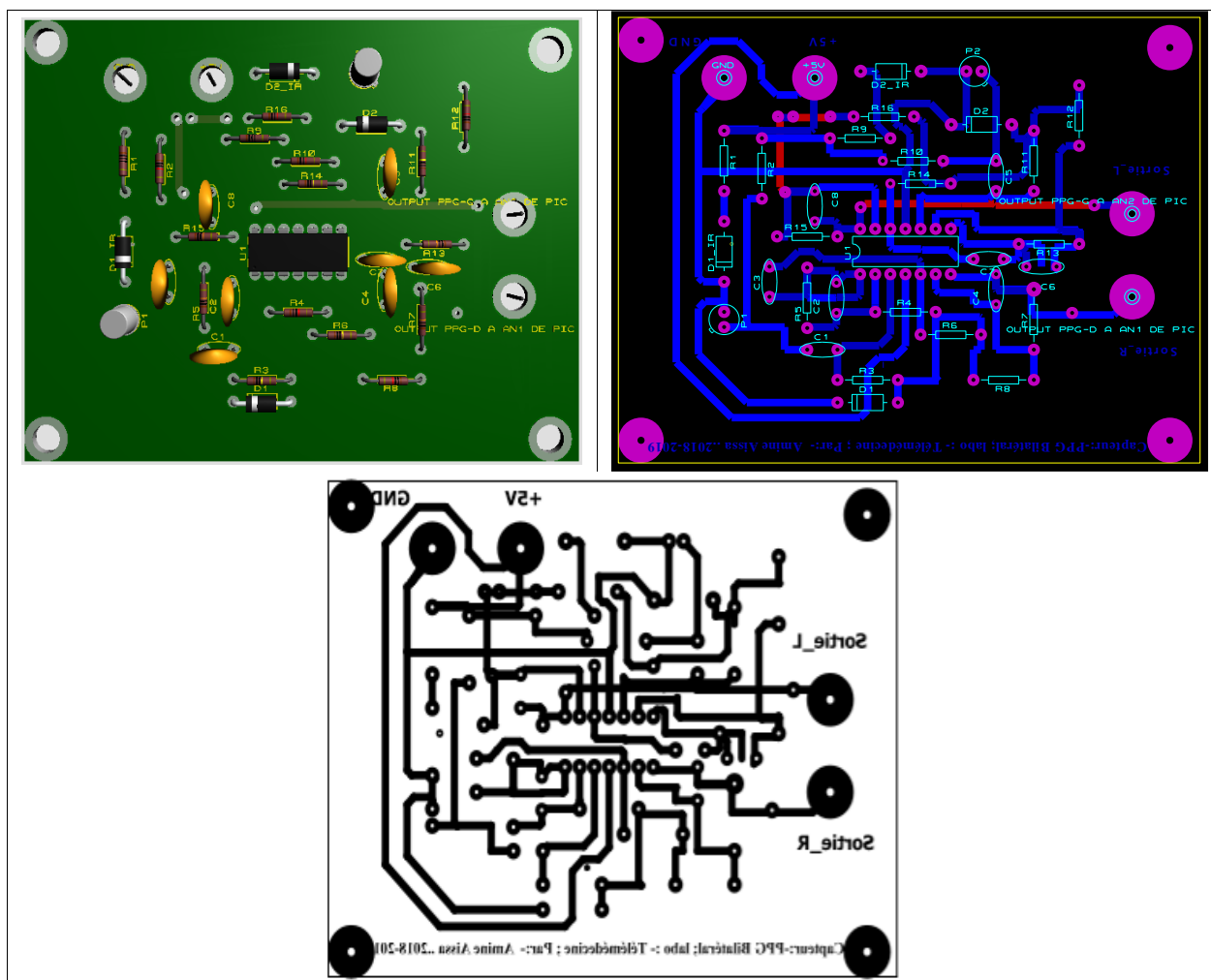




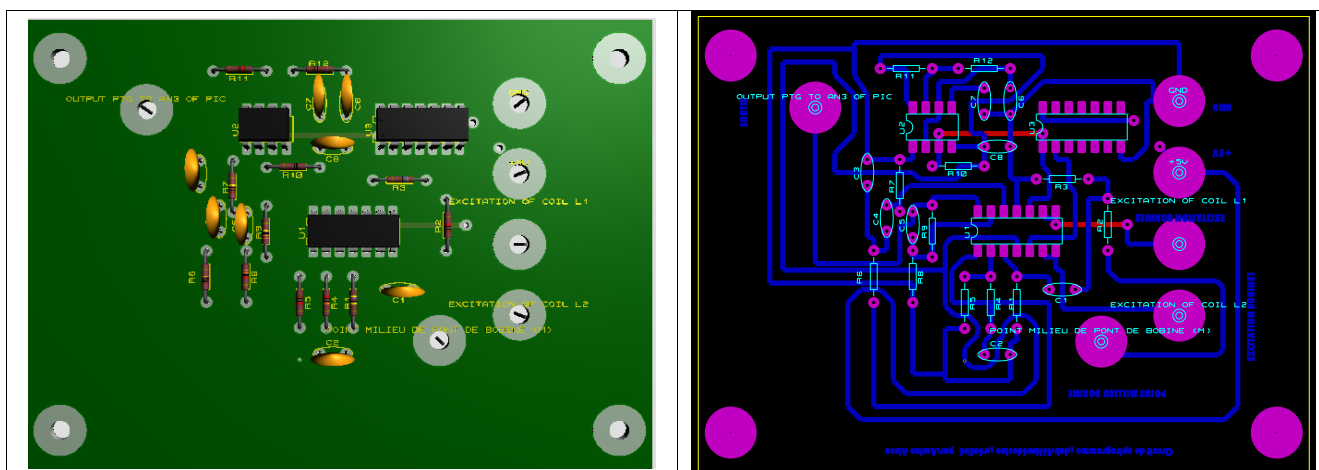
A.2 Circuits imprimés et 3D du capteur ECG



A.3 Circuits imprimés et 3D des capteurs PPG-D et PPG-G



A.1 Circuits imprimés et 3D du capteur PTG



دراسة وإنشاء منصة للرصد عن بعد للإشارات الحيوية القلبية والتنفسية في إطار بيوت الرعاية الصحية الذكية

ملخص

ان أمراض القلب والأوعية الدموية (CVD) ومرض الانسداد الرئوي (COPD) المزمنة هي الأكثر انتشارا في العالم وتعتبر السبب الأكثر شيوعا للوفاة. على الرغم من توفر الحلول الطبية التشخيصية و/أو العلاجية، إلا ان هناك مشاكل إضافية تتجاوز هذه الحلول وتتطلب حلولاً أخرى. تكنولوجيا المعلومات والاتصالات قدمت ومازالت تقدم العديد من الخيارات والخدمات لتحسين الرعاية الصحية، وبشكل خاص للمرضى الذين يعانون من هذه الأمراض. حيث ان المراقبة عن بعد للإشارات الفسيولوجية هي أداة مهمة لدعم اتخاذ القرار في التشخيص عن بعد. لقد اقترحنا وأنشأنا منصة رصد عن بعد للإشارات الفسيولوجية القلبية التنفسية، تكون موجودة في منزل المريض وتحتوي على خصائص الأجهزة الطبية وخصائص قياس الإشارات الحيوية. تتضمن هذه المنصة أربعة أجهزة استشعار طبية حيوية (حساس تخطيط إشارة القلب (ECG)، حساس تدفق الدم لإصبع اليد اليمنى (PPG-D) واخر لإصبع اليد اليسرى (PPG-G)، حساس تدفق الهواء من/الى الرئتين (PTG)) وبطاقة لاقتناء ونقل اشاراتهم في وقت واحد وفي الوقت الحقيقي إلى الكمبيوتر المحلي للمريض عن طريق بروتوكول USB. تعتمد بطاقة الاقتناء على المتحكم PIC18F4550. يتم تغذية جميع الدوائر الالكترونية بواسطة منفذ USB لجهاز الكمبيوتر الخاص بالمريض. على هذا الأخير، قمنا بتطوير واجهة رسومية أطلقنا عليها اسم IGP لعرض، وحفظ ومن ثم نقل هذه الإشارات، أيضا بوقت واحد وفي الوقت الحقيقي، عبر بروتوكول TCP/IP إلى الكمبيوتر الشخصي للطبيب البعيد. على هذا الأخير قمنا بتطوير واجهة رسومية أطلقنا عليها اسم IGM لاستقبال، وعرض وحفظ هذه الإشارات. توفر هذه الواجهات خيار إجراء محادثة نصية مباشرة بين المريض وطيبه.

كلمات مفتاحية

الإشارات الحيوية، حساس تخطيط كهربية القلب (ECG)، حساس تدفق الدم لإصبع اليد اليمنى (PPG-D)، حساس تدفق الدم لإصبع اليد اليسرى (PPG-G)، حساس تدفق الهواء من/الى الرئتين (PTG)، المراقبة عن بعد، منصة، متحكم PIC18F4550، USB، TCP / IP، واجهة رسومية للمريض (IGP)، واجهة رسومية للطبيب (IGM)، الوقت الحقيقي، جافا، فيجوال بيسك.

Study and realization of platform dedicated to the remote monitoring of cardiorespirographic vital parameters within the framework of the Health Smart Homes

Abstract

Cardiovascular disease (CVD) and chronic obstructive pulmonary disease (COPD) are the most prevalent in the world and are considered the most common cause of death. Despite the availability of diagnostic and/or therapeutic medical solutions, there are additional problems that go beyond these solutions and even require other solutions. Information and communication technology, having provided and continuing to offer many options and services for the improvement of health care, and more particularly for patients suffering from these diseases. Telemonitoring of the physiological signals is a very important tool for decision support and remote diagnosis. We have proposed and realized a platform for the Telemonitoring of cardiorespiratory physiological signals that can be present in the patient's home and contains the characteristics of biomedical devices and the measurement of vital signals. This platform includes four medical sensors (ECG, PPG-D, PPG-G, PTG) and a data acquisition card for acquiring and transmitting their signals to the patient's local PC under the USB protocol simultaneously in real time. The data acquisition card is based on the PIC18F4550 microcontroller. All the circuits of the developed board are powered by the USB port of the patient's PC. On this latter, we have developed a graphical interface that we have called IGP for displaying, saving and transmitting these signals, via the TCP / IP protocol, also simultaneously in real time, to the doctor's remote PC. On this one, we developed a graphical interface that we called it IGM for receiving, displaying and saving of these signals. These interfaces offer the option to perform a text chat between the patient and his doctor.

Keywords

Vital Signals, ECG, PPG, PTG, Remote Monitoring, Telemonitoring, Platform, PIC18F4550, USB, TCP/IP, Patient's Graphical Interface(PGI), Doctor's Graphical Interface(DGI), Simultaneously, Real Time, Java, Visual Basic.

Étude et réalisation d'une plateforme dédiée à la télésurveillance des paramètres vitaux cardio-respiratoires dans le cadre de l'Habitat Intelligent pour la Santé

Résumé

Les maladies cardiovasculaires (MCV) et le maladie bronchopneumopathie chronique obstructive (BPCO) sont les plus répandues dans le monde et sont considérées comme étant la cause de décès la plus fréquente. Malgré l'offre de solutions médicales diagnostiques et/ou thérapeutiques, il y a des problèmes supplémentaires dépassant ces solutions et exigeant même d'autres solutions. La technologie de l'information et de la communication, ayant fourni et ayant continu à offrir de nombreuses options et services pour l'amélioration des soins de santé, et plus particulièrement pour les patients souffrants de ces maladies. La Télésurveillance des signaux physiologiques représente un outil très important d'aide à la décision et la diagnostique à distance. Nous avons proposé et réalisé une plateforme de Télésurveillance des signaux physiologiques cardiorespiratoires qui peut être présente au domicile du patient et contenant les caractéristiques des dispositifs biomédicaux et de mesures des signaux vitaux. Cette plateforme comprend quatre capteurs médicaux (ECG, PPG-D, PPG-G, PTG) et une carte d'acquisition et de transmission de leurs données au PC local du patient sous le protocole USB, simultanément en temps réel. La carte d'acquisition est basée sur le microcontrôleur PIC18F4550. Tous les circuits de la carte développée sont alimentés par le port USB du PC du patient. Sur ce dernier, nous avons développé une interface graphique que nous l'avons appelée IGP pour l'affichage, la sauvegarde et la transmission de ces signaux, via le protocole TCP/IP, ainsi simultanément et en temps réel, au PC distant du médecin. Sur celui-ci, nous avons développé une interface graphique que nous l'avons appelée IGM pour la réception, l'affichage et la sauvegarde de ces données. Ces interfaces offrent l'option d'effectuer un chat textuel entre le patient et son médecin.

Mots clés

Signaux Vitaux, ECG, PPG, PTG, Télésurveillance, Plateforme, PIC18F4550, USB, TCP/IP, Interface Graphique du Patient (IGP), Interface Graphique du Médecin (IGM), Simultanément, Temps Réel, Java, Visual Basic.