



جامعة أبو بكر بلقايد - تلمسان

Université Abou Bakr Belkaïd de Tlemcen

Faculté de Technologie

Département de Génie Biomédical

Laboratoire de Recherche Génie Biomédical

Thèse pour l'obtention du Diplôme de

DOCTORAT en GENIE BIOMEDICAL

Spécialité : Electronique Biomédicale

Présentée par : NASR KAID ALI MOULHI

**EXPLORATION MULTIPARAMETRIQUE DU
SYSTEME CARDIOVASCULAIRE ET RESPIRATOIRE
PAR ETUDE CORRELATIVE DES SIGNAUX
PHYSIOLOGIQUES ECG, PPG ET PTG.**

Soutenu en juin 2019 devant le jury composé de :

M. BEREKSI REGUIG Fethi	Professeur à l'Université de Tlemcen	Président
M. KERAI Salim	MCA à l'Université de Tlemcen	Directeur de thèse
M. BENABDALLAH Mohammed	Professeur à l'Université de Tlemcen	Co- Directeur
M. MERAD Lotfi	Professeur ESSAT Tlemcen	Examineur
M. SOUIER Mahdi	MCA ESM Tlemcen	Examineur

2018-2019

بِسْمِ اللَّهِ الرَّحْمَنِ الرَّحِيمِ

وَقُلْ رَبِّ اجْعَلْ لِي آيَاتٍ مُّبِينًا

صدق الله العظيم

إهداء

إلى والدي الغالي، إلى والدي الحبيبة

إلى زوجتي وأولادي

إلى عائلتي الكريمة إلى كافة أصدقائي ...

Dédicace

À mon père, à ma mère

À ma femme et mes enfants,

À ma famille, et tous mes amis ...

Remerciements

Les travaux de cette thèse ont été réalisés au sein du Laboratoire d'Electronique Biomédical, Université de Tlemcen, Algérie.

Ma reconnaissance toute particulière est destinée au Pr. Benabdallah Mohammed, Professeur en Electronique Biomédicale à l'université de Tlemcen, pour m'avoir encadré tout au long de cette thèse, pour ses précieux conseils, ses encouragements et son soutien qui m'ont permis d'accomplir ce travail de recherche.

Je tiens également à remercier le Dr. Salim Kerai, Maitre de conférences en Electronique Biomédicale à l'université de Tlemcen, d'avoir assuré la direction de cette thèse, pour son soutien et ses conseils, pour ses remarques et suggestions lors de la réalisation de cette thèse. Je tiens à leur témoigner ici, à la fois ma reconnaissance et mon grand respect, et le plaisir d'avoir travaillé avec eux pendant ces années.

Je suis reconnaissant à Pr. Prekssi Raguigu Fethi, Professeur en Electronique Biomédicale à l'Université de Tlemcen, de présider le jury de ma thèse, ainsi qu'à Monsieur MERAD Lotfi, Professeur ESSAT Tlemcen, et à Monsieur SOUIER Mahdi, Maitre de conférences ESM Tlemcen, pour l'honneur qu'ils m'ont témoigné en acceptant d'être membre de mon jury de thèse.

Je remercie les membres du laboratoire GBM à l'Université de Tlemcen pour leur soutien et leur sympathie, pour l'accueil qu'ils m'ont réservé au sein de leur équipe et l'ensemble des techniciens du Laboratoire GBM et de Télémédecine qui m'ont permis d'effectuer mes travaux dans le domaine biomédical.

Enfin, je remercie chaleureusement tout ceux qui m'ont apporté leur soutien et leur aide dans les moments les plus difficiles de mon parcours universitaire et professionnel, je leur exprime le respect et la reconnaissance que j'ai pour eux, en particulier mon épouse et mes enfants Hassen et Hossain, mon père à qui je dédicace cette thèse.

ABREVIATIONS

La signification d'une abréviation est rappelée entre parenthèses lors de sa première apparition. Les sigles de la littérature scientifique les plus couramment rencontrés sont utilisés dans cette thèse : il est fréquent que des abréviations soient présentées en anglais, une traduction en français est dans ce cas proposée à chaque première occurrence.

ΔPEP	Variabilité respiratoire du temps de pré éjection
AOP	Amplificateur Opérationnel
bpm	Battements Par Minute
CAN	Conversion Analogique Numérique
CISC	Complexe Instruction Set Computer
CMOS	Complementary Metal Oxyde Semi-conductor
CNA	Conversion Numérique Analogique
CO₂	Dioxyde de Carbone
ECG	Électrocardiogramme
E/S	Entrées Sorties
E/B	Echantillonneur Bloqueur
EPROM	Effaceable Programmable Read Only Memory (mémoire flash)
EEPROM	Electrically Effaceable Programmable Read Only Memory (la plus récente)
FDM	Frequency Division Multiplexing
Hb	Hémoglobine réduit
HbO₂	Hémoglobine Oxygénée
HF	Hautes Fréquences
ITS	Intervalle de Temps Systolique
LED	Light Emission Diode
LVET	Temps d'Ejection Ventriculaire Gauche (en anglais : Left Ventricular Ejection Time)
LSB	Least Significant Bit
MSB	Max Significant Bit
PC	Computer post
PEP	Période de Pré éjection (en anglais Pre Ejection Period)

PI	Indice de Perfusion (en anglais : Perfusion Index)
PPG	Photopléthysmogramme
PPG-IR	Photopléthysmogramme d'absorption de la lumière Infrarouge
PPG-R	Photopléthysmogramme d'absorption dans la lumière Rouge
PTG	Pneumo Tachygraphe (courbe respiratoire)
PVI	Indice de Variabilité Pléthysmographique
RAM	Random Access Memory
RISC	Reduced Instruction Set Chip
ROM	Read Only Memory
RS232	Porte de transmission Série
SaO₂	Saturation artérielle en Oxygène
SpO₂	Saturation Pulsée en Oxygène
TDM	Time Division Multiplexing
TTL	Transistor-Transistor Logic
UART	Universal Asynchronous Receiver Transmitter
USART	Universal Synchronous Asynchronous Receiver Transmitter
VD	Ventricule Droit
VES	Volume d'éjection Systolique
VG	Ventricule Gauche
VS	Volume Systolique

Lexique de termes techniques :

Remplissage vasculaire : Le remplissage vasculaire ou expansion volémique est une technique médicale consistant à perfuser un soluté dans la circulation sanguine via une voie veineuse afin d'augmenter la volémie. Il existe deux classes principales de solutés, les cristalloïdes et les colloïdes. Cette thérapeutique est en principe administrée en urgence en cas d'hypovolémie au cours d'un choc, situation pouvant mettre en jeu le pronostic vital.

Ventilation mécanique : La ventilation mécanique est un terme médical pour la ventilation artificielle (en opposition à la ventilation spontanée) qui consiste à suppléer ou assister la respiration spontanée à l'aide d'une machine appelée « ventilateur ». Elle se pratique le plus souvent dans un contexte de soins critiques (médecine d'urgence ou réanimation) et d'anesthésie.

L'hémodynamique : L'hémodynamique (ou « dynamique du sang »), du grec haima, « le sang » et dunamis, dunamikos, « la force », est la science des propriétés physiques de la circulation sanguine en mouvement dans le système cardio-vasculaire.

Indice de perfusion : L'indice de perfusion (PI) est obtenu à partir de la courbe de pléthysmographie, cette dernière est basée sur les variations cycliques du volume sanguin. Elle présente une ondulation rapide synchrone de l'activité cardiaque, et une plus lente qui reflète les variations de retour veineux en fonction du cycle respiratoire.

Indice de variabilité de la Pléth : L'indice de variabilité de la pléth (PVI) est une mesure automatique des changements dynamiques de l'indice de perfusion.

Période de pré éjection : Il est défini par l'intervalle de temps séparant la dépolarisation ventriculaire (début du QRS sur l'ECG) du début de l'éjection ventriculaire gauche (ouverture de la valve aortique).

Temps d'éjection ventriculaire gauche : Il est défini par l'intervalle de temps systolique durant lequel le ventricule gauche éjecte du sang dans l'aorte (ouverture _ fermeture de la valve aortique).

Volume d'éjection systolique : Le volume d'éjection systolique (VES), est le volume de sang que le cœur éjecte à chaque battement (systole). Il est la plupart du temps exprimé en millilitres (mL). Il dépend d'une multitude de facteurs, notamment de la taille du cœur, de son remplissage, de la force et de la durée de la contraction et de la résistance à l'éjection du sang dans la circulation systémique.

Intervalles de temps systoliques : Périodes de contraction cardiaque qui comprend la contraction simultanée de deux oreillettes, suivie de celle des deux ventricules, et qui a pour objet de chasser le sang dans l'aorte et l'artère pulmonaire. Elles sont représentés par le période pré-éjectionnel (PEP), le temps d'éjection ventriculaire gauche (LVET) et leur rapport (PEP/LVET).

Microcontrôleur : un microcontrôleur est un circuit intégré qui rassemble les éléments essentiels d'un ordinateur: processeur, mémoires (mémoire morte pour le programme, mémoire vive pour les données), unités périphériques et interfaces d'entrées-sorties.

Table des matières

Remerciements.....	I
ABREVIATIONS	II
Lexique de termes techniques :	III
Introduction générale.....	1
Chapitre 1	6
PHYSIOLOGIE CARDIOVASCULAIRE ET RESPIRATOIRE.....	6
INTRODUCTION	6
1. PHYSIOLOGIE CARDIOVASCULAIRE.....	6
1.1. Le cœur.....	7
1.2. Le sang.....	8
1.3. Les vaisseaux sanguins	8
1.4. Circulation sanguine	9
1.4.1. Circulation pulmonaire	10
1.4.2. Circulation générale	11
1.4.3. Circulation artérielle	12
1.4.4. Circulation veineuse.....	13
1.4.5. Circulation capillaire	13
1.5. Resistance et débit sanguin.....	14
1.6. Pression sanguine	14
1.6.1. Pression artérielle.....	14
1.6.2. Pression veineuse.....	15
2. PHYSIOLOGIE RESPIRATOIRE.....	16
2.1. Les capacités ventilatoires	17
2.2. Les échanges gazeux	18
2.2.1. Les échanges gazeux au niveau pulmonaire.....	20
2.2.2. Les échanges gazeux au niveau tissulaire	21
3. SIGNAUX PHYSIOLOGIQUES.....	22
3.1. Etat de l'art.....	22
3.2. Potentiel d'action	23
3.3. Les signaux physiologiques et électro physiologiques que nous avons les explorés ...	24
3.3.1. Electrocardiogramme ECG.....	24
3.3.2. Photopléthysmogramme PPG.....	29
3.3.3. Pneumotachographe PTG.....	30
4. CYCLE RESPIRATOIRE ET INTERACTIONS CŒUR-POUMONS (APPLICATIONS CLINIQUES) .	31
4.1. Etat de l'art.....	31
4.2. Les indices hémodynamiques	36
4.2.1. L'indice de perfusion PI.....	37

4.2.2. L'index de variabilité de la pléth PVI	38
4.3. Les intervalles de temps systoliques ITS.....	40
4.3.1. Période de pré éjection (PEP).....	40
4.3.2. Temps d'éjection de ventricule gauche (LVET).....	41
4.3.3. Le rapport PEP/LVET.....	42
CONCLUSION	42
Chapitre 2	45
LES CAPTEURS ET PRINCIPES DE MESURE.....	45
INTRODUCTION	45
1. GENERALITE SUR LES CAPTEURS.....	45
1.1. Définition	45
1.2. Chaîne de mesure.....	46
1.3. Conditionnement du signal	47
1.4. Classification des capteurs	47
1.4.1. Capteur passif.....	48
1.4.2. Capteur actif.....	48
1.5. Principales caractéristiques d'un capteur	49
1.5.1. Etendue de mesure	49
1.5.2. Sensibilité.....	49
1.5.3. Précision.....	49
1.5.4. Rapidité.....	49
1.6. Choix d'un capteur	50
2. CAPTEURS DES SIGNAUX PHYSIOLOGIQUES	50
2.1. Capteur du signal ECG	51
2.1.1. Principe de mesure	51
2.1.2. Système de dérivation	51
2.1.3. Interface peau-électrodes	55
2.2. Capteur du signal PPG	56
2.2.1. Effet photo-électrique.....	56
2.2.2. Électroluminescente (Diode).....	57
2.2.3. Les photodiodes	58
2.2.4. Les phototransistors	59
2.2.5. Principe de fonctionnement du capteur photoplétysmographique	59
2.3. Capteur du signal PTG	63
2.3.1. Capteur à pression différentielle.....	64
2.3.2. Effet inductif	66
CONCLUSION	67

Chapitre 3	70
CONCEPTION ET REALISATION DU DISPOSITIF	70
INTRODUCTION	70
1. ÉLECTRONIQUE ASSOCIÉE AUX CAPTEURS	70
1.1. Electronique associée aux électrodes d'ECG.....	70
1.2. Electronique associée au capteur PPG	77
1.2.1. Montage électronique pour le capteur à LED-IR.....	78
1.2.2. Montage électronique pour le capteur à deux LED-R et IR.....	79
1.3. Electronique associée au capteur PTG	81
CONCLUSION.....	87
Chapitre 4	90
NUMERISATION ET TRANSMISSION DE DONNEES	90
INTRODUCTION	90
2. ACQUISITION ET NUMERISATION DE DONNEES	90
2.1. Structure d'une chaîne de mesure	92
2.2. La carte d'acquisition.....	93
2.2.1. Filtre anti-repliement	93
2.2.2. Multiplexage	94
2.2.3. Échantillonnage.....	95
2.2.4. Quantification.....	98
2.2.5. Conversion Analogique-Numérique	99
2.2.6. Circuit électronique de la carte d'acquisition	99
2.2.7. Microcontrôleur PIC16F876A.....	101
3. Transmission de données.....	114
3.1. L'USART.....	114
3.1.1. Emission	116
3.1.2. Réception	117
3.2. La vitesse de transmission	119
3.3. Algorithme d'acquisition.....	119
3.4. Liaison RS232	121
3.5. La conversion des niveaux	122
CONCLUSION.....	125
Chapitre 5	128
RESULTATS EXPERIMENTAUX ET INTERPRETATIONS.....	128
INTRODUCTION	128
1. Interprétation de signal ECG.....	128
1.1. Description des ondes constituant l'ECG.....	130
1.2. Observation de l'activité cardiaque	130
2. Interprétation de signal PPG.....	131

2.1. Signal PPG provenant de la lumière IR.....	131
2.2. Signal PPG provenant de la lumière R.....	132
2.3. Signal PPG provenant de deux lumière R et IR.....	133
2.4. Facteurs affectant le signal PPG	135
3. Interprétation de signal PTG.....	135
4. Enregistrement simultanée des trois signaux ECG, PPG et PTG.....	137
CONCLUSION.....	139
Chapitre 6	142
TRAITEMENT CORRELATIF ET ESTIMATION DES INDICES HEMODYNAMIQUES.....	142
INTRODUCTION	142
1. Estimations des indices hémodynamiques.....	143
1.1. L'indice de perfusion PI.....	144
1.2. L'indice de variabilité de la pléth PVI	145
1.3. La fréquence cardiaque	147
2. Les intervalles de temps systolique ITS	148
2.1. Le période de pré éjection PEP.....	149
2.2. Temps d'éjection ventriculaire gauche LVET	150
2.3. Ratio entre PEP et LVET (STR).....	151
CONCLUSION.....	152
Conclusion générale	154
Références Bibliographiques.....	158
Annexes	170

Table de figures

Figure 1. Différentes parties du cœur humain.	8
Figure 2. Division des artérioles en un ensemble de plus petits vaisseaux : les capillaires, les échanges d'O ₂ et de gaz CO ₂ s'effectuent dans ce réseau, le sang retourne ensuite au cœur par les veinules qui se regroupent et forment les veines.	9
Figure 3. Circulation pulmonaire et circulation systémique. Le côté gauche du cœur est la pompe de la circulation systémique, le côté droit est la pompe de la circulation pulmonaire.	12
Figure 4. Évolution de la pression dans la circulation sanguine. Le petit diamètre des artérioles entraîne une augmentation de la résistance périphérique qui induit une chute de la pression sanguine.	15
Figure 5 Le cœur et réseau de capillaires pulmonaires.....	16
Figure 6 Les capacités pulmonaires.....	18
Figure 7 Les alvéoles pulmonaire et les échange gazeux.....	20
Figure 8 Potentiel d'action.....	24
Figure 9 Séquence d'activation cardiaque.	25
Figure 10 Battement d'un ECG normal.....	25
Figure 11 Calcul simplifié de la fréquence cardiaque.....	28
Figure 12 Un exemple représentant la composante pulsatile d'un signal PPG où l'onde dicrote est visuellement identifiable.....	29
Figure 13 Un exemple de signal physiologique respiratoire.....	31
Figure 14 Variations respiratoires de l'hémodynamique cardiaque chez le patient ventilé mécaniquement.....	33
Figure 15 Effets hémodynamiques de l'insufflation mécanique. Le volume d'éjection du VG est maximum à la fin de l'insufflation et minimum 2 à 3 battements cardiaques plus tard, c'est à dire au cours de la phase expiratoire. Les variations cycliques du volume d'éjection VG sont essentiellement dues à la réduction expiratoire du volume d'éjection VG secondaire à la réduction inspiratoire de la précharge et du volume d'éjection du VD ^[164]	35
Figure 16 Courbe de Frank-Starling : La relation entre précharge ventriculaire (abscisse) et VES (ordonnée).	36
Figure 17 Représentation graphique du signal infrarouge, où AC représente l'absorption variable de la lumière infrarouge due au flux artériel pulsatile et DC représente l'absorption constante de la lumière infrarouge due à la peau et autres tissus.....	38
Figure 18 Représentation graphique du P _I max et P _I min sur l'amplitude de la courbe photopléthysmographique pendant un cycle respiratoire complet.....	39
Figure 19 Schématisation de la mesure de PEP et LVET, par un enregistrement simultané des tracés d'ECG et PPG.....	41

Figure 20 Définition d'un capteur.	46
Figure 21 Constitution d'une chaîne de mesure classique.....	47
Figure 22 Les types des captures.....	48
Figure 23 Dérivations unipolaires périphériques.....	52
Figure 24 Dérivations unipolaires précordiales.....	53
Figure 25 Dérivations standard (bipolaires).	54
Figure 26 Les électrodes d'ECG.	55
Figure 27 Schéma bloc d'un optocoupler à phototransistor NPN.....	56
Figure 28 Effet photoélectrique.....	57
Figure 29 Photodiode et phototransistor.....	59
Figure 30 Schéma bloc du capteur photopléthysmographique.	61
Figure 31 Absorption de la lumière par l'hémoglobine. Deux longueurs d'onde sont retenues pour former la saturation pulsée en oxygène : L'HbO ₂ absorbe plus dans les longueurs d'ondes Infrarouge (850 à 1000 nm) que l'Hb qui absorbe plus dans le spectre des longueurs d'ondes du Rouge (600 à 750 nm).	62
Figure 32 Composantes décrivant un signal photopléthysmographique. La partie variable traduit l'absorption de lumière engendrée par le sang artériel pulsé. La partie continue traduit l'absorption engendrée par les tissus et le sang veineux.....	62
Figure 33 Schéma représentatif de capteur respiratoire PTG à pression différentielle.....	64
Figure 34 Image réal de notre capteur PTG à pression différentielle.....	66
Figure 35 Schéma bloc du système réalisé ECG.....	71
Figure 36 Schéma électrique de détection d'ECG.....	73
Figure 37 Différents artéfacts à considérer durant la phase de filtrage analogique.	75
Figure 38 Schéma bloc général d'un photopléthysmographe.....	77
Figure 39 Montage électronique pour un capteur PPG à LED infrarouge.....	78
Figure 40 Montage électronique pour un capteur PPG à deux LEDs R et IR.	79
Figure 41 Circuit électronique d'un respirateur à pression différentielle.....	83
Figure 42 Circuit électronique complet de trois dispositifs réalisés d'ECG, PPG et de PTG.	86
Figure 43 Schéma bloc de structure d'une chaîne de mesure.....	92
Figure 44 Exemple d'une réponse d'un filtre anti-repliement.	93
Figure 45 Circuit multiplexeur numérique.....	94
Figure 46 Signal analogique échantillonné à 9Te.	95
Figure 47 Schéma électrique d'un échantillonneur bloqueur.....	97
Figure 48 (i) signal analogique (ii) signal échantillonné (iii) signal quantifié en trois bits.	98
Figure 49 Schéma électrique de la carte d'acquisition conçu avec le microcontrôleur PIC16F876A.....	100

Figure 50 Représentation d'un signal d'horloge.	101
Figure 51 Architecture interne de PIC16F873A/876A.....	103
Figure 52 Organisation de la mémoire programme.....	104
Figure 53 Organigramme de routine d'interruption.	109
Figure 54 Déroulement d'une Conversion.....	111
Figure 55 Communication série mode synchrone.....	115
Figure 56 Le port en transmission.	116
Figure 57 Le port en réception.	117
Figure 58 Algorithme proposé pour l'acquisition de données.....	120
Figure 59 Liaison série asynchrone.....	121
Figure 60 Transmission série asynchrone bit par bit.	122
Figure 61 L'organigramme de dialogue Hardware-Software.	124
Figure 62 Interface graphique montre la trace ECG (permet de visualiser 13.4s de tracé).....	129
Figure 63 Signal PPG provenant de la lumière Infrarouge.....	132
Figure 64 Signal PPG provenant de la lumière Rouge.....	133
Figure 65 Signal PPG provenant de capteur à deux sources lumineuses IR et R.....	134
Figure 66 Signal PTG obtenu représentant la fonction respiratoire.....	136
Figure 67 Enregistrement simultanée des trois signaux ECG, PPG et PTG.....	138
Figure 68 a. Plateforme électronique réalisé autour de microcontrôleur PIC16F876A, b. Enregistrement simultané des signaux ECG, PPG et PTG.....	139
Figure 69 Organigramme d'algorithme du calcul des indices P _{Imax} , P _{Imin} et P _{Vl}	145
Figure 70 Résultats d'estimations des indices hémodynamiques P _{Imin} , P _{Imax} et P _{Vl}	146
Figure 71 Organigramme de calcul des intervalles de temps systoliques.....	150
Figure 72 Résultats du calcul des intervalles de temps systoliques PEP, ΔPEP, LVET et STR. ...	151

Liste de tableaux

Table 1 Principes physiques de quelques capteurs passifs. 48
Table 2 Principes physiques de quelques capteurs actifs. 49
Table 3 Exemples des principaux matériaux des diodes. 58
Table 4 Exemple à quoi peut ressemblé un programme en langage machine. 92
Table 5 Table de vérité de sortie d'un multiplexeur 94
Table 6 L'accès aux différentes banques..... 105
Table 7 Temps de conversion d'un bit TAD (les cases grisées sont hors plage d'utilisation). 112



INTRODUCTION

Introduction générale

La surveillance des fonctions vitales de l'être humain par des nouvelles technologies présente un intérêt particulier, autant au niveau de la recherche scientifique qu'en milieu hospitalier. L'utilité de toute technique de monitoring hémodynamique est de procurer des informations fiables sur l'état cardiocirculatoire d'un patient en état de soins intensifs. Les données récoltées vont permettre au médecin de prendre des décisions thérapeutiques plus éclairées afin d'optimiser l'état hémodynamique du patient et d'améliorer son pronostic vital. Ce bénéfice pourrait s'expliquer par une optimisation de l'état circulatoire avec une meilleure perfusion des tissus périphériques et par la prévention de la survenue de complications.

L'estimation de la réponse à un remplissage vasculaire est une donnée qui devrait être acquise lors du monitoring cardiovasculaire d'un patient de soins intensifs. C'est pourquoi il convient de proposer des paramètres qui sont à même de déterminer, avant l'administration intraveineuse d'un soluté de remplissage, si un patient va augmenter ou non son débit cardiaque, et donc bénéficier ou non du remplissage intravasculaire ^[64].

Les indices dits hémodynamiques, comme la quantification des variations respiratoires de la courbe pléthysmographique, de la pression pulsée, celle du temps de pré-éjection et du temps d'éjection ventriculaire gauche ont été validés pour prédire les effets hémodynamiques d'une expansion volémique chez les patients ventilés mécaniquement sous sédation profonde.

L'amplitude de ces variations respiratoires du volume d'éjection ventriculaire gauche témoigne ainsi de la sensibilité des deux ventricules aux variations de précharge faisant suite à l'insufflation mécanique. C'est pourquoi, en pratique clinique, chez les patients sédatisés profondément et ventilés mécaniquement, la variabilité respiratoire du volume d'éjection ventriculaire gauche peut être évaluée, permettant ainsi de prédire la réponse au remplissage vasculaire ^[164].

Cette thèse a consisté en l'élaboration d'un travail de développement technologique. Sa contribution s'inscrit dans le cadre de la conception, la réalisation et la mise en œuvre d'un plateau technique dédié à l'enregistrement de trois signaux physiologiques différents en vue d'une exploration corrélative de la fonction cardiovasculaire et respiratoire. Son originalité réside dans la mise à la disposition du médecin d'outils d'analyse qualitative et

quantitative des différentes ondes constituant les différents signaux représentatifs de la fonction cardiovasculaire et ce sur le plan spatial et temporel.

Nos travaux de recherche se déclinent selon deux axes scientifiques distincts : le premier est d'élaboration d'un dispositif électronique permettant l'acquisition des trois signaux physiologiques Electrocardiogramme ECG (manifestations électrique du cœur), Photopléthysmogramme PPG (manifestations mécaniques du cœur) et Pneumotachographe PTG (représentatif de la fonction mécanique respiratoire). Tous ces signaux peuvent être recueillis sous forme électrique et enregistrés dans le PC. L'enregistrement simultané de ces trois signaux permet une meilleure appréhension du système cardiovasculaire du point de vue diagnostic et thérapeutique par le biais de développement d'algorithmes d'analyse corrélatoire des différents signaux ^[1]. Sachant que, la réalisation de ce dispositif à travers un ensemble de matériel et de logiciel à très bas coût. Le dispositif que nous élaborons s'inscrit dans la liste des appareils utilisés en cardiologie et en réanimation.

Le deuxième axe consiste en l'étude de la corrélation entre ces trois signaux par le développement d'un outil de calcul implémenté dans l'environnement Visual Basic pour évaluer les indices hémodynamiques utiles pour prédire la réponse au remplissage vasculaire chez les patients sous ventilation mécanique.

Nous avons aussi abordé l'implémentation d'algorithmes relatifs à la constitution d'une base de données de signaux grâce à l'archivage numérique des différents signaux sans quoi aucune analyse corrélatoire multiparamétrique n'est possible. Donc le plateau technique développé représente un très grand intérêt sur le plan clinique dans le domaine de l'exploration fonctionnelle cardiovasculaire à condition qu'il fasse l'objet d'une validation clinique par les praticiens de la médecine.

Les supports technologiques qui nous permettent la mise en œuvre du plateau technique sont :

- 1- L'environnement ISIS pour l'agencement de circuits électroniques.
- 2- L'environnement MPLAB pour la programmation en assembleur du microcontrôleur PIC16F876A chargé de la numérisation des signaux et de leurs transferts sous protocole RS232.
- 3- L'environnement Visual Basic pour l'interface de traitement numérique des signaux sur le plan analytique et corrélatoire.

Cette thèse est organisée comme suit :

Chapitre I : A fin de bien compréhension le contenu de cette thèse dans ce premier chapitre, nous dressons un état de l'art de la physiologie cardiovasculaire et respiratoire du corps humain. Ensuite, nous décrivons les interactions cœur-poumons comme une introduction pour l'évaluation des indices hémodynamiques.

Chapitre II : Nous nous intéressons dans un premier temps aux capteurs utilisés dans cette thèse afin de réaliser l'acquisition de données, nous examinons également les caractéristiques principales de ces capteurs et les principes physiques de mesure physiologique.

Chapitre III : Nous présentons tous les circuits électroniques associées aux différents capteurs. L'objectif étant de collecter les signaux physiologiques ECG (électrocardiogramme), PPG (photoplytésmogramme) et PTG (pneumotachographe) représentatif du système cardiovasculaire et respiratoire auquel nous allons nous intéresser dans le reste de ce document.

Chapitre IV : Nous nous intéressons à la numérisation et la transmission de données entre les capteurs et l'ordinateur s'effectue à l'aide de liaison série RS232. Nous décrivons la carte d'acquisition que nous avons développée afin d'assurer la communication Hardware et Software dans ce contexte.

Chapitre V : Nous présentons les résultats obtenus de l'expérimentation réalisée avec cette thèse. Nous décrivons les caractéristiques spatio-temporale des signaux ECG, PPG et PTG.

Chapitre VI : Nous dressons l'analyse d'inter corrélation entre les trois signaux ECG, PPG et PTG pour l'évaluation des indices hémodynamiques utilisant comme indicateurs pour prédire l'état de remplissage vasculaire chez les patients sous ventilation mécanique.

Conclusion: Nous concluons par un résumé de notre contribution qui a couvert certaines possibilités d'exploration multiparamétrique du système cardiovasculaire par étude corrélative des signaux physiologiques ECG, PPG et PTG à travers l'estimation des indices hémodynamiques.



CHAPITRE I

Afin de bien comprendre le contenu de cette thèse, dans ce premier chapitre, nous devons présentée au lecteur une brève présentation sur la physiologie du système cardiovasculaire et respiratoire.

1

Physiologie Cardiovasculaire et Respiratoire

Table des matières

PHYSIOLOGIE CARDIOVASCULAIRE ET RESPIRATOIRE	6
INTRODUCTION.....	6
1. PHYSIOLOGIE CARDIOVASCULAIRE	6
1.1. Le cœur.....	7
1.2. Le sang.....	8
1.3. Les vaisseaux sanguins	8
1.4. Circulation sanguine	9
1.5. Resistance et débit sanguin.....	14
1.6. Pression sanguine	14
2. PHYSIOLOGIE RESPIRATOIRE	16
2.1. Les capacités ventilatoires	17
2.2. Les échanges gazeux	18
3. SIGNAUX PHYSIOLOGIQUES	22
3.1. Etat de l'art.....	22
3.2. Potentiel d'action	23
3.3. Les signaux physiologiques et électro physiologiques que nous avons les explorés ...	24
4. CYCLE RESPIRATOIRE ET INTERACTIONS CŒUR-POUMONS.....	31
4.1. Etat de l'art.....	31
4.2. Les indices hémodynamiques	36
4.3. Les intervalles de temps systoliques ITS.....	40
CONCLUSION	42

Chapitre 1

PHYSIOLOGIE CARDIOVASCULAIRE ET RESPIRATOIRE

INTRODUCTION

Dans ce premier chapitre nous commençons par exposer le contexte général de l'étude, tout en rappelant, les connaissances fondamentales du système cardiovasculaire et respiratoire.

Il est divisé en deux parties distinctes : une présentation physiologique du système cardiovasculaire et respiratoire est présentée en première partie, notamment sur le fonctionnement électrique et mécanique du cœur humain. Elle décrit le fonctionnement général du système cardiovasculaire et respiratoire puis le fonctionnement du cœur et du système vasculaire, ses principales fonctions et ses composantes principales.

Dans la deuxième partie nous présentons de manière plus résumée, une description des signaux physiologiques et électro physiologiques utilisés (électrocardiogramme ECG, photoplytémogramme PPG et pneumotachographe PTG) représentatifs de celui-ci. Cette présentation se limite au strict nécessaire pour une bonne compréhension de la thèse, le lecteur intéressé par une approche médicale rigoureuse pourra se reporter aux nombreux ouvrages médicaux disponibles sur le sujet.

A la fin de ce chapitre, nous présentons quelques applications cliniques de l'interaction cœur poumons, et décrivons les paramètres hémodynamiques que nous avons évalués au niveau de cette thèse.

1. PHYSIOLOGIE CARDIOVASCULAIRE

Le système cardio-vasculaire, aussi appelé appareil circulatoire, il permet la circulation du sang et le transport de diverses substances à l'intérieur de l'organisme. Il transporte l'oxygène (O_2) et les nutriments aux cellules et élimine le dioxyde de carbone (CO_2) et les autres déchets. Il transporte également différents produits cellulaires comme les hormones, tout en contribuant au maintien de l'homéostasie (PH, thermorégulation, substances étrangères)^[1,2].

Le système cardiovasculaire est composé du sang, du cœur et de différents vaisseaux sanguins.

1.1. Le cœur

Le cœur est le premier et le plus important des organes vitaux ^[27]. Il est situé dans le thorax, entre les deux poumons, au-dessus du diaphragme sur lequel il repose. Il occupe là une loge cellulaire appelée médiastin antérieur.

Le cœur est un muscle stimulé par un circuit électrique, ce qui lui permet de pomper le sang qui irrigue tout notre corps ^[17]. Grâce à ce système électrique, le cœur se contracte à un rythme régulier, synchrone : les cellules s'activent de manière coordonnée et automatique. C'est le nœud sinusal, situé dans l'oreillette droite, qui régule les battements du cœur. De là, l'influx électrique chemine jusqu'aux ventricules par un tissu spécialisé appelé tissu nodal.

Les parties droite et gauche du cœur sont constituées chacune de deux cavités ou chambres séparées par des valvules.

- Oreillette : reçoit le sang provenant des veines, chambre de remplissage.
- Ventricule : éjecte le sang dans les artères, chambre hémodynamique.
- Valvules : forcent le sang à circuler dans une seule direction. Il existe deux types de valvules, auriculo-ventriculaires qui séparent les oreillettes des ventricules et artérielles qui séparent les ventricules des artères (Fig. 1.01) ^[1, 24].

Comme pour tous les muscles du corps, la contraction du cœur est provoquée par la propagation d'une impulsion électrique le long des fibres musculaires cardiaques induite par la dépolarisation des cellules musculaires. Dans le cœur, la dépolarisation commence au niveau des oreillettes du cœur (partie haute du cœur, Fig. 1.01) ^[19], induisant la systole qui est suivie d'une diastole (décontraction des oreillettes). L'impulsion électrique arrive ensuite au niveau des ventricules (partie basse du cœur, Fig. 1.01) ^[19] et provoque ainsi une dépolarisation quasi instantanée de l'ensemble du muscle ventriculaire, ce qui assure l'efficacité de la propulsion du sang. Cette contraction constitue la phase de systole ventriculaire, puis suit la diastole ventriculaire (décontraction du ventricule). Ensuite les fibres musculaires se repolarisent et reviennent ainsi dans leur état initial.

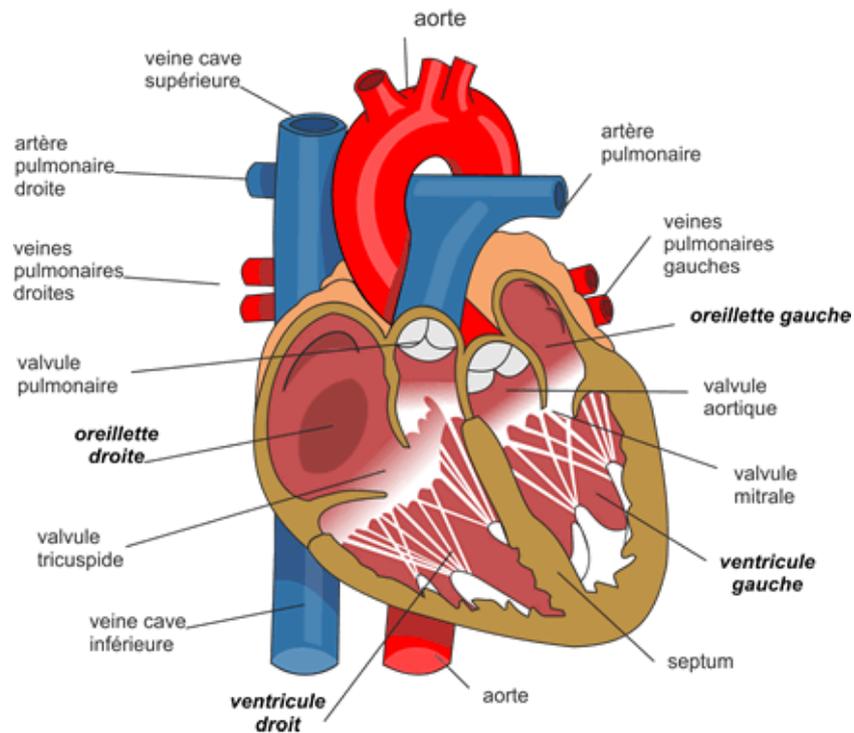


Figure 1. Différentes parties du cœur humain.

1.2. Le sang

Le sang est un liquide circulant dans les vaisseaux sanguins de l'organisme. Le volume sanguin total de l'homme est d'environ 5 litres et est proportionnel à la corpulence de la personne. Il est composé de cellules en suspension dans un liquide complexe jaune pâle appelé plasma (composé d'environ 45% de cellules, 55% de plasma) ^[170].

Les cellules sanguines sont divisées en 3 catégories :

- Les Globules Rouges appelés aussi hématies ou érythrocytes
- Les Globules Blancs appelés aussi leucocytes
- Les plaquettes appelés aussi thrombocytes

1.3. Les vaisseaux sanguins

Un vaisseau sanguin est un petit conduit qui transporte le sang dans tous les organismes (Fig. 1.02) ^[27]. On distingue les veines, qui transportent le sang des organes vers le cœur, les artères qui font le trajet inverse, du cœur vers les organes et les capillaires, très petits conduits, qui permettent la diffusion du sang à l'intérieur même des organes. L'ensemble de ces vaisseaux forme le système vasculaire. Un examen indolore permet de vérifier l'état de ces vaisseaux dans n'importe quelle partie du corps ^[3].

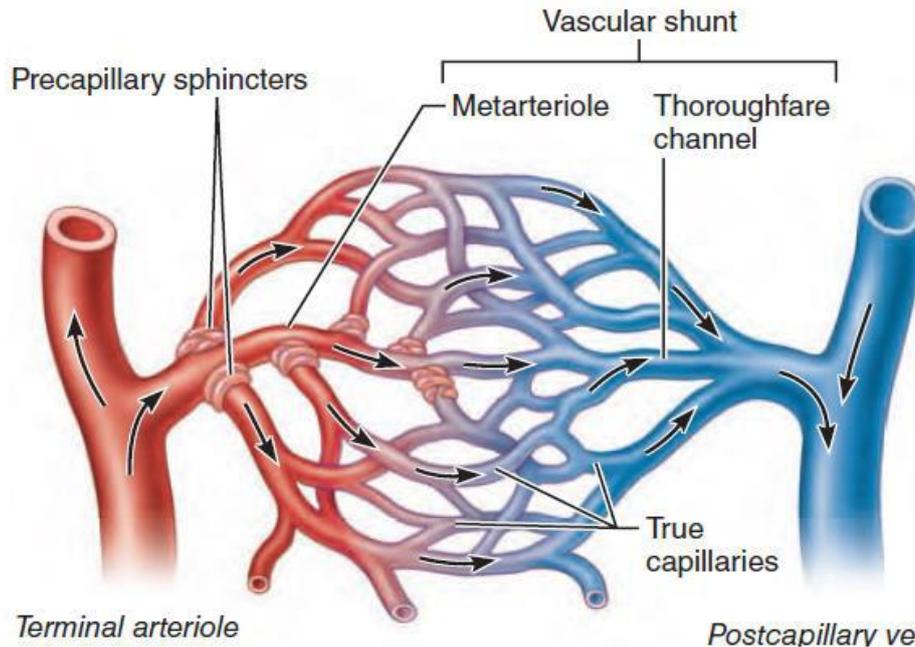


Figure 2. Division des artérioles en un ensemble de plus petits vaisseaux : les capillaires, les échanges d'O₂ et de gaz CO₂ s'effectuent dans ce réseau, le sang retourne ensuite au cœur par les veinules qui se regroupent et forment les veines.

Les artères qui transportent le sang en provenance du cœur se divisent elles-mêmes plusieurs fois jusqu'aux vaisseaux de plus en plus petits pour donner les artérioles (plus petites artères). Celles-ci se ramifient pour former le réseau capillaire, puis les capillaires se réunissent pour donner des veinules à partir desquelles le sang par les petites veines, puis les grosses veines, enfin les veines caves supérieure et inférieure gagnent le cœur droit ^[4]. Les veinules, puis les veines, convergent et fusionnent pour former les vaisseaux de plus en plus gros qui amènent le sang vers le cœur.

1.4. Circulation sanguine

La circulation du sang est le mouvement continu du sang qui se porte du cœur aux extrémités et revient des extrémités vers le cœur ^[5, 27].

L'ensemble des éléments qui interviennent dans la circulation sanguine ont des similarités avec les systèmes hydrauliques les plus courants. Typiquement, le cœur est assimilable à une pompe, les artères à des conduits qui font office de réservoir de pression en se dilatant puis en se recontractant au moment où le cœur propulse le sang, les artérioles à des résistances variables, les capillaires à des échangeurs et les veines à des conduits et réservoirs ^[27].

Du point de vue physiologique, on divise l'appareil circulatoire en deux grands systèmes. Le système à haute pression qui comprend le ventricule gauche (VG) en systole et le système

artériel. La pression y est d'origine dynamique, sa capacité est relativement faible, d'environ 5 000 à 6 000 ml, et il est peu extensible. Son rôle de distribution est rendu sélectif par la vasomotricité. Sa forte résistance hémodynamique est presque entièrement située à la sortie du système artériel, donc au niveau des artéioles. La vitesse du sang y décroît progressivement dans le sens centrifuge.

Le système à basse pression comprend les capillaires, les veines, le cœur droit, la circulation pulmonaire et l'oreillette gauche. La pression y est avant tout d'origine statique et l'influence de la pesanteur y est notable. Sa capacité est grande, environ 700 ml, et il est facilement extensible, ce qui lui confère un rôle de collecteur et de réservoir. Sa résistance hémodynamique est faible ^[6], la vitesse du sang y croît progressivement dans le sens centripète, sans jamais atteindre celle du système à haute pression.

Le sang, propulsé par le cœur, circule dans le corps par deux circuits distincts : dans les poumons (où il se charge en oxygène) et dans le reste du corps, (Fig. 1.03).

Le VG du cœur pousse dans l'aorte le sang qui provient de l'oreillette du même côté; de là, le sang par les artères, gagne les capillaires, où il devient sang veineux. Repris par les veines, il arrive par les deux veines caves dans l'oreillette droite, ayant parcouru la grande circulation ou *circulation générale* ^[20].

De l'oreillette, le sang veineux passe dans le ventricule droit (VD), d'où il est projeté dans les artères pulmonaires, puis, par les capillaires pulmonaires, il revient à l'oreillette gauche, ce nouveau cycle est celui de la petite circulation ou *circulation pulmonaire* ^[20], il ne diffère du premier qu'au point de vue fonctionnel ^[5].

1.4.1. Circulation pulmonaire

Circulation fonctionnelle par excellence, puisque son rôle essentiel est d'assurer les échanges gazeux entre le sang veineux et le gaz alvéolaire, à un niveau en permanence adapté aux besoins métaboliques de l'organe.

La circulation pulmonaire ^[7] démarre à l'instant où le VD propulse le sang pauvre en oxygène vers les poumons pour permettre le transfert gazeux entre oxygène O₂ et dioxyde de carbone CO₂.

Le sang oxygéné retourne ensuite dans l'oreillette puis le VG par le biais des veines pulmonaires pour pouvoir être de nouveau éjecté vers les organes à travers l'aorte.

Le sang quitte le cœur par l'artère pulmonaire, passe dans les réseaux des capillaires pulmonaires, où il y a des échanges de gaz avec l'air contenu dans les alvéoles pulmonaires puis retourne au cœur gauche par 4 veines pulmonaires (1.03).

Quelques importantes particularités doivent être mentionnées :

- La pression artérielle *pulmonaire* beaucoup plus faible que la pression artérielle *systémique (générale)*.
- Les échanges au niveau des capillaires pulmonaires se font essentiellement avec les alvéoles pulmonaires dans lesquelles le sang rejette du gaz carbonique et prélève de l'oxygène qui provient de l'air respiré.
- La pression capillaire pulmonaire représente la précharge du VG. Elle doit avoir un niveau optimal (entre 8 et 12 mmHg) pour que l'éjection ventriculaire gauche soit satisfaisante.

Il est important de noter que la *circulation pulmonaire* n'apporte pas l'oxygène et les nutriments nécessaires au bon fonctionnement des poumons.

1.4.2. Circulation générale

Elle comporte des artères, des capillaires, des veines et des lymphatiques.

La circulation *générale (systémique)* ^[16, 24], les artères transportent le sang à basse teneur en oxygène et les veines transportent le sang oxygéné.

La *circulation générale* ^[7], issue du cœur gauche, permet les échanges avec tous les autres organes. Le sang quitte le cœur par l'artère aorte, il est conduit dans les capillaires de tous les organes du corps, puis retourne au cœur droit par les veines caves, Fig.1.03.

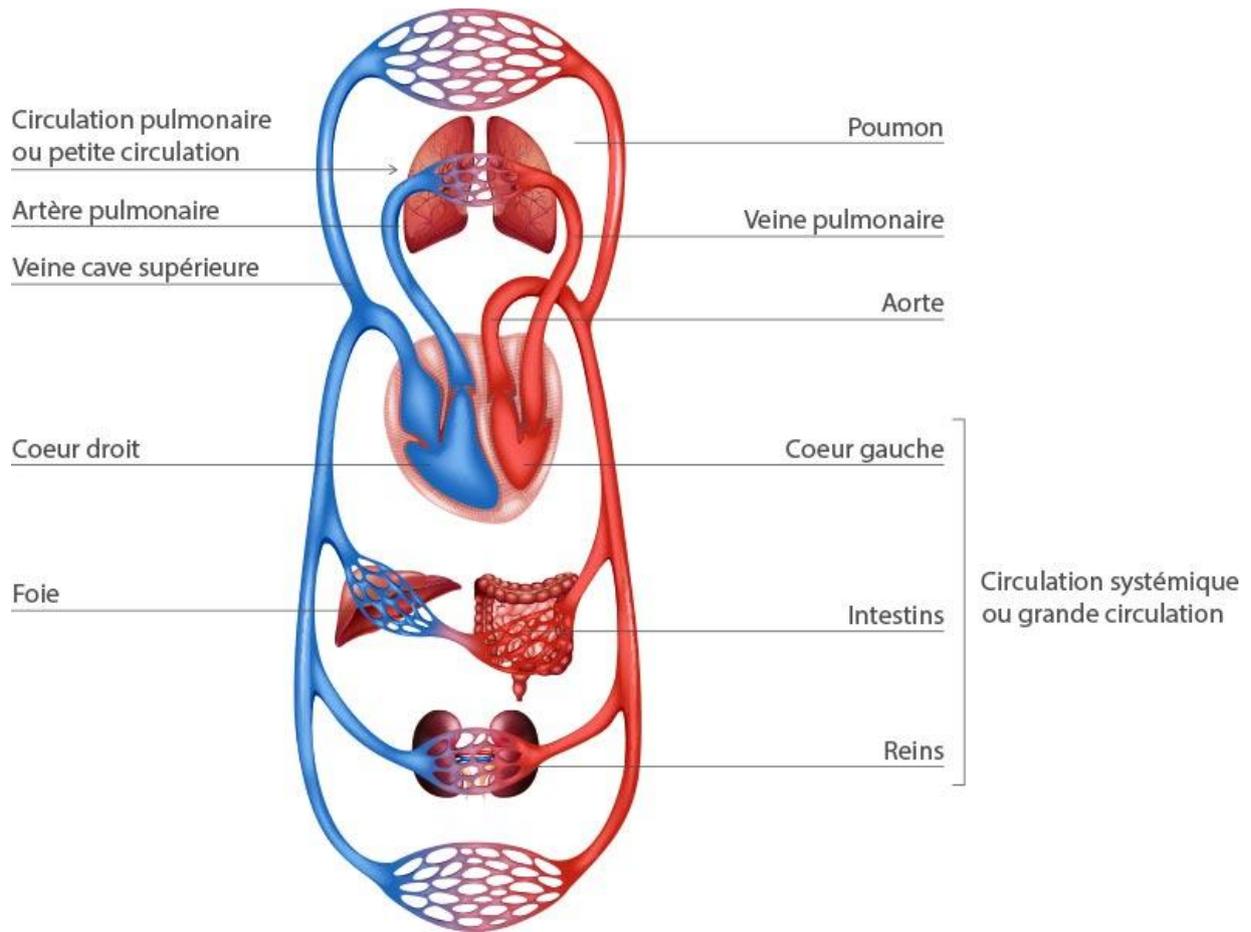


Figure 3. Circulation pulmonaire et circulation systémique. Le côté gauche du cœur est la pompe de la circulation systémique, le côté droit est la pompe de la circulation pulmonaire.

Une bonne alimentation, une pratique du sport et une bonne hygiène de vie sont importantes pour conserver un système circulaire ^[6] en bon état de fonctionnement, et limiter les risques de maladies cardio-vasculaires, d'athérosclérose et d'infarctus.

1.4.3. Circulation artérielle

Le sang lancé par le cœur dans les artères (le colore rouge Fig. 1.03) est à la pression de 180mmHg au voisinage de l'aorte, et de 100mmHg environ vers les capillaires. La pression sanguine subit de grandes oscillations dues aux mouvements respiratoires. Le système nerveux par les vaso-moteurs exerce aussi son influence. Le sang ne se meut pas par à-coups, l'élasticité des parois artérielles permet un écoulement continu, bien que non constant. La vitesse du sang est en moyenne de 200 mm par seconde. La systole ventriculaire produit dans les artères une ondulation qui est le pouls et qui s'étudie par les sphygmographes et plus simplement par le doigt appliqué sur l'artère radiale ^[5].

L'ensemble des artères systémiques, l'aorte et ses ramifications, est appelé système à haute pression. Le débit et la pression artérielle (tension artérielle) y sont fortement pulsatiles, cette dernière varie au cours du cycle cardiaque entre une valeur maximale (systolique) d'environ 125 mmHg chez un jeune adulte au repos, et une valeur minimale (diastolique) de 70 mmHg environ ^[16].

1.4.4. Circulation veineuse

Les veines assurent le retour du sang vers le cœur (le colore bleu, Fig. 1.03), le sang progresse dans les veines grâce à la petite différence de pression qui existe entre les capillaires et les oreillettes.

On invoque encore, pour expliquer la circulation veineuse : l'aspiration produite par le cœur au moment de la diastole, l'aspiration thoracique due à l'inspiration, les contractions des muscles, enfin, des valvules empêchent tout changement dans le cours du sang. Un globule sanguin peut parcourir la *grande circulation* en 24 secondes, et la *petite circulation* en 6 secondes ^[5, 16]. Le retour veineux doit être suffisant pour assurer un remplissage cardiaque (précharge) adéquat.

1.4.5. Circulation capillaire

Les capillaires ^[2, 10, 16] sont les plus petits vaisseaux sanguins (8 - 10 μm). Ce sont eux qui acheminent les substances (gaz, nutriments, hormones, etc.) du sang aux cellules (Fig. 1.02). Ils forment un réseau vasculaire extrêmement ramifié entre les artères et les veines dans l'interstitiel des organes. Leur paroi formée d'une membrane basale et d'une seule couche endothéliale permet les échanges d'eau, de gaz dissous, d'ions et de molécules entre le sang et les organes.

Les réseaux de capillaires sont le siège d'échanges importants au niveau de divers organes (poumons, intestins, muscles, etc.). Le calibre des capillaires peut augmenter au niveau d'un organe, ceci améliore le débit sanguin et facilite les échanges au niveau de cet organe.

Les capillaires s'unissent pour former des veinules puis des veines pulmonaires qui émergent des poumons en quatre grandes veines pulmonaires ramenant le sang oxygéné à l'oreillette gauche ^[24]. La circulation capillaire est absolument uniforme, le sang s'écoule des artères vers les veines à vitesse constante.

1.5. Resistance et débit sanguin

Le débit sanguin est exprimé en ml/min et correspond au volume de sang qui s'écoule dans les organes et les vaisseaux. Il est plutôt constant au repos mais peut localement évoluer en fonction des besoins. Le débit D est directement lié à la différence de pression sanguine ΔP et à la résistance artérielle périphérique R par la relation (1.1):

$$D = \frac{\Delta P}{R} \quad (1.1)$$

En d'autres termes, le débit augmente si la pression augmente ou si la résistance périphérique diminue. Le débit total à la sortie du cœur est égal à 5 l/min chez l'individu au repos, mais peut temporairement évoluer pour atteindre jusqu'à 30 l/min chez les athlètes en compétition ^[27].

1.6. Pression sanguine

Le système international définit le *Pascal* comme unité de pression, elle s'exprime néanmoins en millimètres de mercure (mmHg) dans le domaine médical en tant que pression exercée à 0 °C par une colonne de 1 millimètre de mercure. La pression correspond à la force exercée par le sang sur la surface du vaisseau sanguin, s'appelée pression sanguine. La pression est élevée près du cœur et diminue fortement pour devenir quasiment nulle dans les capillaires sanguins (Fig. 1.04) ^[37]. La chute de pression la plus remarquable se produit au niveau des artérioles qui réalisent la jonction entre les artères et les capillaires.

La résistance des artérioles est modulée par le système nerveux autonome qui peut modifier leur taille. Les différences de pression permettent la circulation du sang dans l'organisme, les déplacements s'effectuant toujours de la zone où la pression est la plus haute vers celle où la pression est la plus basse ^[27].

1.6.1. Pression artérielle

La pression artérielle au niveau de l'aorte et des artères oscille entre une valeur haute induite par la contraction du cœur lors de la *systole* et une valeur basse induite par le retour à la position initiale des artères élastiques lors de la *diastole*. Chez l'adulte en bonne santé, la pression artérielle atteint son maximum aux alentours de 120 mmHg pendant la systole et chute à environ 80 mmHg pendant la diastole (Fig. 1.04). Ces variations de pression font que l'écoulement de sang est pulsatile dans les artères ^[27].

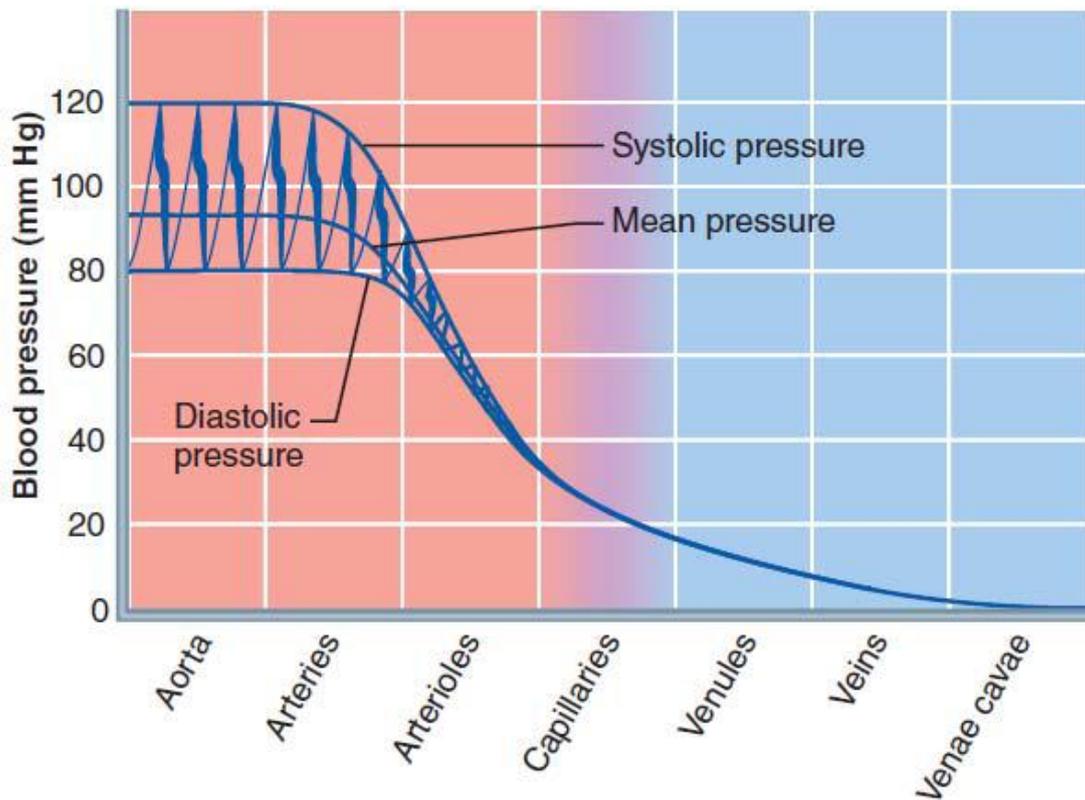


Figure 4. Évolution de la pression dans la circulation sanguine. Le petit diamètre des artérioles entraîne une augmentation de la résistance périphérique qui induit une chute de la pression sanguine.

Le cœur et les poumons étant relativement proches, la pression artérielle du circuit pulmonaire est beaucoup plus faible que celle du circuit cardiovasculaire. Elle est environ égale à 24 mmHg lors de la systole et chute à environ 8 mmHg lors de la diastole chez l'adulte en bonne santé.

1.6.2. Pression veineuse

À hauteur du VG et de l'aorte, la pression moyenne est d'environ 100 mmHg et diminue progressivement pour atteindre quasiment 0 mmHg au niveau de la veine cave et de l'oreillette droite (Fig. 1.04). Cette chute de pression entraînée par les artérioles et le réseau capillaire implique que l'écoulement du sang dans les veines est continu. Néanmoins, la pression veineuse des extrémités basses du corps est bien trop faible pour permettre de naturellement faire remonter le sang vers le cœur^[27].

2. PHYSIOLOGIE RESPIRATOIRE

Sont ici résumées quelques notions essentielles à l'abord des explorations fonctionnelles respiratoires. La respiration ^[11, 22] est une des fonctions vitales de l'organisme, le fonctionnement de tous les organes du corps dépend du bon échange d'oxygène et de gaz carbonique. Une bonne respiration est une condition essentielle au bien-être de chacun. À l'intérieur du corps humain, aucun organe ne peut exercer ses fonctions sans être alimenté en oxygène.

La fonction du système respiratoire ^[6] est d'assurer l'hématose (apport d'O₂, élimination du dioxyde de carbone CO₂). Cette fonction implique le transport (convection) de l'air ambiant jusqu'aux alvéoles, siège des échanges gazeux au travers de la membrane alvéolo-capillaire par diffusion pour partie (transfert alvéolo-capillaire) ^[56] (Fig. 1.05) ^[24].

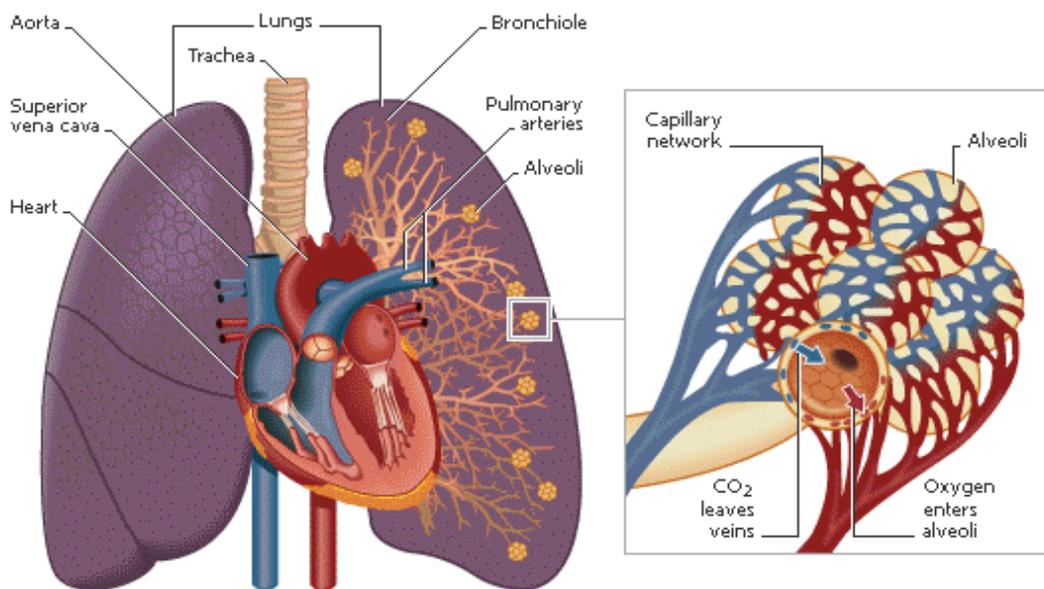


Figure 5 Le cœur et réseau de capillaires pulmonaires.

L'inspiration et l'expiration, deux mouvements qu'on répète des millions de fois dans notre vie, permettent à l'oxygène de parvenir à nos cellules et au gaz carbonique, d'être éliminé.

Le système respiratoire ^[6] humain se divise en trois grandes parties : les voies respiratoires, les muscles impliqués dans la respiration et les poumons.

Les poumons englobent les bronches, les bronchioles, les lobes, les vésicules pulmonaires et les alvéoles pulmonaires. Leur fonction est d'assurer les échanges qui se produisent entre l'air et le sang. Il n'y a aucun muscle dans les poumons.

Le poumon a, sur le plan fonctionnel, la propriété essentielle de permettre les échanges gazeux avec l'air. L'O₂ pris dans l'air ambiant est transféré au sang où il se lie en grande partie à l'hémoglobine, le CO₂ produit par les cellules est quant à lui transporté par le sang aux poumons où il est libéré^[55, 56].

2.1. Les capacités ventilatoires

Les trois déterminants de la capacité ventilatoire sont^[56] :

1. Les voies aériennes qui vont opposer une résistance à l'écoulement d'air.
2. La distensibilité (compliance) du système respiratoire dont va dépendre le gain de volume du poumon lors de l'inspiration.
3. L'effort musculaire réalisé pour assurer cette ventilation (mouvement respiratoire).

La figure (1.06)^[15] représente la capacité pulmonaire courante et résiduelle.

Les volumes non mobilisables dits statique. C'est trois volumes sont la capacité pulmonaire totale (CPT), la capacité résiduelle fonctionnelle (CRF) et le volume résiduel (VR). Ces volumes sont non mobilisables car ils comprennent tous le VR, volume gazeux présent dans les poumons à la fin d'une expiration forcée et donc non mesurable par mobilisation. Ces volumes sont aussi dits statiques car ils sont situés à un moment du cycle respiratoire où le débit est nul théoriquement.

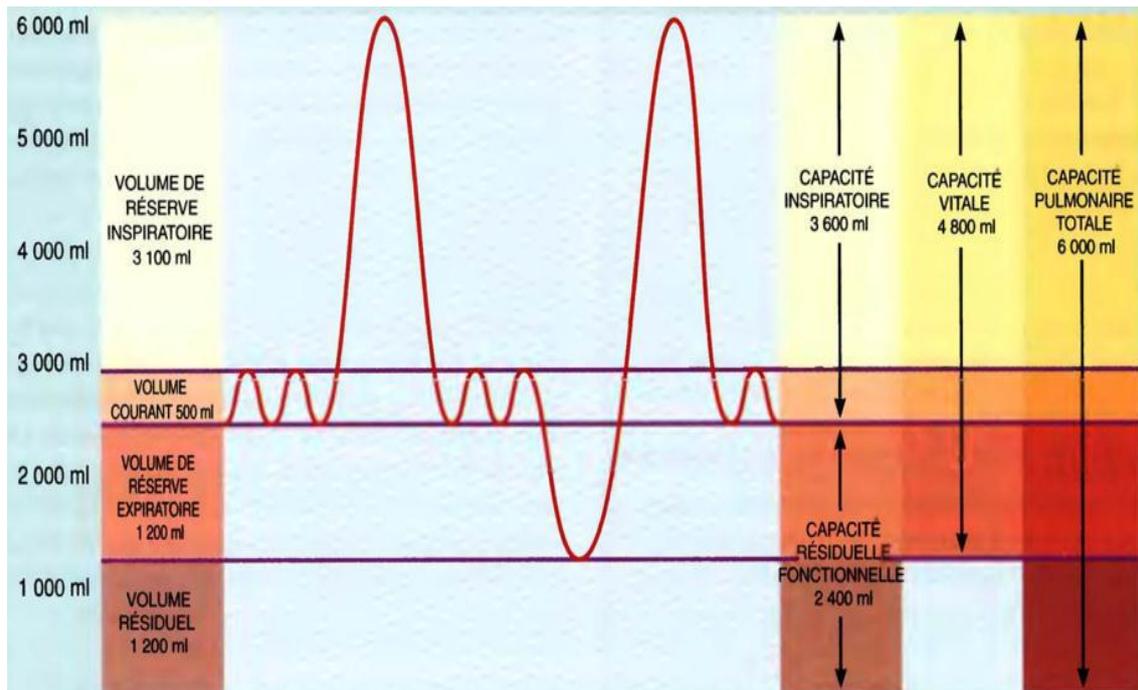


Figure 6 Les capacités pulmonaires.

Le volume courant (Volume Tidal, VT) inspiratoire ou expiratoire est le volume déplacé pendant la ventilation normale.

La capacité résiduelle fonctionnelle (CRF) est la somme de volume de réserve expiratoire (VRE) et VR. C'est donc le volume de gaz qui reste dans les poumons à la fin d'un VT expiratoire normal. L'augmentation de la CRF permet de définir la distension thoracique ^[55, 56].

- $VT + VRI = CI$ (capacité inspiratoire) = 3 600 ml.
- VT : volume courant, VRI : volume de réserve inspiratoire.
- $VR + VRE = CRF$ (capacité résiduelle fonctionnelle) = 2 400ml.
- VR : volume résiduel, VRE : volume de réserve expiratoire.
- $VRI + VT + VRE = CV$ (la capacité vitale) = 4800 ml.
- La somme de tous les volumes = CPT : capacité pulmonaire totale = 6 000 ml ^[20, 55, 56].

2.2. Les échanges gazeux

Quelques lois physiques utiles :

- **Loi de Boyle**

Suivant la loi de Boyle ^[58-60], le volume d'un gaz varie inversement à la pression.

- **Loi de Charles**

Selon la loi de Charles ^[59], le volume d'un gaz est directement proportionnel à la température, en supposant que la pression reste constante.

La pression initiale est maintenue, et le volume augmente proportionnellement à l'augmentation de la température. Lorsque les gaz entrent dans les poumons réchauffés, ils se dilatent, entraînant l'augmentation du volume pulmonaire.

- **Loi de Dalton**

Selon la loi de Dalton ^[60, 61], chaque gaz présent dans un mélange de gaz exerce son propre pression, indépendamment des autres gaz, la pression d'un gaz spécifique dans un mélange, elle correspond à p .

L'air atmosphérique est un mélange de plusieurs gaz (oxygène, gaz carbonique, azote, vapeur d'eau, ainsi qu'un certain nombre d'autres gaz présents en quantités minimales et négligeables). Nous pouvons déterminer la p exercée par chaque gaz du mélange en multipliant le pourcentage du gaz dans le mélange par la pression totale du mélange.

- **Loi de Henry**

La capacité d'un gaz de se maintenir en solution dépend de sa *pression* et de son *coefficient de solubilité*, c'est-à-dire de son attraction physique ou chimique pour l'eau.

Le coefficient de solubilité du gaz carbonique est élevé (0,57), celui de l'oxygène l'est moins (0,024), et celui de l'azote encore moins (0,012).

Plus la pression partielle exercée par un gaz sur un liquide est élevée et plus le coefficient de solubilité est élevé, plus le gaz aura tendance à rester en solution.

La loi de Henry ^[60] explique deux conditions dues aux changements de la solubilité de l'azote dans les liquides corporels.

Même si l'air que nous respirons contient environ 79 % d'azote, ce gaz n'a aucun effet connu sur les fonctions corporelles, puisque, à cause du coefficient peu élevé de solubilité de ce gaz à la pression du niveau de la mer, seule une très petite quantité d'azote se dissout dans le plasma sanguin.

Les échanges gazeux se font par diffusion : Le passage des gaz à travers les membranes perméables au gaz suit le gradient de pression : on dit que les gaz diffusent du milieu où la pression est la plus élevée vers le milieu où la pression est plus faible.

Les échanges gazeux s'effectuent à 2 niveaux :

- Pulmonaire (O_2 entre poumons sang / CO_2 sort sang poumons)
- Tissulaire (O_2 passe sang cellules / CO_2 passe cellules sang)

2.2.1. Les échanges gazeux au niveau pulmonaire

La respiration externe (pulmonaire) est l'échange d'oxygène et de gaz carbonique entre les alvéoles et les capillaires pulmonaires, (Fig. 1.07) ^[20, 23]. Elle entraîne la conversion du sang désoxygéné (pauvre en O_2) en provenance du cœur en sang oxygéné (saturé en O_2) retournant au cœur.

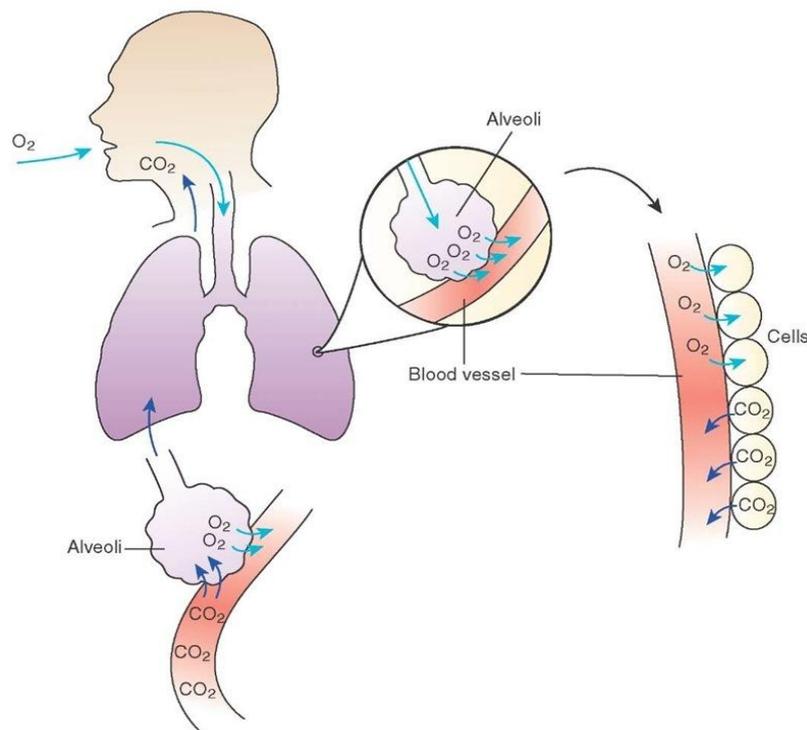


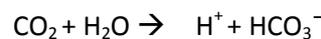
Figure 7 Les alvéoles pulmonaire et les échange gazeux.

La pO_2 de l'air alvéolaire est de 105 mmHg et la pO_2 du sang désoxygéné qui pénètre dans les capillaires pulmonaires n'est que de 40 mmHg en période de repos ^[20].

A cause de cette différence dans les pO_2 , l'oxygène diffuse des alvéoles vers le sang désoxygéné, jusqu'à ce qu'un équilibre soit atteint, et la pO_2 du sang maintenant oxygéné est de 105 mmHg.

En arrivant dans les poumons, la $p\text{CO}_2$ du sang pulmonaire désoxygéné est de 45 mmHg, alors que celle des alvéoles est de 40 mmHg. À cause de cette différence dans la $p\text{CO}_2$, le gaz carbonique diffuse du sang désoxygéné vers les alvéoles jusqu'à ce que la $p\text{CO}_2$ du sang soit réduite à 40 mmHg. A mesure que l'oxygène passe des alvéoles aux globules rouges, l'hémoglobine se sature d'oxygène et devient donc un acide plus fort.

L'hémoglobine plus acide libère un plus grand nombre d'ions hydrogène (H^+) qui se combinent à HCO_3^- pour former de l'acide carbonique (H_2CO_3). Celui-ci se dissocie en $\text{H}_2\text{O} + \text{CO}_2$, et le CO_2 diffuse du sang aux alvéoles ^[56,57].



2.2.2. Les échanges gazeux au niveau tissulaire

La respiration interne (tissulaire) est l'échange d'oxygène et de gaz carbonique entre les capillaires sanguins des tissus et les cellules des tissus. Elle entraîne la conversion du sang oxygéné en sang désoxygéné.

- La physiologie de la respiration tissulaire O_2

La $p\text{O}_2$ du sang oxygéné qui entre dans les capillaires tissulaires est de 105 mmHg, alors que celle des cellules des tissus est de 40 mmHg.

A cause de cette différence, l' O_2 diffuse dans le liquide interstitiel et les cellules des tissus, jusqu'à ce que la $p\text{O}_2$ du sang soit réduite à 40 mmHg, ce qui correspond à la $p\text{O}_2$ du sang désoxygéné des capillaires tissulaires en période de repos.

Au repos, environ 25% de l' O_2 disponible dans le sang oxygéné pénètre dans les cellules des tissus. Ce volume est suffisant pour répondre à leurs besoins en situation de repos.

- La physiologie de la respiration tissulaire CO_2

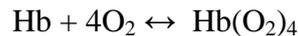
La $p\text{CO}_2$ moyenne des cellules des tissus est de 45 mmHg, alors que celle du sang oxygéné des capillaires est de 40 mmHg. Par conséquent, le gaz carbonique des cellules diffuse dans le liquide interstitiel et le sang oxygéné, jusqu'à ce que la $p\text{CO}_2$ du sang soit de 45 mmHg, ce qui correspond à la $p\text{CO}_2$ du sang désoxygéné des capillaires tissulaires.

Le sang désoxygéné retourne ensuite au cœur. De là, il est propulsé vers les poumons, et un autre cycle de respiration externe commence.

- Le transport d'O₂

Le transport d'O₂ jusqu'aux tissus se fait sous forme liée à l'hémoglobine (Hb) principalement ^[56]. L'O₂ ne se dissout pas facilement dans l'eau, 1,5% à l'état dissous dans le cytoplasme des hématies et dans le plasma, 98,5% combiné à l'hémoglobine sous forme d'oxyhémoglobine.

L'O₂ se fixe réversiblement sur les atomes de fer de l'hémoglobine:



Étant donné que 98,5% de l'O₂ se fixe à l'hémoglobine et est emprisonné à l'intérieur des globules rouges, seul l'O₂ dissous (1,5%) peut diffuser des capillaires des tissus aux cellules des tissus ^[57].

C'est donc la consommation d'O₂ par les tissus et la production associée de CO₂, qui dictent le fonctionnement des systèmes cardiovasculaire et respiratoire.

3. SIGNAUX PHYSIOLOGIQUES

Le corps humain est considéré comme une station d'énergie générant différents signaux électriques (signaux physiologiques et électro physiologiques) à travers deux sources internes: les muscles et les nerfs ^[12].

Dans cette partie, nous présentons une rappelle générale permettant d'appréhender les connaissances nécessaires des signaux physiologique et électro physiologique ainsi que leurs caractéristiques, ces dernières sont mesurées à l'aide de capteurs positionnés pour être en contact avec la peau du patient. Reprenons l'activité cardiaque par exemple: l'électrocardiographie et la photopléthysmographie sont les deux techniques les plus souvent utilisées pour mesurer cette composante de manière non-invasive, elles fournissent des informations sur le fonctionnement électrique ou mécanique du cœur.

3.1. Etat de l'art

L'association de l'électricité avec les sciences médicales date du 18^{ème} siècle date à laquelle *Luigi Galvani* ^[1] démontre que la plupart des processus physiologiques sont accompagnés d'échanges électriques. Cette découverte constitue la base de toutes les explications liées à l'activité des tissus vivants en termes de *potentiels bioélectriques*.

La thèse selon laquelle le corps humain est source de signaux électriques a été établie en 1903 par *W.EINTHOVEN*. L'étude de ces signaux a donné de riches enseignements sur l'activité des organes de l'homme ^[1]. Ces signaux ne sont pas strictement des courants électriques qui correspondent à une circulation d'électrons comme dans les conducteurs électriques classiques de cuivre, mais sont des courants ioniques qui correspondent à une circulation d'ions, le plus souvent positifs comme les ions sodium Na^+ ou potassium K^+ .

De la fin du 19^{ème} siècle à 1950, après la bioélectricité, c'est la période de *L'ELECTROPHYSIOLOGIE* que l'on peut qualifier de *MACROSCOPIQUE* dans la mesure où elle ne s'intéresse à recueillir les activités électriques de l'organisme qu'au moyen d'électrodes externes ^[1].

3.2. Potentiel d'action

Lorsqu'ils sont au repos, les neurones et les axones sont chargés électriquement grâce aux ions (Na^+ , K^+ , Cl^- ...) qui sont à l'extérieur et à l'intérieur des cellules. Lorsque le neurone est excité, il se dépolarise créant un *potentiel d'action*. Ce potentiel d'action se propage de cellule en cellule, le long de l'axone jusqu'aux synapses (jonction de deux neurones). Le potentiel d'action est donc une variation brève et rapide de la charge électrique des neurones. Il sert à véhiculer une information de neurone en neurone ^[13, 14, 16].

Au repos, les cellules myocardiques sont « polarisées » avec une prédominance de charges positives à l'extérieur et de charges négatives à l'intérieur. Si deux microélectrodes reliées à un galvanomètre sont placées l'une en extracellulaire et l'autre dans une cellule, une différence de potentiel stable s'inscrit, différente selon le type cellulaire, de l'ordre de -90mV pour une cellule ventriculaire : c'est le potentiel de repos transmembranaire.

Si la fibre cardiaque est stimulée, un potentiel d'action (Fig. 1.08) ^[14] apparaît, qui traduit les variations du potentiel transmembranaire en fonction du temps. Ces variations résultent de mouvements ioniques à travers les membranes cellulaires.

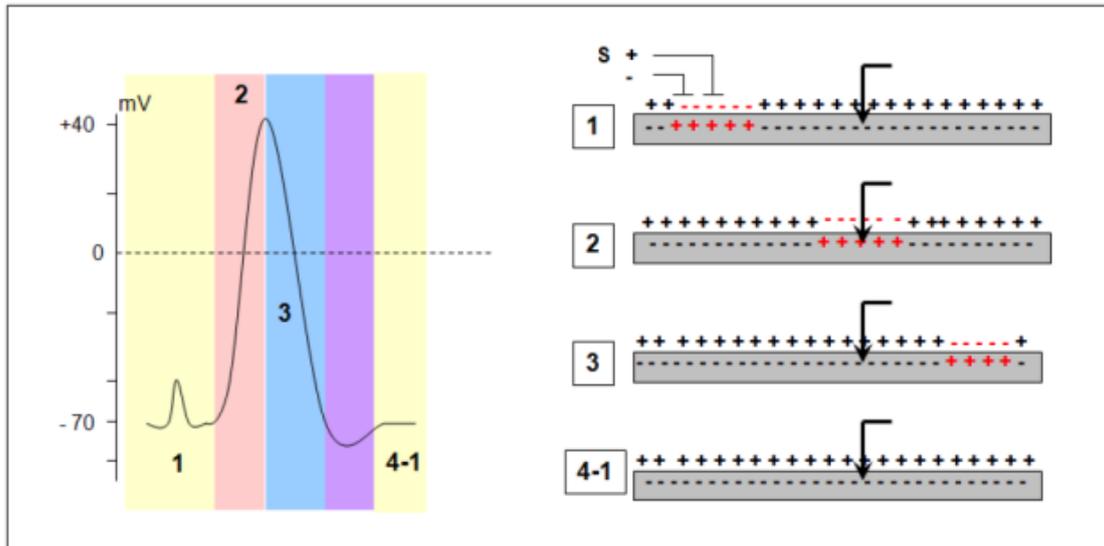


Figure 8 Potentiel d'action.

3.3. Les signaux physiologiques et électro physiologiques que nous avons les explorés

Au niveau de cette thèse nous avons réalisé un système d'exploration fonctionnelle multiparamétrique de système cardiovasculaire et respiratoire par étude corrélative des signaux physiologiques et électro physiologiques suivants:

- _ ECG (Electrocardiogramme) : pour la caractérisation de l'activité électrique de myocarde.
- _ PPG (Photopléthysmogramme) : une courbe représentative, pour la caractérisation de l'efficacité hémodynamique cardiaque.
- _ PTG (Pneumotachographe) : un signal représentatif de fonction respiratoire.

3.3.1. Electrocardiogramme ECG

Le cœur est composé de différents types de tissus (tissu nodal, tissu auriculaire, et tissu ventriculaire). Les cellules représentatives de chaque type de tissu diffèrent anatomiquement d'une manière considérable, elles sont électriquement excitables et chaque type génère son propre potentiel d'action. Dans ce cas, le cœur est assimilé à un générateur électrique (Fig. 1.09) ^[29].

Ces potentiels sont mesurés à la surface de la peau et constituent l'électrocardiogramme ou l'ECG ^[25]. (Voir le *chapitre 02* pour les détails)

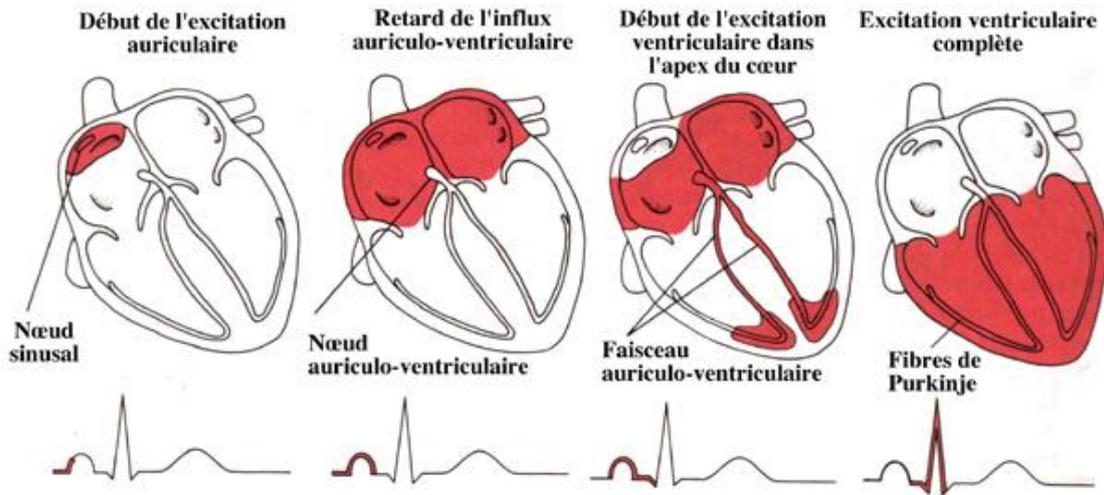


Figure 9 Séquence d'activation cardiaque.

L'ECG est la trace de l'activité électrique cardiaque, en autres termes l'enregistrement des potentiels d'action produits par cellules cardiaques.

Un ECG est considéré comme normal quand les différents phénomènes électriques répondent à des critères de forme et de temps, et quand il existe un rythme sinusal régulier de fréquence normal. La figure 1.10 présente un tracé ECG avec les ondes P et T et le complexe QRS, ces différentes vagues formant l'ECG représentent les séquences de dépolarisation et de repolarisation des oreillettes et des ventricules.

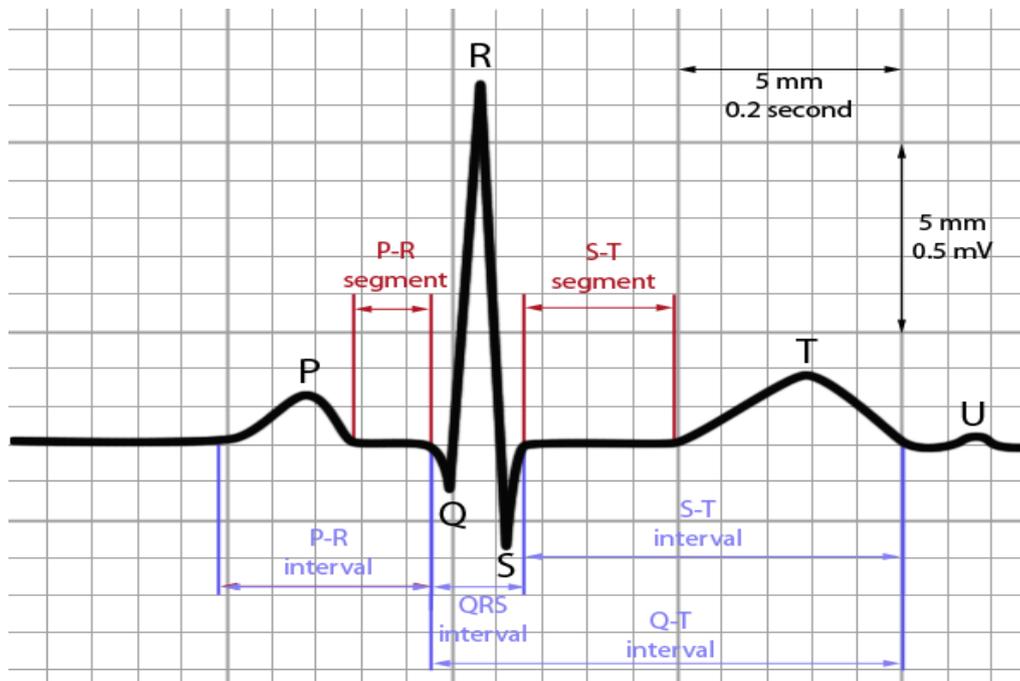


Figure 10 Battement d'un ECG normal.

3.3.1.1. Description de signal ECG

L'ECG enregistre les impulsions électriques qui déclenchent les contractions cardiaques, la description de ces ondes comme suite.

- *L'onde P*

L'onde P correspond à la dépolarisation auriculaire et à la diffusion du signal électrique à travers les oreillettes droite et gauche, cette onde s'achève au niveau où le tracé rejoint la ligne de base. Sa durée est de 0.08 à 0.1 secondes ^[17- 19, 29, 30, 37], (Fig. 1.09 et 1.10 ^[19]) son amplitude inférieure à 2 mm, elle est monophasique, arrondie, et toujours positive.

- *Intervalle PR ou PQ : conduction auriculo-ventriculaire*

Entre le début de l'onde P et le début du complexe QRS. Il est isoélectrique et sa durée est comprise entre 0,12 et 0,20s ^[29, 30, 37], il diminue si la fréquence cardiaque augmente et augmente avec l'âge.

- *Complexe QRS*

Le complexe QRS ^[17, 19, 29, 30, 37] est formé de 3 ondes Q, R et S et correspond à la diffusion de l'influx électrique à travers les ventricules (dépolarisation ventriculaire) ^[10], il représente la dépolarisation ventriculaire et sa durée normalement entre 0.06 et 0.1 seconde (Fig. 1.09 et 1.10), cette durée courte indique que la dépolarisation ventriculaire est rapide. L'onde Q est la première déflexion négative du complexe QRS et l'onde R est la première déflexion positive, une déflexion négative suit l'onde R, elle est appelée onde S, ce complexe est d'une grande amplitude (signal de quelques millivolts).

- *L'onde T*

L'onde T représente la repolarisation ventriculaire. Elle est plus longue en durée que la dépolarisation (la vitesse de conduction de l'onde de repolarisation est plus faible que celle de l'onde de dépolarisation). Elle survient pendant la diastole, et ne témoigne d'aucun événement mécanique. C'est un phénomène purement électrique, pendant lequel les ventricules redeviennent stimulables ^[25, 26].

- *Le segment ST*

C'est la portion horizontale de la ligne de base séparant le complexe QRS de l'onde T. Le segment ST ^[17-19, 30, 37] correspond à la période transitoire pendant laquelle aucun influx ne pourra traverser le myocarde, il débute à la fin de l'onde S jusqu'au début de l'onde T.

Le segment ST correspond à la phase de la repolarisation ventriculaire pendant laquelle les cellules ventriculaires sont toutes dépolarisées : il n'y a donc a priori pas de propagation électrique, le segment est alors *isoélectrique*.

- *L'onde U*

Une onde U ^[17-19, 30, 37] (déflexion positive) peut suivre l'onde T, elle traduirait la repolarisation ventriculaire lente. Inconstante, elle suit l'onde T de même sens mais d'amplitude moindre, son origine est discutée.

- *Intervalle QT*

Cet intervalle correspond au temps de systole ventriculaire, c'est à dire de l'excitation des ventricules jusqu'à la fin de leur relaxation. Sa durée normale varie avec la fréquence cardiaque.

Le QT ^[29, 30, 37] se mesure du début du complexe QRS à la fin de l'onde T, pour une fréquence cardiaque à 60 bpm (battement par minute), sa durée avoisine 400 millisecondes.

3.3.1.2. Rythme et fréquence

Pour étudier le rythme cardiaque ^[17, 37], il faut examiner une dérivation (*voir chapitre 02*) ayant un tracé avec au moins 12 complexes (DII souvent). Le rythme cardiaque normal est le rythme sinusal dans lequel le nœud sinusal initie la contraction cardiaque en délivrant des impulsions à la fréquence de 60 à 100 bpm.

Les principales caractéristiques du rythme sinusal sont :

1. Une fréquence cardiaque comprise entre 60 et 100 bpm.
2. Chaque onde P suivie d'un complexe QRS.
3. Une onde P positive en dérivation DII et négative en dérivation aVR.

Quand on parle de fréquence cardiaque on parle en fait de la fréquence ventriculaire, elle se mesure donc en comptant le nombre de complexes QRS par minute (Fig. 1.11), soit on peut s'aider d'une règle graduée, soit de manière plus approximative en divisant 300 par le nombre de grands carrés séparant 2 complexes QRS.

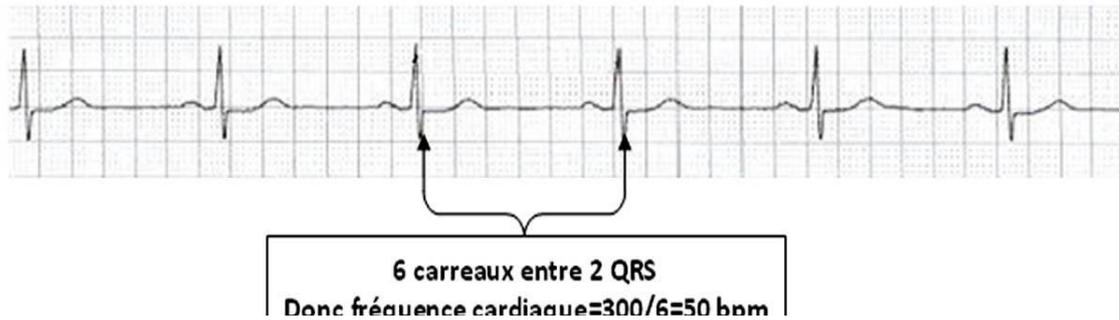


Figure 11 Calcul simplifié de la fréquence cardiaque.

Une fréquence inférieure à 60 bpm est appelée *bradycardie*, une fréquence supérieure à 100 bpm est appelée *tachycardie*.

3.3.1.3. Principe de mesure

Le cœur est un organe qui produit en permanence des impulsions électriques, nécessaires à sa contraction. Pour surveiller son fonctionnement électrique, il suffit de mettre des électrodes cutanées placées ^[1] aux poignets, aux chevilles et sur la peau du thorax. En effet, quand l'onde électrique traverse le cœur, une infime partie de ce courant se propage sur la surface du corps. En plaçant des électrodes de part et d'autre du cœur selon le réseau de Wilson (*chapitre 02*), on peut mesurer une activité électrique et la présenter sur les écrans des moniteurs sous forme d'une courbe ECG (Fig.1.09 et Fig. 1.10).

Afin d'enregistrer l'activité électrique du cœur de manière globale un certain nombre d'électrodes sont nécessaires, on distingue ainsi les électrodes unipolaires et les électrodes bipolaires.

Les électrodes bipolaires enregistrent les variations de potentiel entre deux électrodes placées à la surface du corps, elles étudient l'activité électrique du cœur selon un plan frontal et sont au nombre de 3 :

1. DI : entre le bras droit et le bras gauche.
2. DII : entre le bras droit et la jambe gauche.
3. DIII : entre le bras gauche et la jambe gauche. (voir le *chapitre 02* pour les détails).

3.3.2. Photopléthysmogramme PPG

La photopléthysmographie est une technique de mesure optique qui permet d'observer les variations de volume sanguin dans un tissu de manière non-invasive ^[28]. Le terme pléthysmographie est un héritage direct du Grecque, *plethysmo* voulant dire augmenter, *graphie* voulant dire écrire. Le PPG permet de mesurer le taux de saturation en oxygène de façon non invasive, en raison de la bonne absorption de la lumière infrarouge par l'hémoglobine oxygénée par rapport à l'hémoglobine réduite. Un exemple représentant la composante pulsatile d'un signal physiologique PPG est représenté dans la figure 1.12.

L'intensité du signal croît et atteint son maximum durant la systole cardiaque, ce point culminant est utilisé pour déduire la fréquence cardiaque instantanée, en mesurant l'intervalle de temps entre deux maximums consécutifs. L'intensité du signal décroît ensuite car le cœur, qui a terminé son cycle systolique, entre en diastole. Les artères qui se sont élargies pendant la systole se contractent, ce retour élastique naturel assure une pression minimum non nulle qui implique que la circulation du sang est toujours continue et ne s'arrête jamais complètement.

Un rebond est souvent observable sur le signal PPG (Fig. 1.12) ^[27] et correspond à l'onde dicrote qui apparaît lorsque la valve aortique, qui empêche le reflux de sang, se referme, le sang qui retourne vers le cœur rebondit sur les parois de la valve, générant ainsi une légère augmentation du volume sanguin ^[27].

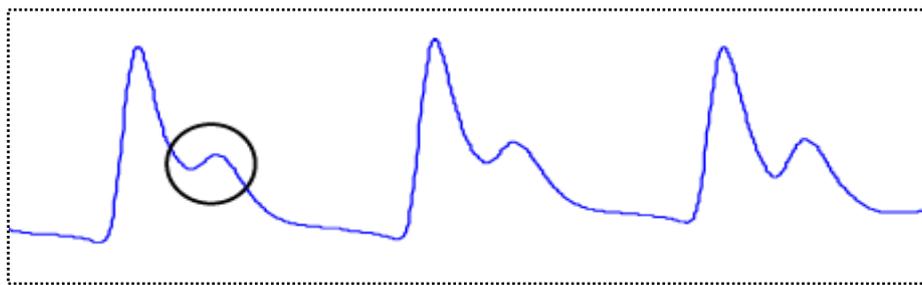


Figure 12 Un exemple représentant la composante pulsatile d'un signal PPG où l'onde dicrote est visuellement identifiable.

Le signal PPG fournit des indications sur d'autres paramètres physiologiques et de santé importants ^[27], notamment la pression sanguine artérielle ^[71], le débit cardiaque ^[9], la respiration ou encore l'état de vasomotricité des vaisseaux sanguins. L'allure de l'onde PPG fournit des informations sur la santé des artères, notamment dans le cas d'une occlusion engendrée lors d'une athérosclérose, en d'autres termes lorsque les artères vieillissent et que

des dépôts lipidiques obstruent leur paroi interne. Les artères deviennent plus rigides avec l'âge, provoquant une augmentation de pression artérielle, ce raidissement des vaisseaux va impliquer une propagation plus rapide de l'onde PPG entre le cœur et la périphérie, la vitesse de propagation de l'onde PPG peut être estimée à l'aide de la mesure du temps entre l'excitation électrique et l'arrivée de la pulsation cardiaque dans la périphérie.

Les évolutions d'amplitude de l'onde PPG fournissent une image des variations de vasoconstriction des vaisseaux sanguins de la zone observée ^[32]. Une diminution importante des amplitudes de l'onde pulsatile est engendrée par le système nerveux sympathique ^[33, 34], ce phénomène est typiquement observable sur les réponses de personnes endurant un stress intensif ^[35] ou pendant les premiers instants d'un effort physique par exemple. À l'inverse, une vasodilatation des vaisseaux sanguins se traduit par une augmentation des amplitudes de la partie pulsatile du signal PPG.

3.3.3. Pneumotachographe PTG

La respiration associe deux fonctions : la ventilation et l'échange des gaz O₂ et CO₂ entre l'air et le sang, au niveau des alvéoles pulmonaires. La ventilation correspond aux mouvements d'inspiration et d'expiration, elle est assurée par la pompe respiratoire : Cage thoracique, colonne vertébrale, muscles respiratoires, et pour l'échange gazeux, c'est le phénomène mécanique de ventilation alvéolaire, partie de la ventilation responsable du renouvellement du gaz alvéolaire. Voir le *paragraphe 2.2* dans ce chapitre.

L'exploration fonctionnelle respiratoire réalisée au repos comprend l'évaluation de la capacité mécanique ventilatoire : mesure de spirométrie, de résistance des voies aérienne ou du système respiratoire et mesure des volumes pulmonaires. On peut y associer l'évaluation de la composante mécanique active, c'est-à-dire la mesure des pressions maximales statiques générées à la bouche, évaluant la force des muscles respiratoires.

Le débit du flux volumétrique et son intégrale à travers le temps sont utilisés pour estimer respectivement la cadence de changement et les variations du volume pulmonaire. La mesure de flux respiratoire (inspiration et expiration) donnent un signal physiologique (courbe débit _ volume) s'appelé pneumotachographe (PTG) (Fig. 1.13) ^[15].

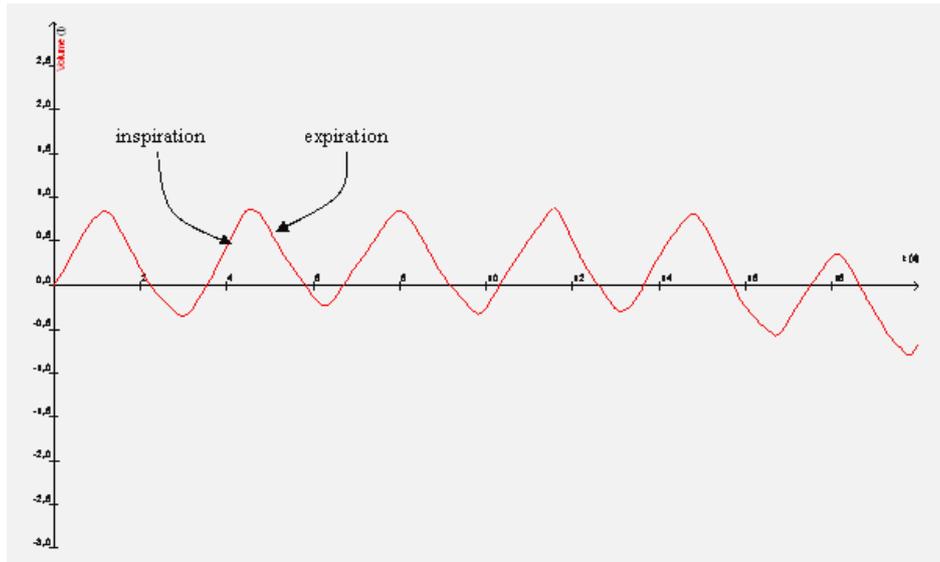


Figure 13 Un exemple de signal physiologique respiratoire.

Il y a plusieurs méthodes de mesure pour l'exploration fonctionnelle respiratoire, dont chacune a son principe physique, (Réhographie d'impédance, Pneumotachographie de Fleisch, Spirométrie...) dans notre cas nous avons utilisé un capteur pneumotachographie de tête de Fleisch à pression différentielle (pour les détails de fonctionnement de ce capteur voir le *chapitre 02*).

4. CYCLE RESPIRATOIRE ET INTERACTIONS CŒUR-POUMONS (APPLICATIONS CLINIQUES)

4.1. Etat de l'art

Depuis quelques années, les interactions cardio-pulmonaires ont fait l'objet de plusieurs études et publications ^[38_43] en raison de leur intérêt potentiel dans le développement d'outils de surveillance hémodynamique pour guider la réanimation liquidienne chez les patients sous ventilation mécanique.

D'autres applications se sont développées en s'appuyant notamment sur les variations respiratoires de la courbe de pléthysmographie, ces variations sont issues des interactions cardio-pulmonaires anatomiques qui soumettent les cavités cardiaques à la pression intra-thoracique.

Depuis plusieurs années, nombreuses sont les publications qui ont suggéré que l'aspect de la courbe de PPG renferme différentes informations qui ont été jusqu'alors sous-estimées comme la variation respiratoire de la courbe de PPG découlant de l'oxymétrie de pouls. En effet, bien que la variation cyclique de volume de sang suivant chaque systole se trouve être enregistrée dans une région tissulaire exiguë, le signal de PPG ressemble à la courbe de pression artérielle périphérique ^[64].

De ce fait, l'absorption de lumière entre la source émettrice du rayonnement et le détecteur de l'oxymétrie de pouls ne fait que reproduire les variations d'impulsions cycliques résultants des battements cardiaques transmis à la circulation périphérique. À cet égard, l'analyse de la variation respiratoire du signal de pléthysmographie dérivé de l'oxymétrie de pouls est une technique qui a été proposée, ces dernières années, pour évaluer les conditions hémodynamiques des jeunes patients admis aux soins intensifs pédiatriques ^[53] et estimer le volume sanguin intravasculaire des patients ventilés mécaniquement par pression positive.

En 1987, Partridge et al. ^[42] a montré pour la première fois, que les variations respiratoires observées au niveau de la courbe pléthysmographique (Fig. 1.14) ^[68] donnée par l'oxymétrie de pouls sont liées au statut volumique des patients sous ventilation mécanique et anesthésie générale.

Par la suite, au début des années 2000, apparaît le concept de « remplissage utile ». En effet, plusieurs études permettent de mettre en évidence une diminution de la morbidité et de la mortalité dans les unités de réanimations et d'anesthésie en rapport soit avec un remplissage vasculaire efficace permettant une amélioration du débit cardiaque, soit avec une altitude de restriction de remplissage ^[54].

L'émergence des indices dynamiques de réponse à l'expansion volumique et la redécouverte de la courbe de pléthysmographie conduisent à développer des paramètres issus de sa variabilité respiratoire.

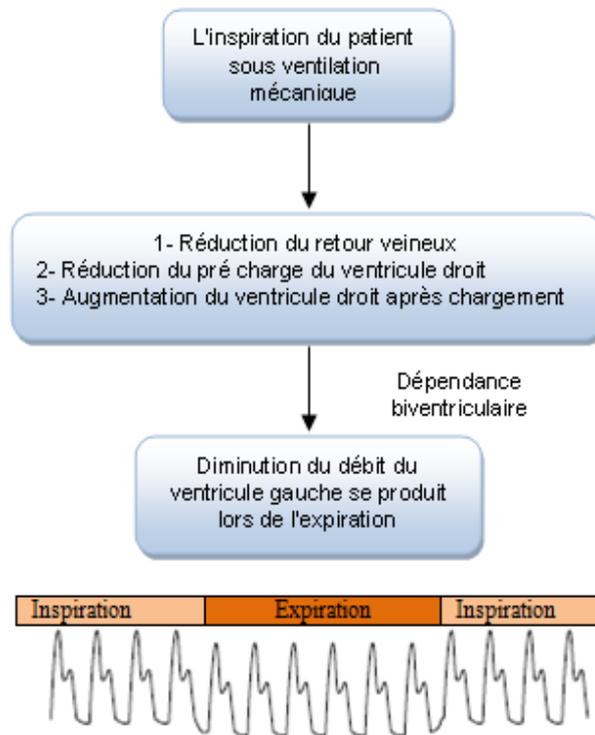


Figure 14 Variations respiratoires de l'hémodynamique cardiaque chez le patient ventilé mécaniquement.

Lors de la ventilation mécanique, l'obstacle au retour veineux est représenté par la pression intrathoracique moyenne sur un cycle respiratoire. Lors de l'application d'une pause expiratoire, la pression intrathoracique moyenne est brutalement abaissée au niveau de la pression de fin d'expiration, ce qui facilite l'entrée du sang veineux dans le thorax ^[44]. Cette pause doit être suffisamment prolongée pour permettre une modification suffisante de précharge du VG.

En revanche, lorsque il est revient au cœur, le sang veineux s'écoule de façon continue et sous faible pression, de la périphérie vers les oreillettes qui servent de réservoir d'accueil pendant le temps de fermeture des valves auriculo ventriculaire. Ce sang, qui entre dans les ventricules avant leur contraction en distend les parois, dans la phase de précharge. Le passage de sang du ventricule dans les artères de sortie (aorte pour le VG, artère pulmonaire pour le VD) se fait de façon intermittente, c'est la phase de post charge.

La ventilation mécanique entraîne une diminution de la production ventriculaire gauche pendant la phase expiratoire qui peut être observée par des changements dans la forme de l'onde de pléthysmographie, ces changements forment la base de la variation du volume de course et de la variation de pression d'impulsion ^[68, 69].

Chez un patient soumis à une ventilation mécanique, toutes les variables liées à la ventilation sont relativement constantes, la variation de la pression systolique est donc directement corrélée au degré d'hypovolémie. Bien qu'il existe également des changements cycliques de la pression systolique pendant la ventilation spontanée, ils ne sont pas aussi prévisibles, peut-être parce que les volumes courants et la compliance de la paroi thoracique ne sont pas aussi constants ^[165].

La ventilation mécanique en pression positive induit des variations cycliques des conditions de précharge et de postcharge ventriculaires ^[163] (Fig. 1.15) ^[164]. L'insufflation mécanique est responsable d'une diminution de la précharge et d'une augmentation de la postcharge ventriculaire droite (VD). La réduction de précharge VD est secondaire aux effets de l'élévation de la pression intrathoracique sur le retour veineux systémique (réduction du gradient de pression de retour veineux). L'augmentation de postcharge VD est secondaire à l'augmentation de la pression transpulmonaire (pression alvéolaire _ pression pleurale).

Ces deux mécanismes (réduction de précharge et élévation de postcharge) entraînent une réduction plus ou moins marquée du volume d'éjection VD qui est donc minimal en fin d'insufflation. Cette réduction inspiratoire du volume d'éjection VD entraîne une diminution de la précharge ventriculaire gauche (VG) après un délai de 2 à 3 battements cardiaques en raison du temps de transit sanguin pulmonaire prolongé. La diminution de précharge VG peut elle-même conduire à une réduction plus ou moins marquée du volume d'éjection systolique (VES) VG. Puisque le volume d'éjection VD est minimal en fin d'inspiration, le volume d'éjection VG sera minimal 2 à 3 battements cardiaques plus tard, c'est-à-dire au cours de la phase expiratoire en ventilation mécanique conventionnelle ^[164].

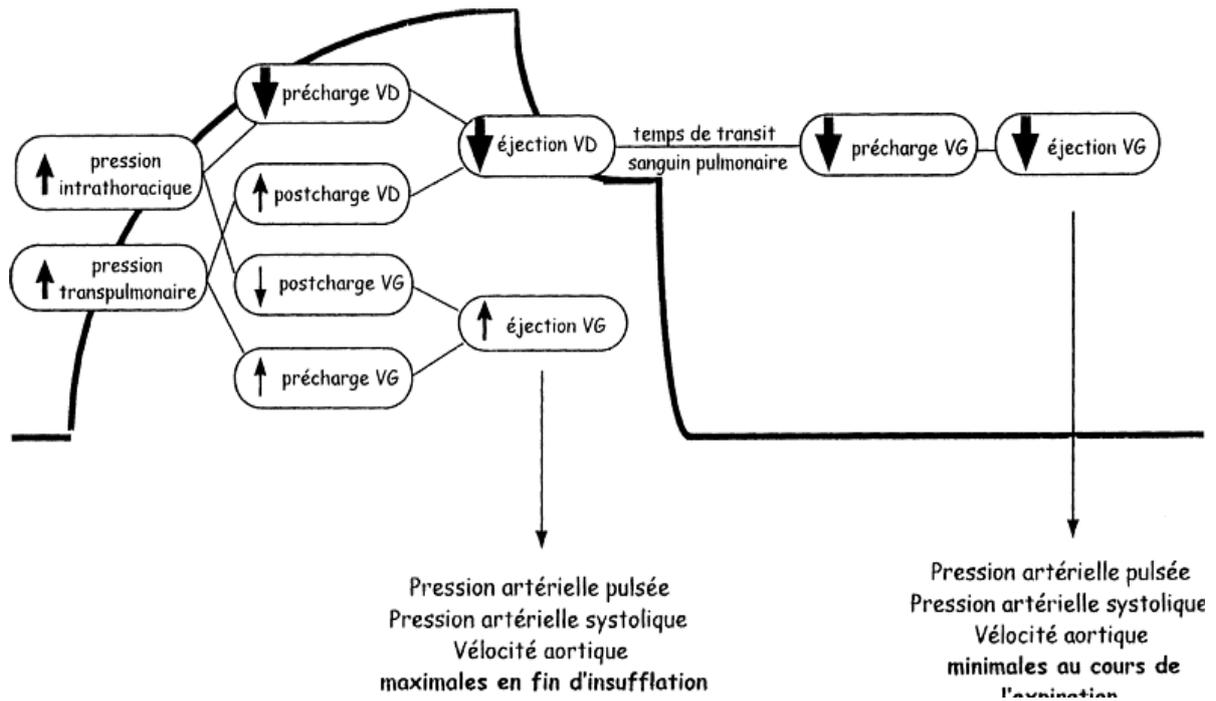


Figure 15 Effets hémodynamiques de l'insufflation mécanique. Le volume d'éjection du VG est maximum à la fin de l'insufflation et minimum 2 à 3 battements cardiaques plus tard, c'est à dire au cours de la phase expiratoire. Les variations cycliques du volume d'éjection VG sont essentiellement dues à la réduction expiratoire du volume d'éjection VG secondaire à la réduction inspiratoire de la précharge et du volume d'éjection du VD ^[164].

Les variations respiratoires de l'amplitude de l'onde de pléthysmographie permettent de prédire de manière fiable et totalement non invasive la réponse au remplissage vasculaire et optimise la prise en charge hémodynamique chez les patients sous ventilation mécanique ^[43_63]. L'objectif est d'évaluer la précharge dépendance sur la courbe de Franck-Starling ^[40] afin de déterminer l'intérêt d'un remplissage vasculaire.

La courbe de Frank-Starling (Fig. 1.16) ^[40] décrit la relation entre précharge ventriculaire (abscisse) et VES (ordonnée) permet de prédire la réponse au remplissage vasculaire repose sur la capacité à déterminer sur quelle portion de la courbe travaille le cœur du patient, cette relation introduit la notion de réserve de précharge.

L'épreuve de remplissage bleue : la première partie de la courbe (portion ascendante) représente la zone de précharge-dépendance où une augmentation de précharge par un remplissage vasculaire rapide (250 ml en 5 min) entraîne une augmentation significative du VES.

L'épreuve de remplissage rouge : la seconde partie est dite de précharge-indépendance (plateau de la courbe de fonction systolique) où l'augmentation de précharge n'induit pas d'augmentation significative du VES.

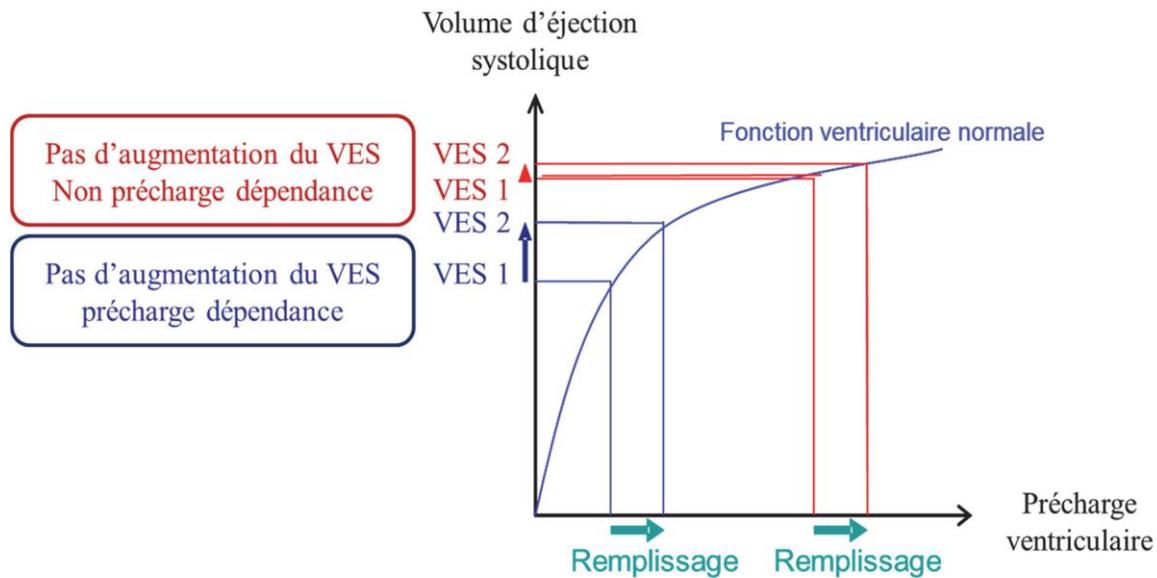


Figure 16 Courbe de Frank-Starling : La relation entre précharge ventriculaire (abscisse) et VES (ordonnée).

Le but ultime du remplissage vasculaire est de restaurer une perfusion tissulaire afin d'assurer une oxygénation tissulaire satisfaisante. Il est donc essentiel d'avoir des marqueurs de perfusion régionale et d'oxygénation tissulaire validés, reproductibles, utilisables au lit du patient, pour guider le remplissage vasculaire.

4.2. Les indices hémodynamiques

Notre travail montre l'intérêt de la pléthysmographie en tant qu'outil d'évaluation hémodynamique. En effet, la pléthysmographie permet d'analyser la vascularisation distale par l'indice de perfusion périphérique. La ressemblance entre les courbes de pression artérielle invasive ^[45] et celles obtenues par la pléthysmographie de l'oxymétrie de pouls, permet de créer des indices issus de la variabilité respiratoire des signaux pléthysmographiques.

Dans cette section, nous décrivons l'ensemble des indices hémodynamiques dérivés de l'onde de pléthysmographie et que nous avons calculés dans cette thèse, parmi ces indices, le plus utilisé, *l'indice de perfusion (PI)* et *l'indice de variabilité pléthysmographique (PVI)*, ces paramètres ont la capacité à prédire la réponse au remplissage vasculaire chez les patients

sous anesthésie générale et ventilation mécanique, puis, dans un deuxième temps (*dernier chapitre*), nous détaillerons les méthodes techniques que nous avons utilisées pour calculer ces paramètres.

4.2.1. L'indice de perfusion PI

Des avancées technologiques dans le traitement du signal pléthysmographique suggèrent un intérêt potentiel pour l'évaluation hémodynamique. L'indice de perfusion périphérique (PI, perfusion index en anglais), est proposé comme indicateur continu et non invasif de la circulation distale. Son utilisation clinique a été développée, comme aide au diagnostic ou complément à l'exploration de la microcirculation (comprend l'ensemble des vaisseaux de diamètre inférieur à 200 μm)^[50].

L'indice de perfusion est une valeur numérique reflète l'amplitude de la courbe pléthysmographique, il est obtenu par un algorithme permettant d'évaluer la partie pulsatile (AC ou composante variable) du signal généré par le flux artériel sur la partie non pulsatile (DC ou composante constante) représente l'absorption constante de la lumière infrarouge due à la peau et autres tissus (Fig. 1.17) et en exprimant ce résultat en pourcentage (équation 1.2)
[45_49, 54, 63]

$$\text{PI} = \frac{\text{AC}}{\text{DC}} \times 100\% \quad (1.2)$$

Avec :

PI: L'indice de perfusion.

AC: L'absorption variable de la lumière infrarouge due au flux sanguin artériel pulsatile.

DC: L'absorption constante de la lumière infrarouge due à la peau, les os et autres tissus.

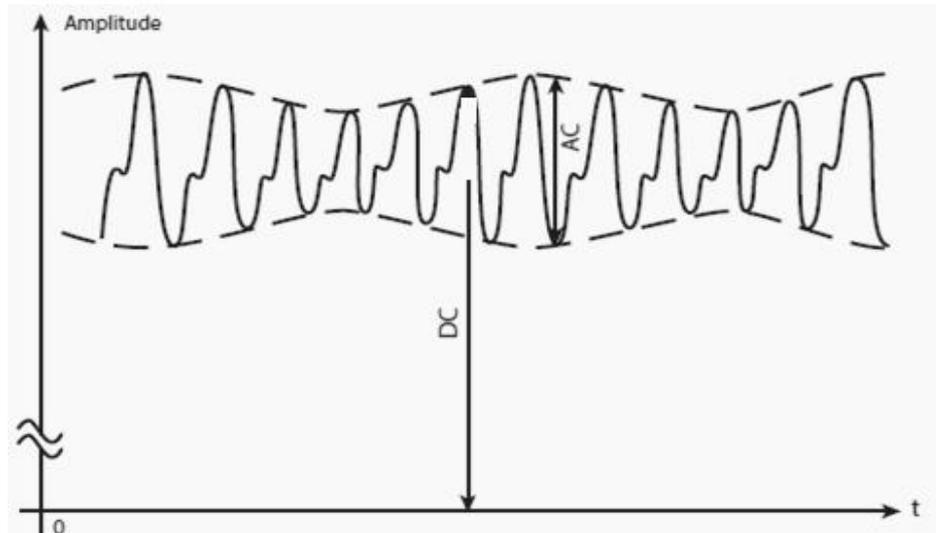


Figure 17 Représentation graphique du signal infrarouge, où AC représente l'absorption variable de la lumière infrarouge due au flux artériel pulsatile et DC représente l'absorption constante de la lumière infrarouge due à la peau et autres tissus.

En cas d'hypoperfusion périphérique, la composante pulsatile de la lumière infrarouge diminue tandis que la composante non pulsatile reste constante. Par conséquent, le ratio des deux composantes, et donc l'indice de perfusion, diminue^[45]. Le signal infrarouge est utilisé parce qu'il est moins sensible que le signal rouge aux modifications au niveau de la saturation artérielle^[47-49, 54, 63].

L'indice de perfusion maximum et minimum (PI_{max} et PI_{min}) est une valeur numérique qui se produit pendant un ou plusieurs cycles respiratoires complets (Fig. 1.18). Il est basé sur le ratio entre la composante pulsatile et la composante non pulsatile de la lumière atteignant le photorécepteur de l'oxymétrie^[45].

4.2.2. L'index de variabilité de la pléth PVI

L'index de variabilité de la Pléth (PVI, pleth variability index en anglais) est une mesure des changements dynamiques de l'indice PI qui se produisent pendant un ou plusieurs cycles respiratoires complets, (Fig. 1.18)^[51] variations cycliques de la courbe de pléthysmographie en corrélation avec changements de volume sanguin local.

PVI est une valeur automatisée indiquant le degré de variabilité de la forme d'onde pléthysmographique au cours du cycle respiratoire s'est avérée très précise pour prédire la réactivité du fluide immédiatement après l'intubation pendant la ventilation mécanique et avant le début de la chirurgie, et assez précise pour prédire la réactivité du fluide pendant la chirurgie^[162].

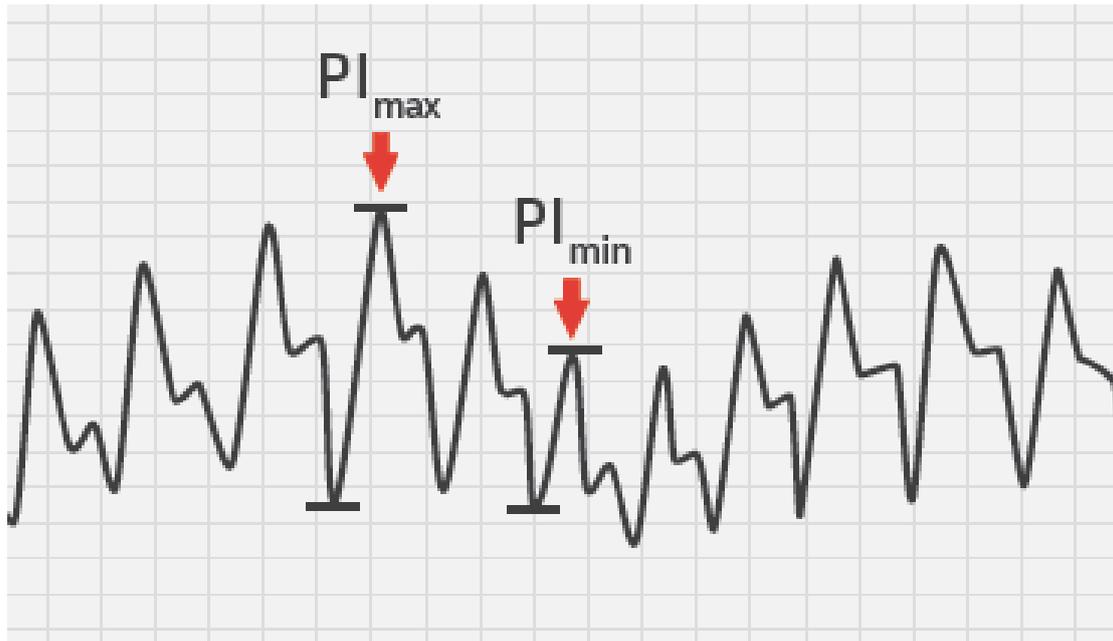


Figure 18 Représentation graphique du PImax et PImin sur l'amplitude de la courbe photopléthysmographique pendant un cycle respiratoire complet.

Après la détermination de maximum indice de perfusion PImax et minimum PImin le PVI est calculé automatiquement par l'équation (1.3)^[47,54].

$$PVI = \frac{P_{Imax} - P_{Imin}}{P_{Imax}} \times 100\% \quad (1.3)$$

Avec :

PVI: Index de variabilité de la Pleth.

PImax : Le maximum indice de perfusion.

PImin : Le minimum indice de perfusion.

Cet outil a été utilisé et étudié dans deux études de l'équipe de Cannesson en 2008^[62, 63], la première démontrait la validité du PVI comme indice permettant de prédire une valeur de variation de pléthysmographie pulsée supérieure ou inférieure à 13% avec une sensibilité de 93% et une spécificité de 97%, la valeur seuil établie était de 11,5%.

La deuxième mettait en évidence que le PVI permettait de prédire de façon non invasive au bloc opératoire la réponse au remplissage vasculaire avec une valeur seuil établie à 14% pour une sensibilité de 81% et une spécificité de 100%.

4.3. Les intervalles de temps systoliques ITS

D'autres applications se sont développées en s'appuyant notamment sur les variations respiratoires de la courbe de pléthysmographie. La dysfonction contractile ventriculaire résulte en une diminution de la force générée par le myocarde, une baisse du VES du VG et une variation de la durée des différentes phases de la contraction ^[65].

Il y a plusieurs d'années, la détermination des intervalles de temps systoliques (ITS) était souvent utilisée par les cardiologues pour le suivi des cardiopathies ischémiques, des maladies valvulaires, des cardiomyopathies hypertrophiques, de la maladie hypertensive et de certains effets pharmacologiques sur le myocarde ^[64].

La mesure des ITS est une méthode non invasive permettant de quantifier la fonction contractile cardiaque ainsi que l'état de remplissage du cœur chez des patients sous ventilation par pression positive. En réanimation, cette technique possède des avantages certains, car elle ne nécessite qu'un enregistrement ECG et une courbe de pression artérielle sanglante de bonne qualité, ou un courbe PPG comme notre cas dans cette thèse. Cette méthode permettait d'évaluer la fonction ventriculaire gauche moyennant des méthodes non sanglantes utilisant l'enregistrement simultané des signaux ECG et PPG.

Les ITS les plus utilisés étaient: *la période de pré-éjection (PEP), le temps d'éjection ventriculaire gauche (LVET) et le rapport PEP/LVET* ^[65].

4.3.1. Période de pré éjection (PEP)

La PEP (pre ejection period, en anglais) est défini par l'intervalle de temps séparant la dépolarisation ventriculaire (début du QRS sur l'ECG) du début de l'éjection ventriculaire gauche (ouverture de la valve aortique, Fig. 1.19). Cette durée de temps dépend de la précharge, de la poste charge et de la contractilité, la valeur normale chez l'adulte est de 106 ± 7 millisecondes ^[64-67].

La variabilité respiratoire du temps de pré-éjection (Δ PEP) est un indice dynamique décrit par K Bendjelid et al. ^[46] en 2004. Δ PEP (en %) à été définie comme la différence entre le PEP expiratoire (PEP_e) et inspiratoire (PEP_i) mesuré sur un cycle respiratoire complet, il est facilement accessible en utilisant l'équation (1.4) :

$$\Delta\text{PEP} (\%) = \frac{\text{PEPe} - \text{PEPi}}{\frac{\text{PEPe} + \text{PEPi}}{2}} * 100 \quad (1.4)$$

Avec :

PEPe : période de pré-éjection expiratoire.

PEPi : période de pré-éjection inspiratoire.

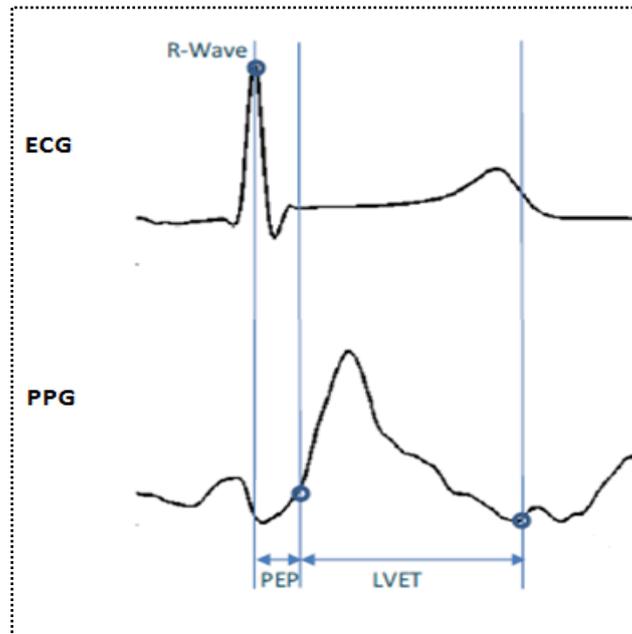


Figure 19 Schématisation de la mesure de PEP et LVET, par un enregistrement simultané des tracés d'ECG et PPG.

4.3.2. Temps d'éjection de ventricule gauche (LVET)

Le LVET (left ventricular ejection time, en anglais) est définie par l'intervalle de temps systolique durant lequel le VG éjecte du sang dans l'aorte (ouverture_ fermeture de la valve aortique, Fig. 1.19) ^[64_66, 70]. Cette durée de temps dépend principalement du VES, le VES dépend d'abord de la précharge ventriculaire (tension des fibres de muscle cardiaque avant leur contraction). La valeur normale chez l'adulte est de 292 ± 18 millisecondes, cette valeur est inversement corrélée à la fréquence cardiaque, en accordance avec le fait que VES diminue lorsque la fréquence cardiaque augmente ^[64_67].

Comme nous l'avons préalablement affirmé, la repense au remplissage vasculaire se rapporte à l'aptitude du cœur d'ajuster son VES en réaction à une variation de sa pré-charge. LVET étant un temps lié au VES, une diminution de ce dernier suite à la dysfonction cardiaque doit impérativement avoir le même effet sur LVET.

4.3.3. Le rapport PEP/LVET

La détermination de ces deux paramètres (PEP et LVET) permet de calculer le rapport PEP/LVET au quotient de deux événements, le rapport PEP/LVET est un indice fiable de la fonction contractile cardiaque ^[65]. En effet, l'apparition d'une dysfonction cardiaque augmente la valeur de la PEP et diminue la durée de LVET, de ce fait le rapport PEP/LVET augmente en cas d'une baisse de la contractilité, la valeur normale chez l'adulte est de 0.37 ± 0.03 ^[64-67].

CONCLUSION

L'exploration fonctionnelle du système cardiovasculaire ^[1] permet de mettre en jeu l'ECG pour la caractérisation de l'activité électrique de myocarde et le PPG pour la caractérisation de l'efficacité hémodynamique. En complétant cette exploration par un signal représentatif de la fonction respiratoire, nous mettons à la disposition du médecin un outil de diagnostic qui lui permettra de développer des protocoles d'exploration capables de répondre à des problématiques spécifiques.

Au niveau de ce chapitre, nous avons rappelé l'état de l'art relatif à l'exploration fonctionnelle cardiovasculaire et respiratoire au moyen de signaux physiologiques unidimensionnels ECG, PPG et PTG. A la fin de ce chapitre nous avons présenté les définitions et l'intérêt des paramètres hémodynamiques que nous les évaluons dans cette thèse.

Nous abordons dans le chapitre suivant les principes physiques permettant la mise en œuvre des capteurs transformant la grandeur physiologique en un signal électrique.



CHAPITRE II

Le capteur est le premier maillon d'une chaîne de mesure, il fournit un signal électrique proportionnel à la grandeur physique à mesurer. Dans ce chapitre, nous étudierons les définitions de la métrologie, ainsi que les principes physiques de détection utilisés pour réaliser les capteurs.

2

Les Capteurs et Principes des Mesures

Sommaire

LES CAPTEURS ET PRINCIPES DE MESURE	45
INTRODUCTION.....	45
1.GENERALITE SUR LES CAPTEURS.....	45
1.1. Définition	45
1.2. Chaîne de mesure.....	46
1.3. Conditionnement du signal	47
1.4. Classification des capteurs	47
1.5. Principales caractéristiques d'un capteur	49
1.6. Choix d'un capteur	50
2.CAPTEURS DES SIGNAUX PHYSIOLOGIQUES.....	50
2.1. Capteur du signal ECG	51
2.2. Capteur du signal PPG	56
2.3. Capteur du signal PTG.....	63
CONCLUSION	67

Chapitre 2

LES CAPTEURS ET PRINCIPES DE MESURE

INTRODUCTION

Dans ce chapitre nous dressons l'étude théorique des capteurs que nous avons utilisés dans notre dispositif permettant l'acquisition des signaux ECG, PPG et PTG. Nous nous intéressons dans un premier temps aux principes de fonctionnement, les méthodes de mesure sont présentées pour chaque famille des signaux physiologiques explorées.

1. GENERALITE SUR LES CAPTEURS

1.1. Définition

Un capteur est un dispositif, qui soumit à une action physique non électrique (déplacement, température, pression, etc.) nommée mesurande et notée m , et fournit une caractéristique électrique désignée par s (tension, courant, charge ou impédance) (Fig. 2.01). La relation qui relie s et m est défini par l'équation (2.1 et ou 2.2) ^[122]:

$$s = f(m) \quad (2.1)$$

$$\Delta s = S \Delta m \quad (2.2)$$

S est la sensibilité du capteur, elle doit rester constante après linéarisation, indépendante de tous les paramètres. En d'autres termes, les capteurs prélèvent une information sur le comportement de la partie opérative et la transforment en une information exploitable par la partie commande (donc sous une forme électrique).

Le but étant de faire évoluer le système aux caractéristiques de l'environnement extérieur. On fait souvent la confusion entre capteur et transducteur : le capteur est au minimum constitué d'un transducteur ^[1, 74-76].

On trouve une grande variété de capteurs dans l'industrie pour toutes sortes de grandeurs non électriques telles que la température, le son, l'humidité, le rayonnement, la force, la pression, l'accélération, la radioactivité, la vitesse, la position... etc.

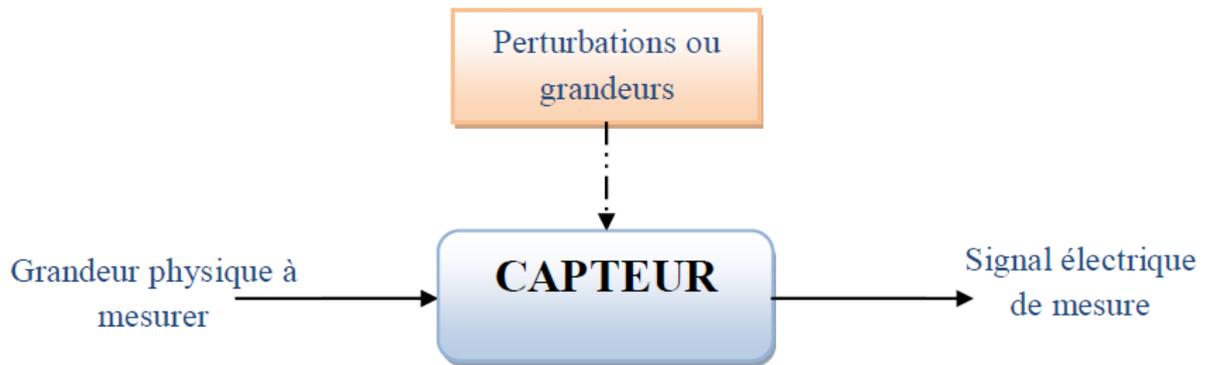


Figure 20 Définition d'un capteur.

Les capteurs sont les éléments de base des systèmes d'acquisition de données, leur mise en œuvre est du domaine de l'instrumentation ^[74, 77]. Généralement, on obtient une grandeur de sortie du type électrique, elle peut être soit : Une charge, une tension, un courant et une impédance (R, L, C).

1.2. Chaîne de mesure

L'élément de transduction permettant de relever le mesurande

- Sa nature : bio potentiel, pression, débit, température, concentration chimique etc...
- Son accessibilité est importante peut être :
 - Interne : pression sanguine, flux sanguine etc.
 - Externe : ECG, PPG, PTG etc.

L'élément de transduction permet la conversion du mesurande physique en grandeur électrique, répond seulement à la forme d'énergie présente dans le mesurande, être le moins invasive possible ^[101].

Souvent la grandeur physique à capter (débit par exemple) est transformée à l'intérieur du capteur en d'autres grandeurs physiques intermédiaires (résistance par exemple) avant d'être transformée en une grandeur électrique utilisable (tension analogique par exemple). Pour obtenir une image utilisable d'une grandeur physique, on fait appel à une chaîne de mesure qui peut faire intervenir plusieurs phénomènes différents. L'ensemble de ces étapes constitue la chaîne de mesure (Fig. 2.02).

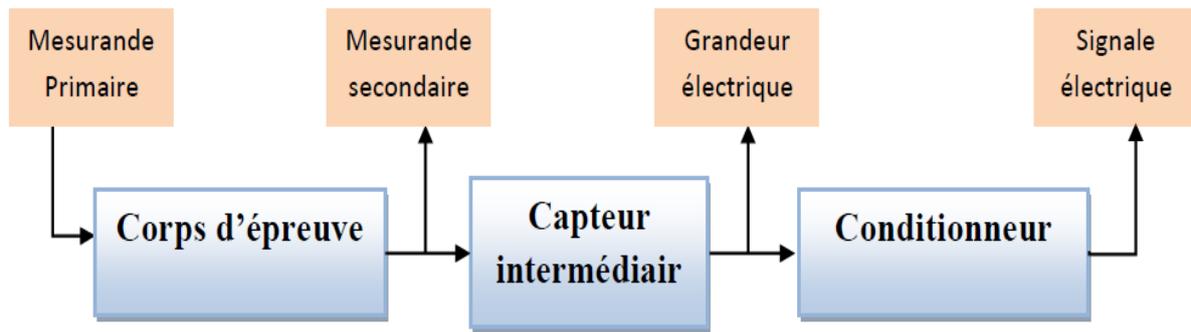


Figure 21 Constitution d'une chaîne de mesure classique.

On appelle corps d'épreuve celui la partie de capteur qui est en contact direct avec la mesurande et capteur intermédiaire, celui la partie de capteur qu'il se change électriquement en fonction de la variation de la mesurande.

1.3. Conditionnement du signal

La partie électronique analogique qui traite le signal de sortie de capteur et qui est souvent placée à proximité de capteur porte le nom d'étage de conditionnement du signal. L'étage de conditionnement du signal a un rôle très important, il converti en tension la grandeur de sortie du capteur, adapte l'impédance pour le capteur et limite l'amplification en mode commun, il doit être optimisé pour éliminer les bruits électromagnétiques ^[107].

De manière classique la sortie d'une chaîne de mesure est du type électrique. Si la chaîne de mesure fait intervenir plusieurs transducteurs, le dernier transducteur est associé à un conditionneur qui fournit la grandeur électrique de sortie de manière exploitable.

Le choix de conditionneur est une étape importante dans le cadre de la chaîne de mesure car, il associé au capteur, il détermine la nature finale du signal électrique et va influencer sur les performances de la mesure. Par exemple, si le capteur est une source de courant, donc l'étage de conditionnement est constitué par un convertisseur courant tension. Si le capteur est une source de charge, les charges délivrées par le capteur sont traduites en tension électrique, et le montage conditionneur est dit convertisseur charge tension.

1.4. Classification des capteurs

On classifie les capteurs en deux grandes familles en fonction de la caractéristique électrique de la grandeur de leur sortie. Cette classification influe sur le conditionneur qui lui est associé : capteur passif et capteur actif.

1.4.1. Capteur passif

Un composant passif est un composant ne disposant d'aucune source interne. L'énergie de sortie est délivrée par l'environnement. Les composants passifs de base sont les résistances, les condensateurs, les inductances ^[89] (Fig. 2.03 b) ^[82].

Le capteur se comporte en sortie comme un dipôle passif qui peut être résistif, capacitif ou inductif. Il s'agit essentiellement d'impédances dont l'un des paramètres est sensible au mesurande, capable d'agir sur la géométrie du capteur, sur la résistivité, la perméabilité magnétique ou la constante diélectrique ^[122].

Table 1 Principes physiques de quelques capteurs passifs.

Mesurande	Caractéristique électrique concernée	Matériaux utilisés
Température	Résistivité ou constante diélectrique	Platine, cuivre semi-conducteurs, verre...
Rayonnement optique	Résistivité	Semi-conducteurs
Déformation	Résistivité ou perméabilité magnétique	Silicium dopé, alliages ferromagnétiques
Position	Résistivité	Matériaux magnéto résistants
Humidité	Résistivité ou constante diélectrique	Alumine, polymères...
Niveau	Constante diélectrique	Liquides isolants

1.4.2. Capteur actif

Il s'agit essentiellement d'un générateur dont la sortie est obtenue par la conversion du mesurande en énergie électrique (Fig. 2.03 a) ^[82]. Cette conversion est souvent obtenue en utilisant l'un des effets physiques suivants : effet thermoélectrique, effet piézoélectrique, effet photovoltaïque, effet photoémissif, effet d'induction électromagnétique... etc.

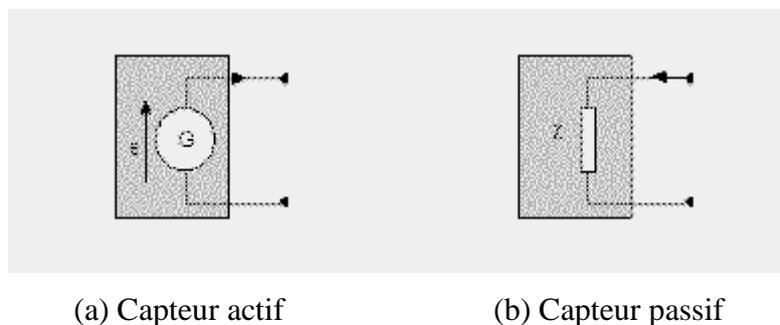


Figure 22 Les types des captures.

Fonctionnant en générateur, un capteur actif ^[81, 82] est généralement fondé dans son principe sur un effet physique qui assure la conversion en énergie électrique de la forme d'énergie propre à la grandeur physique à prélever, énergie thermique, mécanique ou de rayonnement. Dans ce cas, la sortie du capteur est équivalente à un générateur. C'est un dipôle actif qui peut être du type courant, tension ou charge.

Table 2 Principes physiques de quelques capteurs actifs.

Mesurande	Effet concerné	Sortie
Température	Thermoélectricité	Tension
Rayonnement optique	Pyroélectricité Photoémission Effet photovoltaïque	Charge Courant Tension
Force, pression	Piézoélectrique	Charge
Vitesse	Induction électromagnétique	Tension
Position	Effet Hall	Tension

1.5. Principales caractéristiques d'un capteur

Nous rappelons les différentes caractéristiques nécessaires à prendre en compte lors de la conception de dispositifs d'instrumentation.

1.5.1. Etendue de mesure

C'est la différence algébrique entre les valeurs extrêmes pouvant être prises par la grandeur à mesurer, pour laquelle les indications d'un capteur ne doivent pas être entachées d'une erreur supérieure à la valeur maximale tolérée.

1.5.2. Sensibilité

La sensibilité s'exprime par le quotient de la variation de la grandeur de sortie de capteur à la variation correspondante de la grandeur mesurée.

1.5.3. Précision

C'est la qualité qui caractérise l'aptitude d'un capteur à donner des indications proches de la valeur vraie de la grandeur mesurée.

1.5.4. Rapidité

Le capteur est rapide quand il est à même de suivre les évolutions de la grandeur d'entrée. On doit connaître la plage de variation de fréquence du mesurande. Par exemple, la variation de température sera un phénomène assez lent à comparer par l'acquisition d'une tension ^[107].

1.6. Choix d'un capteur

Tous les capteurs présentent, en général, deux parties distinctes: une première partie qui a pour rôle de détecter un événement et une deuxième partie qui a pour rôle de traduire l'événement en une grandeur généralement électrique.

Pour choisir correctement un capteur ^[81], il faudra définir tout d'abord le type d'évènement à détecter, la nature de l'évènement, la grandeur de l'évènement et l'environnement de l'évènement. En fonction de ces paramètres on pourra effectuer un ou plusieurs choix pour un type de détection. D'autres éléments peuvent permettre de cibler précisément le capteur à utiliser : Ses performances, son encombrement, sa fiabilité, la nature du signal délivré par le capteur (électrique, pneumatique), son prix...

2. CAPTEURS DES SIGNAUX PHYSIOLOGIQUES

Dans le domaine médical, les capteurs peuvent être utilisés pour assurer une surveillance permanente des organes vitaux de l'être humain. Ceux-ci pouvant être implantés sur la peau pour faciliter le diagnostic de maladies par la mesure continue de paramètres tel que : la tension artérielle, les battements du cœur, la fonction respiratoire, etc. ^[79, 80].

Les capteurs biomédicaux ^[80] sont des capteurs destinés à mesurer les signaux physiologiques générés par des organismes vivants et en particulier par les êtres humains. Le rôle joué par les capteurs biomédicaux est l'un des aspects techniques que l'on rencontre au cours du dialogue patient-machine, en effet toute information biologique doit, pour être exploitée, se présenter sous la forme de signaux compréhensibles et enregistrables en valeurs normalisées, ces informations sont nombreuses :

Dans notre cas, pour effectuer la détection des signaux physiologiques explorés, il existe plusieurs types de capteurs que l'on peut classier en trois catégories :

1. Électrique : capteur de signal ECG, le transducteur de courant ionique en un courant électrique (plaque de cuivre ou des électrodes).
2. Optique : capteur de signal PPG, se compose d'un émetteur de lumière associé à un récepteur (photodiode ou phototransistor).
3. Dynamique : capteur de signal PTG à pression différentiel, débitmètre électromagnétique.

Dans cette partie, nous allons présenter une étude détaillée des principes physiques pour le fonctionnement des capteurs existants au niveau de notre thèse.

2.1. Capteur du signal ECG

Le terme ‘ECG’ désigne soit l’électrocardiogramme (l’enregistrement de la tension électrique générée par le cœur), soit l’appareil – l’électrocardiographe – qui sert à l’enregistrer, il est représenté le résultat graphique de l’activité électrique du cœur au cours de temps ^[19, 72, 87, 98].

Ce signal est constitué d’un motif qui se répète, il est périodique, la fréquence cardiaque est l’inverse de la période, il correspond au nombre de battements de cœur par seconde.

L’enregistrement de l’activité électrique du cœur est faite à l’aide des électrodes positionnées sur les membres du patient d’une part (électrodes des membres), et sur son thorax (électrodes précordiales). Ces électrodes permettent d’avoir l’activité cardiaque respectivement dans le plan frontal et dans le plan horizontal ^[121].

2.1.1. Principe de mesure

Le changement de la tension électrique qui se produit pendant la dépolarisation et la repolarisation est exactement ce qui est relevé par le capteur ECG (électrodes). Les valeurs du signal ECG sont définies par les variations électriques cardiaques acquises par le capteur, et ce à travers les paires d’électrodes placées sur la peau du patient et entourant le cœur. La sortie d’une paire d’électrodes est appelée ‘dérivation’ ou ‘LEAD’, une dérivation représente la différence de tension électrique entre deux électrodes ^[25, 72, 87].

2.1.2. Système de dérivation

L’ECG est fait de 12 vues caractéristiques du cœur, six provenant des électrodes fixées aux membres de sujet et six des électrodes fixées sur la poitrine.

Quand il s’agit d’effectuer l’acquisition des données ECG, il existe plusieurs représentations, ces représentations dépendent du nombre de dérivations, typiquement 1, 3 ou 12 dérivations. L’ensemble des dérivations uni et bipolaires projetées géométriquement représentent un double triax avec un centre schématisé : c’est le cœur.

Ces représentations d’ECG se différencient principalement les unes des autres par la précision de leur enregistrement.

Il existe trois types de dérivations: unipolaires périphériques, unipolaires précordiales et bipolaires.

2.1.2.1. Dérivations unipolaires périphériques :

Les dérivations périphériques permettent d'étudier l'activité électrique du cœur sur le plan frontal ^[97]. Une électrode exploratrice est placée à la surface du corps, elle est reliée au pôle positif de l'électrocardiographe, le pôle négatif de l'électrocardiographe est relié à une électrode neutre ou indifférente (borne centrale de *Wilson*) ^[83, 87].

- aVR = bras droit borne centrale.
- aVL = bras gauche borne centrale.
- aVF = jambe gauche borne centrale.

La ligne de chacune de ces trois dérivations passe par un des sommets du triangle et son centre géométrique (Fig. 2.04) ^[97].

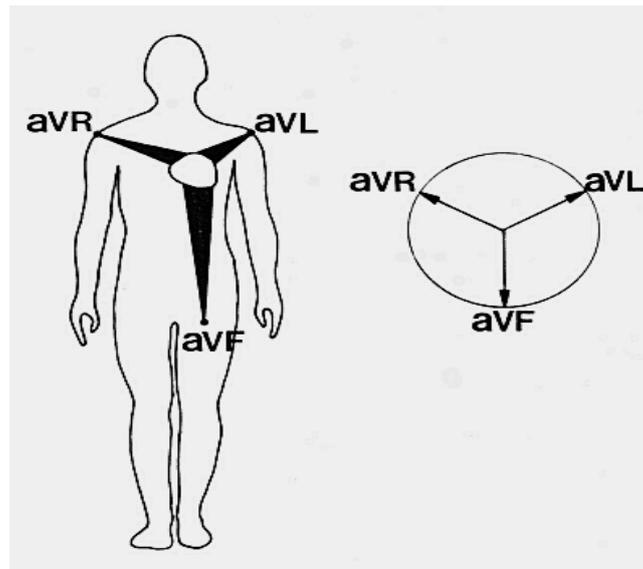


Figure 23 Dérivations unipolaires périphériques.

2.1.2.2. Dérivations unipolaires précordiales :

Ce sont des dérivations unipolaires fixées en des points définis sur la paroi thoracique désignés par *Wilson*. L'électrode exploratrice est reliée au pôle positif de l'appareil, le pôle négatif à la borne centrale.

Elles explorent l'activité électrique cardiaque dans un plan approximativement horizontal:

- V_1 = 4ème espace intercostal droit au bord droit du sternum.
- V_2 = 4ème espace intercostal gauche au bord gauche du sternum.
- V_3 = entre V_2 et V_4 .
- V_4 = 5ème espace intercostal gauche, sur la ligne médio claviculaire gauche.
- V_5 = sur la ligne axillaire antérieure à la même hauteur que V_4 .
- V_6 = sur la ligne axillaire moyenne à la même hauteur que V_4 ^[83].

Les dérivations V_1 et V_2 regardent le VD, les dérivations V_3 et V_4 regardent le septum et les dérivations V_5 et V_6 le VG (Fig. 2.05) ^[97, 98].

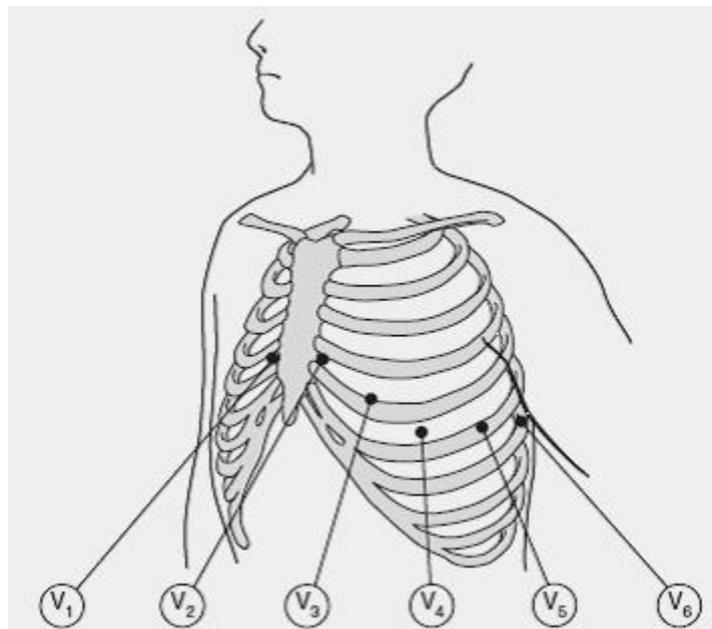


Figure 24 Dérivations unipolaires précordiales.

2.1.2.3. Dérivations bipolaires :

L'ECG à 3-LEAD s'appuie sur un placement des électrodes pour une configuration à 3 fils ^[73]. Dans cette configuration, les électrodes sont placées comme illustré par la figure 2.06 ^[97], ces trois dérivations forment les côtés du triangle d'*Einthoven* ^[84-87].

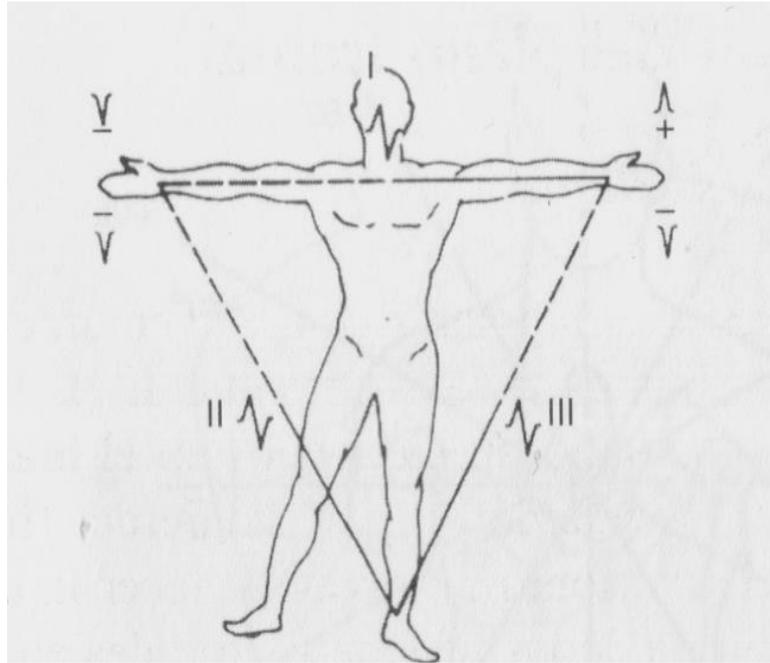


Figure 25 Dérivations standard (bipolaires).

Les 6 dérivations des membres explorent le cœur dans le plan horizontal et sont constituées de : 3 dérivations bipolaires (D1-D2-D3) qui représentent des différences de potentiel des 3 électrodes placées sur le bras droit et gauche, et la jambe gauche ainsi que de 3 dérivations unipolaires (aVF, aVL, aVR). Les dérivations (D2, D3, aVF) explorent la partie inférieure du cœur, tandis que les dérivations D1, aVL en explorent la partie latérale gauche [31].

Dans notre cas l'ECG est enregistré par des électrodes placées sur les membres de sujet (dérivations bipolaires), puisque nous n'avons pas besoin de plusieurs informations d'ECG sauf la détection de complexe QRS. L'image de la figure 2.07 représente les électrodes que nous avons les utilisées.

- Une électrode placée sur bras droit (Right Arm, RA)
- Une électrode placée sur le bras gauche (Left Arm, LA)
- Une troisième située sur la jambe gauche (Left Leg, LL)



Figure 26 Les électrodes d'ECG.

Le placement de ces électrodes forme donc trois dériviations, à savoir :

- LARA (DI) : mesure la différence de potentiel entre les électrodes placées sur LA et RA.
- RALL (DII) : mesure la différence de potentiel entre les électrodes placées sur RA et LL.
- LALL (DIII) : mesure la différence de potentiel entre les électrodes placées sur LA et LL.
- Pour améliorer la qualité du signal ECG à 3 dériviations, une quatrième électrode peut être reliée à la jambe droite sert d'électrode 'de terre' et ne participe à aucune dérivation. Cette électrode représente la référence de *Wilson*^[77] qui aide à réduire le bruit.

Le capteur ECG de notre plate-forme extrait seulement deux dériviations, il s'agit des dériviations RALL et LALL. Les valeurs de la dérivation (LARA) sont déduites de la différence entre les deux valeurs LALL et RALL correspondant. Pour faciliter l'acquisition, cette dérivation (LARA) représente les valeurs brutes extraites du convertisseur analogique numérique à 10 bits lors de l'acquisition par la carte d'acquisition (*Chapitre 03*).

L'électronique associée aux électrodes pour configurer le signal ECG est présentée dans le chapitre 3.

2.1.3. Interface peau-électrodes

La qualité de l'interface peau-électrodes doit être optimale, pour un bon contact électrique entre les électrodes et la peau. Des électrodes Ag/AgCl sont utilisées^[98]. Ces électrodes sont les plus fiables pour les enregistrements standards mais aucune étude n'a vérifié cette fiabilité pour l'enregistrement électrocardiographique à haut résolution.

La préparation de la peau est indispensable pour éviter la présence de dérives de la ligne de base ou d'interférence issues du secteur (50HZ).

Une mauvaise interface introduit un déséquilibre de l'impédance d'entrée du système et contribue à l'augmentation des interférences. En générale, ce déséquilibre est compensé par un taux de réjection des amplificateurs ^[88] qui est au minimum de 120dB. (Voir le *chapitre 3*)

2.2. Capteur du signal PPG

Une classe importante des capteurs concerne la détection des faisceaux électromagnétiques. Un capteur optique est un dispositif capable de détecter l'intensité ou la longueur d'onde des photons lumineux ^[89]. Il se compose d'un émetteur de lumière (en anglais : Light Emission Diode, LED) associé à un récepteur (phototransistor ou photodiode) (Fig. 2.08).

La détection d'un objet se fait par coupure ou variation d'un faisceau lumineux. La grandeur de sortie des capteurs optiques est généralement un courant électrique. C'est à partir des variations de ce courant en fonction de différents paramètres que l'on définit les performances du capteur. Le signal est amplifié pour être exploité par la partie d'afficheur.

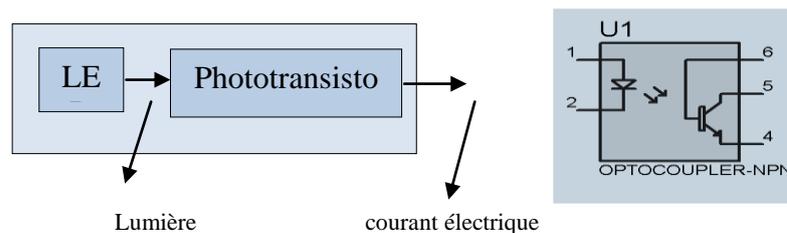


Figure 27 Schéma bloc d'un optocoupler à phototransistor NPN.

2.2.1. Effet photo-électrique

Un semi-conducteur est un matériau pauvre en porteurs de charges électriques (isolant). Lorsqu'un photon d'énergie suffisante excite un atome du matériau, celui-ci libère plus facilement un électron qui participera à la conduction.

Un photon incident d'énergie suffisante percute un électron appartenant au matériau irradié, cet électron absorbe la totalité de l'énergie du photon incident, ce qui lui permet de quitter le matériau.

La libération de charges électriques dans la matière sous l'influence d'un rayonnement lumineux ou plus généralement d'une onde électromagnétique dont la longueur d'onde est inférieure à un seuil caractéristique du matériau.

Les photons contenus dans les ondes lumineuses de fréquence de radiation ν possèdent une énergie $E = h \cdot \nu$ (où h est la constante de Planck $h = 6.62 \cdot 10^{-34}$ J.s) ^[76, 78, 89]. La relation

entre fréquence et longueur d'onde est : $\lambda = 3.10^8 / \nu$ où 3.10^8 est la vitesse de la lumière en m/s et ν la fréquence de vibration des cette photons. C'est le phénomène photoélectrique mis en œuvre dans la plupart des capteurs optiques.

Réciproquement, si un électron libre e percute un électron e' (Fig. 2.09) ^[89]. Si l'énergie apportée est suffisante, cette dernière se déplace sur une orbite d'atome de plus grand diamètre. En retrouvant sa position d'origine, il restitue l'énergie reçue sous forme de photons. C'est le principe mis en œuvre dans les émetteurs photoélectriques (diodes électroluminescentes).

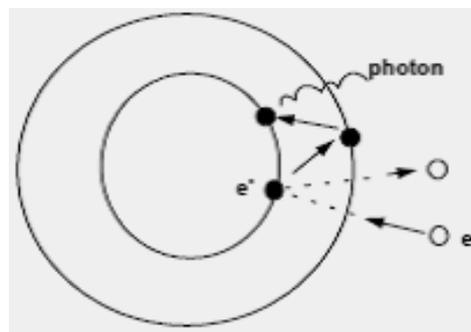


Figure 28 Effet photoélectrique.

2.2.2. Électroluminescente (Diode)

Une diode électroluminescente (LED) est une diode à semi-conducteur, qui sous l'effet d'une polarisation directe adéquate (lorsqu'elle est traversée par un courant) émet de la lumière visible (rouge, vert...) ou invisible (infrarouge, ultraviolet...). Le courant nécessaire à l'illumination est faible (dizaine de mA) et il est nécessaire de placer une résistance en série avec la diode pour limiter l'intensité du courant et éviter de brûler la diode ^[122]. Ce type de diode est utilisé dans de nombreux appareils : témoin marche-arrêt pour les appareils électroniques, télécommande à infrarouge, affichage des panneaux lumineux, afficheur 7 segments...

Une LED produit un rayonnement monochromatique à partir d'une transformation d'énergie. C'est lors de la recombinaison d'un électron et d'un trou qu'il y a émission d'un photon. En effet, la transition d'un électron entre la bande de conduction et la bande de valence peut être radiative et s'accompagne de l'émission d'un photon.

L'énergie du photon créé est donnée par la relation suivante :

$$h\nu = E_i - E_f (E_v) \quad (2.3)$$

Où : ν représente la fréquence du photon émis, la longueur d'onde λ est indépendante de la tension de polarisation. Son expression est :

$$\lambda = \frac{c \times h}{E_g \times q} \quad (2.4)$$

Avec :

$h = 6,626 \times 10^{-34}$ J.s : constante de Planck,

$q = 1,602 \times 10^{-19}$ C : charge élémentaire,

$c = 2,997 \times 10^8$ m/s : célérité de la lumière,

$E_g = E_C - E_V$ eV : gap.

λ est déterminée par la largeur de la bande interdite et dépend donc du matériau utilisé. Pour obtenir l'infrarouge, le matériau adapté est l'arséniure de gallium (GaAs) dopé avec du silicium ou du zinc ^[122].

On trouve de nombreux types de diodes aux spécificités différentes (longueur d'onde, économie, puissance de sortie, tension directe, temps de commutation...).

Les principaux matériaux sont : arséniure de gallium, arséniure de gallium-aluminium (AlGaAs), arséniure phosphore de gallium (GaAsP), nitrure de gallium (GaN), arséniure de gallium, séléniure de zinc (SnSe), nitrure de gallium-indium (InGaN), carbure de silicium (SiC).

Table 3 Exemples des principaux matériaux des diodes.

Couleur	Longueur d'onde (nm)	Tension de seuil (V)	Semi-conducteur utilisé
IR	$\lambda > 760$	$\Delta V < 1,63$	AlGaAs
Rouge	$610 < \lambda < 760$	$1,63 < \Delta V < 2,03$	AlGaAs, GaAsP

2.2.3. Les photodiodes

Les photodiodes sont des diodes au silicium qui exploitent l'effet photoélectrique. Une photodiode est une diode dont la jonction PN peut être soumise à un éclairage lumineux ^[89]. Sous éclairage, les photons libèrent des paires électrons trous, sa polarisation en inverse produit un courant qui augmente proportionnellement à l'intensité lumineuse.

Ces capteurs disposent d'une très bonne respectabilité. Les photodiodes sont beaucoup utilisées en raison de leur grande stabilité, de leur faible encombrement, de leur coût réduit.

2.2.4. Les phototransistors

Le faible courant électrique transmis par les photodiodes a poussé les constructeurs de semi-conducteurs à rajouter à ce composant un transistor donnant ainsi naissance au phototransistor (Fig. 2.10). Les caractéristiques sont sensiblement les mêmes que celle des photodiodes, mais on remarque un courant beaucoup plus important ^[1, 89]. Certains phototransistors disposent d'une troisième patte permettant d'affiner la sensibilité du capteur.

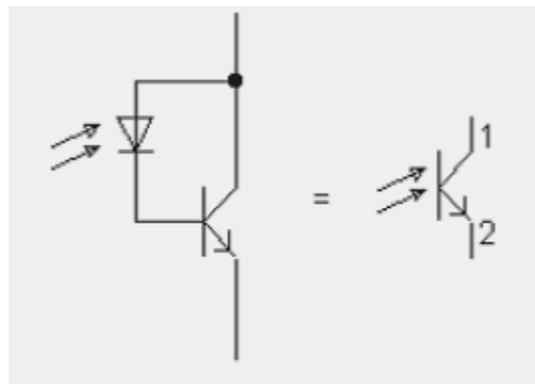


Figure 29 Photodiode et phototransistor.

2.2.5. Principe de fonctionnement du capteur photopléthysmographique

La photopléthysmographie est une technique non-invasive, mettant en jeu l'utilisation d'une oxymétrie de pouls qui mesure les changements d'absorption de la lumière dans des vaisseaux sanguins ^[92, 93].

Nous venons de voir que la couleur du sang variait selon son oxygénation autrement dit, sa saturation en Oxygène. C'est donc grâce à cette propriété que les capteurs des appareils vont pouvoir déterminer la SpO_2 . L'appareil va d'une part repérer chaque onde pulsatile artérielle et ensuite déterminer la saturation selon la couleur du sang qui sera déduite selon l'absorption des lumières émises.

Le principe de base de l'oxymétrie de pouls relève de la spectrophotométrie percutanée et de la loi de Beer-Lambert, c'est-à-dire que l'on utilise les propriétés de réflexion de la lumière de molécules pour mesurer la concentration d'entités chimiques dans un environnement liquide ou gazeux.

➤ **Loi de BEER-LAMBERT**

Les lois régissant l'absorption de la lumière par une substance colorée ont été formulées en 1730 par *J.H. Lambert* et généralisées aux solutions par *A. Beer* en 1852^[90, 91].

Soit une cuve de longueur ℓ contenant une solution d'une substance colorée à la concentration C . Un faisceau de lumière monochromatique de longueur d'onde λ traverse cette solution soit $I_0(\lambda)$, l'intensité de ce faisceau à l'entrée, de la cuve et $I_s(\lambda)$, son intensité à la sortie. L'absorption de cette lumière par la solution peut être caractérisée par deux grandeurs : la transmittance et l'absorbance.

- La transmittance T donne le pourcentage de lumière que transmet la solution :

$$T(\lambda) = \frac{I_s(\lambda)}{I_0(\lambda)} \quad (2.5)$$

- L'absorbance A est définie par :

$$A(\lambda) = \log\left(\frac{1}{T(\lambda)}\right) = \log\frac{I_0(\lambda)}{I_s(\lambda)} \quad (2.6)$$

L'absorbance A est une grandeur sans-dimension.

L'intensité I_s de la lumière qui traverse le substrat diminue exponentiellement avec la distance selon l'équation ci-dessus :

$$I_s = I_0 * e^{-\varepsilon(\lambda)c.l} \quad (2.7)$$

Où : $\varepsilon(\lambda)$ est le coefficient d'extinction de l'absorption d'une substance à une longueur d'onde λ .

Les capteurs photopléthysmographiques les plus fréquemment utilisés se fixent au niveau de l'extrémité distale d'un doigt (Fig. 2.11), soit sous forme de pinces pouvant être utilisée aussi bien à droite qu'à gauche, soit sous forme d'autocollant pourvu de deux diodes lumineuses, particulièrement adapté en pédiatrie et chez les patients agités.

Dans notre cas, nous avons fabriqué manuellement une sonde spéciale en utilisation un tuyau plastique regroupe les deux sources de la lumière rouge (R) et infrarouge (IR) d'une face, avec un photorécepteur (phototransistor) de type BPX43 dans l'autre face, au niveau du laboratoire Génie Biomédicale, Université de Tlemcen.

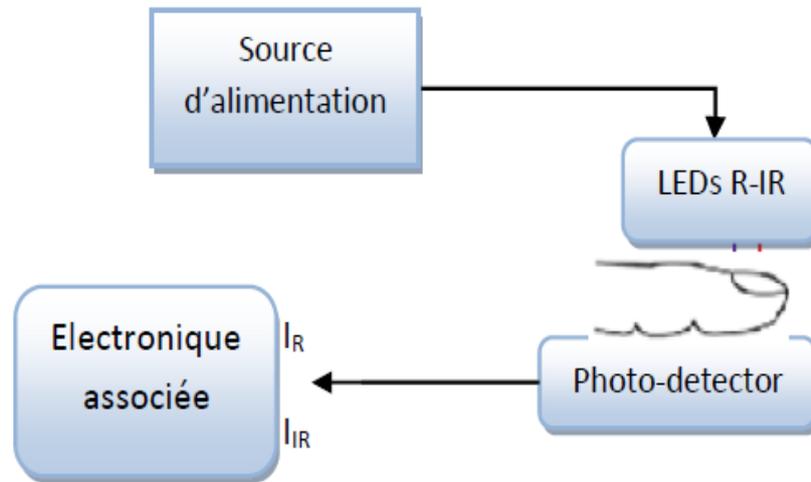


Figure 30 Schéma bloc du capteur photopléthysmographique.

Le capteur émet des signaux lumineux par deux diodes, et reçoit l'amplitude lumineuse perçue au niveau d'un phototransistor située de l'autre côté du tégument analysé (doigt) puis détecte l'absorbance de ces ondes par l'hémoglobine sanguine.

Cette technique permet l'enregistrement des modifications de volume et donc de pression intervenant dans une zone vasculaire. Elle utilise la réflexion cutanée de la lumière infrarouge au niveau des plexus veineux intradermique.

Au niveau de l'oxymétrie de pouls elle permet d'analyser la vascularisation distale par l'indice de perfusion périphérique (*Chapitre 1*), et distingue la composante pulsatile (sang artériel) du non pulsatile (tissus et sang veineux).

L'hémoglobine qui se charge en oxygène lors des phases d'inspiration devient de l'oxyhémoglobine (HbO_2). Cette dernière absorbe plus de lumière infrarouge que de lumière rouge. Inversement, l'hémoglobine désoxygénée, la dés oxyhémoglobine (Hb) absorbe plus de lumière rouge et laisse passer plus de lumière infrarouge (Fig. 2.12) ^[27, 105].

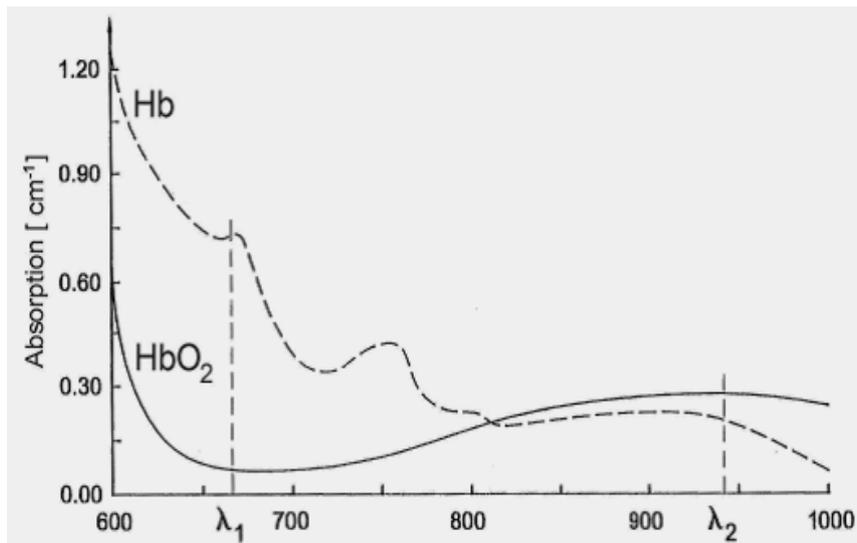


Figure 31 Absorption de la lumière par l'hémoglobine. Deux longueurs d'onde sont retenues pour former la saturation pulsée en oxygène : L'HbO₂ absorbe plus dans les longueurs d'ondes Infrarouge (850 à 1000 nm) que l'Hb qui absorbe plus dans le spectre des longueurs d'ondes du Rouge (600 à 750 nm).

Le capteur émet une lumière rouge dont la longueur d'onde est fixée à 660 nm ainsi qu'une lumière infrarouge dont la longueur d'onde est fixée à 940 nm (Fig. 2.12) ^[27, 94]. C'est la partie non-absorbée de la lumière que va relever la photodiode, transcrivant ainsi les variations du flux sanguin entraînées par les rythmes de diastole et systole du cœur ^[27]. La partie du signal absorbée qui fluctue (Fig. 2.13) ^[27, 94] est engendrée uniquement par les variations de volume du sang artériel ^[95].

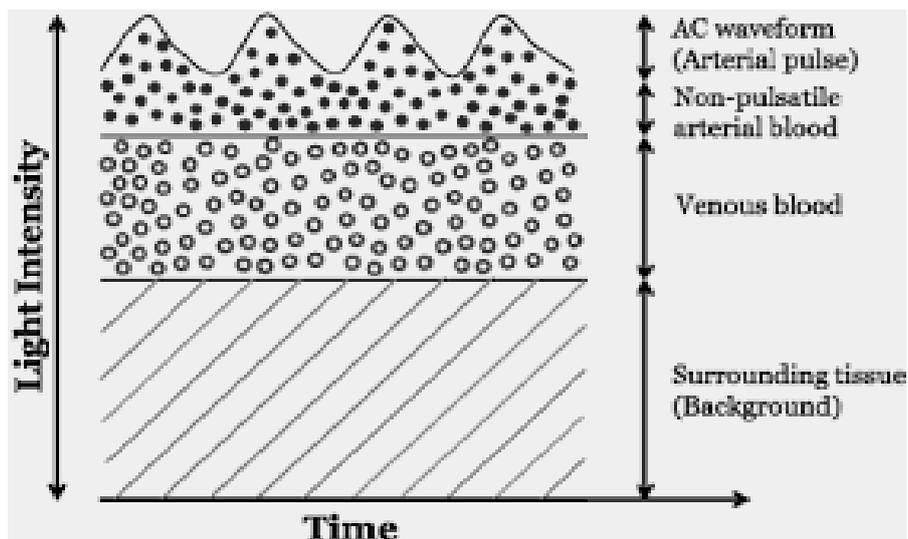


Figure 32 Composantes décrivant un signal photopléthysmographique. La partie variable traduit l'absorption de lumière engendrée par le sang artériel pulsé. La partie continue traduit l'absorption engendrée par les tissus et le sang veineux.

Des opérations mathématiques sur les signaux formés par la réflexion des lumières rouge et infrarouge sont nécessaires pour séparer l'amplitude de la partie pulsatile (AC) de l'amplitude de la composante continue (DC) (fig. 2.13). Cette dernière est engendrée par le sang artériel non-pulsatile, les tissus et le sang veineux. Un processus de normalisation, le ratio des ratios, est calculé pour annuler les variations d'intensité de la partie fixe (équation 2.8) ^[105]. Cette composante peut être très variable d'un individu à l'autre et peut également dépendre de l'endroit où le capteur est placé ^[27]. Ce rapport est calculé selon la formule suivante :

$$r = \frac{R}{IR} = \frac{AC \text{ rouge} / DC \text{ rouge}}{AC \text{ infrarouge} / DC \text{ infrarouge}} \quad (2.8)$$

Cette méthode basée sur la photopléthysmographie présente un avantage particulier : la mesure de la saturation artérielle est non-invasive et ne nécessite que la mise en place de deux composants électroniques de base. Les prises s'effectuent généralement au doigt ou à l'oreille du patient ^[96].

La saturation en oxygène est une mesure donnée en pourcentage, la moyenne pour un sujet sain est comprise entre 95 et 100 % ^[96]. On parle d'hypoxémie lorsque la saturation tombe en dessous de 90 %. Le fonctionnement des organes comme le cœur ou le cerveau est compromis lorsque la saturation en oxygène diminue et passe sous les 80 %.

2.3. Capteur du signal PTG

Les techniques d'enregistrement des variables respiratoires ont beaucoup évolué, en particulier au cours des dernières années, conduisant aux développements de techniques moins contraignantes qui apportent des informations suffisamment précises pour répondre à des questions diagnostiques plus variées ^[21].

Le domaine de l'invention concerne un spiromètre destiné à la mesure de la respiration d'un patient, comportant un capteur de la capacité respiratoire lors d'un cycle respiratoire et un dispositif de traitement des mesures fournies par le capteur. Le capteur, il est de débit du type pneumotachographie à pression différentielle et le dispositif de traitement des mesures comporte un ensemble électronique d'amplification et de numérisation.

2.3.1. Capteur à pression différentielle

La mesure de débit respiratoire, réduite à la mesure des différences de pression ΔP du gaz respirée qui apparaît entre deux points situés en amont et en aval de l'étranglement du conduit est donc réalisée par un capteur de pression différentielle.

Dans notre cas le capteur de débit respiratoire peut se faire en plusieurs étapes :

- Transformation du débit respiratoire en une pression différentielle.
- Transformation de la pression différentielle en la déformation mécanique d'une membrane.
- Transformation du déplacement mécanique en un champ magnétique variable à l'aide d'une matière ferromagnétique.
- Transformation de ce champ magnétique en une grandeur électrique via un circuit électronique associé, ce circuit est présenté en détail dans le chapitre 3.

La figure 2.14 illustre un schéma représentatif du principe de mesure de signal PTG réalisée dans notre thèse.

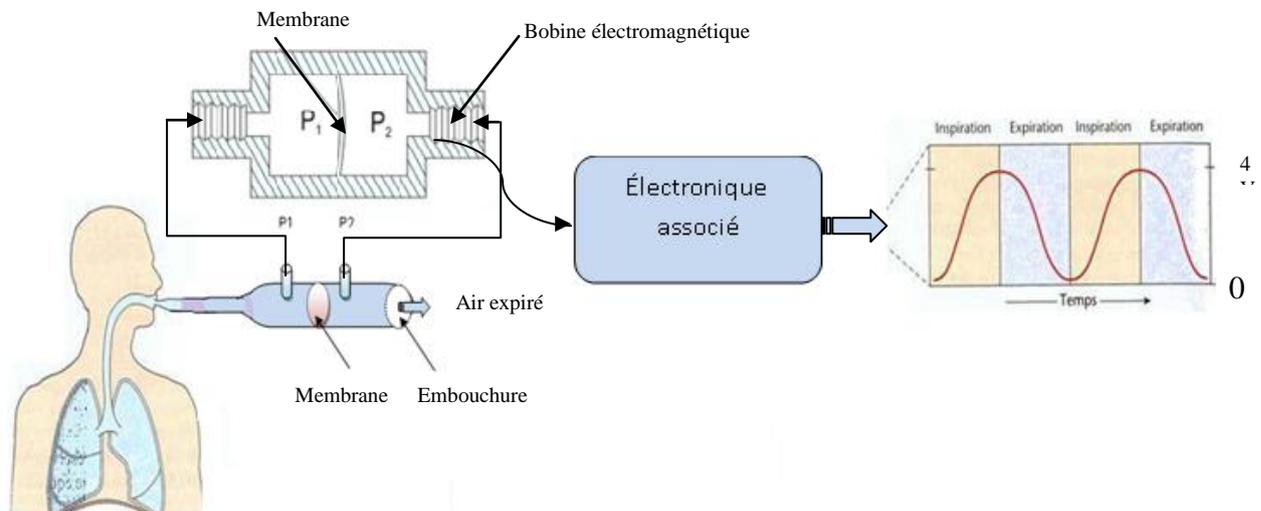


Figure 33 Schéma représentatif de capteur respiratoire PTG à pression différentielle.

Le principe de conversion du débit d'air respiratoire en une tension électrique, est d'utiliser un fluxmètre à pression différentielle (Fig. 2.14). Il s'agit de créer au sein de la tube une membrane localisée de la section (ou constriction) qui engendrera une différence de pression statique (P_1 et P_2) dont la mesure nous permettra d'en déduire le débit.

Dans notre cas nous utilisons le capteur pneumotachographique, qui consiste à mesurer la différence de pression entre deux points d'un écoulement laminaire et qui utilise la loi de

Poiseuille ^[99, 100] selon laquelle le débit est proportionnel à la différence entre les deux points de l'écoulement.

$$D = k. \Delta P \quad (2.9)$$

Avec :

$$K \text{ est un constant} = \frac{\pi R^4}{8 \mu L}$$

R : diamètre de conduit cylindrique.

L : longueur de conduit cylindrique, entre les deux points P₁ et P₂.

μ : la viscosité de l'air respirée.

D : le débit volumique.

ΔP : le gradient de pression.

La méthode consiste à utiliser deux tubes soumis à la pression dans deux endroits différents à l'intérieur la conduit cylindrique. Une membrane située à l'intérieur d'un circuit magnétique à reluctance variable se déplace au rythme de la variation ΔP c'est-à-dire en fonction du débit d'écoulement d'air généré par la respiration (Fig. 2.14).

La reluctance variable du circuit magnétique dépend du déplacement de la membrane entraîne une variation de l'inductance qui dépend de ΔP et qui est une fonction non linéaire de débit respiration. Un circuit de conditionnement associer permettra de transformer la différence de pression ΔP en grandeur électrique (un flux d'induction magnétique variable).

Cette technique a bien sûr l'avantage de fournir une mesure quantitative des débits d'air ventilés, d'identifier et d'analyser la limitation inspiratoire de débit. Son inconvénient majeur est qu'elle impose l'utilisation d'un masque naso-buccal, et donc représente une contrainte relativement importante pour les enfants le sujet endormi.

Un circuit électronique de traitement analogique de signal respiratoire, comportant l'amplification, filtrage et en fin la numérisation et la transmission (voir le *Chapitre 3 et 4*). Une image réal de notre capteur et conditionneur est représentée dans la figure 2. 15.



Figure 34 Image réal de notre capteur PTG à pression différentielle.

2.3.2. Effet inductif

Lorsqu'un conducteur se déplace dans un champ d'induction fixe, il est le siège d'une force électromotrice proportionnelle à sa vitesse de déplacement ^[122].

Ces capteurs comportent des enroulements de mesure traversés par un flux d'induction magnétique fonction du mesurande. Le mesurande peut être une position, un déplacement linéaire ou angulaire (déplacement de membrane dans notre cas).

Certains de ces capteurs font jouer le coefficient d'auto-induction d'une bobine traversée par un courant alternatif. Lorsqu'un courant quelconque, d'intensité i , parcourt un circuit placé dans l'air loin de toute masse de fer, il crée dans l'espace environnant un champ magnétique dont l'intensité B est proportionnelle à i ^[76].

L'inductance (L) de ce capteur est :

$$L = \frac{\mu_0 N A}{x_0} \quad (2.10)$$

Où

μ_0 : perméabilité magnétique du vide.

N : nombre de spires.

A : l'aire de l'entrefer.

x_0 : distance de départ de l'entrefer.

La variation du flux d'induction magnétique dans un circuit électrique induit une tension électrique. Lorsque le flux magnétique augmente par exemple, le courant qui circule dans la bobine augmente aussi et crée une tension électrique équivalant à la borne de bobine.

Les capteurs inductifs produisent à l'extrémité de leur tête de détection un champ magnétique oscillant. Ce champ est généré par un matériau ferromagnétique, lorsqu'il est soumis à l'excitation électrique. Lorsqu'un objet métallique pénètre dans ce champ, il y a perturbation de ce champ puis atténuation du champ oscillant, cette variation est exploitée par un amplificateur qui délivre un signal de sortie, de nature électrique (tension ou courant) ^[1].

CONCLUSION

Dans ce chapitre, nous avons présenté les principes physiques de fonctionnement des différents capteurs utilisés dans le cadre de notre thèse. Dans le chapitre suivant, nous présentons l'implémentation des circuits électroniques réalisés permettant d'effectuer les opérations de traitement du signal analogique, ainsi que, les principaux étages électroniques permettant la mise en forme des signaux issus des différents capteurs.



CHAPITRE III

L'électronique analogique concerne la partie consacrée aux traitements des grandeurs qui varient continûment en fonction du temps. Dans ce chapitre, nous présenterons tous les circuits électroniques associées aux capteurs dédiées de la mise en forme des signaux physiologiques que nous avons réalisés dans cette thèse.

3

Conception et Réalisation du Dispositif

Sommaire

CONCEPTION ET REALISATION DU DISPOSITIF.....	70
INTRODUCTION.....	70
1.ÉLECTRONIQUE ASSOCIÉE AUX CAPTEURS	70
1.1. Electronique associée aux électrodes d'ECG.....	70
1.2. Electronique associée au capteur PPG	77
1.2.1. Montage électronique pour le capteur à LED-IR.....	78
1.2.2. Montage électronique pour le capteur à deux LED-R et IR.....	79
1.3. Electronique associée au capteur PTG	81
CONCLUSION	87

Chapitre 3

CONCEPTION ET REALISATION DU DISPOSITIF

INTRODUCTION

Le principe le plus classique d'une mesure physiologique consiste à capter, amplifier, mettre en forme et visualiser les variations de grandeurs physiologiques issues du corps humain.

Dans ce chapitre nous détaillons le fonctionnement des différents étages électroniques associés aux capteurs, ECG, PPG et PTG que nous avons réalisés dans ce travail. Cette étude est menée à travers la conception et la réalisation des différents circuits proposés pour réaliser notre dispositif.

1. ÉLECTRONIQUE ASSOCIÉE AUX CAPTEURS

La mise en forme du signal ^[1] est une chaîne de mesure qui comporte un certain nombre de composants électroniques, permettant le traitement analogique de signal (amplification, filtrage, adaptation d'impédance, linéarisation...). C'est ce que nous appelons l'électronique associée aux capteurs. Après la mise en forme nous ramenons les signaux en sorties des différents circuits électroniques à un niveau compatible pour être connecté à une carte d'acquisition pour la Conversion Analogique Numérique (CAN, ADC en Anglais) et la transmission de données qui sera traitée en chapitre 4.

1.1. Electronique associée aux électrodes d'ECG

Le signal électrocardiographique issu des électrodes est de très faible niveau (quelques mv), contaminé par des bruits de différentes natures, un étage d'amplification et d'autre de filtrage sont alors indispensables. En fait cette amplification ne doit concerner que le signal utile. Ceci implique qu'un circuit de mise en forme est incontournable.

A travers le schéma bloc (Fig. 3.01) deux grandes parties se distinguent, partie des électrodes et partie d'amplification différentielle.

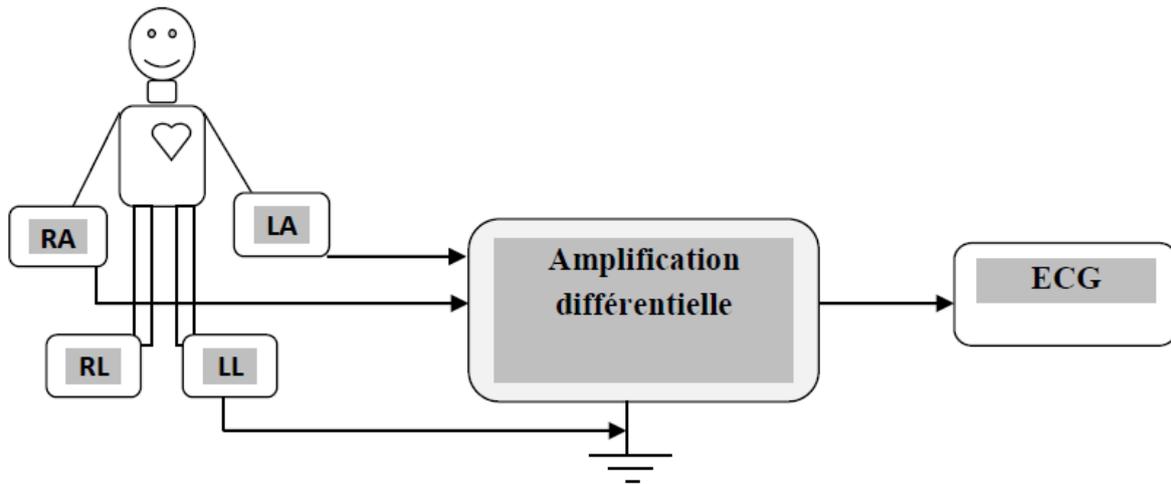


Figure 35 Schéma bloc du système réalisé ECG.

Chaque paire des électrodes mesure la différence de potentiel ionique entre leurs points respectifs d'application sur la surface du corps ^[106]. Le potentiel détecté est amplifié à l'aide des amplificateurs de hautes performances (gain, linéarité, différentialité, minimum de bruit de fond et taux de réjection en mode commun très élevé).

Les signaux captés au niveau des électrodes étant particulièrement perturbé, des filtres analogiques ^[8, 98] sont souvent nécessaires pour éliminer tout bruit situé à l'extérieur de la bande utile afin de constituer le signal ECG.

L'amplificateur d'instrumentation ^[107] est utilisé pour mesurer de petites tensions différentielles, superposée sur une tension en mode commun de taille souvent beaucoup plus grande. La particularité d'un amplificateur d'instrumentation est qu'il amplifie la tension de mode différentielle sans amplifier la tension de mode commun. Il consiste à utiliser un montage amplificateur avec plusieurs amplificateurs opérationnels qui maximise le rapport de l'amplification du mode différentiel par rapport à l'amplification de mode commun.

Le faible signal électrique est dirigé sur une longue ligne, susceptible de capter du bruit électrique produisant à son tour différentes tensions en mode commun. L'amplificateur d'instrumentation branché à l'extrémité de cette ligne doit amplifier le faible signal du détecteur et rejeter l'amplitude élevée de la tension commune ^[102]. On définit la tension de mode commun (V_{mc}) comme étant la tension commune à deux entrées d'amplificateur v_1 et v_2 et qui ne contient pas d'information. D'après ce que l'on vient de dire, la tension de mode commun s'exprime par l'équation (3.1a) :

$$V_{mc} = \frac{V_1 + V_2}{2} \quad (3.1a)$$

La tension de mode différentiel se calcule par l'équation (3.1b) ^[107]:

$$V_d = V_1 - V_2 \quad (3.1b)$$

La tension V_{mc} (tension de mode commun) est commune à v_1 et v_2 , elle peut être très supérieure à V_d (tension différentielle de mesure). Faire une mesure de bonne précision revient à éliminer ou rejeter cette tension de mode commun de manière à extraire la tension v_d tout en étant indépendant de V_{mc} . Cette tension de mode commun peut avoir plusieurs origines comme : l'alimentation, tension de mode commun de masse, et tension de mode commun de perturbations ^[102].

Le paramètre mesurant l'habileté d'un amplificateur à rejeter ces signaux en mode commun est appelé taux de réjection en mode commun, en anglais (CMRR) (Common Mode Rejection Ratio) ^[107].

$$CMRR = \frac{A_{vd}}{A_{mc}} \quad (3.2)$$

Une valeur très élevée de CMRR indique un gain différentiel A_{vd} élevé et un gain en mode commun A_{mc} faible.

Pour augmenter CMRR, il faut :

- présenter des entrées à impédance très grande pour éviter de délivrer des tensions différentes sur les deux entrées.
- symétriser les deux voies pour traiter identiquement l'amplification des deux entrées.

Nous avons réalisé notre amplificateur d'instrumentation à base de quadruple LM324 pour la réalisation électronique de l'amplificateur ECG (Fig. 3.02). Le LM324 possède quatre amplificateurs opérationnels sur la puce, ce qui réduira la taille et la quantité de fils nécessaires à la construction du circuit.

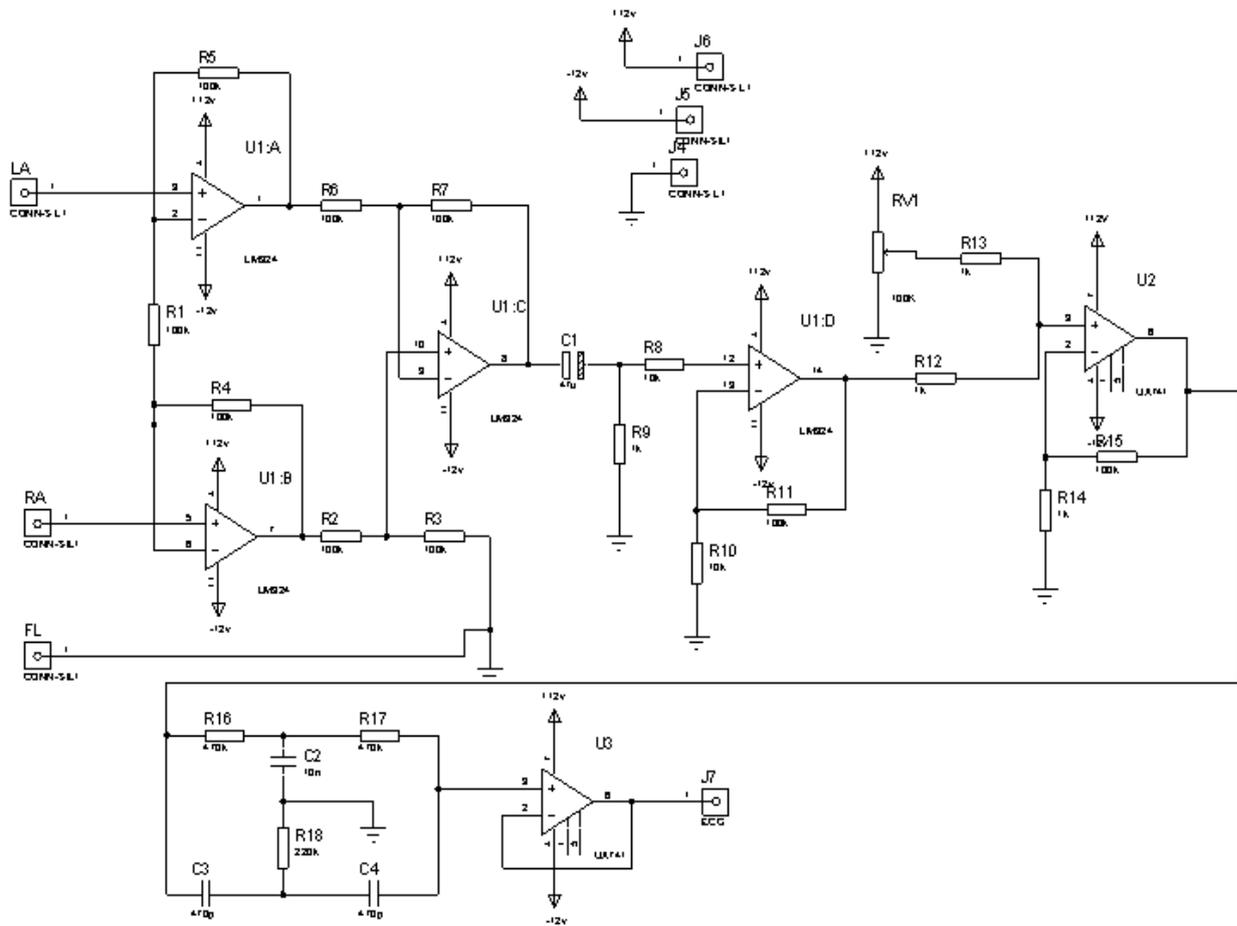


Figure 36 Schéma électrique de détection d'ECG.

Les électrodes de mesure d'ECG sont dirigées vers les entrées 3 et 5 de l'amplificateur LM324 pour amplifier les potentiels de la dérivation choisie. Le gain en mode différentiel est fixé par la résistance R_1 .

Le gain et la réponse en fréquence sont deux caractéristiques très importantes à prendre en considération lors de la conception d'amplificateur d'ECG. Un autre facteur aussi important : le premier étage à savoir le pré amplificateur, il doit être à faible bruit, couplé directement aux électrodes, sans capacité en série pour améliorer en basse fréquence, il doit être à faible courant de polarisation, avec une impédance d'entrée très grande et un gain faible.

Sachant que le signal parasite à 50 Hz d'une amplitude bien plus forte que le signal du cœur, il faut pour relever l'ECG un amplificateur ayant une amplification de mode commun la plus faible possible. Ce circuit a une impédance d'entrée et un rapport de rejection en mode commun très grand.

$U_{1:A}$, $U_{1:B}$, $U_{1:C}$ et $U_{1:D}$ constituent un amplificateur de type LM324. Un rapport de réjection en mode commun élevé (supérieur à 100dB) est obtenu en utilisant ce type des amplificateurs ^[109]. Les amplificateurs $U_{1:A}$, $U_{1:B}$, $U_{1:C}$ représentent le préamplificateur de détection d'ECG et $U_{1:D}$ réalise premier étage d'amplification.

La capacité C_1 de $47\mu\text{F}$ et la résistance R_9 de $1\text{K}\Omega$ constituent un filtre passe haut ^[8] laissant passer les fréquences supérieures à 0.05Hz . U_2 est un amplificateur non inverseur de gain fixée par un rapport de deux résistances externes R_{14} , R_{15} , la tension de sortie et la tension d'entrée sont en phase et l'amplification est toujours supérieure à l'unité. Les résistances R_{V1} et R_{13} reliées à l'entrée non inverseur sont utilisées pour équilibrer les courants de polarisation.

Les conditions d'enregistrement d'ECG font que le signal est nécessairement bruité par des processus autres que cardiaques. Ces perturbations peuvent être d'origine physiologique (peau, muscle, respiration, ...) ou environnementale (courant de secteur, perturbations électromagnétiques, placement de l'électrode, ...).

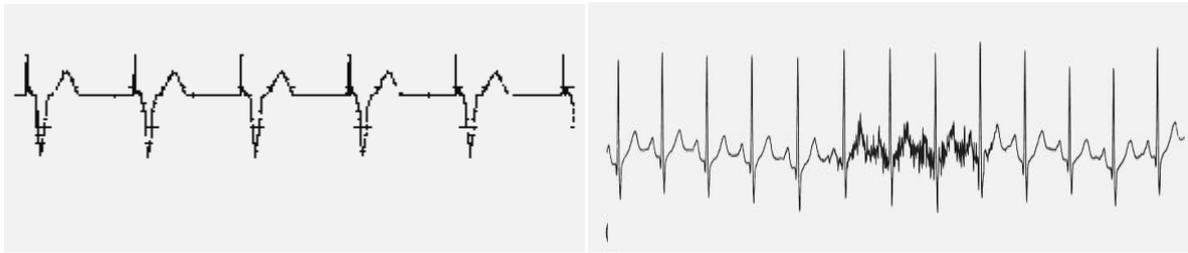
Pour permettre une acquisition du signal ECG, on doit d'abord passer par une procédure de filtrage analogique du signal. Le filtrage d'un signal électrique ^[122] est l'opération qui consiste à séparer les composantes spectrales de ce signal selon leurs fréquences.

D'une manière générale, on peut considérer un filtre comme un circuit qui apporte une modification de l'amplitude et 'ou' de la phase des composantes spectrales d'un signal. Le filtre est donc un sélecteur de fréquence et la bande de fréquence transmise s'appelle la *bande passante* du filtre. Ce filtrage permet la réduction des bruits causés par différents artefacts ^[103]. La figure 3.03 ^[103] illustre les différents artefacts à filtrer pour obtenir un tracé d'une meilleure qualité de signal ECG.

A ce niveau un filtre réjecteur de type *Twin T* passif est introduit pour éliminer la fréquence 50 Hz de secteur. Un ajustement du zéro est aussi disponible pour positionner le signal sur l'écran d'enregistrement.

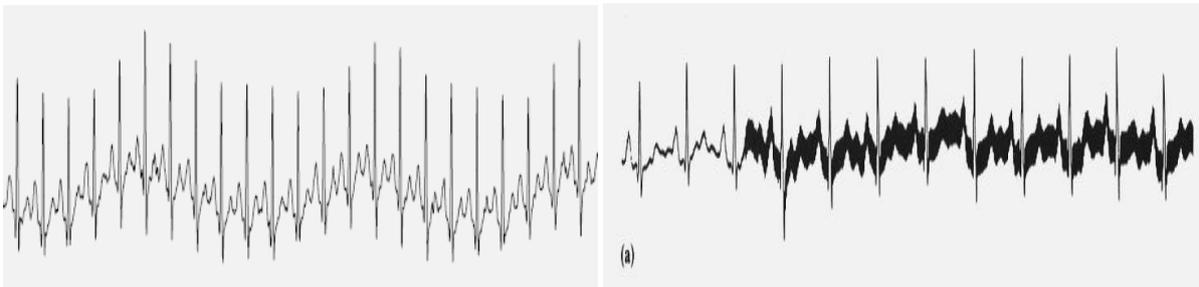
U_3 est un amplificateur non inverseur en montage suiveur utilisé pour l'adaptation d'impédance entre ce circuit de mise en forme de signal et la carte d'acquisition. A la sortie

finale de ce circuit électronique nous avons ramené un signal ECG d'une seule dérivation à une amplitude d'environ 2V.



a. Altération causée par un PaceMaker

c. Interférences dues à la tension musculaire



b. Altération causée par les mouvements des câbles

d. Interférence dues à la présence de tension d'alimentation (50Hz)

Figure 37 Différents artéfacts à considérer durant la phase de filtrage analogique.

Le praticien qui analyse l'ECG peut alors être gêné par la présence de bruit : dans le cas où par exemple il recherche l'existence d'un rythme sinusal normal et qu'il cherche la présence de l'onde P précédant l'onde R, l'onde P qui est de faible amplitude, peut être noyée dans le bruit. De la même manière, une trop forte variation de la ligne de base (Fig. 3.03b) ^[150] peut empêcher de discerner une anomalie de type sur- ou sous-décalage du segment S-T par exemple.

➤ **Parmi les types de bruits observables sur un ECG, on peut citer:**

- **La dérive de la ligne de base:**

On appelle ligne de base la ligne isoélectrique du cœur, elle correspond au tracé qui serait observé sur un ECG si le cœur n'avait aucune activité électrique. La figure 3.03b montre un exemple de dérive de ligne de base sur un ECG.

Lorsque l'ECG est effectué en cabinet, ou pendant les périodes d'enregistrement nocturne, cette ligne est le plus souvent horizontale car le patient n'effectue aucun mouvement et le

signal est peu perturbé par le bruit extérieur. En revanche, pendant la journée, lors d'un enregistrement ambulatoire (Holter) ou à l'effort, les mouvements du patient modifient les positions relatives des électrodes, de sorte que cette ligne présente un tracé ondulatoire. La ligne de base est un type de perturbation physiologique^[150] due à différents facteurs tels que, la ventilation pulmonaire, la sudation (qui modifie l'impédance du contact peau-électrodes), ou encore les mouvements intempestifs du patient qui peuvent provoquer des ruptures occasionnelles du contact peau-électrodes. Les composantes fréquentielles de la dérive de ligne de base sont habituellement inférieures à 0.5 Hz et limitées à 2 Hz^[150].

Cependant, durant un test à l'effort, le patient respire plus amplement et fait des mouvements du tronc et des membres supérieurs, ce qui se traduit par une augmentation des composantes fréquentielles de la dérive de ligne de base^[150]. Ainsi, ses composantes peuvent se retrouver dans la même bande fréquentielle que les ondes P ou T.

- **Interférence d'un signal à 50 Hz:**

Les sources principales de ces interférences proviennent du réseau de distribution électrique (signal à 50 Hz voire 60 Hz dans certains pays) et des rayonnements électromagnétiques environnants. Un exemple d'ECG altéré par ce type de bruit est illustré par la figure 3.03d.

Ce type de perturbation est difficilement évitable, malgré un blindage des câbles reliés aux électrodes. Ce type de perturbation se révèle encore plus gênant lorsque le signal original ECG est micro-volté (patients âgés ou obèses, ...). Ce type de bruit peut rendre l'analyse de l'ECG très problématique en ce qui concerne la détection des débuts et fins des ondes.

- **Interférence d'origine électromyographique (EMG ou musculaire):**

Ce type de bruit correspond à un type d'interférence d'origine biologique^[150]. La figure 3.03c montre que des mouvements du patient peuvent altérer le signal d'où une difficulté dans les cas d'exams où les sujets ne restent pas immobiles (jeunes enfants, parkinsoniens, ...). Ce bruit de l'EMG se présente de façon chaotique et ses composantes fréquentielles se retrouvent dans toute la bande passante d'intérêt, chevauchant alors la bande fréquentielle de l'ECG^[151]. En condition d'enregistrement à l'effort, le niveau de ce bruit augmente et peut se présenter sous la forme de bouffées de bruit.

- **Autres types de bruit:**

La présence d'un stimulateur cardiaque (PaceMaker ; Fig. 3.03a) dans les cas de resynchronisation cardiaque et les artefacts fréquents dus aux mouvements du corps ou des câbles reliés aux électrodes sont des bruits fréquents, notamment sur les enregistrements Holter ^[150].

1.2. Electronique associée au capteur PPG

Après l'étude de principes physiques d'interaction tissu-lumière décrit à travers les propriétés optiques du sang humain et l'étude descriptive de la conception du dispositif à réaliser, dans les chapitres précédant, une étude de différentes phases de réalisation pratique d'un prototype photopléthysmographique est présentée dans cette partie.

Aujourd'hui, les photopléthysmographe de façon générale existent dans chaque unité de soins intensifs, bloc chirurgical et dans beaucoup de salles de secours. Ils sont conçus globalement en utilisant le schéma bloc ci dessus (Fig. 3.04)

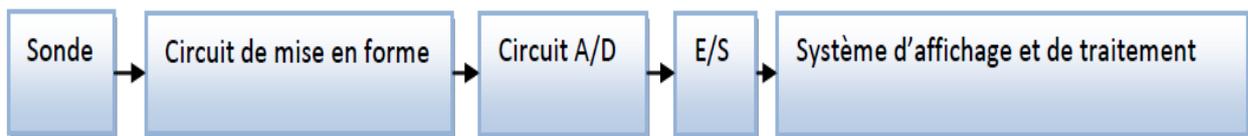


Figure 38 Schéma bloc général d'un photopléthysmographe.

Il est constitué des parties suivantes:

- La partie sonde regroupe la source lumineuse et le photodétecteur (voire le *Chapitre 2* pour les détails).
- Un circuit de commande des capteurs à l'état de deux sources lumineuses (R et IR).
- Circuit de mis en forme.
- Circuit CAN (Conversion Analogique Numérique)
- E/S (système d'entrée/sortie)
- Système d'acquisition et de transmission (*Chapitre 4*).

Nous présentons le circuit électronique de conditionnement du signal (mise en forme) dans la figure 3. 05 pour le capteur à lumière d'une seule longueur d'onde IR et le circuit de la figure 3.06 pour le capteur à deux sources lumineuse R et IR.

1.2.1. Montage électronique pour le capteur à LED-IR

La partie de mise en forme du signal PPG contient tous les composants nécessaires pour avoir un signal lisible et capable de refléter la grandeur physiologique à analyser.

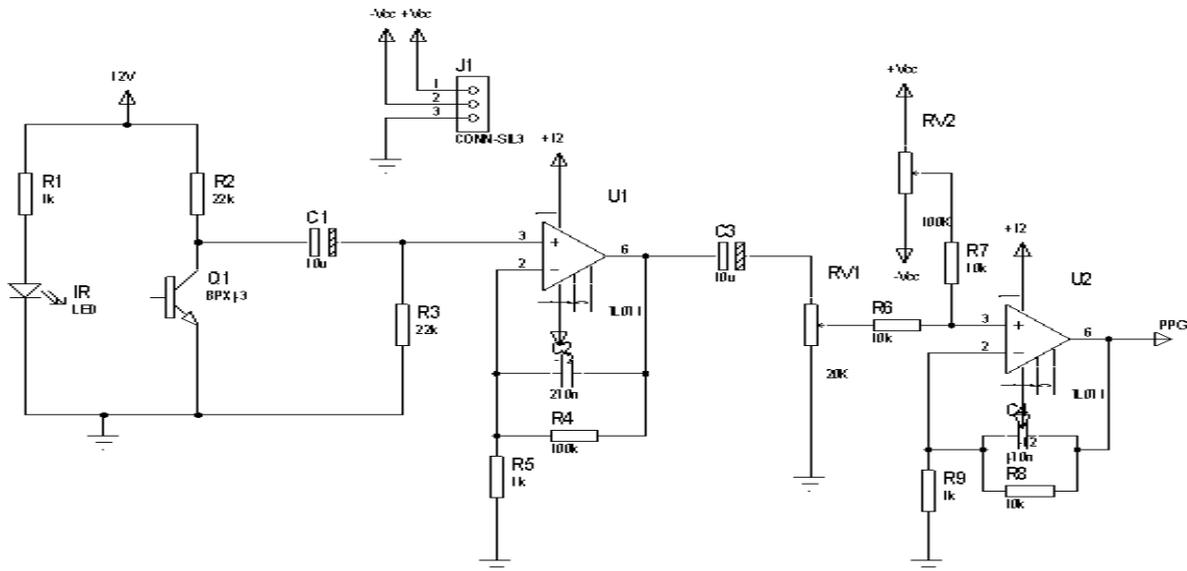


Figure 39 Montage électronique pour un capteur PPG à LED infrarouge.

Parce que le signal reçu du capteur est de très faible amplitude, il faut l'amplifier à un niveau compatible (quelques volts) avec les parties d'acquisition, transmission et affichage. L'opération d'amplification est réalisée à travers un étage d'amplification en utilisant l'amplificateur opérationnel TL071, avec un gain $A_{U1} = 1 + \frac{R4}{R5} = 1 + \frac{100}{1} = 101$.

Compte tenu que l'étendue fréquentielle du signal PPG est de 0,5Hz à 2Hz il est clair qu'une telle bande est susceptible d'être affecter par différents bruits tel que l'influence du réseau, bruit des composants et mouvement du patient. Il est alors nécessaire de filtrer ce signal pour améliorer le rapport signal/bruit.

L'opération de filtrage est réalisée à travers 3 différentes structures de filtres en cascade :

- Un filtre passe haut ^[8] RC de fréquence de coupure $f_c = 0,72\text{Hz}$ ($R_2 = 22\text{K}\Omega$; $C_1 = 10 \mu\text{F}$).
- Un amplificateur à bande passante pour limiter les hautes fréquences.
- Un filtre actif passe bas conçu en utilisant l'amplificateur U_2 avec ajustement du composant continu en utilisant RV_2 .

La fréquence de coupure de ce filtre est :

$$F_c = \frac{1}{2\pi R C} \quad (3.3)$$

1.2.2. Montage électronique pour le capteur à deux LED-R et IR

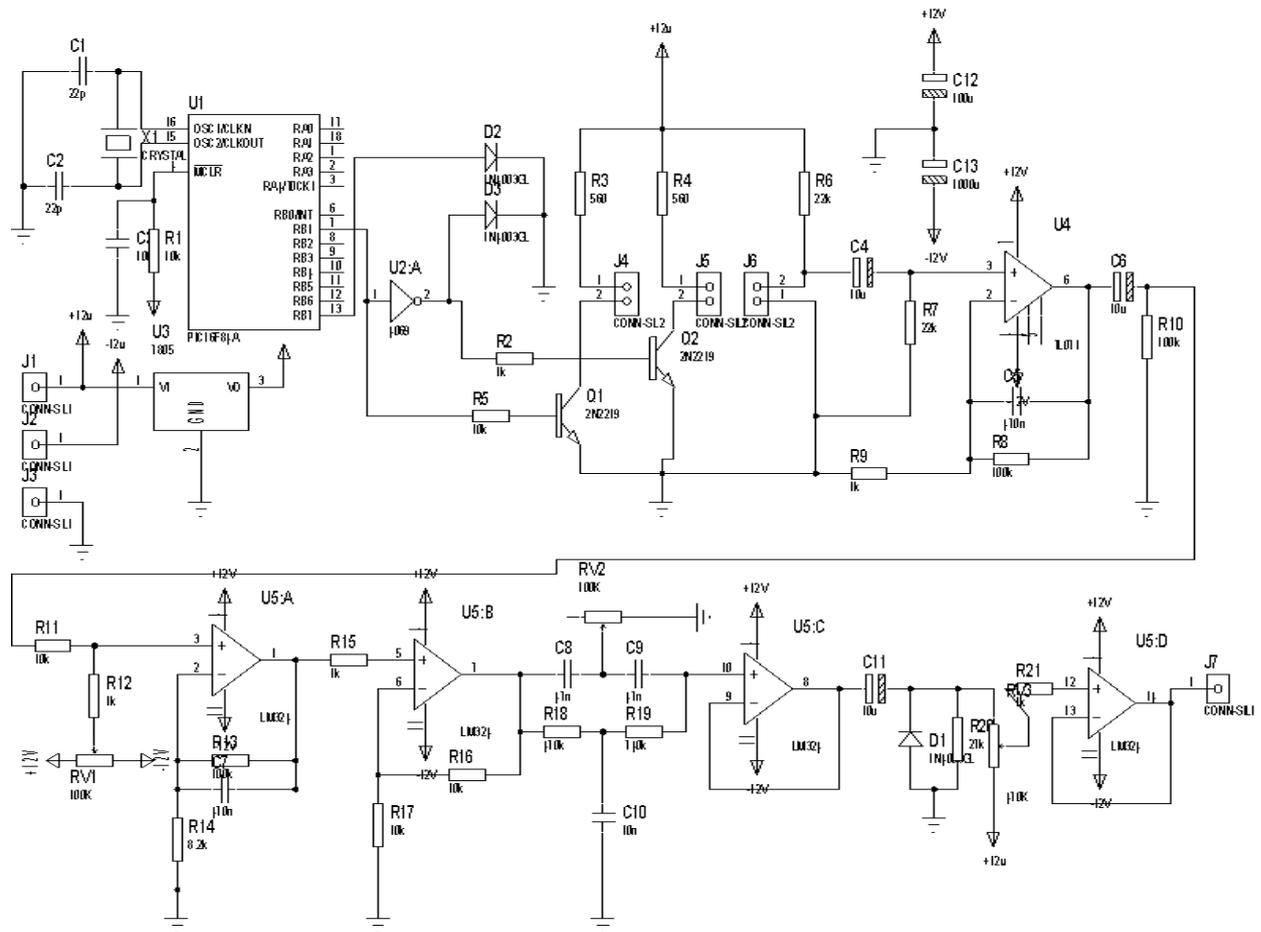


Figure 40 Montage électronique pour un capteur PPG à deux LEDs R et IR.

1.2.2.1. Circuit de commande

La première partie du circuit électronique (Fig. 3.06) présente un circuit de pilotage pour générer les signaux de commande qui sont des signaux électriques carrés permettant de basculer l'alimentation des LEDs R et IR qui s'allument alternativement pendant une durée de 10s. Deux signaux lumineux sont obtenus à des longueurs d'onde différentes correspondant au couleur R et IR.

Ce circuit est réalisé à base du microcontrôleur Pic 16F84A de Microchip ^[115, 116]. Les deux transistors Q_1 et Q_2 de type 2N2219 ^[117] sont utilisés comme interrupteurs pour mettre les LEDs en état de marche ou d'arrêt.

Le microcontrôleur génère un signal carré d'une période de 10s pour l'état marche et de 10s pour l'état d'arrêt. Nous obtenons des LEDs qui sont tour à tour mises en état de marche et état d'arrêt toutes les 10s.

La partie suivant de programme représente le programme principal implémenté dans le PIC 16F84A pour ce faire.

```

;===== Programme principal
Start bsf STATUS, RP0; select bank1
movlw B'00000000'
movwf TRISB ; programme tous les bits du bort B en sortie
clrf PORTB
movlw B'00000111' ; mode timer, prédiviseur pour TMR0, div=256
movwf OPTION_REG
MOVLW B'11111111'; Mets in W le nombre FFh
MOVWF COUNT_1; Mets W en COUNT_1
bcf STATUS,RP0 ; select bank0
movlw B'10100000' ; autorisation Interruption T0I
movwf INTCON
movlw B'10000000'
movwf PORTB
movlw B'11101000' ; initialise CTR pour le premier passage
movwf CTR
comf PORTB; changer l'état de la LED
CALL DELAY; Routine de retard
movlw B'10000000'
movwf PORTB
  Loop goto Loop ; le PIC reste planté ici et n'en sort que
pour aller
; executer une interuption due au débordement de TMR0
;*** Routine de retard ****
DELAY DECFSZ COUNT_1,1 ; Décrémente COUNT_1
      GOTO DELAY ; Si ce n'est pas 0, aller à DELAY
End

```

Ce programme permet de clignoter 2 LED connectées sur deux sorties du port B. La temporisation permettant d'ajuster la fréquence obtenue en comptant les débordements du Timer TMR0 à l'intérieur de l'interruption T0I ; TMR0 est utilisé en Timer avec un prédiviseur de 256. En comptant 30 débordement on obtient une temporisation de 10s avec

une horloge quartz de 1MHz. Dans ce cas la partie sonde regroupe les sources lumineuses R et IR et le photodétecteur. Le phototransistor détecte les variations d'intensité lumineuse soit rouge soit infrarouge et les transforme en un courant électrique. Le tout est empaqueté dans un boîtier convenablement conçu (forme et dimension).

1.2.2.2. La mise en forme

Le filtre passe haut RC de fréquence de coupure 0.72Hz ($C_4 = 10\mu\text{F}$ et $R_7 = 22\text{K}\Omega$) est utilisé pour éliminer la partie DC issu de l'alimentation de circuit. Le gain du premier amplificateur est égal à 101 ($A = 1 + \frac{R_8}{R_9} = 1 + \frac{100}{1} = 101$). Cela permet d'amplifier les signaux de faible amplitude de l'ordre de quelques millivolts issus de phototransistor. Le signal sera appliqué à un deuxième amplificateur lié à un potentiomètre RV_1 permettant de contrôler son gain. Le troisième étage conçu avec le circuit intégré LM324 (*Annexe I*) permet d'implémenter une amplification en montage amplificateur non inverseur et de réaliser un filtre de type Twain-T actif réglable par RV_2 , pour éliminer le bruit du secteur (50Hz).

Le dernier étage est un montage suiveur destiné à l'adaptation d'impédance et au réglage de la composante continue. A savoir qu'il sera capable de se comporter comme une source de tension. Cela est utile lorsque qu'en entrée vous appliquez une tension ayant un faible pouvoir de support de la charge. On parlera ainsi d'étage "tampon" ou "buffer".

A la sortie J_7 nous constatons que l'amplitude du signal d'absorption dans l'infrarouge (PPG-IR) est quasiment le double du signal d'absorption dans le rouge (PPG-R), et les deux signaux avec une fréquence environ de 1Hz si nous sommes en présence d'un sujet sain (*voir les résultats dans le Chapitre 05*).

L'enregistrement de signal PPG-IR, représentatif de la saturation pulsée en oxygène de l'hémoglobine (HbO_2), l'enregistrement de signal PPG-R, du même sujet, représentatif de l'hémoglobine réduite (HbR), le rapport mathématique entre les deux signaux rouge et infrarouge délivre la saturation pulsée en oxygène. Ce rapport est calculé selon la formule de l'équation 2.8 (*Chapitre 02*).

1.3. Electronique associée au capteur PTG

L'infime déplacement d'air induit à chaque fonction respiratoire (l'inhalation et l'expiration d'air), est détecté puis transformé en un signal électrique à l'occasion d'un transducteur (*Chapitre 02*). Dans cette partie nous étudions le circuit électronique destiné au

conditionnement d'un signal respiratoire pour réaliser un moniteur de respiration en vue de détecter la variation du rythme de respiration et les capacités pulmonaires.

Le circuit de la figure 3.07 assure le traitement analogique du signal respiratoire. Le premier étage de ce circuit conçu avec l' $U_{2:A}$ (TL084) (Annexe 2), représente un oscillateur pour générer les deux signaux d'excitation du transducteur. Le type d'oscillateur utilisé dans ce schéma est un oscillateur à pont de Wien ^[118]. Nous allons tout d'abord faire apparaître la structure générale d'un oscillateur quasi-sinusoïdal en identifiant l'amplificateur et le filtre sélectif. Ceci étant fait, nous verrons la condition à vérifier pour que les oscillations apparaissent. Nous pourrons alors calculer les principales grandeurs attendues (fréquence et amplitude des oscillations notamment).

Dans sa zone de fonctionnement linéaire, l'amplificateur a un gain $H_1=1+R_2/R_1$ (pour l'étude du démarrage, ce gain sera suffisant), pourvu que l'oscillation se passe dans la bande passante de l'amplificateur. Cependant la tension de sortie de l'amplificateur est limitée à la plage $[-V_{cc}, +V_{cc}]$. Le filtre de retour est un filtre passe bande ^[8] dont la fonction de transfert est représentée dans l'équation (3.4) :

$$H_2(p) = \frac{-V_f}{V_{NL}} = \frac{\frac{R}{1+R.C.P}}{\frac{R}{1+R.C.P} + R + \frac{1}{C.P}} = - \frac{R}{R+R+R^2.C.P+R+\frac{1}{C.P}} = \frac{-1}{3+R.C.P+\frac{1}{R.C.P}} \quad (3.4)$$

La fonction de transfert complexe (en $j\omega$) de chaîne de retour s'écrit ^[118] :

$$H_2(j\omega) = \frac{-V_e}{V_s} = \frac{-1}{3+j(RC\omega - \frac{1}{RC\omega})} \quad (3.5)$$

Un système bouclé du type décrit dans notre exemple est instable lorsque l'un des pôles de sa fonction de transfert en boucle fermée a une partie réelle positive. Ces pôles sont les solutions de l'équation (3.5) :

$$H_1.H_2(p) = -1 \quad (3.6)$$

En appliquant les conditions d'oscillation au montage d'oscillateur à pont de Wien, le module du gain doit être égal à "1" et le déphasage est alors de ± 180 . Le produit ($H_1.H_2$), de la chaîne directe et de retour pour le montage oscillateur est alors ^[118] :

$$H(j\omega) = H_1(j\omega).H_2(j\omega) = \frac{R_1+R_2}{R_1} \cdot \frac{-1}{3+j(RC\omega - \frac{1}{RC\omega})} \quad (3.7)$$

Le déphasage de 180 implique que la partie imaginaire $RC\omega - \frac{1}{RC\omega} = 0$, d'où la valeur de la fréquence d'oscillation suivante :

$$f_0 = \frac{1}{2\pi RC} \quad (3.8)$$

A cette fréquence d'oscillation f_0 , le module $H(j\omega)$ doit être égal à 1 soit $\frac{R1+R2}{R1} = 3$, d'où la condition : $R_2 = 2R_1$. En pratique, la condition précédente sera $R_2 \geq 2R_1$ de façon à ajuster le gain et obtenir des oscillations.

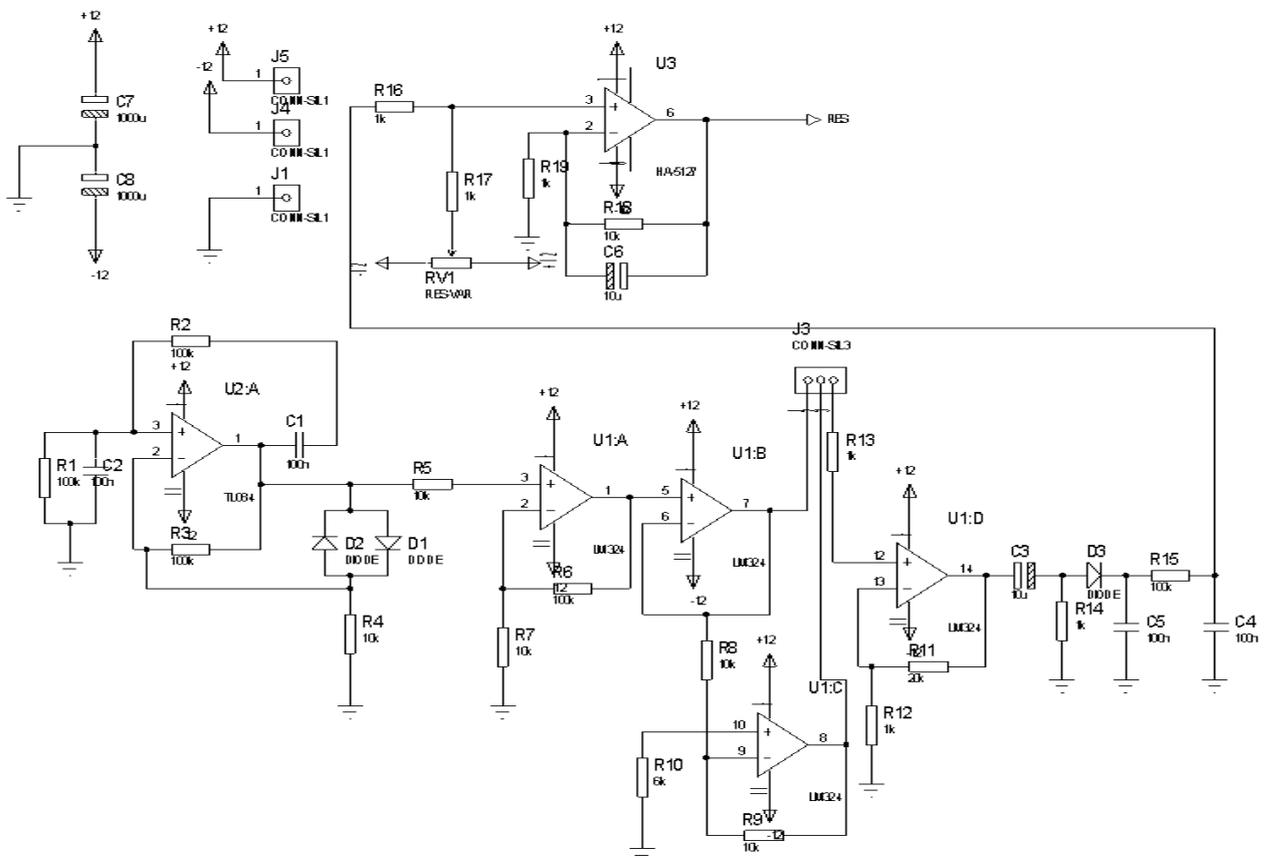


Figure 41 Circuit électronique d'un respirateur à pression différentielle.

Nous avons obtenu à la sortie de l'oscillateur un signal sinusoïdal de fréquence $F=1\text{KHz}$, et d'amplitude 1V crête à crête. Pour pouvoir exciter les matériaux ferromagnétique du transducteur, nous devons amplifier ce signal entre -12V et $+12\text{V}$. Pour ce faire, nous utilisons un amplificateur LM324 $U_{1,A}$ du gain $A_{U_{1,A}} = (1 + \frac{R6}{R7}) = (1 + \frac{100k\Omega}{10k\Omega}) = 11$ (Annexe I). Donc nous avons vu à la sortie de cette ampli un signal sinusoïdale de fréquence $F= 1\text{KHz}$ et d'amplitude 12V crête à crête.

Pour limiter l'amplitude, nous avons introduit une non-linéarité au moyen de deux diodes D_1 et D_2 tête-bêche branchées en parallèle avec R_3 . Les diodes réduisent le gain dès que la valeur instantanée du signal aux bornes de R_3 dépasse 0,6 V.

$U_{1.B}$ et $U_{1.C}$ sont réalisés en suiveur et en inverseur successivement pour rendre les deux signaux opposés en phase, au niveau des deux sorties 1 et 2 de J_3 . On remarque que la tension de sortie d' $U_{1.C}$ est inversée par rapport à la tension d'entrée (elle est multipliée par -1, montage inverseur) et grâce au choix de R_9 et R_{10} , on peut insérer un gain, on remarque aussi sur ce schéma que l'entrée non inverseuse est reliée à la masse à travers R_{10} . L'alimentation de ce schéma se fait de manière symétrique (+12V, -12V), nous n'avons donc pas inséré de composante continue à notre signal de sortie.

Les deux sorties 1 et 2 sont reliées avec les deux têtes de transducteur ferromagnétique. Nous avons ramené le signal à travers l'entrée 3 de J_3 avec une faible modification d'amplitude ΔA , représentant le débit d'air respiratoire. L'amplificateur $U_{1.D}$ est réalisé en montage non inverseur avec un gain $A_{U_{1.D}} = (1 + \frac{R_{11}}{R_{12}}) = (1 + \frac{20k\Omega}{1k\Omega}) = 21$, pour amplifier le signal recueilli et portant l'information ΔA . La composante continue DC de sortie d'amplificateur $U_{1.D}$ est ajustée à une valeur nulle à l'aide de filtre passe haut composé d'une résistance R_{14} et d'un condensateur C_3 .

Le montage composé de la diode D_3 , la résistance R_{15} et le condensateur C_5 représentent un détecteur d'enveloppe, pour extraire l'information ΔA apporté sur le signal ramenant du capteur. La détection d'enveloppe permet de démoduler un signal modulé en amplitude avec porteuse conservée. Le circuit de base est formé d'une diode et d'un filtre passe bas RC.

Si l'amplitude de signal modulant est suffisante pour pouvoir négliger dans un premier temps la tension seuil de la diode, la diode qui est à l'origine du redressement élimine la partie négative du signal modulé. Pour chaque alternance positive, si l'amplitude maximale de l'alternance est plus élevée que la tension aux bornes du condensateur C_5 , celui-ci commence par se charger, puis, dès que la tension maximale est atteinte, le condensateur se décharge à travers la résistance R_{15} . La condition sur la constante de temps ($\tau=RC$) du circuit pour que la détection se fasse correctement est ^[122]:

$$\frac{2\pi}{\omega_0} \ll \tau \ll \frac{2\pi}{\omega_m} \quad (3.9)$$

Où, ω_0 et ω_m sont respectivement les pulsations de la porteuse et du signal modulant.

Le dernier étage représente un filtre actif passe bas du premier ordre, le signal démodulé ΔA , il sera amplifié par un amplificateur non-inverseur U_3 dont la fonction de transfert est donnée par la formule suivante ^[119]:

$$H(j\omega) = \frac{V_s}{V_e} = 1 + \frac{R_{18}/R_{19}}{1+j \times R_{18} \times C_6 \times \omega} \quad (3.10)$$

Où R_{18} est la résistance placée sur la boucle de contre réaction et R_{19} la résistance de l'entrée inverseuse reliée à la masse, telle que $R_{18}=10K\Omega$ et $R_{19}=1K\Omega$, donc nous obtenons la fonction de transfert caractéristique d'un filtre passe-bas du premier ordre, elle-même multipliée par un gain fixé par les valeurs R_{18} et R_{19} . Le potentiomètre RV_1 est utilisé pour régler la composante continue. Le filtrage analogique limite la bande passante du capteur et évite ainsi la détérioration du rapport signal à bruit.

Après le traitement analogique, nous avons visualisé le signal représentatif de la fonction respiratoire de l'ordre de 2V à la sortie de circuit électronique de figure 3.07.

La figure 3. 08, représente le schéma électronique complète de trois circuits réalisés pour la mise en forme de trois signaux ECG de l'activité électrique cardiaque, PPG de la circulation volumique sanguine et PTG, représentatif de la fonction respiratoire. Le processus de l'acquisition simultanée et la transmission des trois signaux ver le PC seront traités au chapitre 4.

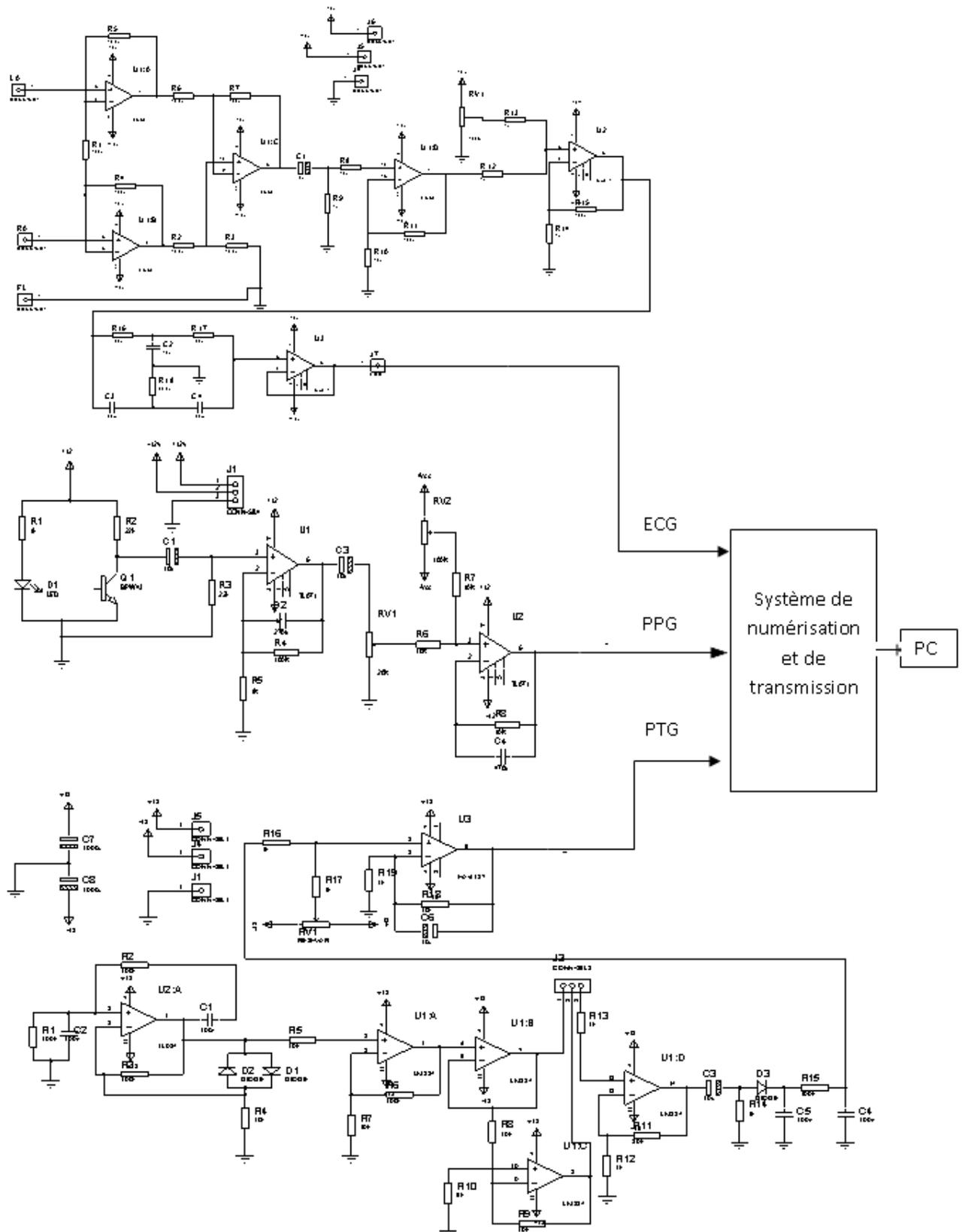


Figure 42 Circuit électronique complet de trois dispositifs réalisés d'ECG, PPG et de PTG.

CONCLUSION

Nous avons examiné dans ce chapitre les principaux circuits électroniques permettant le traitement analogique des signaux ECG, PPG et PTG à base des amplificateurs. Les signaux issus de différents capteurs étant généralement bruités, nous avons utilisé des circuits de filtrage analogique passif et actif à base d'amplificateur opérationnel.

Dans le chapitre suivant nous présentons en détail le système de numérisation et de transmission de ces signaux vers un poste informatique local via le protocole de communication série RS232.



CHAPITRE IV

Les signaux analogiques ne peuvent pas être envoyés directement à l'ordinateur, ils doivent donc être convertis en signaux numériques. Dans ce chapitre, nous présentons la carte électronique utilisée pour la numérisation et la transmission des signaux vers le PC.

4

Numérisation et Transmission de Données

Sommaire

NUMERISATION ET TRANSMISSION DE DONNEES.....	90
INTRODUCTION.....	90
2.ACQUISITION ET NUMERISATION DE DONNEES.....	90
2.1. Structure d'une chaîne de mesure	92
2.2. La carte d'acquisition.....	93
3.Transmission de données	114
3.1. L'USART.....	114
3.2. La vitesse de transmission	119
3.3. Algorithme d'acquisition.....	119
3.4. Liaison RS232	121
3.5. La conversion des niveaux	122
CONCLUSION	125

Chapitre 4

NUMERISATION ET TRANSMISSION DE DONNEES

INTRODUCTION

La transmission numérique consiste à faire transiter les informations sur le support physique de communication sous forme de signaux numériques. Ainsi, les données analogiques devront préalablement être numérisées avant d'être transmises. Ce chapitre est consacré au système d'acquisition, numérisation et de transmission de données ECG, PPG et PTG vers le PC.

2. ACQUISITION ET NUMERISATION DE DONNEES

En général, une plate-forme d'acquisition de données est composée d'un ou plusieurs modules de capteur, d'une source d'énergie, d'un ou plusieurs circuits de traitement analogique (circuits de capteurs), d'une carte d'acquisition (microcontrôleur intégré, parfois processeur), d'une mémoire interne ou éventuellement externe et finalement l'interface d'entrées/sorties.

L'information délivrée par le capteur est principalement analogique, l'interface nécessaire entre le monde analogique et le monde numérique est réalisé par des Convertisseurs Analogique – Numérique (CAN, ou ADC pour Analog to Digital Converter en *anglais*) et des Convertisseurs Numérique – Analogique (CNA, ou DAC pour Digital to Analog Converter en *anglais*). Le rôle d'un CAN est de convertir un signal analogique en un signal numérique pouvant être traité par une logique numérique, et le rôle d'un CNA est de reconverter le signal numérique une fois traité en un signal analogique.

Dans notre cas le signal analogique est converti en un signal numérique à l'intérieur du module électronique appelé CAN intégré dans le microcontrôleur. Le circuit d'acquisition de données sert à effectuer le multiplexage, l'échantillonnage, l'ADC et la transmission des données physiologiques vers un poste informatique locale. Toutes ces opérations sont réalisées à l'intérieur d'un microcontrôleur de type PIC16F876A programmable.

La programmation des microcontrôleurs est supportée par plusieurs langages de programmation tel que : Mikro C for PIC ^[123], Mikro Basic PRO for PIC ^[124], HI-TECH C for PIC ^[125], flow code ^[126]...etc.

Dans notre thèse nous avons opté le compilateur en langage assembleur ^[114] MPLAB ^[111, 112] qui permet d'intégrer certaines routines en assembleur, ce choix est à la fois un choix personnel et technologique.

L'assembleur est un langage dit bas niveau, c'est-à-dire que son fonctionnement est très proche du langage machine. Mais l'avantage du langage assembleur est de pouvoir gérer jusqu'au moindre octet de mémoire et de toujours savoir quel code est exécuté par le microprocesseur à un instant donné, l'assembleur a aussi l'avantage d'être rapide et de faible volume. Le langage assembleur est très proche du langage machine (c'est-à-dire le langage qu'utilise l'ordinateur : des informations en binaire, soit des 0 et des 1). Il dépend donc fortement du type de processeur ^[113]. Il est donc nécessaire de connaître un minimum le fonctionnement d'un processeur pour pouvoir aborder cette partie ^[110].

➤ *Pourquoi utiliser l'assembleur*

Pour faire exécuter une suite d'instructions au processeur, il faut lui fournir des données binaires (souvent représentées en notation hexadécimale pour plus de lisibilité, mais cela revient au même...). Or, les fonctions en notation hexadécimale sont difficiles à retenir, c'est pourquoi le langage assembleur a été mis au point. Il permet de noter les instructions avec des noms explicites suivis de paramètres.

Ainsi, puisque toutes les instructions que le processeur peut effectuer sont chacune associées à une valeur binaire, on utilise une notation symbolique sous forme textuelle qui correspond à chaque fonction, c'est ce que l'on appelle le langage assembleur.

Toutes les instructions ont une notation symbolique associée (fournie par le fabricant du processeur). L'utilisation du langage assembleur consiste donc à écrire sous forme symbolique la succession d'instructions (précédées de leur adresse pour pouvoir repérer les instructions et passer facilement de l'une à l'autre). Ces instructions sont stockées dans un fichier texte (le fichier source) qui, grâce à un programme spécifique (appelé « l'assembleur ») sera traduit en langage machine ^[110]. Voici par exemple à quoi peut ressembler un programme en langage machine :

Table 4 Exemple à quoi peut ressembler un programme en langage machine.

Adresse de l'instruction	Instruction en langage machine	Instruction en langage assembleur	Commentaires sur l'instruction
0100	A1 01 10	MOV AX, [0110]	Copier le contenu de 0110 dans le registre AX
0103	03 06 01 12	ADD AX, [0112]	Ajouter le contenu de 0112 à AX et mettre le résultat dans AX
0107	A3 01 14	MOV [0114], AX	Stocker AX à l'adresse mémoire 0114

2.1. Structure d'une chaîne de mesure

Une chaîne de mesure comporte :

- Une source d'information (le patient dans notre cas).
- Les capteurs capables de transformer l'information physiologique en une grandeur électrique (*Chapitre 2*).
- Les circuits de mise en forme réalisant les fonctions d'amplification, de filtrage, de conditionnement de signal etc. (*Chapitre 3*).
- La carte d'acquisition des données proprement dite permettant l'interfaçage homme machine.
- Un support logiciel réalisant l'acquisition, transmission, l'affichage, le traitement des données conformément à un protocole de communication.

Les phases de traitement des signaux dans une chaîne d'acquisition suit le synoptique de la figure 4.01. Le traitement analogique des trois signaux est détaillé dans le chapitre précédent. Ce chapitre est destiné à l'étude de la carte d'acquisition des données.

Le schéma bloc du dispositif qui a été réalisé est donné sur le schéma bloc ci-dessous :

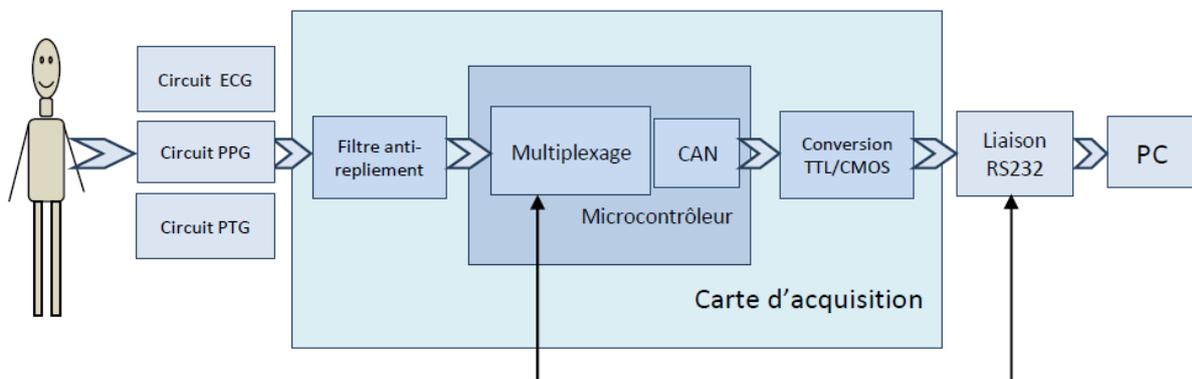


Figure 43 Schéma bloc de structure d'une chaîne de mesure.

2.2. La carte d'acquisition

La carte d'acquisition des données comporte un microcontrôleur de type PIC16F876A, programmé pour effectuer toutes les opérations de multiplexage, d'échantillonnage, de quantification, de CAN et de la transmission des données vers le PC sous protocole de communication série RS232, d'un filtre analogique dit filtre anti-repliement et d'un circuit électronique pour la conversion des niveaux logiques TTL/CMOS.

2.2.1. Filtre anti-repliement

Avant d'échantillonner le signal analogique, on peut être amené, si le spectre du signal est large, à utiliser un filtre anti-repliement ^[131]. Il s'agit d'un filtre passe-bas qui permet d'atténuer le signal de manière à avoir, à la fréquence égale à la moitié de la fréquence d'échantillonnage, une valeur du signal inférieure à la dynamique (*quantum*) du convertisseur analogique-numérique qui suit l'échantillonnage.

De cette façon, on évite le repliement du spectre en bande de base (Fig. 4.02). Ces filtres sont donc placés avant l'échantillonnage du signal analogique ^[122].

$$G_{dB}(f = 0.5 f_e) = 20 \log \left(\frac{q}{V_{réf}} \right) \quad (4.1)$$

Où : G_{dB} est le gain en décibel, f la fréquence du signal à échantillonner, f_e la fréquence d'échantillonnage, q est un *quantum* (voir le paragraphe de quantification) et $V_{réf}$ représente la tension de référence de la CAN.

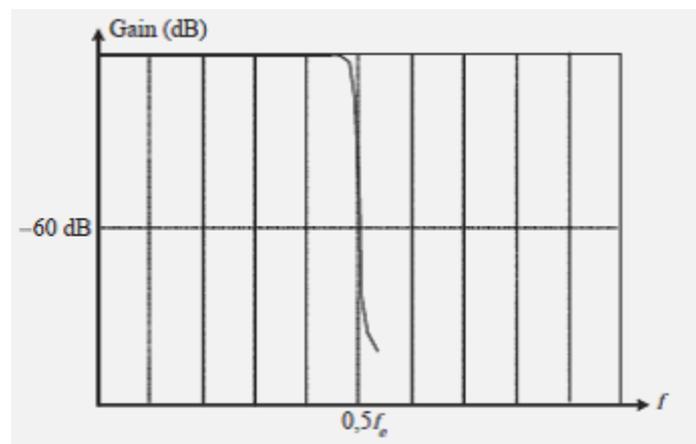


Figure 44 Exemple d'une réponse d'un filtre anti-repliement.

Pour toutes les fréquences supérieures à la moitié de la fréquence d'échantillonnage, l'atténuation du filtre augmentant, leurs amplitudes seront ramenées à une valeur inférieure à un *quantum* du CAN. Dans notre cas nous utilisons un simple filtre analogique passe-bas du premier ordre, de fréquence de coupure à -3dB $f = \frac{1}{2\pi RC} = 160 \text{ Hz}$.

2.2.2. Multiplexage

Le multiplexeur est un circuit numérique qui permet de traiter successivement plusieurs signaux indépendants présents sur plusieurs entrées. Il existe deux grandes familles de multiplexage^[132]: le multiplexage temporel TDM (Time Division Multiplexing en *anglais*) et le multiplexage fréquentiel FDM (Frequency Division Multiplexing en *anglais*).

Le multiplexeur temporel consiste donc à transmettre séquentiellement, sur le même canal de transmission, des parties de signal provenant de différentes entrées analogiques. Prenons le cas d'un multiplexeur à quatre entrées, deux entrées de sélection Q_1 et Q_2 sont nécessaires (Fig. 4.03).

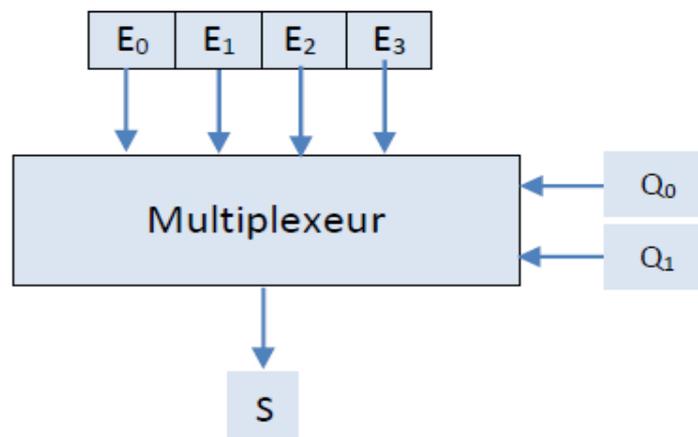


Figure 45 Circuit multiplexeur numérique.

La table de vérité de la sortie S en fonction des entrées de sélection Q_1 et Q_2 est:

Table 5 Table de vérité de sortie d'un multiplexeur.

Q1	Q2	S
0	0	E_1
0	1	E_2
1	0	E_3
1	1	E_4

Dans notre cas l'opération de multiplexage est effectuée à l'aide d'un multiplexeur intégré au niveau de microcontrôleur pour choisir une seule entrée analogique ECG, PPG ou PTG avant l'échantillonnage.

2.2.3. Échantillonnage

L'échantillonnage ^[133, 135] intervient dans l'opération de CAN, il représente la première étape dans le processus de numérisation d'un signal analogique. L'échantillonnage correspond au passage d'un signal continu vers une succession d'éléments discrets temporellement en nT_e . Il prélève un échantillon du signal et le maintient constant pendant la phase de conversion, cette étape est assurée au niveau du microcontrôleur lors de l'acquisition.

Un signal échantillonné $S(n.T_e)$ est un signal dont l'amplitude varie de manière discontinue avec le temps, son amplitude est égale à celle du signal analogique $S(t)$ à tous les instants d'échantillonnage nT_e et vaut 0 ailleurs. Ce signal est donc constitué d'une suite d'échantillons espacés de T_e , qui est la période d'échantillonnage (Fig. 4.04) ^[122].

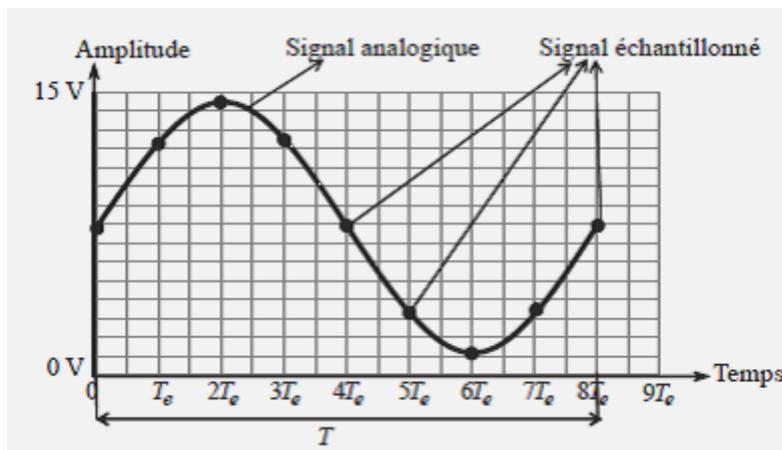


Figure 46 Signal analogique échantillonné à $9T_e$.

L'obtention d'un signal échantillonné $X_e(n.T_e)$ à partir d'un signal analogique $x(t)$ peut être modélisée mathématiquement dans le domaine temporel par la multiplication de $x(t)$ par un peigne de Dirac de période T_e (noté $\delta T_e(t)$):

$$X_e(n.T_e) = x(t) \cdot \delta T_e(t) = x(t) \cdot \sum \delta(t - n.T_e) \quad (4.2)$$

La question qui se pose est : combien de fois par seconde devons-nous relever les valeurs successives du signal pour pouvoir le restituer fidèlement en sortie ?

Nous comprenons intuitivement que plus le nombre d'échantillonnages par seconde est élevé, meilleure est la restitution du signal.

2.2.3.1. Théorème de Shannon

Le théorème de Nyquist-Shannon ^[127] énonce que pour représenter correctement un signal numérisé, la fréquence d'échantillonnage de ce signal doit être égale ou supérieure au double de la fréquence maximale dans ce signal.

La limite inférieure de la fréquence d'échantillonnage est confirmée mathématiquement par le théorème de Shannon : un signal analogique $x(t)$ ayant un spectre passe bas s'étendant jusqu'à la fréquence limite f_{max} est entièrement restitué si la fréquence d'échantillonnage est supérieure ou égale au double de f_{max} . Pour un signal quelconque, il suffira d'appliquer ce théorème à toutes ses composantes spectrales, qui sont par définition des sinusoides.

$$F_e = \frac{1}{T_e} \geq 2f_{max} \quad (4.3)$$

Avec F_e : Fréquence d'échantillonnage.

f_{max} : Fréquence maximale du signal à échantillonner.

Donc la cadence d'échantillonnage d'un signal doit être au moins deux fois plus élevée que la plus haute fréquence contenue dans le signal à échantillonner. Par exemple, pour obtenir une bonne qualité du signal ECG, les cardiologues et les médecins de sports utilisent des fréquences qui sont de l'ordre de 200 Hz au repos, et de 400 Hz dans un effort ^[72]. Ceci est une conséquence des formes de courbes P, QRS, T du tracé ECG.

En effet, en appliquant le théorème de Nyquist-Shannon, la fréquence maximale du tracé ECG se situe dans l'onde P. Selon le tracé ECG du test effectué, l'onde P dure environ 5ms ce qui donne une fréquence maximum d'ordre de 200Hz. En conséquence du théorème Nyquist-Shannon, dans notre cas nous utilisons une fréquence d'échantillonnage de l'ordre de 2,56 KHz.

2.2.3.2. Échantillonneur bloqueur

Un CAN met un certain temps pour effectuer la conversion. Pour que le fonctionnement soit correct, il faut que la tension à convertir reste constante durant la durée de la conversion T_e . C'est le rôle de l'échantillonneur-bloqueur (E/B). En général, on garde le signal bloqué durant un temps supérieur au temps de conversion.

L'E/B est un montage électronique permettant de prélever aux instants d'échantillonnage nT_e une impulsion électrique image du signal continu $x(t)$ à ces instants-là, entre les instants d'échantillonnage, l'échantillonneur délivre une tension nulle.

Il consiste à associer un interrupteur à une capacité (Fig. 4.05). Parfois l'E/B est intégré au CAN, dans notre cas l'E/B et le CAN sont intégrés au microcontrôleur.

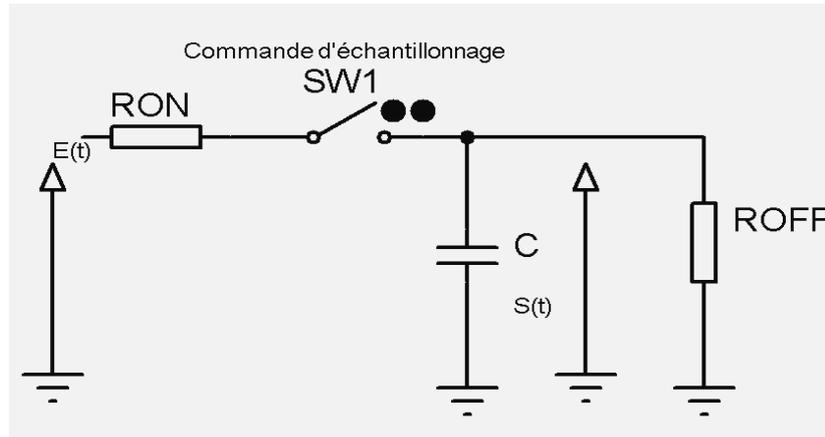


Figure 47 Schéma électrique d'un échantillonneur bloqueur.

2.2.3.3. Principe de l'échantillonnage-blocage

Le fonctionnement d'E/B se décompose en deux phases :

La première phase dite d'échantillonnage s'effectue lorsque l'interrupteur analogique est fermé. Le condensateur C se charge à la valeur de la tension analogique à échantillonner $E(t)$.

La deuxième phase dite de blocage s'effectue lorsque l'interrupteur analogique est ouvert. La tension $S(t)$ est égale à la tension à la borne de C et elle est constante. Le condensateur C joue le rôle de mémoire analogique. L'interrupteur analogique est commandé par un signal d'horloge dont la fréquence est appelée fréquence d'échantillonnage (F_e).

➤ Interrupteur fermé

Pendant la phase d'échantillonnage, l'interrupteur $SW1$ est fermé, le condensateur se charge et la sortie à ses bornes $S(t)$ suit les variations de l'entrée $E(t)$. On transmet donc directement l'entrée sur la sortie. On dit que l'on est en phase d'échantillonnage (*Sample en anglais*).

➤ Interrupteur ouvert

L'interrupteur est ouvert et le condensateur conserve sa charge. La sortie reste constante et égale à la dernière valeur transmise du signal d'entrée. On dit que l'on est en phase de blocage ou de maintien (*Hold en anglais*).

➤ **Présence d'une résistance d'entrée R_{ON}**

Cette résistance due aux circuits en amont limite la possibilité du suivi de la tension. En effet la capacité se charge au travers de cette résistance. On obtient donc une constante de temps de charge : $T_{charge} = R_{ON} \times C$. La transition de l'état échantillonné à l'état bloqué n'est donc pas instantanée car elle nécessite un temps de réaction de l'interrupteur T_{ON} .

➤ **Présence d'une résistance de sortie R_{OFF}**

Cette résistance due aux circuits en aval introduit une limitation du maintien de la tension lors de la phase de blocage due à la décharge de la capacité dans cette résistance. On obtient donc une constante de temps de décharge : $T_{décharge} = R_{OFF} \times C$. Durant cette phase, la capacité va se décharger progressivement à travers sa propre résistance de fuite et à travers la résistance R_{OFF} et provoque une variation de la charge aux bornes de la capacité.

On voit apparaître les deux limitations d'un échantillonneur bloqueur :

- Sa vitesse de fonctionnement qui est liée au constant temps de charge (limitation de la fréquence d'échantillonnage).
- Sa capacité à maintenir l'échantillon va être liée à la constante de temps de décharge (limitation de la résolution obtenue).

2.2.4. Quantification

Après avoir échantillonné un signal analogique $V_a(t)$ continu en temps et en amplitude, on obtient alors un signal échantillonné $V_{ech}(k.T_{ech})$ discret en temps et continu en amplitude, ce dernier est ensuite quantifié, on obtient alors un signal numérique $V_q[k]$ discret en temps et en amplitude (Fig. 4.06).

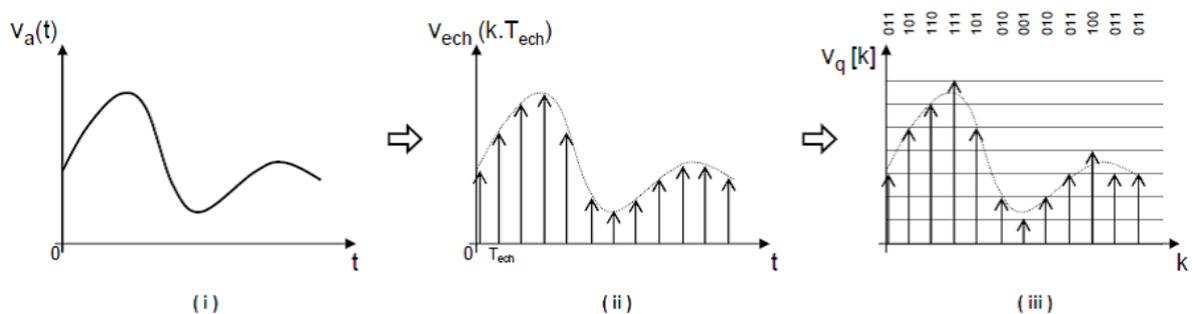


Figure 48 (i) signal analogique (ii) signal échantillonné (iii) signal quantifié en trois bits.

L'opération de quantification ^[122, 135] consiste à attribuer un nombre binaire à toute valeur prélevée au signal lors de l'échantillonnage (Fig. 4.06, iii). Pour traiter numériquement un échantillon, il lui faut associer une valeur en utilisant un nombre fini de bits (4, 8, 12, 16 bits

ou plus). Chaque échantillon est converti par exemple sur 8 bits, ce qui signifie que chaque échantillon réel est codé sur 8 bits (exemple : 0110 0011). Le paramètre qui définit le nombre de bit utilisés pour quantifier un échantillon est appelé résolution. La quantification est liée à la résolution du CAN (son nombre de bits). Par exemple, nous avons une bonne résolution dans notre cas en utilisant un CAN de 10 bits.

2.2.5. Conversion Analogique-Numérique

Il s'agit d'un dispositif électronique permettant la conversion d'un signal analogique (par exemple tension électrique V_{ana}) appliquée à son entrée, en un signal numérique en sortie (un mot binaire de n bits). La CAN ^[134-137] traduit le signal analogique maintenu constant en grandeur numérique quantifiée sur n bits.

Conceptuellement, la CAN peut être divisée en trois étapes : l'échantillonnage temporel, la quantification et le codage (Fig. 4.06), cette opération dure un certain temps T_{con} pendant lequel la grandeur d'entrée ne doit pas varier. Il faut donc utiliser des échantillonneurs bloqueurs ^[122].

$$V_{ana} = q (a_{n-1} * 2^{n-1} + \dots + a_1 2^1 + a_0 2^0) \quad (4.4)$$

Où q est le *quantum* de tension donné par :

$$q = \frac{V_{ana}(MAX)}{2^n - 1} \quad (4.5)$$

L'opération de la CAN est réalisée à l'aide d'un Convertisseur Analogique-Numérique intégré dans le microcontrôleur PIC16F876A, nous détaillons le déroulement de la CAN là-dessus dans le paragraphe réservé au Convertisseur Analogique-Numérique (*Paragraphe 1.2.7.9*).

2.2.6. Circuit électronique de la carte d'acquisition

La figure 4.07 décrit un système d'acquisition à trois voies d'entrées isolées pour les trois signaux ECG, PPG et PTG. Ce système conçu avec le microcontrôleur PIC16F876A. Les sorties de trois dispositifs de mise en forme des signaux décrits dans le chapitre précédant sont appliquées sur les entrées du multiplexeur interne du microcontrôleur et la sortie de multiplexeur est appliquée sur l'entrée de CAN intégrée dans le même microcontrôleur.

Un microcontrôleur est donc un composant autonome, capable de réaliser tout les opérations de multiplexage, échantillonnage, CAN et transmission des données à l'aide

d'exécuter le programme contenu dans sa mémoire morte dès qu'il est mis sous tension. Selon les modèles et les conditions de fonctionnement, les microcontrôleurs peuvent avoir besoin de quelques composants externes (un quartz pour le signal d'horloge, quelques condensateurs, parfois une ROM), mais ceci reste très limité (Fig. 4.07).

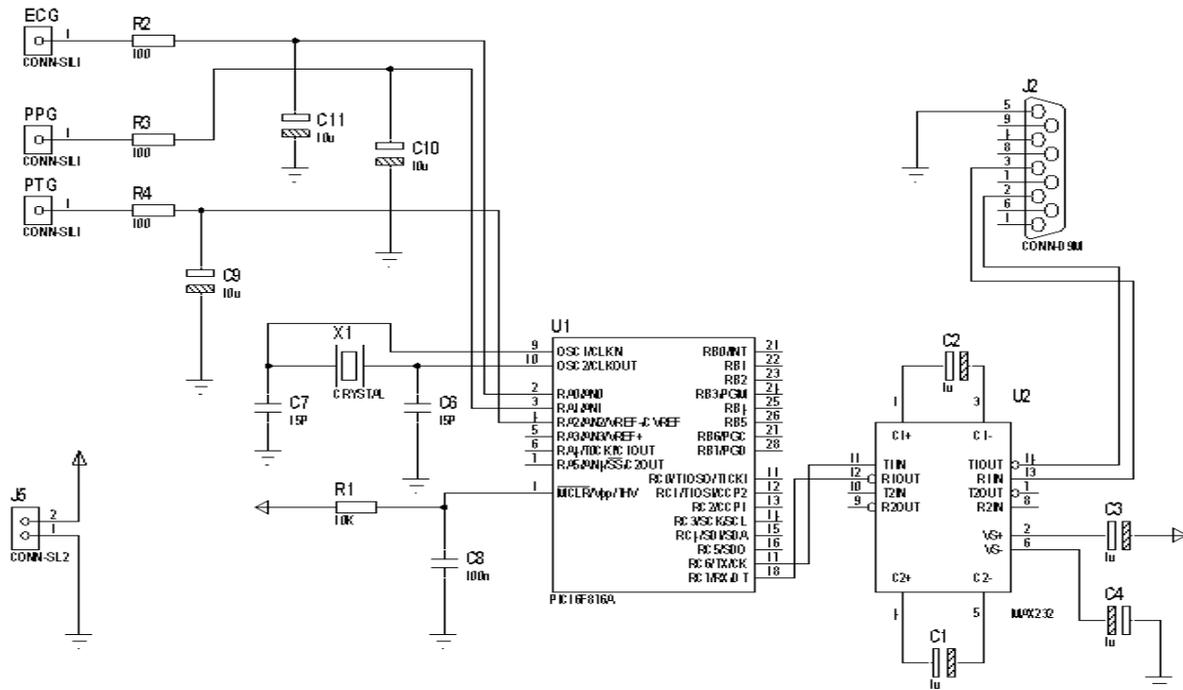


Figure 49 Schéma électrique de la carte d'acquisition conçu avec le microcontrôleur PIC16F876A.

➤ **Un microcontrôleur peut comporter :**

- Un processeur (CPU) ^[168, 169], avec une largeur du chemin de données allant de 4 bits pour les modèles les plus basiques à 32 ou 64 bits pour les modèles les plus évolués.
- Une mémoire vive (RAM) pour stocker les données et les variables.
- Une mémoire morte (ROM) pour stocker le programme, différentes technologies peuvent être employées : EPROM, EEPROM, mémoire flash (la plus récente) ^[168, 169].
- Un oscillateur pour le cadencement, il peut être réalisé avec un quartz externe.
- Des périphériques, capables d'effectuer des tâches spécifiques. On peut mentionner entre autres :
 - Le CAN donnent un nombre binaire à partir d'une tension électrique ^[168, 169].
 - Les timers/compteurs (compteurs d'impulsions d'horloge interne ou d'événements externes).
 - Les chiens de garde (*watch dog en Anglais*).
 - Les comparateurs (comparent deux tensions électriques).

- Les contrôleurs de bus de communication (USART, I2C, SSP, CAN, Flex Ray, USB, Ethernet, etc.)^[168, 169].

➤ **Horloge (clock)**

Les circuits numériques ont souvent besoin d'un signal d'horloge pour leur fonctionnement. Il s'agit d'un signal carré ou impulsionnel à fréquence fixe dont l'amplitude peut prendre deux niveaux logiques, 0 et 1. Ce dernier correspond souvent à la tension d'alimentation (+5 V, +12V, +15V...).

L'oscillateur fournissant le signal d'horloge peut être une simple bascule ou plus sophistiqué, en utilisant par exemple un oscillateur à quartz, ce qui assure une bonne stabilité^[122]. Dans les systèmes complexes, on préfère parfois utiliser un oscillateur interne synchronisé sur un signal d'horloge externe, souvent fourni par un oscillateur à quartz. Quelque soit l'oscillateur utilisé, l'horloge système dite aussi horloge instruction est obtenue en divisant la fréquence d'oscillations par 4.

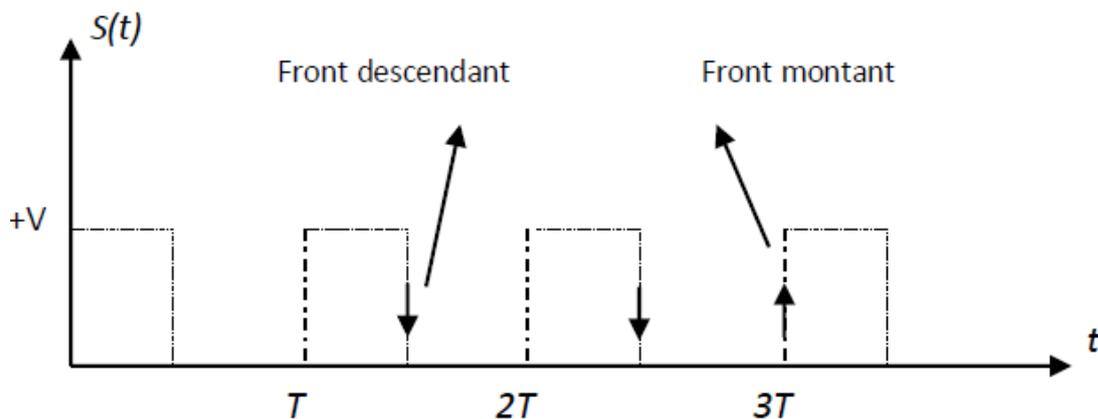


Figure 50 Représentation d'un signal d'horloge.

Noter que les circuits logiques réagissent soit sur le front montant du signal d'horloge, soit sur le front descendant de l'horloge, soit sur le niveau logique (Fig. 4.08).

2.2.7. Microcontrôleur PIC16F876A

Un PIC n'est rien d'autre qu'un microcontrôleur (*Annexe 3*), c'est-à-dire une unité de traitement de l'information de type microprocesseur à laquelle on a ajouté des périphériques internes permettant de réaliser des montages sans nécessiter l'ajout de composants externes (par exemple mémoire vive RAM, mémoire morte ROM, CAN et l'interfaces d'entrées-sorties...).

Il existe deux types d'architecture de processeur basé sur des modèles :

➤ Modèle de type (CISC) :

L'architecture CISC (Complexe Instruction Set Computer, en *anglais*) ^[138] consiste à câbler dans le processeur des instructions complexes, difficiles à créer à partir des instructions de base. Les instructions sont de longueurs variables et peuvent parfois nécessiter plus d'un cycle d'horloge. Or, un processeur basé sur l'architecture CISC ne peut traiter qu'une instruction à la fois, d'où un temps d'exécution conséquent.

➤ Modèle de type Harvard (RISC) :

Un processeur utilisant la technologie RISC (Reduced Instruction Set Chip en anglais) [138] n'a pas de fonctions évoluées câblées. Les programmes doivent ainsi être traduits en instructions simples, ce qui entraîne un développement plus difficile et/ou un compilateur plus puissant. Une telle architecture possède un coût de fabrication réduit par rapport aux processeurs CISC. De plus, les instructions, simples par nature, sont exécutées en un seul cycle d'horloge, ce qui rend l'exécution des programmes plus rapide qu'avec des processeurs basés sur une architecture CISC. Enfin, de tels processeurs sont capables de traiter plusieurs instructions simultanément en les traitants en parallèle.

Le microcontrôleur PIC16F876A est basé sur une architecture de type Harvard, c'est-à-dire qu'il y a séparation des bus d'instruction et de données ainsi que de l'espace d'adressage [128] (Fig. 4.09). Ceci permet au même instant d'exécuter l'instruction correspondant à l'adresse courante et d'extraire l'instruction suivante.

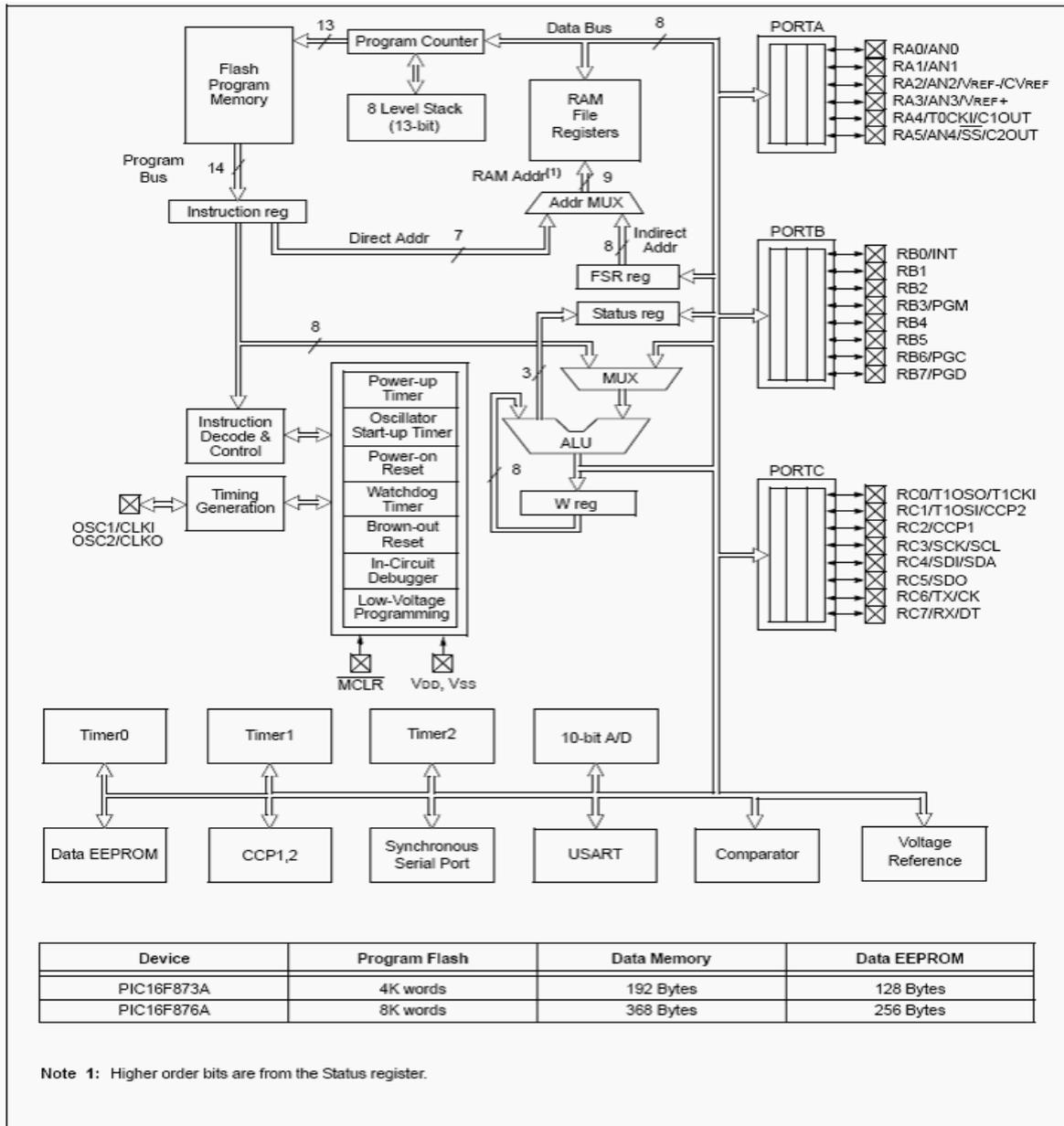


Figure 51 Architecture interne de PIC16F873A/876A.

2.2.7.1. Organisation de la mémoire

Une mémoire est un circuit électronique conçu pour recevoir et mémoriser (avant traitement) des informations en provenance de différents points d'un système : processeur de signal, microprocesseur, micro-ordinateur, circuit numérique, ADC...). Il existe, de ce fait, deux grandes familles de mémoires dans un PIC:

- mémoires mortes dites ROM (Read Only Memory, en *anglais*) : ces sont des mémoires non volatiles qui sont programmées une fois pour toutes et ne peuvent qu'être lues.
- mémoires vives dites RAM (Random Access Memory, en *anglais*) : ces sont des mémoires dans lesquelles on peut lire ou écrire des informations ^[169].

2.2.7.2. Plan mémoire (programme) ou mémoire flash

Elle est constituée de 4 pages de 2 KO, soit 8 K mots de 14 bits. Deux adresses sont réservées aux vecteur RESET (adresse \$0000) et INTERRUPTION (adresse \$0004) ^[129] (Fig.4.10).

Cette mémoire de 8 x 1024 mots de 14 bits sert à stocker le programme, mais elle est accessible par programme et peut donc être utilisée comme une extension de la mémoire EEPROM de données. Elle est non volatile (flash) et reprogrammable à souhait. L'emplacement du programme peut se situer à n'importe quel endroit de la mémoire. Cependant il faut savoir que suite à un RESET ou lors de la mise sous tension, le PIC commence l'exécution à l'adresse 0000h.

De plus, lorsqu'il y a une interruption, le PIC va à l'adresse 0004h ^[169]. Il est donc nécessaire de bien organiser le programme si celui-ci utilise des interruptions.

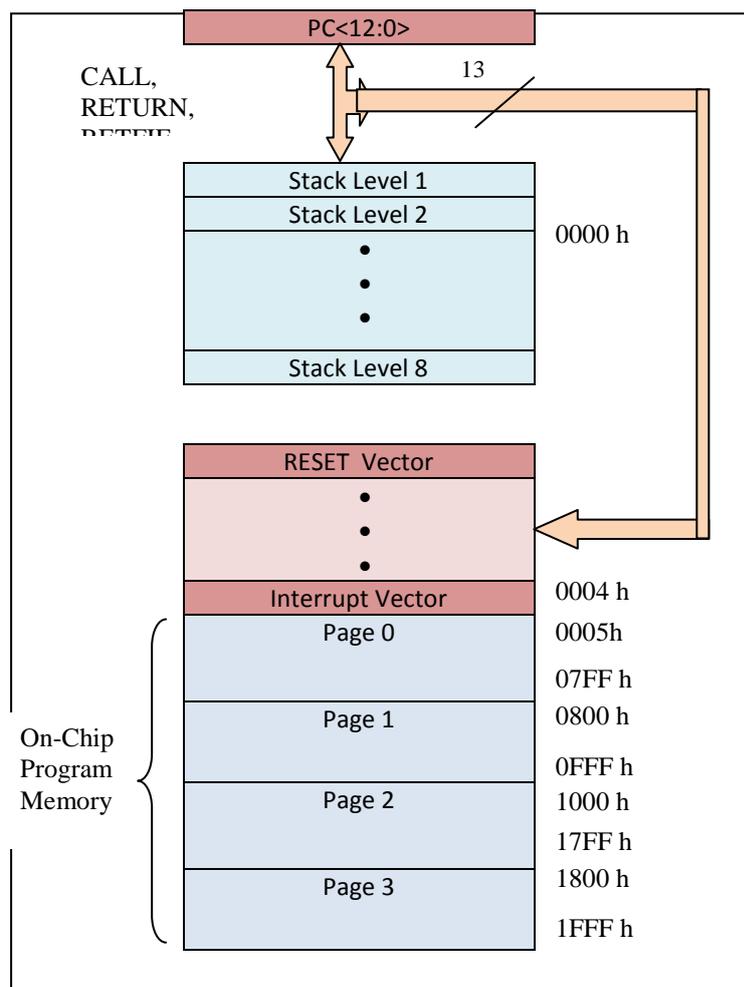


Figure 52 Organisation de la mémoire programme.

2.2.7.3. Plan mémoire des registres internes (SFR : Special Function Register) et des données

Elle est constituée de 4 plages de 128 Octets chacune, soit 512 octets. On y trouve les registres internes de fonction (SFR) et des registres libres derrière (*General purpose register*). Ces registres libres ne sont ni plus ni moins que des cases mémoires pour stocker les données ^[169]. L'accès aux différentes banques se fait par le positionnement des bits RP0 (bit5) et RP1 (bit6) du registre STATUS (Table. 4.03).

Table 6 L'accès aux différentes banques.

RP1:RP0	Bank
00	0
01	1
10	2
11	3

2.2.7.4. Le registre de STATUS

C'est un registre dont chaque bit a une signification particulière. Il est principalement utilisé pour tout ce qui concerne les tests. Il est donc également d'une importance fondamentale.

Le registre de STATUS (ou registre d'état) donne des informations sur l'état du système (après un RESET, après CALCUL ou une opération) et permet également de gérer les banques mémoires comme nous venons de le voir.

R/W-0	R/W-0	R/W-0	R-1R-1	R/W-x	R/W-x	R/W-x	
IRP	RP1	RP0	TO ⁻	PD ⁻	Z	DC	C
Bit7							bit0

Bit 7 IRP: Register Bank Select bit (utilisé pour l'adressage indirect)

1 = Bank 2, 3 (100h - 1FFh)

0 = Bank 0, 1 (00h - FFh)

Bit 6-5 RP1:RP0: Register Bank Select bits (utilisé pour l'adressage direct)

11 = Bank 3 (180h - 1FFh)

10 = Bank 2 (100h - 17Fh)

01 = Bank 1 (80h - FFh)

00 = Bank 0 (00h - 7Fh)

Bit 4 TO: Time-Out bit

1 = after power-up, CLRWDT instruction, or SLEEP instruction

0 = A WDT time-out occurred

Bit 3 PD: Power-down bit

1 = after power-up or by the CLRWDT instruction

0 = by execution of the SLEEP instruction

Bit 2 Z: Zero bit

1 = the result of an arithmetic or logic operation is zero (le résultat d' une opération mathématique ou logique zéro)

0 = the result of an arithmetic or logic operation is not zero (le résultat d' une opération mathématique ou logique non zéro).

Bit 1 DC: Digit carry/borrow bit (ADDWF, ADDLW, SUBLW, SUBWF instructions)

1 = A carry-out from the 4th low order bit of the result occurred (il y a un report du 4ème bit de poids faible du résultat s'est produit)

0 = No carry-out from the 4th low order bit of the result (aucun report du 4ème bit d'ordre faible du résultat).

Bit 0 C: Carry/borrow bit (ADDWF, ADDLW, SUBLW, SUBWF instructions)

1 = A carry-out from the Most Significant bit of the result occurred (il y a un report du résultat le plus significatif s'est produit)

0 = No carry-out from the Most Significant bit of the result occurred (aucun report du bit le plus significatif du résultat n'a eu lieu).

2.2.7.5. Le registre d'options (Option Register)

Ce registre sert à positionner un certain nombre d'éléments à l'initialisation du PIC. C'est très important car si le PIC est mal initialisé, il ne fonctionnera pas comme on le souhaite.

Par exemple le bit 7 : active ou désactive les résistances internes de tirage vers le haut (pull up) sur le port B.

2.2.7.6. Les ports d'Entrées/Sorties

Le fonctionnement des périphériques peut être paramétré et commandé par le programme et/ou les entrées-sorties (E/S). Le PIC16F876 est équipé de 22 lignes d'E/S réparties en trois ports parallèles bidirectionnels (Fig. 4.09):

- 6 lignes sur le port A : RA0 à RA5
- 8 lignes sur le port B : RB0 à RB7
- 8 lignes sur le port C : RC0 à RC7

La plupart de ces lignes ont une double fonction suivant leur programmation, chaque ligne peut fournir ou absorber au maximum un courant de 25 mA ^[169].

- Le port A (6 Bits) : E/S pur et/ou entrée du CAN et/ou entrée du TIMER0 (La broche RA4 du port A (entrée du TIMER0 T0CKI) est de type drain ouvert). La configuration de direction se fait à l'aide du registre TRISA, positionner un bit de TRISA à "1" configure la broche correspondante de PORTA en entrée et inversement. Au départ toutes les broches sont configurées en entrée.
 - Le port B (8 Bits): La configuration de direction se fait à l'aide du registre TRISB, positionner un bit de TRISB à " 1" configure la broche correspondante de PORTB en entrée et inversement. Au départ toutes les broches sont configurées en entrée.
- En entrée, la ligne RB0 appelée aussi INT peut déclencher l'interruption externe INT.
– En entrée, une quelconque des lignes RB4 à RB7 peut déclencher l'interruption RBI.

Nous reviendrons là-dessus dans le paragraphe réservé aux interruptions ^[169].

- Le port C (8 Bits): E/S pur et/ou TIMER1 et/ou SPI/I2C et/ou USART.

Toutes les broches du port C peuvent être utilisées soit comme E/S normales soit comme broches d'accès à différents modules comme le TIMER1, les modules de comparaison et de capture CCP1/2, le TIMER2, le port I2C ou le port série.

Voici un exemple de programme d'initialisation d'E/S de port A en utilisant le registre TRISA.

➤ Un exemple d'initialisation d'E/S :

```

initialisation
;----- Input / output config -----
-----
    ;BANKSEL  TRISA          ; BANK1
bank0
clr  PORTA
clr  PORTC
bank1
MOVLW  B'11011000'
MOVWF  OPTION_REG
MOVLW  0x3F          ; PORTA en entrée
MOVWF  TRISA
MOVLW  0xC0          ; RC7 et RC6 en entrée (RX,TX)
MOVWF  TRISC        ; Les autres Pins du PORTC en
sortie
    ;BANKSEL  PORTA          ; BANK0

```

2.2.7.7. Le Timer *TMRO*

C'est un compteur 8 bits ayant les caractéristiques suivantes :

- Il est incrémenté en permanence soit par l'horloge interne $F_{osc}/4$ (mode Timer) soit par une horloge externe appliquée à la broche RA4 du port A (mode compteur)^[169].
- Le contenu du Timer *TMRO* est accessible par le registre qui porte le même nom.

Il peut être lu ou écrit à n'importe quel moment. Après une écriture, le Timer ne compte pas pendant deux cycles machine.

2.2.7.8. Les interruptions

Les périphériques peuvent générer une interruption qui contraint le processeur à quitter le programme en cours pour effectuer une routine de traitement de l'interruption, lorsque l'événement qui la déclenche survient. Une interruption^[139, 140] provoque l'arrêt du programme principal pour aller exécuter une procédure d'interruption. A la fin de cette procédure, le microcontrôleur reprend le programme principal à l'endroit où il l'a laissé (Fig.4.11).

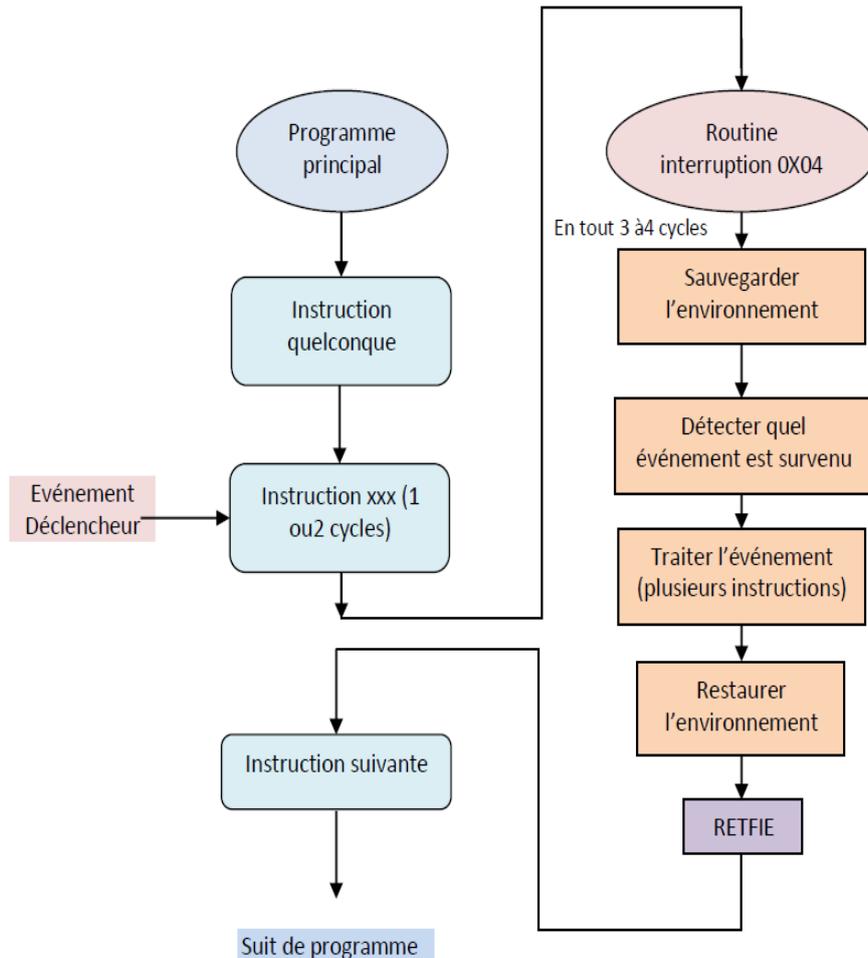


Figure 53 Organigramme de routine d'interruption.

A chaque interruption sont associés deux bits, un bit de validation et un drapeau. Le premier permet d'autoriser ou non l'interruption, le second permet au programmeur de savoir de quelle interruption il s'agit. L'interruption est donc une *Rupture de Séquence Asynchrone*, c'est-à-dire non synchronisée avec le déroulement normal du programme.

Lorsque l'événement déclencheur d'une interruption intervient, alors son drapeau est positionné à "1" (levé). Si l'interruption a été validée (bits de validations = 1), elle est alors déclenchée, le programme arrête ce qu'il est en train de faire et va exécuter la procédure d'interruption qui se trouve à l'adresse 0x04. Dans notre cas il y a plusieurs sources d'interruption comme l'interruption USART en réception et USART en émission, interruption de Timer0 et l'interruption de fin de conversion etc.

2.2.7.9. Le Convertisseur Analogique-Numérique

Ce module est constitué d'un CAN à 10 bits intégré dans le microcontrôleur, dont l'entrée analogique peut être connectée sur l'une des 3 entrées analogiques externes ECG, PPG ou

PTG. On dit qu'on a un CAN à 3 canaux. Les lignes analogiques (RA₀, RA₁ et RA₂) de port A doivent être configurées en entrée à l'aide de registre TRISA. L'échantillonneur bloqueur est intégré, il est constitué d'un interrupteur *S* d'échantillonnage et d'une capacité de blocage de 120pF. Les tensions de références permettent de fixer la dynamique du convertisseur. Elles peuvent être choisies parmi VDD, VSS, Vr+ ou Vr- . Le contrôle du module se fait par les deux registres ADCON0 et ADCON1.

➤ Le registre ADCON0

ADCS1	ADCS0	CHS2	CHS1	CHS0	GO/DONE	—	ADON
-------	-------	------	------	------	---------	---	------

ADCS1:ADCS0 : Choix de l'horloge de conversion donc du temps de conversion

00: Fosc/2, 01: Fosc/8, 10: Fosc/32 et 11: Oscillateur RC dédié au CAN.

Dans notre cas ADCS1:ADCS0 sont configurés 10 donc Fosc/32 soit 20 Mhz/32 = 625 Khz qui donne un temps de conversion $T_{AD} = 1.6 \mu s$.

CHS2:CHS0 : Choix de l'entrée analogique (entrées de sélection du multiplexeur).

GO/DONE : Une conversion démarre quand on place ce bit à '1'. A la fin de la conversion, il est remis automatiquement à zéro.

ADON : Ce bit permet de mettre le module CAN en service.

➤ Le registre ADCON1

ADFM	—	—	—	PCFG3	PCFG2	PCFG1	PCFG0
------	---	---	---	-------	-------	-------	-------

ADFM : Justification à droite ou à gauche du résultat dans les registre ADRESH et ADRESL

	ADRESH	ADRESL
1 : justifié à droite	000000XX	XXXXXXXXXX
0 : justifié à gauche	XXXXXXXXXX	XX000000

PCFG3:PCFG0 : Configuration des E/S et des tensions de références.

Un exemple d'initialisation de CAN est montré dans les instructions de programme suivant:

➤ Un exemple d'initialisation du CAN :

```
bank0
    MOVLW 0x80           ; fosc/32, channel 0, ADC on
    MOVWF   ADCON0
```

```

;BANKSEL  ADCON1
bank1
MOVLW    0x00    ; Tout le PORTA en entrée analogique
MOVWF    ADCON1  ; conversion justifié sur la gauche

```

➤ Déroulement d'une Conversion

Pendant la conversion, la tension V_e à l'entrée du CAN doit être maintenue constante. Au départ il faut commencer par l'acquisition du signal en fermant l'interrupteur d'E/B S , ceci se fait à l'aide du registre $ADCON0$, soit au moment de la validation du module par le bit $ADON$ soit après un changement de canal si $ADON$ est déjà positionné. Après la fin de l'acquisition, on peut démarrer une conversion en positionnant le bit GO_DONE , l'interrupteur S s'ouvre pour assurer le blocage de la tension (Fig.4.12) ^[1]. La conversion commence, elle est réalisée en $12T_{ad}$, à la fin, le bit GO_DONE repasse à '0', le drapeau $ADIF$ passe à '1' et le résultat est chargé dans les registres $ADRESL$ et $ADRESH$. Le module met $2T_{ad}$ supplémentaires pour fermer l'interrupteur S ce qui démarre une nouvelle phase d'acquisition pendant laquelle la tension V_e est égale la tension analogique d'entrée V_a . Le temps d'acquisition dépend de la constante de temps RC , R étant la somme des résistances entre le module de conversion et la source de la tension analogique. Après la fin de l'acquisition, on peut démarrer une nouvelle conversion et ainsi de suite.

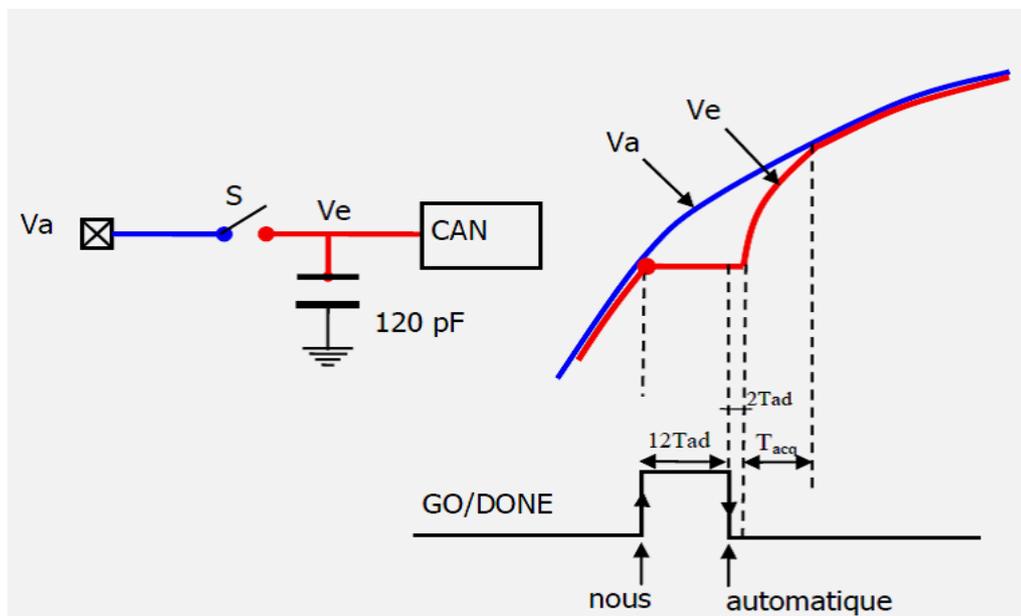


Figure 54 Déroulement d'une Conversion.

➤ Un exemple programme du CAN :

```

CONVERSION
;ACQUISITION
BSF      ADCON0,ADON
MOVLW   .158
MOVWF   TMR0
BCF     INTCON,T0IF
attente
BTFSS   INTCON,T0IF
GOTO    attente
;CONVERSION
BSF     ADCON0,GO           ; lancer la conversion
BTFSC   ADCON0,GO           ; attendre la fin de la
conversion
GOTO    $-1

;ATTENTE 2TAD
MOVLW   .240
MOVWF   TMR0
BCF     INTCON,T0IF
attentel
BTFSS   INTCON,T0IF
GOTO    attentel

```

➤ Temps de conversion

Le temps de conversion totale est égal à $12T_{AD}$, T_{AD} est le temps de conversion d'un bit, il dépend de la fréquence du quartz et du pré diviseur (div.) choisi : $T_{AD} = \text{div.} \times 1/f_{osc}$ (Table. 4.04). Le choix de div. doit être ajusté pour que T_{AD} soit \geq à $1,6 \mu s$.

Table 7 Temps de conversion d'un bit TAD (les cases grisées sont hors plage d'utilisation).

Div. \ Quartz	20Mhz	5Mhz	4Mhz	2Mhz
2	0.1 μs	0.4 μs	0.5 μs	1 μs
8	0.4 μs	1.6 μs	2 μs	4 μs
32	1.6 μs	6.4 μs	8 μs	16 μs

➤ Temps d'acquisition

Temps d'acquisition : $T_{ACQ} = T_C + CT + 2\mu s$

T_C : temps de charge du condensateur ($\tau = RC$).

CT : Coefficient de température.

➤ **Fréquence d'échantillonnage**

Si on veut échantillonner un signal variable, la période d'échantillonnage T_e doit être supérieur ou égale à $T_{e\ MIN} = T_{CONV} + 2T_{AD} + T_{ACQ}$

Avec $2T_{AD}$ le temps d'attente assigné après chaque conversion numérique. La fréquence d'échantillonnage max est donc $F_{e\ MAX} = 1/T_{e\ MIN}$

Dans notre cas :

- $T_{ACQ} = 19.7\ \mu\text{s}$ caractéristique du microcontrôleur donnée par le constructeur.
- $T_{CONV} = 12 T_{AD} = 19.2\ \mu\text{s}$
- $2T_{AD} = 3.2\ \mu\text{s}$
- $T_{e\ MIN} = 19.7 + 19.2 + 3.2 = 42.1\ \mu\text{s}$ ce qui donne une fréquence d'échantillonnage max $F_{e\ MAX} = 23\ \text{KHz}$.

Les spécifications de la CAN proposé dépendent des exigences de l'application. En comparaison avec les CAN à très faible consommation, la consommation d'énergie cible devrait être de l'ordre de quelques microwatts, voire inférieure. Parce que la consommation d'énergie est directement liée à la résolution et à la bande passante, un CAN avec une résolution plus élevée et une bande passante plus importante consommer souvent plus d'énergie. A partir de l'enquête au *Paragraphe 1.2.7.9*, on voit qu'une résolution de 10 bits est suffisante pour la plupart des applications biomédicales.

➤ **Valeur numérique obtenue**

Si on note : Q (pas de quantification) = $(V_{r+} - V_{r-})/1024$

V_a = tension analogique à convertir.

N = valeur numérique obtenue, N = valeur entière de $(V_a - V_{r-}) / Q$

Avec V_{r-} = masse, on obtient $N = \text{int}(V_a / Q)$

Exemple : $V_{r+} = V_{DD} = 5\text{V}$, $V_{r-} = 0$ et $V_a = 4\text{V}$

$Q = 5\text{V}/1024 = 0,0048828125\ \text{V}$

$N = 4\text{V} / 0,0048828125 = 819$ (la valeur numérique correspondant de la valeur 4V de signal analogique).

Après la conversion numérique, le signal est transmis à l'ordinateur local via le port série RS232, et puis converti en signal analogique par un CNA au niveau de l'interface graphique sur l'écran de PC.

3. Transmission de données

Les caractéristiques qui différencient les technologies de transmission sont la gamme de fréquences, la puissance d'émission et également le protocole utilisé ^[111].

Sur des distances supérieures à quelques mètres, il est difficile de mettre en œuvre une transmission en parallèle : coût du câblage, mais surtout interférences électromagnétiques entre les fils provoquant des erreurs importantes. On utilise alors une liaison série, avec une communication plus simple peut être faite sur 3 fils (Tx, Rx et masse), portant les informations dans chaque sens.

3.1. L'USART

De nos jours, il existe un très grand nombre de protocoles de communication en série et d'interfaces matérielles disponibles dans l'industrie électronique. La plupart d'entre eux sont axés sur les largeurs de bande de transmission élevées, comme les normes, plus récentes, USB.

Certaines de ces normes proviennent du passé, mais elles sont encore répandues, en particulier comme interfaces de communication entre des modules sur la même carte. L'une d'elles est l'USART (Universal Synchronous/Asynchronous Receiver/Transmitter, *en anglais*) ^[142].

En général, tous les microcontrôleurs fournissent au moins un périphérique UART (Universal Asynchronous Receiver Transmitter, *en anglais*) ^[141]. Le microcontrôleur PIC16F876A qui équipe la carte d'acquisition fournit un seul USART. Dans cette partie, nous verrons comment programmer ce périphérique vraiment utile, à l'aide de deux registres TXSTA et RCSTA.

L'UART est une puce permettant de contrôler tout port série en émission/réception. C'est une puce qui gère la conversion des données, nativement parallèles (généralement regroupés en un octet) de l'ordinateur en format série, puis la conversion des données série en format parallèle. L'USART est l'un des deux modules de communication série dont dispose le PIC 16F876/877. C'est un dispositif capable de transmettre un message de données en série à l'aide de deux E/S, l'une servant d'émetteur (Tx) et l'autre de récepteur (Rx), plus une E/S supplémentaire comme ligne d'horloge, tandis qu'une interface UART utilise uniquement deux E/S dit Tx/Rx.

L'USART peut être configuré comme système de communication asynchrone *full duplex*^[144] ou comme système synchrone *half duplex* (non étudié).

La communication est synchrone si l'émetteur et le récepteur disposent de la même référence d'horloge pour communiquer (Fig. 4.13). Ceci ne veut pas dire que l'horloge est transmise en même temps que les données, mais que la transmission des données comporte des informations permettant à l'horloge réception de rester strictement en phase avec l'horloge émission. Dans une transmission synchrone, la vitesse et la durée de transmission sont définies par l'horloge : sa fréquence détermine la rapidité avec laquelle on peut transmettre un seul octet sur le canal de communication.

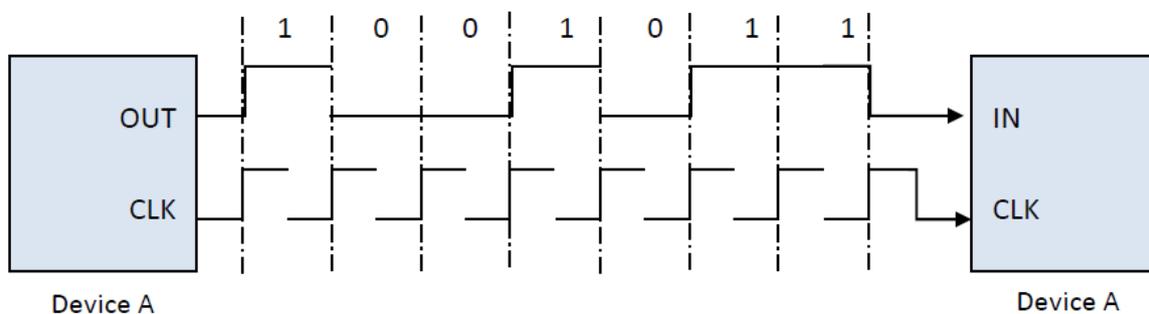


Figure 55 Communication série mode synchrone.

Si les deux dispositifs impliqués dans la transmission de données conviennent de la durée nécessaire pour transmettre un seul bit et quand commencer et finir d'échantillonner les bits transmis, alors nous pouvons éviter d'utiliser une ligne d'horloge dédiée.

Dans ce cas, nous avons une transmission asynchrone, émetteur et récepteur ont chacun une horloge qui est à peu près à la même fréquence. L'émetteur envoie ses données avec son horloge et le récepteur les échantillonne avec la sienne^[130]. C'est-à-dire qu'il s'agit d'une liaison qui ne fournit pas une horloge destinée à indiquer le début et la fin de chaque bit envoyé.

Nous travaillerons en asynchrone, pour envoyer ou recevoir une donnée, tout se fait sur des registres, il suffit d'écrire ou de lire les registres. La communication se fait sur les deux broches RC6/Tx et RC7/Rx qui doivent être configurés toutes les deux en entrée par TRISC.

Il y a deux registres pour configurer l'USART, le registre TXSTA pour le contrôle de transmission et le registre RCSTA pour le contrôle de la réception.

3.1.1. Emission

Pour transmettre une valeur avec l'USART, il suffit de placer cette valeur dans le registre TXREG, la transmission s'effectuera automatiquement (Fig. 4.14).

Le contenu de registre TXREG est copié parallèlement dans le registre TSR, puis il va transmettre vers l'ordinateur via RC6/Tx en série bit par bit. Le drapeau TXIF est positionné à "0" pendant de la transmission et réinitialisé à "1" automatiquement à la fin de transmission, le drapeau TXIF ne passe à "1" que quand le registre TXREG est vide.

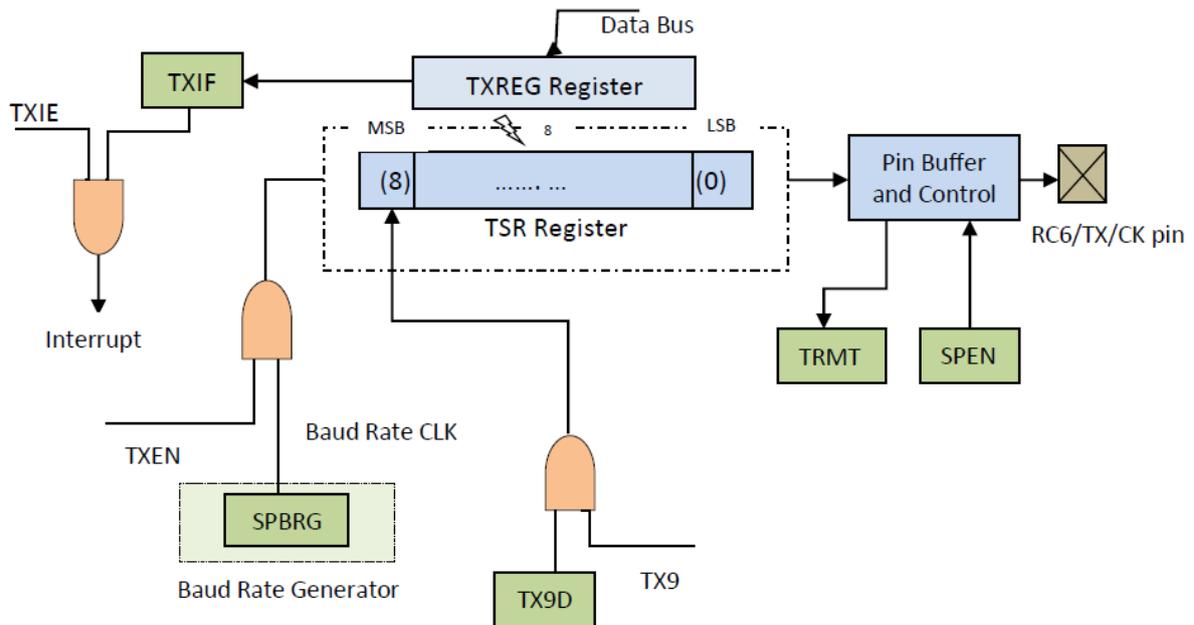


Figure 56 Le port en transmission.

Le contrôle de la transmission se fait par le registre TXSTA :

CSRC	TX9	TXEN	SYNC	—	BRGH	TRMT	TX9D
------	-----	------	------	---	------	------	------

CSRC : Non utilisé en mode asynchrone.

TX9 et TX9D : Pour utiliser le mode 9 bits il faut positionner le bit TX9. Le 9ème bit doit être écrit dans TX9D avant d'écrire les 8 bits de données dans TXREG.

TXEN : Permet de valider ou interdire la transmission.

SYNC : "0" → mode asynchrone, "1" → mode synchrone.

BRGH : Sélectionne le mode haut débit du générateur de baud rate. (La vitesse de transmission en Bauds : nombre de bits de données transmis par seconde.)

TRMT : Indicateur de l'activité du registre à décalage de transmission TSR, "1" → TSR libre, "0" → TSR en activité.

3.1.2. Réception

Le mode de réception, une fois l'USART activé, est très simple : lorsqu'une donnée est reçue, une interruption est générée et la valeur de la donnée reçue se trouve dans le registre RCRREG, il suffit alors de la copier de ce registre au registre où elle est nécessaire. La réception d'un octet démarre à la réception du bit START qui commence toujours par une transition 1 → 0.

A la réception du bit STOP le contenu du registre à décalage de réception RSR est recopié dans le registre tampon de réception RCRREG. Le drapeau RCIF est positionné, l'interruption associée est déclenchée si elle est validée. Le drapeau RCIF est remis à zéro automatiquement au moment de la lecture dans RCRREG. Le drapeau RCIF ne passe à "0" que quand la pile RCRREG est vide (Fig.4.15).

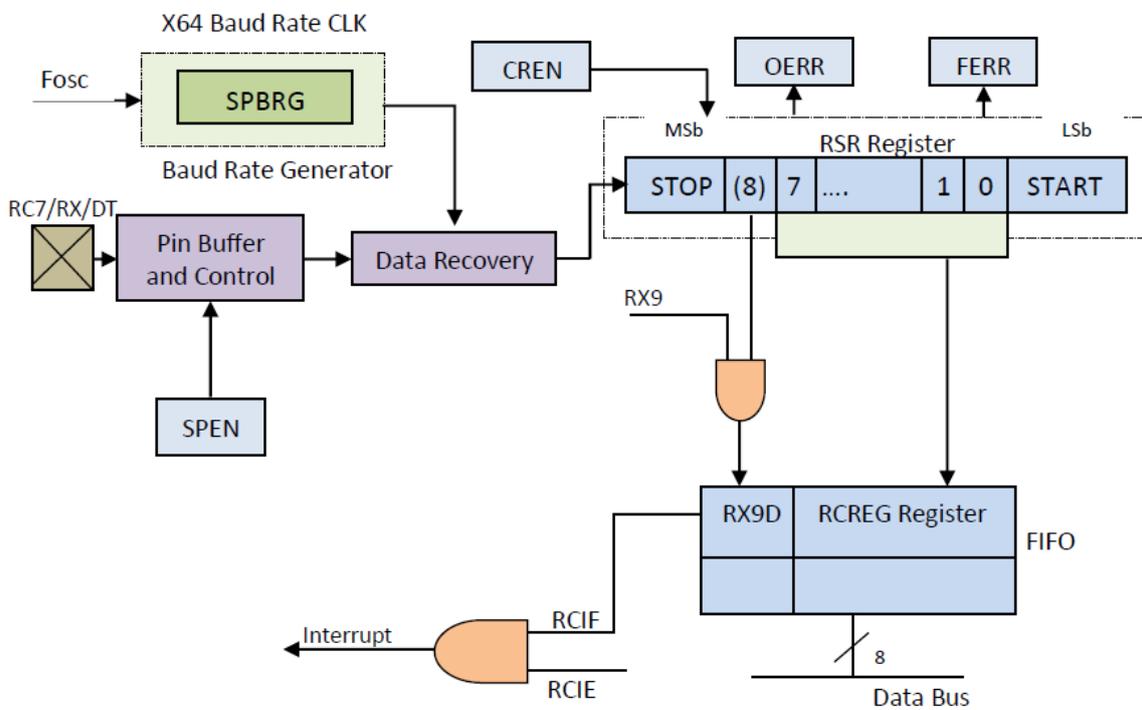


Figure 57 Le port en réception.

Le contrôle de la réception se fait par le registre RCSTA :

SPEN	RX9	SREN	CREN	ADDEN	FERR	OERR	RX9D
------	-----	------	------	-------	------	------	------

SPEN : Validation du port série (1 = validé, 0 = Inhibé).

RX9 : Validation du mode 9 bits (1 → mode 9 bits, 0 → mode 8 bits).

SREN : Validation de réception d'un seul octet (non utilisé en mode asynchrone).

CREN : Validation du mode réception continue (1 → validé, 0 → inhibé).

ADDEN : Validation du mode détection d'adresse en mode 9 bits, utilisé en mode multiprocesseurs (1 → validé, 0 : Inhibé).

FERR : Erreur de synchronisation, lecture seule.

OERR : Erreur débordement du buffer de réception, lecture seule.

RX9D : En mode 9 bits, le 9ème bit est reçu ici.

Comme tous les périphériques l'USART est mappés dans la région mémoire dédiée au mappage des périphériques, qui commence à partir de l'adresse 0x4000 0000.

La partie de programme suivant configure l'USART à travers les registre d'émission TXSTA et de réception RCSTA et déterminer la vitesse de transmission par le registre SPBRG.

```

MOVLW    .20 ; Quartz 20MHz donne une vitesse de
transmission de 56700 bauds
    MOVWF    SPBRG
    BSF      TXSTA, TXEN ; Enable transmit
    BSF      TXSTA, BRGH ; Select high baud rate
    ;BANKSEL RCSTA ; BANK0
bank0
    BSF      RCSTA, SPEN ; Enable Serial Port
    BSF      RCSTA, CREN ; Enable continuous
reception
    BSF      INTCON, GIE
    BSF      INTCON, PEIE
    BSF      INTCON, TOIE
    MOVLW    .100
    MOVWF    TMR0
    BCF      INTCON, T0IF
    ;GOTO START

```

3.2. La vitesse de transmission

La vitesse de transmission est définie à l'aide du générateur de rythme BRG (Baud Rate Generator) qui est dédié au port série. Cette vitesse est déterminée par le registre de contrôle SPBRG et le bit BRGH (bit 2 de registre TXSTA) qui quadruple la vitesse quand il est positionné. Il est préférable d'utiliser le mode haute vitesse (BRGH=1) car permet d'obtenir une meilleure précision sur la fréquence. On peut calculer la valeur de vitesse de transmission suivant l'équation (4.6).

$$Vitesse = \frac{4^{BRGH} \times F_{osc}}{64 \times (SPBRG + 1)} \text{ baud} \quad (4.6)$$

Cette vitesse est exprimée en *Bauds* (1 baud correspond à 1 bit/s), il existe différentes vitesses normalisées suivants les paramètres de l'équation précédente : 57600, 9600, 4800, 2400, 1200..bauds. Dans notre cas $F_{osc} = 20 \text{ MHz}$, $SPBRG = 20$, et $BRGH = 1$, ce qui donne une vitesse est égale à 57600 bauds (voir le Tableau 10-4, *Annexe 3*).

3.3. Algorithme d'acquisition

Nous avons programmé le microcontrôleur PIC16F876A en langage assembleur pour réaliser l'interfaçage homme-machine, le diagramme de la figure 4.16 indique au l'algorithme d'acquisition des données que nous avons proposé.

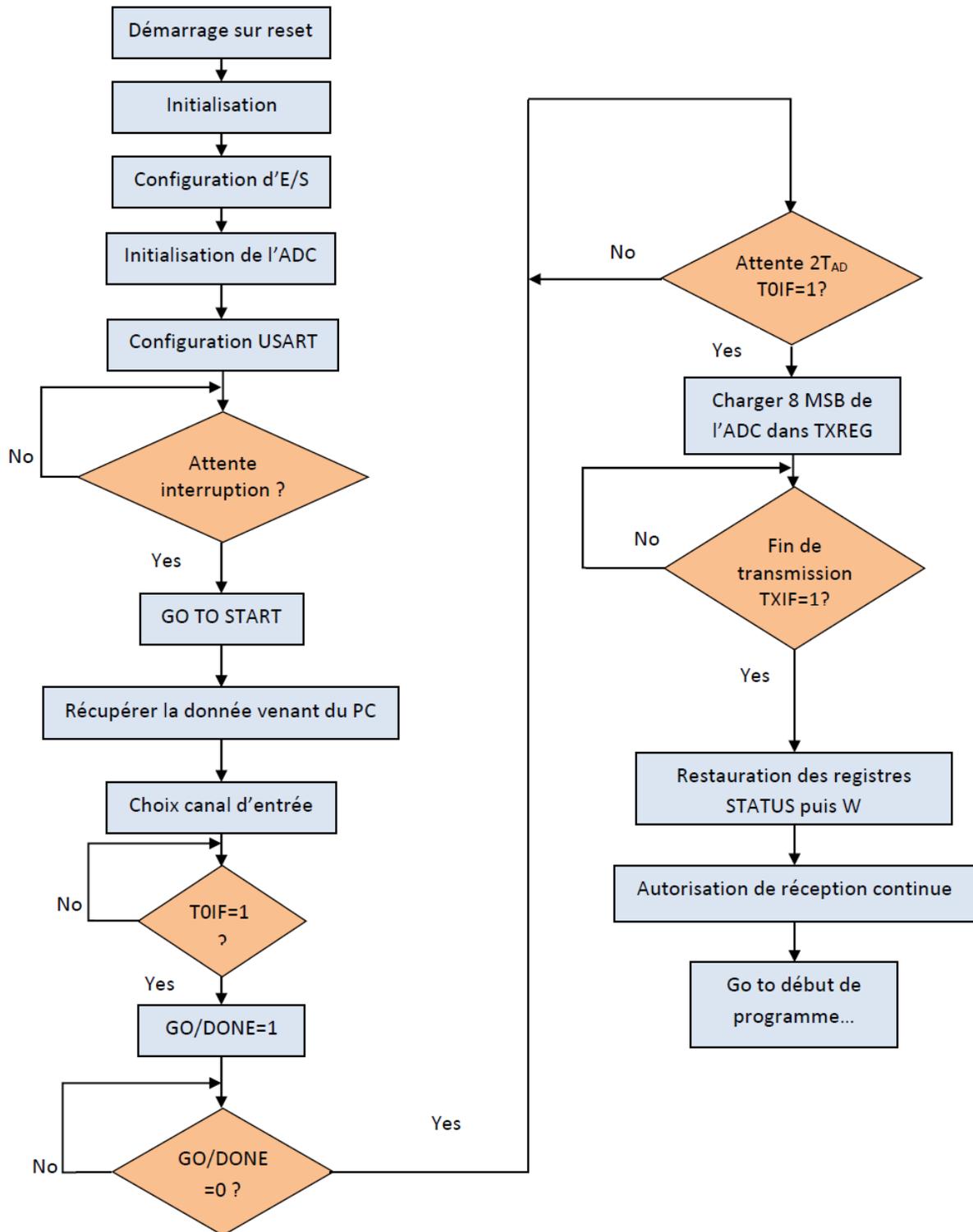


Figure 58 Algorithme proposé pour l'acquisition de données.

3.4. Liaison RS232

Les ordinateurs disposent le plus souvent d'une interface série asynchrone. De nos jours, il existe un très grand nombre de protocoles de communication en série et d'interfaces matérielles disponibles dans l'industrie électronique. L'interface E/S séries équipe tous les PC et permet l'échange d'informations à faible débit avec un périphérique comme un modem, ou avec un autre PC, sur des distances inférieures à quelques dizaines de mètres.

Une liaison série ^[143] est une ligne où les bits d'information (1 ou 0) arrivent successivement, soit à intervalles réguliers (transmission synchrone), soit à des intervalles aléatoires, en groupe (transmission asynchrone) ^[144]. La liaison RS232 est une liaison série asynchrone (Fig.4.17).

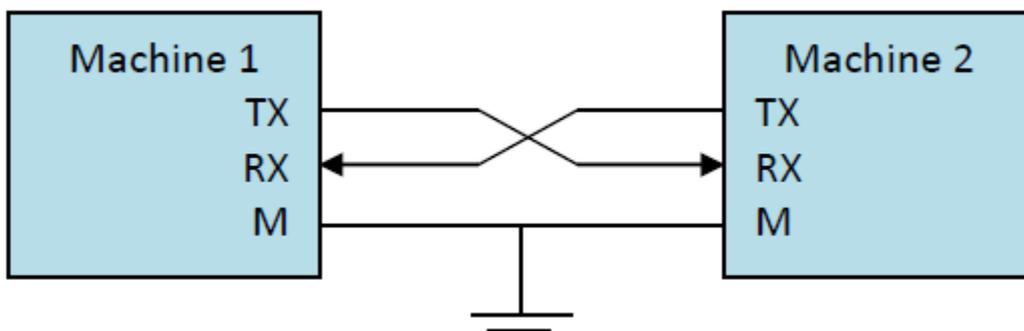


Figure 59 Liaison série asynchrone.

➤ Principe :

L'octet à transmettre est envoyé par l'émetteur sur la ligne Tx, vers le récepteur par la ligne Rx qui le reconstitue. La vitesse de transmission de l'émetteur doit être identique à la vitesse d'acquisition du récepteur. La communication peut se faire dans les deux sens (*duplex*) ^[144], soit émission d'abord, puis réception ensuite (*half-duplex*), soit émission et réception simultanées (*full-duplex*). Notez que la liaison étant *full-duplex*, émission et réception sont croisées, chaque fil ne transitant l'information que dans un seul sens (Fig.4.17).

La transmission étant du type *asynchrone* (pas d'horloge commune entre l'émetteur et le récepteur), des bits supplémentaires sont indispensables au fonctionnement: bit de début de mot (*Start*), bit(s) de fin de mot (*Stop*), d'autre part, l'utilisation éventuelle d'un bit de *Parité*, permet la détection d'erreurs dans la transmission.

Les bits sont transmis les un après les autres, en commençant par le bit de poids faible b_0 (LSB, Signe en anglais : *Least Significant Bit*). Le premier bit est précédé d'un bit *Start* (niveau 0), après le dernier bit, on peut transmettre un bit de *Parité*, puis un ou deux bits *Stop* (niveau 1).

En l'absence de transmission, le niveau logique de la liaison est "1" (niveau de repos). Nous allons d'abord représenter ce que nous venons de voir sous forme d'un graphique (Fig. 4.18)^[1]. Sur l'axe vertical nous avons les niveaux logiques, sur l'axe horizontal, le temps. Chaque carré représente la durée d'un bit.

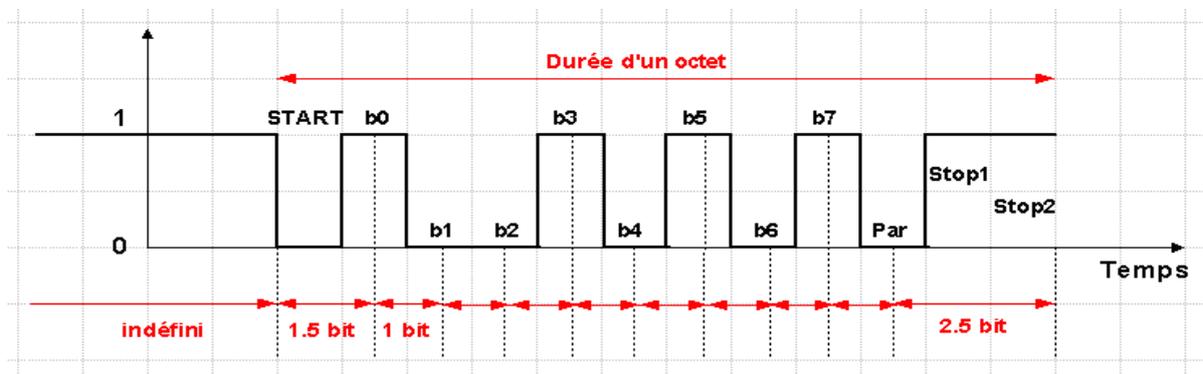


Figure 60 Transmission série asynchrone bit par bit.

La transmission des caractères ne peut fonctionner correctement qu'à condition que les différents paramètres variables de cette trame soient connus aussi bien de l'émetteur que du récepteur. Il est alors nécessaire d'ajuster les paramètres suivants :

- la vitesse de transmission.
- le nombre de bits du caractère à transmettre.
- le bit de *Parité*.
- le nombre de bits *Stop*.

Les valeurs des tensions que les interfaces séries doivent fournir et reconnaître aux matériels connectés sont les suivantes :

- Un "0" logique est reconnu pour une tension allant de +3 à +25V.
- Un "1" logique est reconnu pour une tension allant de -3 à -25V.

3.5. La conversion des niveaux

Les circuits intégrés sont classés suivant la technologie de fabrication, on trouve essentiellement les familles suivantes :

- TTL : (Transistor Transistor Logic, en *anglais*) qui utilise les niveaux de tension électrique 0V et 5V pour les niveaux logiques "0" et "1" respectivement. Cette famille est très utilisée et représente un standard.
- CMOS : (Complementary Metal Oxide Semi-conductor, en *anglais*), cette famille utilise les niveaux +12V et -12V à effet de champ complémentaire, elle associe des transistors MOS canal N et des transistors MOS canal P.

Pour un fonctionnement logique identique, chaque technologie offre des performances spécifiques sur le plan électrique : tension, courant, puissance et rapidité.

Il importe donc d'analyser comment connecter physiquement notre PIC à notre port RS232. Le PIC utilise les niveaux électriques 0V et 5V (*TTL*) pour définir respectivement des niveaux logiques "0" et "1" et la norme RS232 définit des niveaux de +12V et -12V (*CMOS*) pour établir ces mêmes niveaux.

Nous aurons donc besoin d'un circuit (driver de bus) chargé de convertir les niveaux des signaux entre le PIC et le PC. La ligne Tx du PIC émettra en 0V/5V et sera convertie en +12V/-12V vers le PC. La ligne Rx du PIC recevra les signaux en provenance du PC, signaux qui seront converti du +12V/-12V en 0V/5V par notre circuit de pilotage du bus.

Nous utiliserons le célèbre circuit MAX232 (*Annexe 4*) pour effectuer cette adaptation de niveaux. Ce circuit contient un double convertisseur à double direction.

Autrement dit, il dispose de :

- Deux blocs, dénommés T_1 et T_2 , qui convertissent les niveaux entrés en 0V/5V en signaux sortis sous +12V/-12V, ce qui reste dans la norme RS232. Les entrées de ces blocs sont donc dirigés vers le PIC, les sorties sont connectées sur le port RS232.
- Deux blocs, dénommés R_1 et R_2 , qui convertissent les niveaux entrés en +12V/-12V en signaux sortis sous 0V/5V. Les entrées de ces blocs sont donc connectées sur le port RS232, les sorties sur le PIC.

La communication Hardware-Software de notre dispositif électronique avec l'ordinateur se fait en programmer le microcontrôleur PIC16F876A (*Paragraphe 1.2.7*) et le développement d'une interface graphique implémentée sous langage de programmation Visual Basic, mettant en jeu l'API Windows MSCOMM qui permet l'émission et la réception sous le protocole RS232, le dialogue entre les deux est montrer dans l'organigramme de la figure 4.19.

L'algorithme démarre sur reset, après l'initialisation de la CAN et les configurations des E/Ss et l'USART, le microcontrôleur attende une interruption. Si l'interruption démarre le microcontrôleur récupère la donnée venant de PC et suivant cette donnée, il va choisir un seul canal d'entrée analogique ECG, PPG ou PTG pour la conversion numérique d'un échantillon en 8 bits et puis les transmet vers le PC via le porte série RS232 et ainsi de suite.

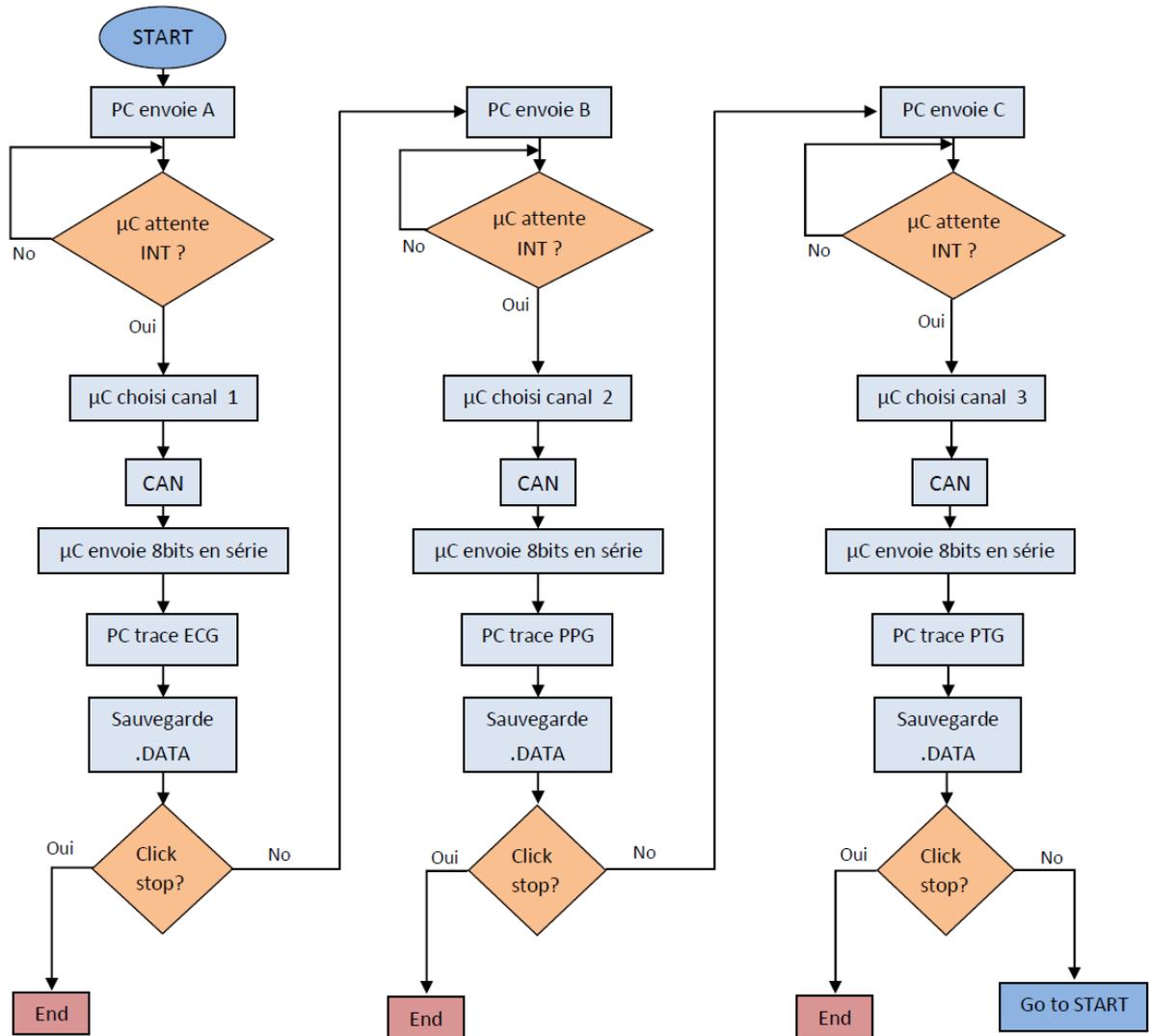


Figure 61 L'organigramme de dialogue Hardware-Software.

CONCLUSION

Dans ce chapitre nous avons présenté en détail le système de numérisation et de transmission des trois signaux ECG, PPG et PTG recueils par différents capteurs. Ces signaux sont transmis vers le PC via le protocole de communication série RS232. Les fonctions de multiplexage, de CAN et de transmission de données sont réalisées à l'intérieur de microcontrôleur de type PIC16F876A.

Le chapitre suivant est consacré à l'interprétation des différents résultats des signaux physiologiques ECG, PPG et PTG.



CHAPITRE V

Pour prouver le succès d'un projet, il faut présenter ses résultats. Dans ce chapitre, nous présenterons tous les résultats expérimentaux que nous avons obtenus lors de l'exécution de nos expériences dans le Laboratoire de Génie Biomédicale Université du Tlemcen à propos de notre thèse.

5

Résultats Expérimentaux et Interprétations

Sommaire

RESULTATS EXPERIMENTAUX ET INTERPRETATIONS	128
INTRODUCTION.....	128
1.Interprétation de signal ECG.....	128
1.1. Description des ondes constituant l'ECG.....	130
1.2. Observation de l'activité cardiaque	130
2.Interprétation de signal PPG.....	131
2.1. Signal PPG provenant de la lumière IR.....	131
2.2. Signal PPG provenant de la lumière R.....	132
2.3. Signal PPG provenant de deux lumière R et IR	133
2.4. Facteurs affectant le signal PPG	135
3.Interprétation de signal PTG.....	135
4.Enregistrement simultanée des trois signaux ECG, PPG et PTG	137
CONCLUSION	139

Chapitre 5

RESULTATS EXPERIMENTAUX ET INTERPRETATIONS

INTRODUCTION

Nous présentons dans ce chapitre des exemples d'enregistrements des signaux obtenus avec notre dispositif réalisé. Ces différents signaux ont été recueillis à l'occasion des tests réalisés dans des conditions expérimentales réelles, dans le laboratoire de Génie Biomédical de l'Université de Tlemcen, avec plusieurs sujets sains.

Nous avons utilisé un support logiciel réalisé sous l'environnement Visual Basic (VB6) pour l'implémentation d'une interface homme machine (IHM) d'aide à l'acquisition, l'enregistrement et l'affichage des données ECG, PPG et PTG conformément à un protocole de communication série RS232.

L'objectif de ce support logiciel est de permettre d'enregistrer les signaux ECG, PPG et PTG afin d'analyser leurs caractéristiques, de comprendre leurs morphologies et le calcul des paramètres caractérisant ces signaux.

1. Interprétation de signal ECG

L'ECG enregistre une succession de séquences de l'activité électrique du cœur, représentées par des ondes nommées P, QRS et T. Il est riche en informations sur les aspects fonctionnels du cœur et du système cardio-vasculaire. En fait, ce signal regroupe un ensemble d'ondes qui sont en corrélation directe avec ces aspects fonctionnels. Ces ondes occupent des localisations temporelles traduisant des intervalles qui sont généralement différentes pour un même signal provenant d'un même sujet sain ou présentant une pathologie cardiaque ^[152].

Ces intervalles comme R-R, Q-T, P-Q ou encore le segment S-T et le complexe QRS sont d'un intérêt diagnostique certain et varient de différentes manières dans différentes pathologies ^[152].

En premier, le médecin doit vérifier qu'il y a autant d'ondes P que de complexes QRS. Ensuite, il mesure la fréquence cardiaque en utilisant deux cycles à la fois (3 pics R consécutifs).

Si les intervalles R-R ne sont pas réguliers (entre 60 et 100 bpm) ou si l'amplitude des complexes QRS varie, alors on s'oriente vers une pathologie cardiaque dont les plus courantes nécessitent un examen plus poussé ^[31].

La figure 5.01 montre l'interface graphique implémentée sous environnement Visual Basic mettant en jeu l'API Windows MSCOMM ^[120] qui permet l'émission et la réception sous le protocole RS232 relative à l'acquisition du signal électrocardiographique après un clic sur le bouton **ECG**.

Le bouton **Start** est consacré pour l'autorisation d'acquisition et le bouton **Stop** pour arrêter l'acquisition et aussi le bouton **ECG** est utilisé pour choisir le canal d'électrocardiogramme parmi d'autres canaux. Le signal enregistré est affiché graphiquement dans un diagramme à deux dimensions.

Le texte « **13.409s** » indique au moment où le signal ECG s'arrête, donc il représente l'intervalle temporel de notre interface graphique, le texte « **0.24V** » représente la valeur d'amplitude de signal ECG à cet instant et le texte « **72 bat.min** » indique à la fréquence cardiaque en battement par minute (bpm).

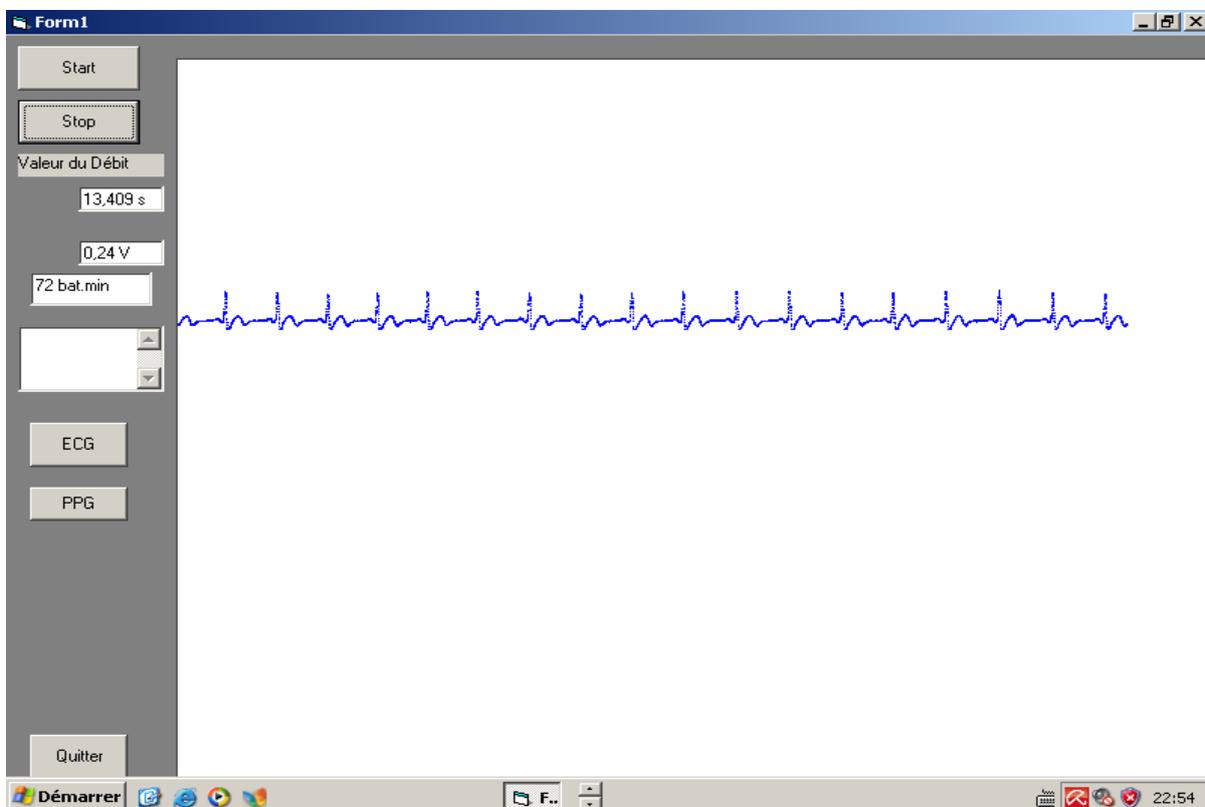


Figure 62 Interface graphique montre la trace ECG (permet de visualiser 13.4s de tracé)

1.1. Description des ondes constituant l'ECG

Souvent l'interprétation d'un signal ECG ^[72, 150] repose sur l'analyse des éléments suivants :

- Intervalle RR : L'inverse de la distance temporelle entre un pic R et celui qui lui succède représente la fréquence cardiaque en Hz ^[150]. Dans notre cas il y a 18 pics R pendant 13s ce qui donne la fréquence du signal environ 1.4Hz.
- Ondes P : L'onde P est la première onde du cycle cardiaque. Elle représente la dépolarisation des oreillettes. Elle est composée par la superposition de l'activité électrique des deux oreillettes. Sa partie initiale correspond à la dépolarisation de l'oreillette droite et sa partie finale à celle de l'oreillette gauche. La durée normale de l'onde P est inférieure à 0,10s et son voltage maximum s'élève à 0,25mV.
- Complexe QRS : Les ondes QRS représentent la dépolarisation rapide des deux ventricules. Les ventricules possèdent une masse musculaire plus volumineuse que les oreillettes, par conséquent, le complexe QRS présente l'amplitude la plus importante du signal. La durée normal de QRS 80–100 ms, en pratique 80–120 ms.
- Ondes T : l'onde T reflète la repolarisation (retour à la phase de repos) des ventricules.

1.2. Observation de l'activité cardiaque

Le changement de la tension électrique qui se produit pendant la dépolarisation et la repolarisation est exactement ce qui est relevé par le capteur ECG. Les valeurs du signal ECG sont définies par les variations électriques cardiaques acquises par le capteur, et ce à travers les paires d'électrodes placées sur la peau du patient et entourant le cœur comme indiqué au chapitre 2. L'activité électrique cardiaque mesurée en volts, est exprimée en coordonne verticale et le temps en coordonne horizontal.

Le diagramme (Fig. 5.01) montre une série d'ondes qui se rapportent à des impulsions électriques se produisant lors de chaque battement du cœur. Les éléments caractéristiques de ces ondes sont désignés par des lettres de l'alphabet P, Q, R, S, T. Le pouls est le nombre d'occurrence de l'ensemble des ondes P, QRS, T par minute.

Chez l'adulte en bonne santé et au repos, le pouls se situe entre 50 pulsations par minute pour un sportif pratiquant l'endurance et 80 pour une personne non-sportive ^[150]. L'estimation du pouls maximum d'un patient s'effectue selon plusieurs formules, par exemple, le résultat observé dans le tracé du test de la figure 5.01 pour une personne âgée de 35 ans dont le pouls est de 72 pulsations par minute.

2. Interprétation de signal PPG

L'interprétation de l'onde PPG représente l'étude du comportement dynamique de réseau artériel lorsqu'il est soumis à un régime pulsé par la pompe cardiaque (onde de pression et de débit), l'impulsion artérielle est générée par la contraction du VG et l'éjection du sang dans l'aorte. Par conséquent, des ondes impulsionnelles se propagent à travers le système artériel avec des vitesses déterminées. Dans leur propagation ces ondes impulsionnelles entraînent une variation de volume le long du système artériel : c'est le pléthysmogramme ^[152].

Un tel signal qui traduit donc l'impulsion artérielle est mesuré à travers l'émission et la réception de lumière à des longueurs d'ondes déterminées (R et IR), diffusée à travers un lit capillaire (*Chapitre 2*), donc ce signal décrit les variations de volume sanguin au niveau de ce lit capillaire en fonction des battements cardiaque ^[152].

2.1. Signal PPG provenant de la lumière IR

Le signal PPG obtenu par le dispositif photopléthysmographique de capteur à lumière IR (Fig. 5.02) est caractéristique de la déformation locale artérielle (au niveau de doigt) sous l'effet de l'onde de pression issue du cœur et la déformation volumique perturbée par les tissus adjacents, il représente l'absorption lumineuse de l'hémoglobine oxygénée.

La composante pulsatile de l'onde PPG se décompose en deux phases distinctes. L'intensité du signal croît et atteint son maximum durant la systole cardiaque, ce point culminant est utilisé pour déduire la fréquence cardiaque instantanée, en mesurant l'intervalle de temps entre deux maximums consécutifs.

L'intensité du signal décroît ensuite car le cœur, qui a terminé son cycle systolique, entre en diastole. Les artères qui se sont élargies pendant la systole se contractent, ce retour élastique naturel assure une pression minimum non nulle qui implique que la circulation du sang est toujours continue et ne s'arrête jamais complètement.

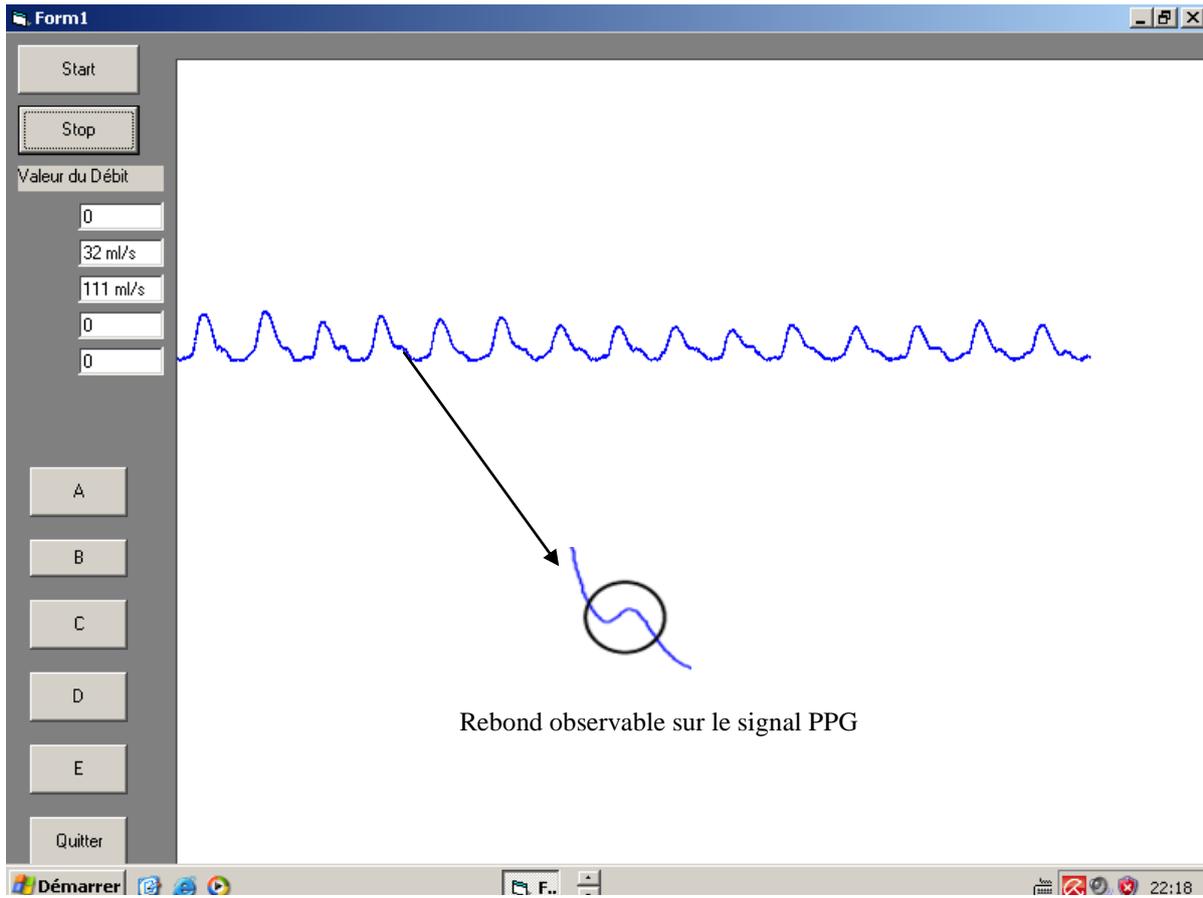


Figure 63 Signal PPG provenant de la lumière Infrarouge.

Un rebond est souvent observable sur le signal PPG (Fig. 5.02) et correspond à l'onde dicrote qui apparait lorsque la valve aortique, qui empêche le reflux de sang, se referme. Le sang qui retourne vers le cœur rebondit sur les parois de la valve, générant ainsi une légère augmentation du volume sanguin.

2.2. Signal PPG provenant de la lumière R

Le signal PPG provenant de dispositif photopléthysmographique de capteur à lumière R (Fig. 5.03) est d'amplitude moins de l'onde PPG provenant de la lumière IR en composant AC et de grande amplitude en DC, il représente l'absorption lumineuse de l'hémoglobine réduit.

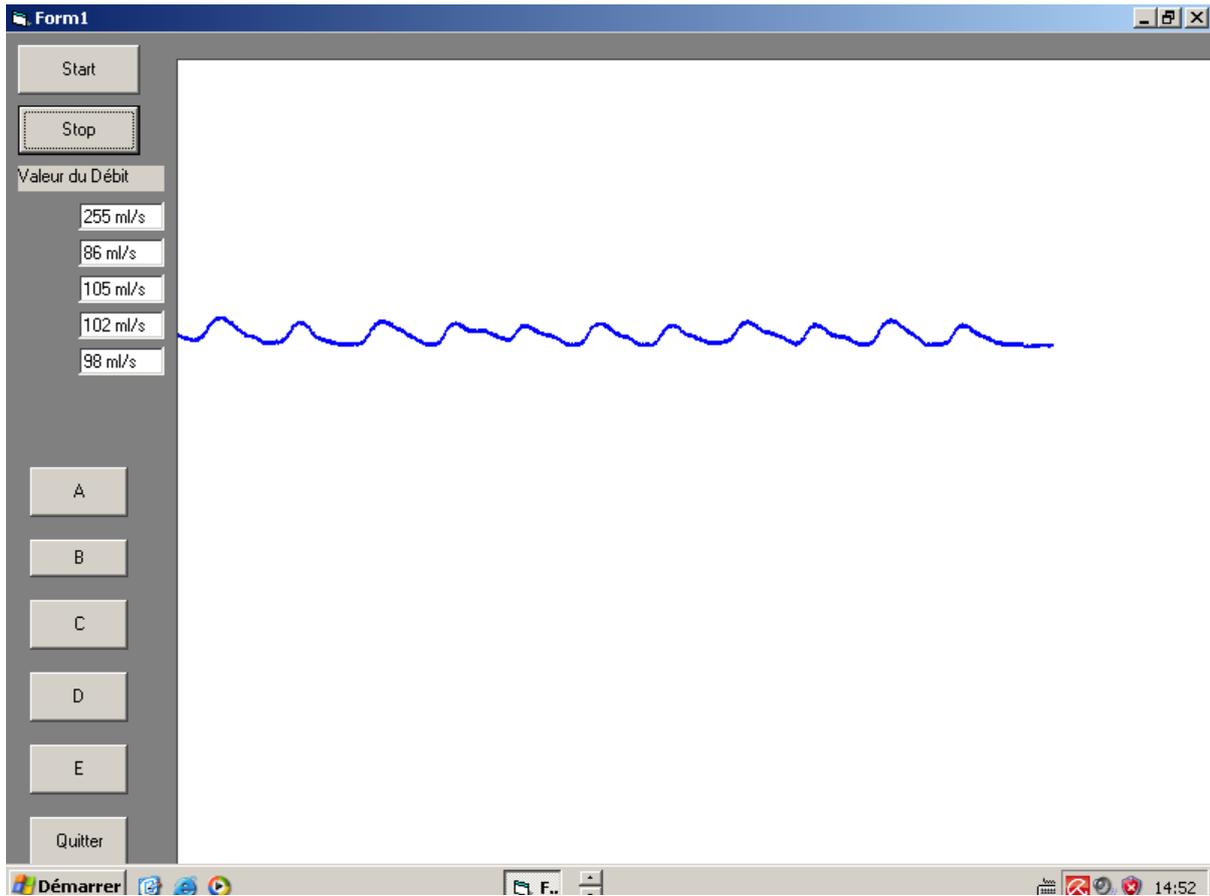


Figure 64 Signal PPG provenant de la lumière Rouge.

2.3. Signal PPG provenant de deux lumière R et IR

Le signal PPG obtenu par le dispositif photopléthysmographique de capteur à deux lumières R et IR successivement (Fig. 5.04) est représenté l'absorption lumineuse alternativement dans les deux longueurs d'onde. Cette interface graphique a été conçue pour estimer la saturation pulsée en oxygène de l'hémoglobine qui, concrètement, correspond au pourcentage d'oxygène présent dans les globules rouges.

Le signal PPG pour chaque longueur d'onde a été séparé au moyen d'un partage de temps entre les LEDs R et IR. Au cours de chaque cycle de 20s, chaque LED était allumée pendant 10s et éteinte pendant le reste du cycle.

Avec l'IHM de la figure 5.04, il suffit d'appuyer sur un bouton PPG pour obtenir le signal désiré, configuré successivement PPG_IR et PPG_R.

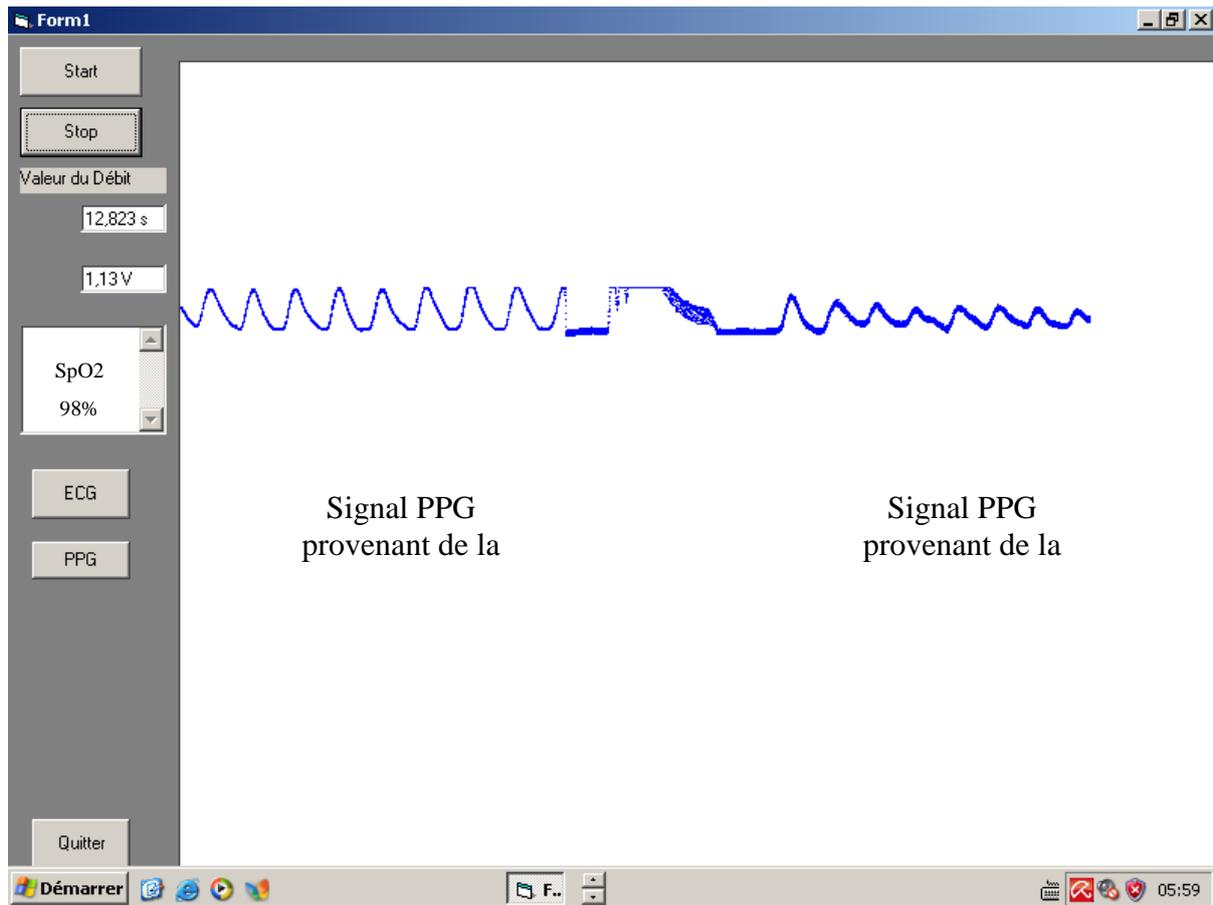


Figure 65 Signal PPG provenant de capteur à deux sources lumineuses IR et R (12.8s de tracé).

L'évaluation de la saturation en oxygène dans le sang artériel par oxymétrie de pouls (SpO_2) repose sur les différents spectres d'absorption de la lumière pour l'hémoglobine oxygénée et désoxygénée et l'analyse des signaux PPG acquis à deux longueurs d'onde R et IR.

Parce que l'oxyhémoglobine absorbe mieux la lumière IR que la lumière R, et inversement l'hémoglobine réduite absorbe mieux la lumière R que la lumière IR, la détection des différents pics des signaux PPG rouge et infrarouge, peut donner un résultat de la saturation d'oxygène au niveau de sang.

Par la comparaison entre le pic de la courbe PPG-IR et le pic de la courbe PPG-R, suivant l'équation 2.8 (*Chapitre 2*), le texte « **SpO₂ 98%** » de la figure 5.04 montre un exemple expérimental de notre résultat de la saturation d'O₂ au niveau de sang.

Le texte « **12.823s** » indique au moment où le signal s'arrête et le texte « **1.13V** » représente la valeur d'amplitude de signal PPG à cet instant.

La mesure continue de la saturation d'oxygène dans le sang, apporte des informations supplémentaires sur la ventilation alvéolaire pendant la ventilation mécanique, en particulier si une supplémentation en oxygène est nécessaire ^[147].

Il convient de mentionner que ce travail a été publié dans la revue scientifique *IJEI (International Journal of Engineering Inventions)* e-ISSN: 2278-7461, p-ISSN: 2319-6491 Volume 4, Issue 7 (December 2014) PP: 28-36, sous titre “Conception and Realization of a Biomedical Acquisition System Dedicated to Measuring the Oxygen Saturation Pulse by Photo Plethysmography Red and Infrared: Application to the Cardio-Respiratory Functional Exploration” (Voire Annexe 5).

2.4. Facteurs affectant le signal PPG

Des recherches antérieures ^[104] ont montré que plusieurs facteurs affectaient la mesure des signaux PPG. Ces facteurs incluent le site de mesure de la sonde, la force de contact de la sonde avec les tissus humains et le bruit dû aux artefacts induits par le mouvement, la lumière ambiante, la température du corps, la posture de l'utilisateur et la respiration.

L'une des principales considérations de conception d'un capteur PPG est l'emplacement de la LED et des phototransistors, ce qui affecte la qualité du signal et sa résistance aux artefacts de mouvement. Les sites de mesure les plus courants sont les doigts où les signaux les plus forts peuvent être détectés par rapport aux autres sites.

3. Interprétation de signal PTG

La respiration entraîne le mouvement de plusieurs organes tels que les poumons, l'œsophage. La mesure du mouvement des organes a fait l'objet de plusieurs études ^[145, 146] ayant pour objectif de déterminer des caractéristiques de ce mouvement, dans le but de faciliter une prise en compte dans les examens de diagnostic et de thérapie.

Le pneumotachographie est l'enregistrement de flux d'air respiratoires sous forme d'un signal électrique, permettant de caractériser la respiration. Les mesures des flux sont détectées par le spiromètre et sont ensuite envoyées au système de gestion d'acquisition. Celui-ci affiche la courbe de respiration sur un écran que le patient peut visualiser (Fig. 5.05).

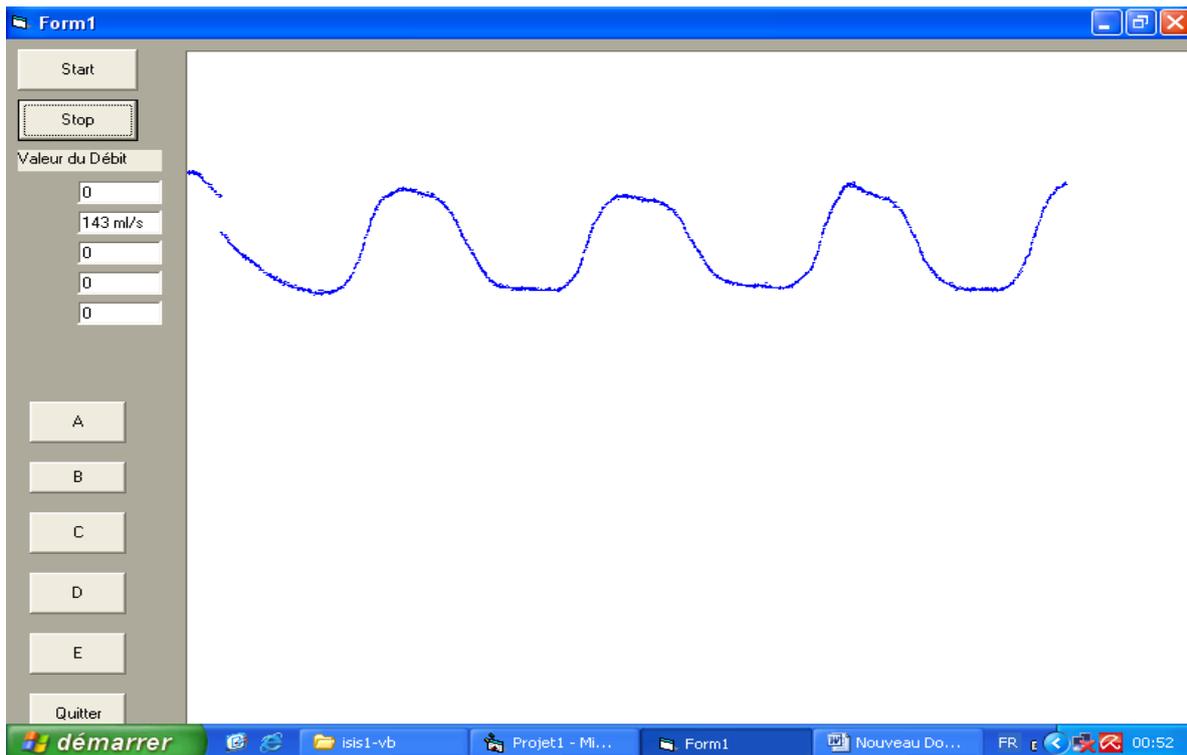


Figure 66 Signal PTG obtenu représentant la fonction respiratoire.

La ventilation pulmonaire est assurée par un mouvement cyclique appelé cycle respiratoire. La courbe de la figure 5.05 est une courbe représentant ce cycle respiratoire en fonction de temps, la partie montant de cette courbe représente la phase d'expiration et la partie descendant représente la phase d'inspiration.

L'allure de cette courbe ne varie pas beaucoup entre des sujets normaux, son interprétation est beaucoup plus différente lorsqu'elle y a des événements respiratoires comme par exemple une modification, une discontinuité ou une instabilité de la ventilation.

Dans ce cas l'apparence de courbe respiratoire peut changer significativement en fonction de l'état pathologie des voies aériennes supérieur ou intérieures^[147]. Si ce signal de débit respiratoire présent sur le tracé de base, la disparition de la partie expiratoire du signal indique la perte du débit expiratoire et donc des fuites. Une augmentation instantanée de l'amplitude du signal pendant la soufflé et ou l'insufflation suggérant des efforts respiratoire, une augmentation en fréquence du signal respiratoire suggérant une respiration rapide, mais une expansion de période du signal suggérant une respiration lente.

Au repos, un adulte sain a besoin de 12 à 15 cycles respiratoires par minute pour l'approvisionnement en oxygène et l'élimination du gaz carbonique^[145]. Lors de cette

expérience (sujet sain), les ondes respiratoires ont parcouru 4V en amplitude et environ de 0.3 Hz en fréquence.

Le signal respiratoire, que nous noterons $s(t)$, peut-être alors défini comme une fonction qui indique le volume pulmonaire lors de cycle respiratoire. Si aux instants t_1 et t_2 , $s(t_1) = s(t_2)$, alors les poumons a la même configuration volumique. En pratique, cette hypothèse ^[145] n'est généralement pas strictement respectée compte tenu de la complexité du phénomène de la respiration et de l'anatomie du poumon.

Il s'agit de caractériser :

- Le flux aérien, c'est à dire les débits ou les volumes d'air mobilisés par l'activité ventilatoire.
- L'effort respiratoire, c'est à dire les forces ou mieux les pressions, à l'origine des débits d'air générés au cours de l'expiration.
- Les conséquences de l'activité respiratoire sur les échanges gazeux tels qu'ils se reflètent dans les pressions partielles d'oxygène et de gaz carbonique dans le sang artériel.

Les modifications de ces diverses variables permettent de définir les événements ventilatoires anormaux.

4. Enregistrement simultanée des trois signaux ECG, PPG et PTG

Les signaux sont affichés simultanément sur l'écran du PC à l'aide d'un moniteur analogique (IHM) et les données sont sauvegardées automatiquement sous forme .DAT sur le disque dur pour usage ultérieur dans le cadre du calcul des indices hémodynamiques.

L'écran de la (Fig. 5.06) permet de visualiser les 3 canaux ECG, PPG et PTG en même temps. Les tracés sont présentés dans l'ordre suivant (de haut en bas) ECG, PPG et PTG.

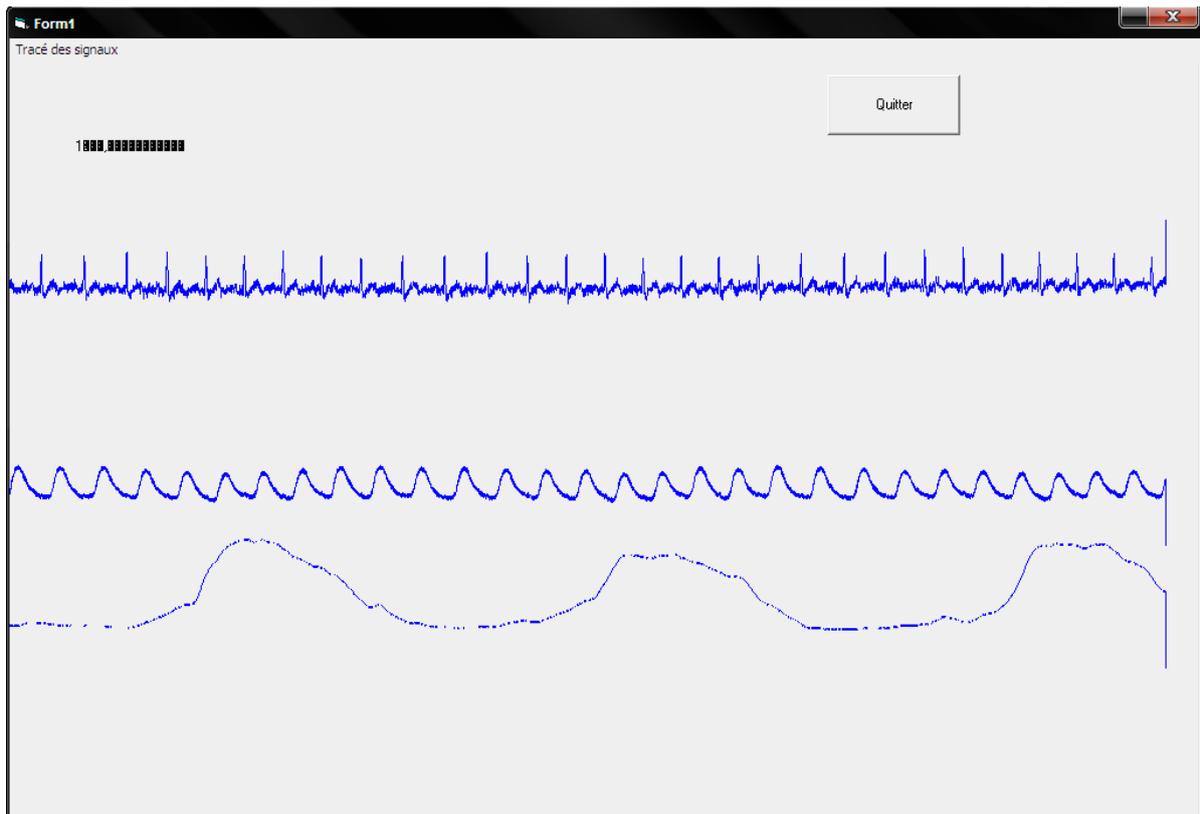


Figure 67 Enregistrement simultanée des trois signaux ECG, PPG et PTG.

Un autre exemple d'enregistrement simultané de ces trois signaux (Fig. 5.07b), avec une image réelle de notre plateforme électronique réalisé est illustré dans la figure 5.07a.

L'enregistrement simultané de trois signaux ECG, PPG et PTG a plusieurs objectifs parmi entre autre, l'étude corrélative de ces signaux à travers l'analyse spatio-temporelle et puis pour l'évaluation des indices hémodynamiques représentatifs de l'état cardiovasculaire et respiratoire. L'estimation de ces indices est présentée en détail dans le chapitre suivant.

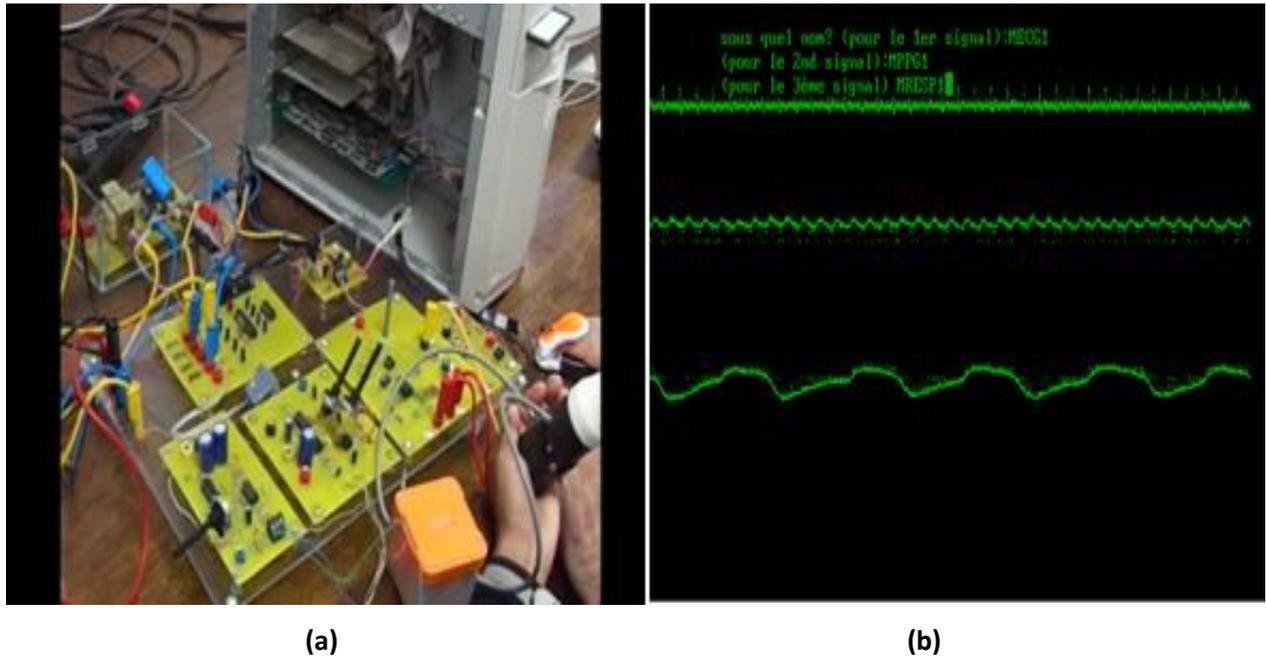


Figure 68 a. Plateforme électronique réalisé autour de microcontrôleur PIC16F876A,
b. Enregistrement simultané des signaux ECG, PPG et PTG.

CONCLUSION

Nous avons présenté nos résultats de l'acquisition des signaux ECG, PPG et PTG en cadre de notre thèse. Les résultats d'expérimentation que nous avons présentés illustrent les capacités de notre dispositif à pouvoir supporter l'exploration fonctionnelle du système cardiovasculaire et respiratoire.

Les objectifs concernant la mise en œuvre du dispositif dédié à l'exploration multi-paramétrées du système cardio-vasculaire nous semble atteint sur le plan électronique prototypé. Il reste à élaborer une validation du système sur le plan médical mais celle-ci ne peut voir le jour qu'en milieu clinique en collaboration avec les spécialistes de ce système qui permettront de mieux orienter l'implémentation d'algorithmes appropriés à l'exploration corrélative et à la surveillance monitorisée du système cardiovasculaire.



CHAPITRE VI

L'objectif principal de cette thèse était l'évaluation de certains indices hémodynamiques représentatifs de la réponse au remplissage vasculaire. Dans ce dernier chapitre, nous présentons les valeurs de ces indices obtenues grâce le traitement corrélatif des signaux archivés ECG, PPG et PTG.

6

Traitement Corrélatif de Signaux et Estimation des Indices Hémodynamiques

Sommaire

TRAITEMENT CORRELATIF ET ESTIMATION DES INDICES HEMODYNAMIQUES	142
INTRODUCTION.....	142
1.Estimations des indices hémodynamiques	143
1.1. L'indice de perfusion PI.....	144
1.2. L'indice de variabilité de la pléth PVI	145
1.3. La fréquence cardiaque	147
2.Les intervalles de temps systolique ITS.....	148
2.1. Le période de pré éjection PEP.....	149
2.2. Temps d'éjection ventriculaire gauche LVET	150
2.3. Ratio entre PEP et LVET (STR).....	151
CONCLUSION	152

Chapitre 6

TRAITEMENT CORRELATIF DE SIGNAUX ET ESTIMATION DES INDICES HEMODYNAMIQUES

INTRODUCTION

Pour faciliter le diagnostic médical et accroître l'efficacité des systèmes de traitement cardiovasculaire et respiratoire, il faut élaborer des systèmes d'analyse des signaux physiologiques représentatifs. Pour ces différentes raisons, les outils du traitement du signal peuvent être considérés comme des outils d'aide au diagnostic médical ^[31].

De nos jours le traitement du signal est intégré dans la plupart des systèmes d'analyse et d'interprétation des signaux physiologiques. Ses objectifs sont multiples et comprennent principalement l'extraction des informations qui ne sont pas visibles par une analyse visuelle directe. Puisque des informations cliniques utiles se trouvent dans les intervalles de temps définis par les ondes caractéristiques d'ECG et PPG, le développement des méthodes robustes et ables revêt une grande importance.

Les principaux résultats de notre étude étaient l'estimation des indices hémodynamiques représentatifs de la réponse au remplissage vasculaire chez les patients sous ventilation mécanique.

Après l'acquisition des données et l'enregistrement simultané des signaux ECG, PPG et PTG, nous avons développé un programme dans l'environnement Visual Basic (VB6) afin de détecter les valeurs de ces indices au cours d'un cycle respiratoire complet.

Il existe deux types possibles de l'analyse des données sauvegardées:

- L'analyse spatiale qui décrit les modifications d'amplitude de la forme d'onde sur l'axe 'y'
- L'analyse temporelle dans laquelle la largeur, et la surface du signal sur l'axe 'x' est représentée en fonction de temps.

Ce dernier chapitre a pour but de calculer les indices hémodynamiques déterminés ainsi que leur mode d'obtention.

1. Estimations des indices hémodynamiques

Le cycle respiratoire comprend deux phases : la phase de l'inspiration et la phase de l'expiration. Lors de la phase d'inspiration, le diaphragme se contracte en poussant le centre tendineux vers le bas. Cette descente agrandit la cage thoracique, ce qui provoque une expansion du thorax dans la direction antéropostérieure, partant une augmentation de pression externe sur les muscles cardiaque et donc une diminution de précharge, et une réduction de volume d'éjection systolique (VES) en conséquence décroissance d'amplitude de l'onde PPG. Cela induit, par l'intermédiaire de la plèvre, l'expansion des poumons qui se remplissent d'air.

Lors de la phase d'expiration, le diaphragme se relâche induisant une poussée du centre tendineux vers le haut par la pression intra-abdominale, partant une diminution de pression externe sur les muscles cardiaque, augmentation de précharge, et élévation de VES en conséquence une croissance d'amplitude de l'onde PPG.

Donc les variations respiratoires de l'amplitude de la forme d'onde pléthysmographique^[149] de l'oxymétrie de pouls sont sensibles aux modifications de la précharge cardiaque et peuvent permettre de prédire la réactivité des fluides chez les patients sous ventilation mécanique. Les valeurs maximales et minimales de ces variations, pour la systolique, respectivement, ont été déterminées sur un seul cycle respiratoire complet.

Pour estimer les valeurs de ces variations respiratoire, la littérature publiée^[63-66,149, 161, 162] s'est concentrée presque exclusivement sur la composante «AC» pulsatile du PPG afin de prédire la réactivité des fluides. La première contribution a été de caractériser le signal PPG par son décalage par rapport à l'ECG et son amplitude, car la surface sous l'onde de pouls de la courbe PPG est proportionnelle au VES^[148]. La ventilation mécanique induit des variations du VES, d'autant plus que le volume détale pulmonaire est en situation de précharge dépendance.

L'objectif de cette analyse est d'examiner les modifications de la forme d'onde du PPG^[149] au cours de la respiration en tant que moyen potentiel de suivi du remplissage vasculaire chez les patients sous ventilation mécanique. Pour ce but nous avons calculé les indices hémodynamiques parmi entre autre l'indice de perfusion (en *anglais* : Perfusion Index PI) et l'indice de variabilité de la pléth (en *anglais* : plethysmography variability index, PVI).

1.1. L'indice de perfusion PI

Avec les traceurs des signaux, (Fig.6.02 et Fig.6.04) il suffit d'appuyer sur un bouton START pour obtenir les signaux désirés (ECG, PPG et PTG), configuré jusque dans les détails.

L'indice PI ^[154] est mesuré en déterminant les points caractéristiques (pic systolique / bas diastolique) des ondes PPG par un procédé de sélection sur un segment d'onde PPG, puis la valeur désirée est en déduite (voir l'exemple à la figure 6.02).

Dans cette partie, nous avons calculé les indices de perfusion maximale et minimale (PI_{max} et PI_{min}) sur deux cycles respiratoires réels en utilisant une méthode basée sur les variations des amplitudes des ondes PPG pendant ces cycles respiratoires en utilisant un algorithme de mise en correspondance de l'organigramme (Fig. 6.01) que nous avons développé et adapté.

Les méthodes de détections d'extrema utilisant un seuillage d'amplitude sont limitées aux signaux qui ont une faible variation pic-à-pic inter-cycle.

➤ Extraction du paramètre PI sur le signal PPG

Notre méthode passe par une étape préliminaire qui consiste à extraire les extremums de ce signal. Pour cela, nous avons fait l'hypothèse que les extremums sont tous supérieurs (maximal) ou inférieurs (minimal) à la valeur moyenne $M(t)$ du signal.

En pratique, nous avons considéré $M(t)$ comme une constante M définie comme la moyenne du signal (Fig. 6.01). Partant de l'hypothèse énoncé à l'instant, un extrema est alors rapidement repéré comme étant alternativement le maximum ou le minimum du signal entre les intersections de ce signal et de sa moyenne. Le calcul de PI_{max} et PI_{min} est représenté sur l'organigramme de figure 6.01.

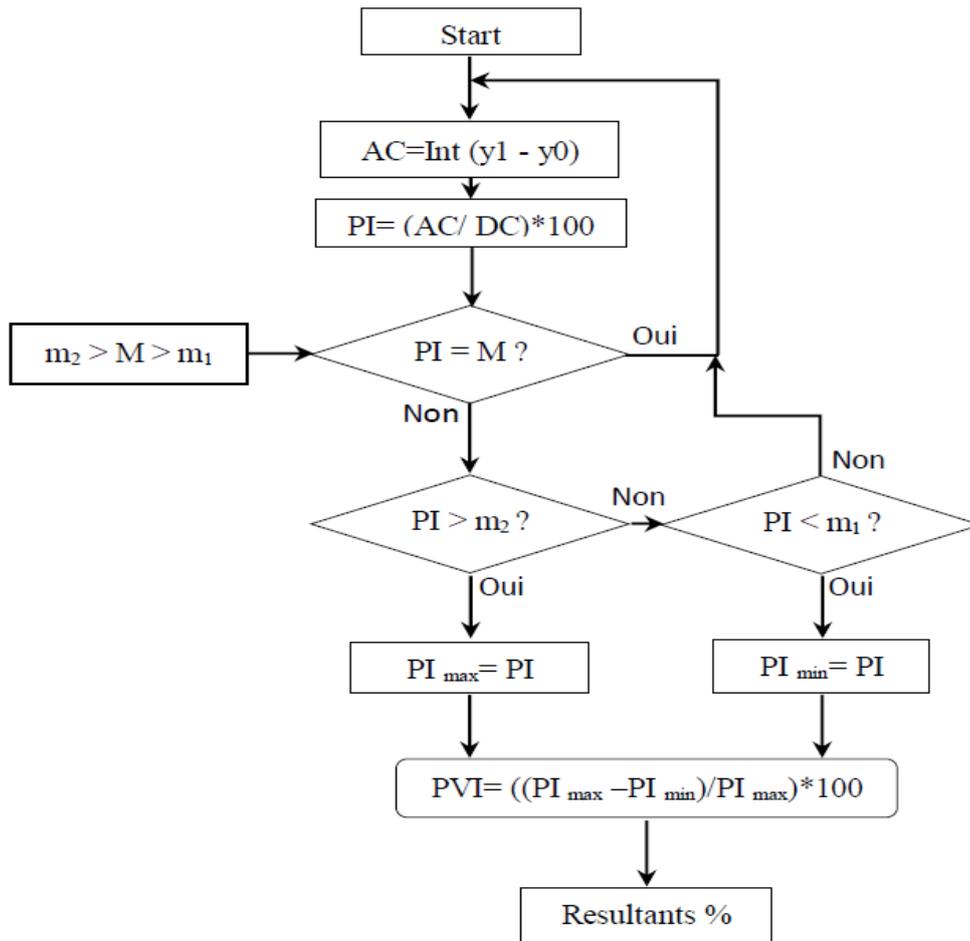


Figure 69 Organigramme d'algorithme du calcul des indices PImax, Pimin et PVI.

1.2. L'indice de variabilité de la pléth PVI

Ce paramètre, proposé pour la première fois en 2003 par Feissel et Teboul ^[160], a revêtu plusieurs dénominations (Δ POP, PPV_{fina} , ΔPV_{PLT} , ΔPP_{LET} , etc.). Dans ce travail, à fins de simplifications, seul le terme de l'index de variabilité de la pléthysmographie ou PVI, sera utilisé.

Le PVI ^[154], est un indice hémodynamique disponible avec l'oxymétrie de pouls, permet l'estimation continue et non invasive des variations respiratoires chez des patients sous surveillance ^[71]. De nombreuses études démontrent que le PVI est capable de prédire la réponse au remplissage vasculaire suite à une perfusion chez des patients adultes se dates soumis à une ventilation en pression positive.

Le PVI représente le premier indice facile d'utilisation, largement disponible, continu et non-invasif pouvant être utilisé pour prédire la réponse au remplissage vasculaire chez ces

patients. Le PVI fournit des informations utiles concernant des changements dans l'équilibre entre le volume intra vasculaire et la pression intra thoracique des voies aérienne.

Il s'agit d'une variable dynamique dérivée des variations de pression intra thoracique au cours de la ventilation mécanique ^[148].

Nous avons donc récemment proposé de prédire la réponse au remplissage vasculaire en évaluant les variations respiratoires du pic de l'onde PPG. Pour quantifier la variabilité respiratoire du pic de l'onde PPG, l'indice PVI a été calculé facilement, après l'estimation des indices PI_{\max} et PI_{\min} .

Dans ce contexte un nouvel algorithme s'appuyant sur le PI permet de calculer de façon automatisée le PVI, en divisant la différence entre PI_{\max} et PI_{\min} sur PI_{\max} comme le décrit précédemment (*Chapitre 1, équation 1.3*).

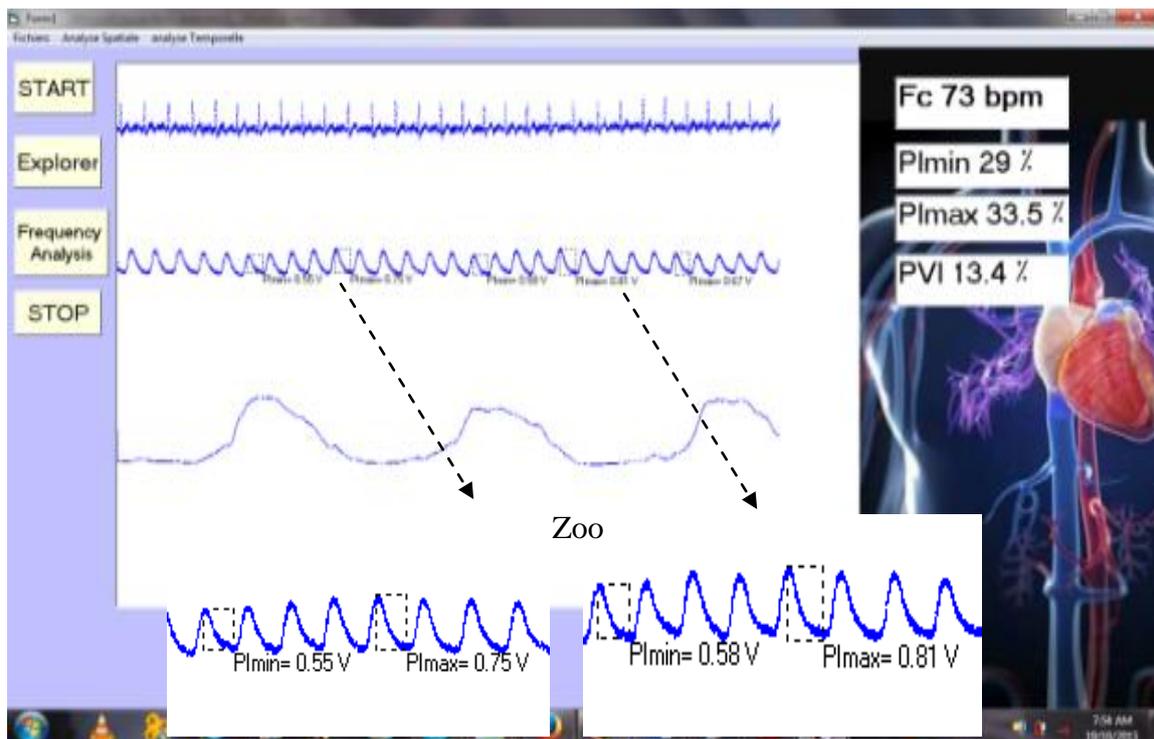


Figure 70 Résultats d'estimations des indices hémodynamiques PI_{\min} , PI_{\max} et PVI.

Par la comparaison entre les résultats de notre sujet sain (Fig. 6.02) avec plusieurs études précédentes ^[38, 48, 54, 62, 63,155_158] nous avons obtenus des valeurs mieux pour les trois indices PI_{\max} , PI_{\min} et PVI mesurés pendant deux cycles respiratoire.

Il convient de mentionner que ce travail a été publié dans la revue scientifique *EEA (J Electrotechnica, Eletronica, Automatica)*, **65**, 204-209. 2017. sous titre "Evaluation of

Plethysmographic Variability Index during a Complete Respiratory Cycle''. (Voir l'Annexe 5).

Dans la même dynamique, Feissel et al. en 2007^[166], ont réalisé des épreuves de remplissage vasculaire chez des patients en choc septique sous ventilation mécanique. Il était mis en évidence une valeur seuil discriminante de 13% pour l'indice PVI permettant de prédire la réponse au remplissage vasculaire (augmentation de l'index cardiaque de 15%). Ces données concordaient avec les résultats d'une autre étude de Cannesson et al. Parue en 2007^[167], chez des patients au bloc opératoire pour chirurgie coronarienne recevant une expansion volémique, ils confirmaient la valeur de PVI de 13% comme seuil discriminatoire des patients répondeurs et non répondeurs.

Il est maintenant admis que le PVI est valide pour prédiction de la réponse à l'expansion volémique dans la population adulte avec des valeurs seuils selon les études entre 13% et 15%. Cependant, le PVI ne peut être calculé rapidement et de façon simple au lit du patient, du fait des bruits de fond relatifs au mouvement de malade. Cet outil a été utilisé et étudié dans l'étude de l'équipe de Cannesson en 2008^[63] et mettait en évidence que le PVI permettait de prédire de façon non invasive au bloc opératoire la réponse au remplissage vasculaire avec une valeur seuil établie à 14%.

La détermination d'un seuil de réponse à l'expansion volémique par la méthode de la pléthysmographie pulsée reste un objectif important. Plusieurs auteurs se sont attachés à le déterminer dans l'optique d'un nouvel indice prédictif de la réponse au remplissage vasculaire particulièrement performant par sa non invasivité et sa facilité d'utilisation.

Toutes ces études mettent en exergue la faisabilité de cette technique non invasive et donc son intérêt et son application chez les patients non équipés d'un cathéter artériel.

1.3. La fréquence cardiaque

Pour déterminer la fréquence cardiaque (Fc) en battements par minute (bpm), nous utilisons l'analyse temporelle des ondes ECG, l'analyse a été appliquée à des segments de données d'environ 13 secondes. La Fc est déterminée par l'inversion de la période temporelle entre deux pics R-R successives. Le texte « **Fc 73 bpm** » de la figure 6.02 montre un Fc égal à 73 bpm pour un sujet normal et en état de repos.

2. Les intervalles de temps systolique ITS

Les intervalles de temps systoliques (ITS) ^[150, 153, 154], largement utilisés en cardiologie il y a une trentaine d'années, pourraient avoir une place dans la prise en charge d'un patient présentant une instabilité hémodynamique ^[65]. La présente étude tente de d'évaluer certains indices, pour l'évaluation de la fonction cardiocirculatoire en réanimation.

Le but de cette partie est d'établir une corrélation entre la fraction d'éjection du VG et les ITS représentés par le période de pré-éjection (en *anglais* : Pre Ejection Period PEP) ^[159], variation respiratoire de la période de pré-éjection (Δ PEP), le temps d'éjection ventriculaire gauche (en *anglais* : Left Ventricular Ejection Time LVET) ^[159] et leur rapport (PEP/LVET) ^[159].

Le période de contraction cardiaque, comprend la contraction simultanée des deux oreillettes, suivie de celle des deux ventricules, et qui a pour objet de chasser le sang dans l'aorte et l'artère pulmonaire.

Dans cette partie la, nous avons réalisé l'évaluation des indices représentatifs de la réponse au remplissage vasculaire en utilisant des ITS ^[159] à savoir, PEP, Δ PEP, LVET et le rapport de temps systolique (en *anglais* : Systolic Time Ratio STR).

Étant donné que les ITS sont fortement corrélées aux fonctions cardiaques fondamentales. On s'est intéressé à ces intervalles, à leurs variabilités temporelles en accordance à différents cas pathologiques, en vue de déterminer des indices cliniques et par conséquent des pathologies cardiaques surtout chez les patients sous ventilation mécanique.

Les modifications de la dynamique cardiovasculaire dues au transfert de liquide et les réponses réflexes adaptatifs entraînent des altérations des fonctions ventriculaires gauches ^[159].

Ceci a été étudié par des mesures des ITS utilisant des méthodes non invasives en tant qu'indice approprié de déconditionnement cardiovasculaire et comprend les éléments suivants:

Le PEP mesuré du début du QRS jusqu'au début du flux aortique, LVET mesuré entre le début et la fin du flux aortique et le rapport STR moyen.

2.1. Le période de pré éjection PEP

Ce période dépend de la pression dans les cavités cardiaques et des caractéristiques de la paroi artérielle. Si l'on considère que la pompe cardiaque fonctionne avec des pressions constantes et que les caractéristiques de la paroi artérielle ne varient pas durant la période de mesure, le PEP ne dépend que des modifications de pression intra thoracique puisque la pompe cardiaque se trouve située dans la cage thoracique.

Au cours d'une apnée obstructive, le PEP augmente à mesure que les pressions diminuent dans la cage thoracique avec l'augmentation de l'effort respiratoire.

Pour calculer le période PEP, les points importants à identifier sont la synchronisation entre le pic du complexe QRS du signal ECG et le début de montée de la courbe PPG (début du flux aortique). Ce qu'on appelle le période de pré-éjection ou période pré éjectionle.

L'organigramme de la figure 6.03 illustre la méthode de calcul des différents intervalles PEP_i , PEP_e et ΔPEP mesurée pendant un cycle respiratoire complet.

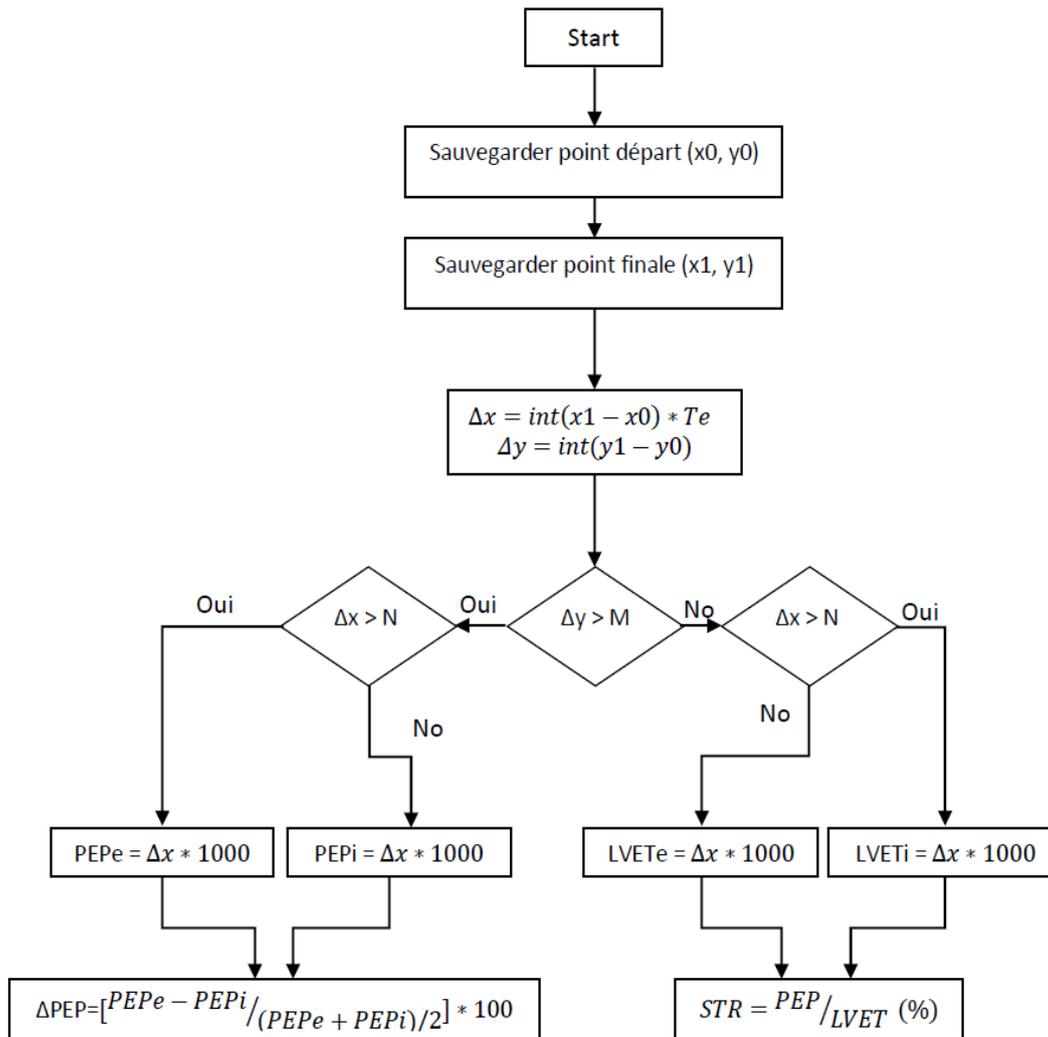


Figure 71 Organigramme de calcul des intervalles de temps systoliques.

Le PEP était significativement plus allongé (130ms) en cas de baisse de la pression intra thoracique pendant l'expiration (Fig. 6.04). Inversement PEP l'était d'autant plus court (110ms) en cas de l'hauteur de la pression intra thoracique pendant l'inspiration (Fig. 6.04).

2.2. Temps d'éjection ventriculaire gauche LVET

C'est l'intervalle de temps qui va de la montée de l'onde de pouls (indique l'augmentation de la pression aortique) à son incisure (indique la fermeture de la valve aortique). Il représente la phase isotonique de la systole ventriculaire gauche et est inversement proportionnel à la fréquence cardiaque. Il a une forte corrélation avec le volume systolique (VS) et le débit cardiaque et est inversement liée au taux d'éjection ventriculaire gauche. La diminution de VS raccourcit l'intervalle LVET.

Le LVET a été mesuré entre le début et la fin du flux aortique, sur un battement cardiaque en plaçant le point de sélection entre le début de montant et la fin de descendant de l'onde PPG (Fig. 6.04). Ce temps d'éjection ventriculaire a été mesuré entre les deux clics marquant le début et la fin du flux aortique.

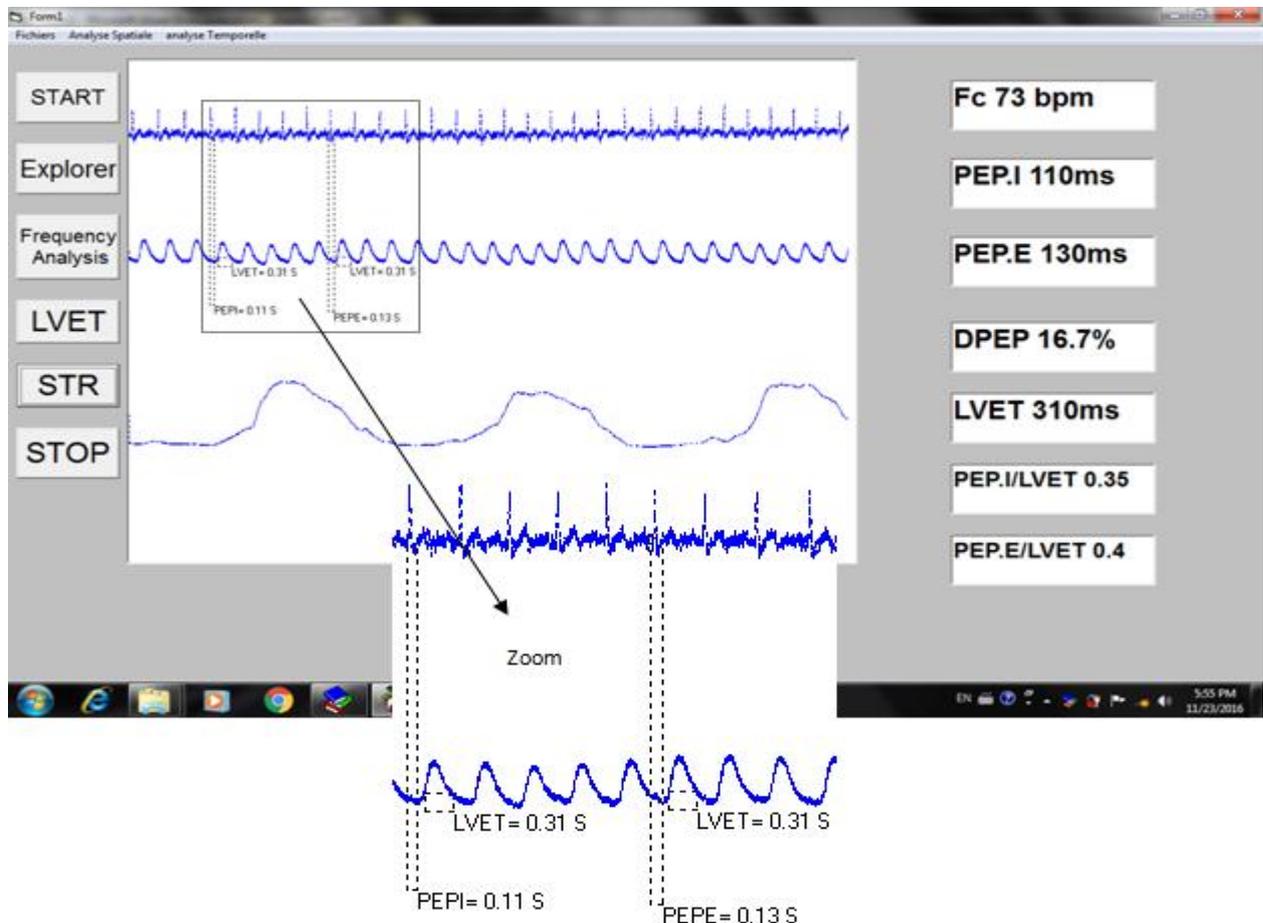


Figure 72 Résultats du calcul des intervalles de temps systoliques PEP, Δ PEP, LVET et STR.

2.3. Ratio entre PEP et LVET (STR)

La plupart des ITS individuelles sont influencées par des facteurs tels que la Fc, les VS, le débit cardiaque, le sexe, l'âge, la condition physique et d'autres facteurs.

Par conséquent, on a tenté de dériver un indice sensible ($STR = PEP/LVET$) ayant une forte corrélation avec les indices hémodynamiques correspondants et une mesure directe de la contractilité. Il utilise des valeurs de PEP et LVET. Les valeurs normales de cet indice étant de $0,345 \pm 0,036$, augmentant à près de 0,6 chez les patients insuffisants cardiaques. Ce rapport est maximal chez les patients insuffisants cardiaques et constitue l'indice de performance cardiaque le plus fiable et le plus sensible ^[159].

Dans notre cas les deux textes « **PEP.I/LVET 0.35** » et « **PEP.E/LVET 0.40** » de la figure 6.04 illustre les valeurs de cette ratio en deux phase de respiration, c'est-à-dire pendant la phase d'inspiration et la phase d'expiration.

Ce travail d'évaluation de l'indice représentatif dans la réponse au remplissage vasculaire en utilisant ces intervalles de temps systolique a été accepté en 2018 pour le publié dans la revue scientifique *IJBET (J Int. J. Biomedical Engineering and Technology)*, sous titre “Design and Developing a Photo plethysmographic device Dedicated to the Evaluation of Representative Index in the Response to Vascular Filling using Systolic Time Intervals” (*Voir l'Annexe 5*).

Aussi bien qu'il convient de mentionner que ces travaux ont été publiés dans la conférence scientifique Med-e-Tel Institut Mines-Télécom, Novembre_2015 en Luxembourg sous titre “Design and construction of a photoplethysmographic device” (*Voir l'Annexe 5*).

CONCLUSION

Dans ce dernier chapitre, des méthodes d'analyse des signaux ECG, PPG et PTG ont été présentées. Le but de ces analyses est de trouver le décalage temporel entre les ondes d'ECG et PPG successives dans les deux phases d'inspiration et d'expiration, pour déterminer les ITSs cardiaques. Aussi bien que pour estimer les indices hémodynamiques représentatifs de la réponse au remplissage vasculaire. Nous avons développé et expérimenté les différentes méthodes de détection de ces indices à partir de l'enregistrement simultané des ondes ECG, PPG et PTG. L'objectif de nos travaux est d'apporter une contribution à l'extraction de paramètres pouvant servir à améliorer la surveillance des patients sous ventilation mécanique dans le cadre de la réanimation cardiovasculaire.

Chez les patients placés sous ventilation mécanique, l'étude de la variabilité respiratoire du volume d'éjection ventriculaire gauche est possible par l'analyse du signal PPG. Elle permet une évaluation de la précharge-dépendance cardiaque et donc une prédiction précise des effets hémodynamiques du remplissage vasculaire et des modifications des paramètres ventilatoires ^[39]. Dans un avenir proche, l'automatisation du calcul de la variabilité respiratoire de l'onde PPG devrait simplifier et pourrait améliorer la prise en charge hémodynamique des patients ventilés.



CONCLUSION

Conclusion générale

Les monitorages hémodynamiques consistent en des dispositifs dont la fonction est d'assurer une collecte et une analyse continues et réguliers d'un ensemble de paramètres cardiovasculaire. Ces données permettent de surveiller l'état du patient et sont des outils diagnostiques qui évaluent les réponses thérapeutiques à différentes médicaments ^[38].

Depuis plusieurs années, de nombreuses équipes cherchent à promouvoir l'utilisation de systèmes de monitoring hémodynamiques non invasif, pour éviter ainsi les complications inhérentes aux techniques sanglantes. A ce jour, de nombreuses techniques non invasives sont utilisées aux soins intensifs. Néanmoins, ces techniques de monitoring se doivent dans l'avenir d'être aussi précises et plus reproductible que les anciennes méthodes invasives.

Le développement d'un système de capteurs avec une plate-forme électronique, a mis en évidence la nécessité d'améliorer la compréhension et la connaissance des signaux physiologiques mis en jeu pour des applications dans le domaine de l'exploration fonctionnelle cardiovasculaire. Cette connaissance n'est disponible que de façon partielle dans la littérature en particulier parce que la problématique est multidisciplinaire (médecine, électronique, micro-technologie).

Le travail qui nous a été confié dans le cadre de notre thèse de Doctorat en Electronique Biomédicale est un travail de développement technologique ayant pour objectif la réalisation d'un plateau technique dédié à une exploration multiparamétrique du système cardiovasculaire et respiratoire par le biais de trois signaux physiologiques unidimensionnels à savoir l'ECG représentatif de l'activité électrique du myocarde et par voie de conséquence responsable de son activité hémodynamique, le PPG indice de la fonction respiratoire de la circulation capillaire et le PTG représentatif de l'activité dynamique pulmonaires ^[1]. Pour ce faire nous avons réalisé un dispositif électronique spécifique de façon à enregistrer simultanément les trois signaux au moyen des composants disponibles.

La problématique de ce travail s'inscrit dans le cadre de l'implémentation de plateforme électronique ayant pour objectif de faire parvenir des informations médicales depuis la source informationnelle qu'est le patient jusqu'à un terminal informatique local dans un premier temps. Une fois ces informations hébergées sous forme binaire après avoir été prélevée sur le malade in vivo et in situ, il est possible de développer n'importe quel

algorithme de traitement numérique du signal répondant à une problématique physiopathologique spécifique.

De ce point de vue là, il nous semble que les objectifs assignés ont été atteints puisque :

- 1- Les signaux sont prélevés in vivo et in situ et parviennent en temps réel au terminal informatique local.
- 2- Ces signaux sont archivés sous forme binaire au niveau du PC et peuvent donc donner lieu à une base de données correspondant à notre environnement médical réel et à laquelle des fundamentalistes par exemple pourront faire appel pour développer des algorithmes spécifiques.
- 3- L'analyse corrélatoire de ces signaux a été implémentée pour l'estimation des différents indices hémodynamiques utilisés pour prédire la réponse au remplissage vasculaire chez les patients sous ventilation mécanique.

Enfin, ce travail permet de développer un dispositif où les signaux physiologiques enregistrés sont mieux contrôlés et donc retraités. Cette évolution permettra d'envisager des développements futurs pour l'analyse automatique des signaux en liaison avec le système cardiovasculaire, pour les recherches en physiologie mais également pour le développement des systèmes de monitoring.

Dans le cadre de cette thèse de Doctorat, nous avons réalisé :

1. Un amplificateur électrophysiologique dédié au recueil du signal électrocardiographique sur la dérivation D1.
2. Un capteur photopléthysmographique avec sa carte de conditionnement dédié à une estimation de l'efficacité respiratoire capillaire.
3. Un capteur pneumotachographique à pression différentielle avec sa carte de mise en forme dédié à l'estimation de fonction respiratoire.
4. Une interface Hardware autour du microcontrôleur PIC16F876A de MICROCHIP programmé en assembleur sous environnement MPLAB destinée à la conversion analogique numérique des différents signaux et à leurs transfert simultané sur le PC sous protocole RS232.
5. Une interface Software sous environnement Visual Basic (VB6) permettant l'affichage simultané des différents signaux, leur archivage et leur analyse spatio-temporelle.

6. Développement d'un algorithme sous environnement Visual Basic destinée à l'évaluation des indices hémodynamiques, parmi ces indices on peut citer : l'indice de perfusion (PI), l'indice de variabilité de la pléth (PVI) et les intervalles de temps systolique (ITS) : le période de pré éjection (PEP), le temps d'éjection ventriculaire gauche (LVET) et leur rapport STR.

En conclusion, il nous semble judicieux d'énoncer, compte tenu du niveau auquel est arrivé le Génie Biomédical au sein de nos structures Hospitalo-universitaires, qu'il est impératif aujourd'hui que des problématiques de recherche ayant pour objectifs de trouver des solutions techniques à des problèmes physiopathologiques ou médicaux en général soient engagés entre praticiens de la médecine et praticiens du Génie Biomédical en regard de notre environnement médical réel et des développements technologiques dans le monde médical si nous ne voulons pas rester éternellement de simples consommateurs de ces plateaux techniques.

Références

Bibliographiques

Références Bibliographiques

- [1] NASR KAID ALI Moulhi. ‘Exploration cardiovasculaire par étude corrélative des activités électrique et hémodynamique cardiaques et l’activité rhéologique pariétale’’ Mémoire de magister, Université Abou Bakr Belkaïd Tlemcen, 2012.
- [2] Professeur Christophe RIBUOT «Circulation : Différenciation fonctionnelle des vaisseaux » Université Joseph Fourier de Grenoble, Année universitaire 2011/2012.
- [3] Vaisseau sanguin – Définition, issu de sante médecine. Net, Réalisé en collaboration avec des professionnels de la santé et de la médecine, sous la direction du docteur Pierrick HORDE, 2014.
- [4] Le réseau vasculaire, journal de la sante, 2012. http://infomedplus.net/article_le-reseau-vasculaire.html
- [5] Robert LEMAIRE, Médecin de l’hôpital Cochin, L’écoulement du sang dans les artères, Livre du SANDOZ EDITIONS 1978 Laboratoire Sandoz S.A.R.L. Rueil, Malmaison.
- [6] Joseph J. Carr, John M. Brown; Introduction to Biomedical Equipment Technology; Third edition, by Prentice Hall International, ISBN: 0-13-849431-2, Upper Saddle River, New Jersey 07458, 1998.
- [7] Chapitre 5 : le rôle de la circulation sanguine dans l'organisme, M.BESSOUD-CAVILLOT, LOG SVT Collège, académie de GRENOBLE Année scolaire 2010-11.
- [8] M. Santhanalakshmi, A CMOS lock-in amplifier for low-power biomedical applications, Department of Electronics and Communication Engineering, PSG College of Technology, Coimbatore 641004, Tamil Nadu, India; *Int. J. Biomedical Engineering and Technology, Vol. 20, No. 1, 2016*; Copyright © 2016 Inderscience Enterprises Ltd.
- [9] B. Tavernier, M.O. Fischer, E. Lorne, J.L. Fellahi, Monitoring du débit cardiaque en anesthésie: quelles techniques? Quelles limites? Le Congrès Médecins. Conférence d’actualisation, 2013 Sfar.
- [10] Gilles Landry, le cœur et les vaisseaux sanguins. Dépôt légal: 3eme trimestre 2004. Bibliothèque nationale du Québec, ISBN: 2-922908-02-X © Lettres en Main.
- [11] Daniel Benlahouès, Anatomie et physiologie de l’appareil respiratoire - 15/04/13 *EM-consulte*, Doi : 10.1016/j.aidsoi.2013.02.003, 2013 Elsevier Masson SAS.
- [12] Hamid Sheikhzadeh, Robert L, Brennan AMI. Semiconductor Canada Medical Design, Making better sense of physiological signals, 2007.
- [13] Potentiel d'action – Définition, Réalisé en collaboration avec des professionnels de la santé et de la médecine, sous la direction du docteur Pierrick HORDÉ, Juin 2014.
- [14] Dominique Babuty, Electrophysiologie cellulaire cardiaque, Pôle Cœur Thorax Vaisseaux, Faculté de Médecine, Janvier 2012.

- [15] Sandrine Launois-Rollinat, Ventilation pulmonaire (2) Le cycle respiratoire, UE3-2 - Physiologie – Physiologie Respiratoire, Chapitre 3, Université Joseph Fourier de Grenoble, Année universitaire 2011/2012.
- [16] Support de Cours (Version PDF), Chapitre 1 : Généralités, -Collège National des Enseignants de Cardiologie et Maladies Vasculaires, Université Médicale Virtuelle Francophone, Date de création du document 2010-2011.
- [17] Pr Jacques Mansourati, Troubles du Rythme Changer Leur Évolution Arythmies, Tachycardies, Fibrillations, Extrasystoles, Bradycardies, La Fédération Française de Cardiologie Finance : 2019.
- [18] LIRE UN ECG. Formation sur le langage et la lecture d'un ECG destinée aux techniciens ambulanciers de la région Chaudière-Appalaches, Denise Hébert, chargée de projet UCCSPU Février 2006.
- [19] L'électrocardiogramme – Analyse afin de déterminer la période et la fréquence des battements du cœur. Cour en ligne. Physique, Publié le 21 septembre 2015.
- [20] Jean-Simon Labrecque, Le Système Respiratoire Chez L'humain, BIO-5061-1 Guide d'apprentissage publié par la SOFAD, Première édition : Juin 2006.
- [21] Serguei Marshansky, Valeur diagnostique des micro-éveils autonomiques comme substitut aux éveils cérébraux dans l'apnée du sommeil, Programme de sciences biomédicales Faculté de médecine, Université de Montréal, 2016.
- [22] Le système respiratoire chez l'humain BIO-5061-1 Guide d'apprentissage, Dépôt légal, Bibliothèque et Archives nationales du Québec, Bibliothèque et Archives Canada, ISBN 978-2-89493-332-9- 2006.
- [23] Sandrine. Launois-Rollinat. TICE, physiologie du système respiratoire ; chapitre 6 ; échange gazeux alvéolo-capillaire ; Faculté de médecine de Grenoble. 2007-2008.
- [24] Programme d'intégration de base en soins critiques les soins et la santé (Module B) système cardiaque, anatomo-physiologie cardiaque CHUM - Direction des soins infirmiers, Novembre 2007.
- [25] Samer Chantaf, Biométrie par signaux physiologiques ; Thèse de Doctorat de l'Université Paris est Créteil (UPEC) UFR de sciences et de technologie ; Laboratoire Images, Signaux et Systèmes intelligents (LISSI, E.A. 3956) ; Soutenue publiquement le 02/05/2011.
- [26] Klabunde, R.E., Cardiovascular Physiology Concepts, Lippincott Williams & Wilkins, 2005.
- [27] Frédéric Bousefsaf. Mesure sans contact de l'activité cardiaque par analyse du flux vidéo issu d'une caméra numérique extraction de paramètres physiologiques et application à l'estimation du stress, thèse Doctorat de l'université de LORRAINE, 2014.
- [28] J. ALLEN, "Photoplethysmography and its application in clinical physiological measurement," Physiological Measurement, vol. 28, no. 3, pp. R1-R39, Mar. 2007.

- [29] Professeur Christophe RIBUOT, L'électrocardiogramme, Université Joseph Fourier de Grenoble, Année universitaire 2011/2012.
- [30] Bendigo Health 2009, Basic ECG interpretation learning package, 2009.
- [31] Ouadi Beya. Analyse et reconnaissance de signaux vibratoires : contribution au traitement et à l'analyse de signaux cardiaques pour la télémédecine. Thèse de Doctorat en Traitement du signal et de l'image. Université de Bourgogne, 2014.
- [32] K. H. Shelley, Photoplethysmography: beyond the calculation of arterial oxygen saturation and heart rate, *Anesth. Analg.*, vol. 105, Dec. 2007.
- [33] M. Nitzan, A. Babchenko, B. Khanokh, Et D. Landau, The variability of the photoplethysmographic signal a potential method for the evaluation of the autonomic nervous system, *Physiol Meas*, vol. 19, no. 1, pp. 93–102, Fev. 1998.
- [34] E. Gil, J. María Vergara, Et P. Laguna, Detection of decreases in the amplitude fluctuation of pulse photoplethysmography signal as indication of obstructive sleep apnea syndrome in children, *Biomedical Signal Processing and Control*, vol. 3, no. 3, pp. 267–277, Juil. 2008.
- [35] E. Peper, R. Harvey, I. M. Lin, H. Tylova, Et D. Moss, Is there more to blood volume pulse than heart rate variability respiratory sinus arrhythmia, and cardiorespiratory synchrony, *Biofeedback*, vol. 35, no. 2, pp. 54–61, 2007.
- [36] E. N. Marieb, *Human anatomy et physiology*, 9th ed. Boston: Pearson, 2013.
- [37] Item 309 : Electrocardiogramme, Support de Cours (Version PDF), Collège des Enseignants de Cardiologie et Maladies Vasculaires, Université Médicale Virtuelle Francophone, Date de création du document 2011-2012.
- [38] Karim Bendjelid, monitoring hémodynamique non invasif aux soins intensifs _ intérêts et limites _ Prevat_ Docent de la faculté de médecine, Université de Genève, Département d'anesthésiologie, pharmacologie et soins intensifs, 2006.
- [39] Michard. F et al, Relation between respiratory changes in arterial pulse pressure and fluid responsiveness in septic patients with acute circulatory failure, *American journal of respiratory and critical care medicine*, Vol. 162. pp 134–138. 2000.
- [40] A. Caillard et al. Interactions cœur-poumon, Département d'anesthésie réanimation, hôpitaux universitaires St-Louis-Lariboisière-Fernand-Widal, université Paris Diderot, Paris, France, INSERM UMR 942, 2 rue Ambroise Paré, 75475 Paris cedex 10. Le Congrès Médecins. Urgences vitales © 2014 Sfar.
- [41] Slama. M, et al. Respiratory variations of aortic VTI: a new index of hypovolemia and fluid responsiveness. *Am. J. Physiol. Heart Circ. Physiol.* Vol. 283(4):H1729-1733, 2002.
- [42] Partridge BL. Use of pulse oximetry as a noninvasive indicator of intravascular volume status. *J ClinMonit*, Vol. 3(4):263-8, 1987.

- [43] M. Cannesson et al. *Monitoring en Réanimation : les Nouveaux Paramètres Dérivés Δ POP et PV*, Service d'anesthésie réanimation Hôpital Louis Pradel, Lyon, 2009.
- [44] D. De Backer, Prédiction de la réponse au remplissage vasculaire : que faire de tous ces indices proposés ? Predicting fluid responsiveness: what to do with all these indices? *Réanimation* (2012) 21:123-127, SRLF et Springer-Verlag France 2012.
- [45] M. Feissel, The pulse oxymetry plethysmographic curve: an old signal with a great future? Principles and clinical applications, *Réanimation* 16 (124–131) 2007.
- [46] Bendjelid K, Suter PM, Roman JA. The respiratory change in pre ejection period: a new method to predict fluid responsiveness. *J Appl Physiol*; 96:337–42, 2004.
- [47] M. Cannesson et al. Pleth variability index to monitor the respiratory variations in the pulse oximeter plethysmographic waveform amplitude and predict fluid responsiveness in the operating theatre, *British Journal of Anaesthesia* 101 (2): 200–6 (2008).
- [48] Bulletin Technique, Indice de variabilité de la pleth (PVI) : Une mesure dynamique pour aider à évaluer la physiologie et la réponse au remplissage vasculaire, Masimo International, 2013.
- [49] Technical Bulletin, Pleth Variability Index: A Dynamic Measurement to Help Assess Physiology and Fluid Responsiveness, Masimo International, 2013.
- [50] S. Durand, J. Baleine, J. Le Bouhellec, C. Milési, R. Mesnage et G. Cambonie, Oxymétrie puisée : contribution au diagnostic et à l'approche hémodynamique en pédiatrie, *Réanimation* (2015) 24:S322-S331 Médecin, publié en ligne 12février 2016.
- [51] M. Cannesson, Docteur en médecine, hôpital Louis Pradel, Lyon, France, Indice de variabilité de la pléth, Masimo Corporation, 2008.
- [52] B. Vallet, Y. Blanloeil, B. Cholley, G. Orliaguet, S. Pierre, B. Tavernier; Stratégie du remplissage vasculaire péri opératoire, Guidelines for perioperative haemodynamic optimization, *Annales Françaises d'Anesthésie et de Réanimation* 32 454–462, 2013.
- [53] Frey B, Waldvogel K, Balmer C: Clinical applications of photoplethysmography in paediatric intensive care. *Intensive Care Med* 2008, 34(3):578-582.
- [54] Hélène Ferry, Valeur de L'index de Variabilité de Plethysmographie Comme Indice Prédicatif non Invasif de Réponse au Remplissage Vasculaire en Réanimation Pédiatrique, THÈSE pour obtenir le grade de Docteur en Médecine, Université Henri Poincaré, Nancy 1, N°107, 16 octobre, 2009.
- [55] H Guénard, Physiologie et explorations fonctionnelles respiratoires, Elsevier, Paris, Encyclopédie Pratique de Médecine 6-0950, 1998.
- [56] B. Mahut, P. Bokov, N. Beydon, C. Delclaux, explorations fonctionnelles respiratoires de la capacité ventilatoire, *Elsevier Masson SAS*, 2013.

- [57] Sandrine Launois-Rollinat, Transport des gaz dans le sang, UE3-2 - Physiologie – Physiologie Respiratoire, Chapitre 9, Université Joseph Fourier de Grenoble, Année universitaire 2011/2012.
- [58] Loi de Boyle-Mariotte, Fiche Loi de Boyle-Mariotte Version 002-2014.
- [59] Prof. Georges Meylan, Cours de physique générale, Chapitre (ii) Lois des gaz, équation d'état et équation des gaz parfaits, Laboratoire d'astrophysique, EPFL – GM, 5 mai 2009.
- [60] Cours de Plongée Sous -Marines Niveau 2, La Loi de Mariotte, la loi de Dalton et la loi de Henry Maxime Chambreuil maxime.chambreuil@free.fr 25 janvier 2003.
- [61] Boulanger Jean Paul, Physique Pressions Partielles, Formation P4, Moniteur Fsgt 03/2014.
- [62] Cannesson. M et al. Pleth variability index to monitor the respiratory variations in the pulse oximeter plethysmographic waveform amplitude and predict fluid responsiveness in the operating theatre. *Br J Anaesth*, 101(2):200-206, 2008.
- [63] Cannesson M, et al. Does the Pleth variability index indicate the respiratory-induced variation in the plethysmogram and arterial pressure waveforms? *Anesth Analg* 106(4):1189-1194, 2008.
- [64] Bendjelid Karim, Indices de la Réponse au Remplissage Vasculaire Chez les Patients Ventilés par Pression Positive, Thèse d'Université Claude Bernard_ LYON1, N0 106_2008.
- [65] K. Bendjelid, Les intervalles de temps systoliques en reanimation Systolic-time intervals in intensive care, *Réanimation* 16 (2007) 120–123, Division des soins intensifs adultes, hôpitaux universitaires de Genève CH-1211, rue Micheli du Crest, 14 Genève, Suisse Disponible sur internet le 13 mars 2007.
- [66] Alice Delacroix, Evaluation de la Reponse au Remplissage Vasculaire Chez le Patient âge en Sepsis Severe par un Monitoring non Invasif : La Bioimpedancemetrie Thoracique, thèse pour le diplôme d'état de docteur en médecine, Université du Droit et de la Sante - Lille 2, Année : 2013.
- [67] Patricia Reant, Marina Dijos, Erwan Donal, Aude Mignot, Philippe Ritter, Pierre Bordachar, Pierre Dos Santos, Christophe Leclercq, Raymond Roudaut, Gilbert Habib, and Stephane Lafitte, Systolic time intervals as simple echocardiographic parameters of left ventricular systolic performance: correlation with ejection fraction and longitudinal two-dimensional strain, *European Journal of Echocardiography* 11, 834–844, 2010.
- [68] Kambiz Kalantari, Jamison N. Chang, Claudio Ronco and Mitchell H. Rosner, Assessment of intravascular volume status and volume responsiveness in critically ill patients, *International Society of Nephrology*, 2013.
- [69] George, Nyasha, "Using respiratory variations of plethysmographic waveforms to track changes in intravascular volume during hemodialysis" Yale Medicine Thesis Digital Library, Paper 1792, 2013.
- [70] Hamdi Boubaker, Mohamed Habib Grissa, Kaouther Beltaief, Zohra Dridi, Mohamed Fadhel Najjar, Wahid Bouda, Riadh Boukef, Soudani Marghli, Semir Nouira, Systolic time intervals combined with Valsalva maneuver for the diagnosis of left ventricular dysfunction in COPD exacerbations, *International Journal of COPD*, 15 September 2016.

- [71] Jean-Louis Teboul, Daniel De Backer ; Les techniques de monitoring hémodynamique en réanimation, Springer, ISBN-13 : 978-2-287-71153-4 Springer Paris Berlin Heidelberg New York, 2007.
- [72] Djamel Benferhat, Conception d'un système de communication tolérant la connectivité intermittente pour capteurs mobiles biométriques Application à la supervision médicale de l'activité cardiaque de marathoniens, IRISA Université de Bretagne Sud, 2013.
- [73] "IEEE Draft Standard for Health informatics - Personal health device communication – Device specialization - Basic Electrocardiograph (ECG) (1 to 3-lead ECG)," IEEE P11073-10406/D11, July 2011, pp. 1–73, 2011.
- [74] Juan Gabriel BARROS GAVILANES, Réseaux de capteurs pour applications de suivi médical, THÈSE En vue de l'obtention du Doctorat de L'université de Toulouse Délivré par : l'Institut National Polytechnique de Toulouse (INP Toulouse), Présentée et soutenue le 13/11/2013.
- [75] Georges DUBOURG « Fabrication, caractérisation et application capteur de MEMS organiques à base de microleviers » THÈSE présentée à L'université Bordeaux 1, École Doctorale De Sciences Physiques Et De L'ingénieur Pour Obtenir Le Grade De Docteur Spécialité : Electronique, 5 November 2012.
- [76] Mr BENGMAIH, Les Capteurs, C.P.G.E-TSI, Cours Génie Electrique, 2014.
- [77] Florent Bruguier, Méthodes de caractérisation et de surveillance des variations technologiques et environnementales pour systèmes reconfigurables adaptatifs, THÈSE présentée au Laboratoire d'Informatique de Robotique et de Microélectronique de Montpellier pour obtenir le grade de docteur, Spécialité : Microélectronique Formation Doctorale : Systèmes Automatiques et Microélectroniques École Doctorale : Information, Structures, Systèmes, Submitted on 25 Mar 2014.
- [78] Laurent Bourdon, effet photo électrique, CAP PACES, cappaceslille.e-monsite.com, biophysique 2013-2014.
- [79] LEHSAINI Mohamed « Diffusion et couverture basées sur le clustering dans les réseaux de capteurs : application à la domotique »Thèse de Doctorat Année 2009.
- [80] M.CHAFAI « Les Equipements Biomédicaux » Office Des Publications Universitaires : 12_90 Codification : 2.00.3054, 1, Place Centrale de Ben Aknoun (Alger).
- [81] Mohamed Mehdi JATLAOUI « Capteurs Passifs à Transduction Electromagnétique Pour la Mesure Sans Fil de La Pression »Le 20 Avril 2009.
- [82] François VEDRINE, Stéfan BURNIER« Les capteurs électro physiologiques actifs» Projet SPIBH, UTC, 98-99.
- [83] Tutorat UE3 – physique – fiche ECG, Fiche électricité/ECG, faculté de pharmacie, faculté de médecine, Université Montpellier, 2010-2011.
- [84] BOUHADJA Youcef, Tracé électro cardiographique au repos et après le test d'effort chez des chevaux Arabes et Arabe barbes, Mémoire présenté pour l'obtention du diplôme de Magistère en Sciences vétérinaires Option : Physiologie-Pharmacodynamie et Thérapeutique, 2016.

- [85] Benjamin E. Jin, Heike Wulff, Jonathan H. Widdicombe, Jie Zheng, Donald M. Bers and Jose L. Puglisi, A simple device to illustrate the Einthoven triangle, *Advan in Physiol Edu*, 36:319-324, 2012.
- [86] Professeur Bernard DENIS, *Les bases électro physiologiques de l'électrocardiogramme*, 2005.
- [87] Rob MacLeod and Brian Birchler, *ECG Measurement and Analysis*, February 24, 2014.
- [88] A. MAAOUNI, *Amplificateurs différentiels et opérationnels*, Chapitre 3, Faculté des Sciences, Rabat, Université Mohammed V, 2015-2016.
- [89] *Acquisition et conditionnement - CI n°9*, Sciences de l'ingénieur, Capteurs optiques, NB-2005.
- [90] Benmoulai Hadj Mohamed, *développement d'un système en vue de mesurer et d'analyser la vitesse de l'impulsion artérielle*, thèse du magister, Université de Tlemcen, 2009.
- [91] Daniela LENER, *Dosage de protéines et électrophorèse : Partie théorique*, BST1 SVT, pdf.
- [92] J. D. Enderle, J. D. Bronzino, *Introduction to Biomedical Engineering*, third Edition, Academic Press, 2012.
- [93] Alain GLEISES, *le saturimètre en ehpad*, Université René Descartes -Paris V, Faculté Cochin - Port Royal, Diplôme Inter-Universitaire de Médecin Coordonnateur d'EHPAD, Directeur de thèse : Professeur Anne-Sophie RIGAUD, Année Universitaire 2009.
- [94] F. P. WIERINGA, "Pulse oximetry: and other new perspectives through the near infrared window," Thèse de doctorat, 2007.
- [95] J. ALLEN, "Photoplethysmography and its application in clinical physiological measurement," *Physiological Measurement*, vol. 28, no. 3, pp. R1-R39, Mar. 2007.
- [96] S. Sugino, N. Kanaya, M. Mizuuchi, M. Nakayama et A. Namiki, "Forehead is as sensitive as finger pulse oximetry during general anesthesia," *Can J Anaesth*, vol. 51, no. 5, pp. 432-436, Mai 2004.
- [97] Ferron fred, *module soins intensifs prise en charge du BDS en SI, le monitoring cardiaque*, version 3-2011.
- [98] John G. Webster, Editor ; Contributing Authors : John W. Clark, Jr, Michael R. Neuman, Walter H. Olson, Robert A. Peura, Frank P. Primiano, Jr. Melvin P. Siedband, Lawrence A. Wheeler; *Medical Instrumentation Application and Design*; third edition, ISBN: 0-471-15368-0 printed in the United States of America, by John Wiley and Sons, Inc, 1998.
- [99] *Transferts Thermiques dans les Fluides, Ecoulement de Poiseuille turbulent*, ENSTA Paris Tech, PC 5 MF 204 2014/2015.
- [100] Henri BROCH, *Cours de Mécanique des Fluides*, Université Nice Sophia Antipolis, Licence "Sciences de la Vie", v.4.0 2016.
- [101] Pr. F BEREKSI REGUIG, *techniques et instrumentations d'exploration fonctionnelles EBM04 ; 1ère année magistère ; 2009_2010*.

- [102] Thomas L. Floyd « Electronique : composant, et système d'application 5eme édition » 2000-2004.
- [103] E. Aramendi, J. Ruiz, S. Ruiz de Gauna, U. Irusta, A. Lazkano, and J. Gutierrez, "A simple effective filtering method for removing CPR caused artefacts from surface ECG signals," in computers in cardiology, 2005, pp. 547–550, 2005.
- [104] Georgios Alexopoulos, Control Design and Implementation using NI myRIO A Photoplethysmographic Sensor Design Application, University of Southampton, Supervisor: Dr Dina Laila, April 30, 2015.
- [105] Meir Nitzan, Salman Noach, Elias Tobal, Yair Adar, Yaacov Miller, Eran Shalom and Shlomo Engelberg, Calibration-Free Pulse Oximetry Based on Two Wavelengths in the Infrared — A Preliminary Study, Sensors, ISSN 1424-8220, 2014, 14, 7420-7434; doi:10.3390/s140407420.
- [106] Dima ABI ABDALLAH, Nouvelle Approche Pour l'amélioration De La Synchronisation En Irm Cardiaque, Modélisation De L'effet Magnétohydrodynamique, Université De Technologie De Compiègne, Laboratoire de Biomecanique et Bioingenierie, 2007.
- [107] P. Poulichet. ESIEE.PARIS.TS3 : Conditionnement du signal du capteur, Cours sur l'électronique de conditionnement du capteur, Novembre 2006.
- [108] Robert B. Northrop, noninvasive instrumentation and measurement in medical diagnosis, the biomedical engineering series, Series Editor: Michael R. Neuman, CRC PRESS LLC, Boca Raton London New York Washington, D.C. 2002. International Standard Book Number 0-8493-0961-1
- [109] Texas Instruments Incorporated, Copyright © 1975–2015, SLOS066W –SEPTEMBER 1975–REVISED MARCH 2015.
- [110] Encyclopédie, Développeurs / DBA, Langages Assembleur, Introduction à l'assembleur, Mars 2018.
- [111] MPLAB de Microchip / P. Morenton, LT PE Martin, MPLAB 5.x DE MICROCHIP, document internet.
- [112] MPLABX / XC8 / XC16, EITI / ProTIS, Microchip / Tutoriel, Année universitaire 2016-2017.
- [113] Encyclopédie, Hardware, Ordinateur, Processeur, Mars 2018.
- [114] Paul A. Carter, Langage Assembleur PC, Copyright c 2001, 2002, 2004 by Paul Carter Traduction par Sébastien Le Ray, 20 mars 2005.
- [115] PIC16F84A Data Sheet 18-pin Enhanced FLASH/EEPROM 8-bit Microcontroller, DS35007B, 2001 Microchip Technology Inc
- [116] Ph. Hoppenot, PIC 16F84 Philippe Hoppenot, Département GEII, Université d'EVRY VAL d'ESSONNE, juin 2004.
- [117] 2N2219, 2N2219A, 2N2219AL, Small Signal Switching Transistor, Semiconductor Components Industries, LLC, 2012, Publication Order Number: 2N2219/D, August, 2012 – Rev. 1

- [118] R. MUSSET, H. SOULEY ALI, P. SCHWEITZER, Oscillateur à pont de Wien : approches transfert et espace d'état, simulation à l'aide de Matlab simulink, J3eA - Vol. 4 (2005). DOI: 10.1051/j3ea:2005005.
- [119] Conditionnement de signaux analogique +électronique d'instrumentation, CM conditionnement de SA + EI (Module complémentaire 3305CT), Cours Magistraux, IUT1 Université Grenoble Alpes, SP3 2017.
- [120] Dr. Harold T. Evensen, A versatile platform for programming and data acquisition: Excel and Visual Basic for Applications, University of Wisconsin, Platteville, 121 st ASEE Annual conference and exposition Indianapolis, IN June 15-18, 2014, American Society for Engineering Education, 2014.
- [121] Guide pratique de l'ECG JEAN SENDE édition estem de boeck diffusion 89 boulevard Auguste-Blanqui, 75013 Paris 2013.
- [122] Tahar Neffati, Maître de conférences à l'université de Cergy-pontoise et au conservatoire national des arts et métiers. Électronique de A à Z, ISBN 2 10 049487 2, © Dunod, Paris, 2006.
- [123] V. TOURTCHINE, Programmation en mikro C. Application pour les microcontrôleurs de la famille PIC, Spécialité : infotronique & imagerie et appareillage biomedical, boumerdes – 2012.
- [124] Mikro Basic PRO for PIC, Mikroelektronika - Software and hardware solutions for embedded world. April 2009.
- [125] HI-TECH C® for PIC10/12/16 User's Guide, 2010 Microchip Technology Inc®, DS51865B, ISBN: 978-1-60932-739-2
- [126] FLOWCODE7, Smarter programming, Getting Started Guide, Copyright © 2016 Matrix Technology Solutions Ltd.
- [127] Q. Ao, J.H. Peng, and N.K. Nair, "Assessing amplifying for prony analysis and kalman filter in monitoring electromechanical oscillations," in Universities Power Engineering Conference (AUPEC), 2011 21st Australasian, pp. 1–6, sept. 2011.
- [128] Jacques WEISS, Microcontrôleurs PIC : cas du 16F628, version 1.00 de février 2002.
- [129] Lycée LACHENAL - M. BERNARD, Le Microcontrôleur PIC 16F876APIC®, MICROCHIP® sont des marques déposées par Microchip®. Le microcontrôleur PIC 16F876A - page 1- édité le 02/11/2008.
- [130] Daniel Litaize, USART : Universal Synchronous/Asynchronous Receiver/Transmitter: Université Paul Sabatier, 09/12/2004.
- [131] James L. Crowley et Antoine Roueff, Filtrage et traitement du signal, RICM 2 - option communication multimedia, Cours RICM-2- HR20MTS deuxième semestre 2000/2001.
- [132] Damien. PRÊLE, squids et methodes de multiplexage ou "comment utiliser intelligemment un amplificateur supracon." détection de rayonnements à très basse température 6ième école thématique du 11 au 15 mai 2009.

- [133] Christian Cardinal, Ph.D., Professeur adjoint, ELE 3700 – Analyse des signaux : Échantillonnage, Département de génie électrique, École Polytechnique de Montréal, 2005.
- [134] Gabriel Cormier, Ph.D., ing. GELE4011 Chapitre 7: Conversion Analogique-Numérique, Université de Moncton Automne 2010.
- [135] Walt Kester, Dan Sheingold, James Bryant, Fundamentals of Sampled Data Systems, Analog-Digital Conversion; document internet; accessible 21-05-2018.
- [136] Jørgen Andreas Michaelsen, Analog to Digital Converters, department of informatics, University of Oslo, INF4420 Spring 2013.
- [137] Song. Jinxin, Ultra low power Analog-to-Digital Converter for Biomedical Devices, A thesis submitted to Royal Institute of Technology in partial fulfillment of the requirements for the degree of Master of Science in System-on-Chip Design, School of Information and Communication Technology Royal Institute of Technology, Stockholm, Sweden, March 2011.
- [138] architectes de processeur et performances, basé sur le cours du Prof. E. Sanchez et le cours ASP du Prof.M. Starkier ; heig- vd ; 4 -5- 2017.
- [139] Ph. Gabrini, organisation des ordinateurs et assembleur, chapitre 12, interruptions, 2009.
- [140] S.Tisserant-ESIL- Architecteur et technologie des ordinateurs, chapitre 8, les interruptions, 2003.
- [141] Key. Stone, Architecture Universal Asynchronous Receiver/Transmitter (UART), user guide, SPRUGP1—November 2010.
- [142] Cuauhtémoc. Carbajal, Universal Synchronous/Asynchronous Receiver/Transmitter (USART), 01/11/2013.
- [143] Norbert. BRAUN, Transmission de L'information : les liaisons, 2014.
- [144] Gang. Qiao, Shuwei. Gan, Songzuo. Liu, Lu. Ma and Zongxin. Sun, Digital Self-Interference Cancellation for Asynchronous In-Band Full-Duplex Underwater Acoustic Communication, Sensors 2018, 18, 1700; doi: 10.3390/s18061700, Received: 19 April 2018; Accepted 21 May 2018; Published: 24 May 2018.
- [145] Louise Grezes-Besset, Détection et analyse du mouvement respiratoire à partir d'images fluoroscopiques en radiothérapie, Thèse pour obtenir le grade de docteur en informatique, INSA de Lyon, 2011. Français, le 9 Décembre 2011
- [146] Keall, P. J. et al. (2006). The management of respiratory motion in radiation oncology report of AAPM Task Group 76. *Med Phys*, 33(10):3874–3900.
- [147] Gonzalez –Bermejo J, et al. Proposition pour une analyse systématique de la polygraphie et de la polysomnographie afin d'identifier les événements anormaux survenant pendant la ventilation non invasive. *Revue des Maladies Respiratoires* (2013) dx. Doi. Org/ 10. 1016/ j. rmr. 2013. 08. 002

- [148] Dr P. LE MAGUET, Monitoring hémodynamique en anesthésie, Département d'Anesthésie – Réanimation – CHRU BREST, Journées d'enseignement des IADE de la région brestoise, 5/12/2014.
- [149] Laura Mason, Signal Processing Methods for Non-Invasive Respiration Monitoring, Supervised by Professor Lionel Tarassenko, This thesis is submitted to the Department of Engineering Science, University of Oxford, in partial fulfillment of the requirements for the degree of Doctor of Philosophy. Trinity College, Michaelmas 2002.
- [150] Aline Cabasson, Estimation et analyse des intervalles cardiaques, Traitement du signal et de l'image. THÈSE pour obtenir le titre de Docteur en Sciences Université Nice Sophia Antipolis, 2008. Français. HAL Id: tel-00357389, Submitted on 19 Feb 2010.
- [151] J.S. Paul, M.R. Reddy et V.J. Kumar: A transform domain SVD filter for suppression of muscle noise artefacts in exercise ECG's. *IEEE Trans. Biomed. Eng.*, 47:654_663, 2000.
- [152] Bereksi Reguig Fethi et al. Conception et réalisation d'un dispositif d'exploration fonctionnelle cardio-vasculaire, Université Aboubakr Belkaid –Tlemcen, Programme national de Recherche : 2011-2013.
- [153] Kammoun Ikram et al. Apport des intervalles de temps systoliques dans l'évaluation de la fonction ventriculaire gauche: étude bicentrique. *La Tunisie Médicale* - 2014 ; Vol 92 (n°12).
- [154] Benabdellah, M., Ali, M.N.K. and Salgues, B. (2016) 'Design and construction of a photoplethysmographic device', in Proceeding of the Med-e-Tel Conference, Luxembourg, 6–8 April.
- [155] CANNESSON M et al. "Relation between respiratory variations in pulse oximetry plethysmographic waveform amplitude and arterial pulse pressure in ventilated patients", *Crit Care*, 2005, Vol. 9(5):R562-8.
- [156] David C., Mackenzie And Vicki E., Noble. "Assessing volume status and fluid responsiveness in the emergency department", *Clin Exp Emerg Med*, 2014, Vol. 1(2), pp. 67–77. Published online 2014 Dec 31. doi: 10.15441/ceem.14.040.
- [157] AMIT KUMAR., "The Variability of Perfusion Index as a New Parameter in Different Types of Anaesthesia Techniques and Its Correlation with Surgical Stress and Recovery From Anesthesia: An Observational Clinical Study", *JMSCR*, 2017, Vol||05||, pp. 15196-15265||, Issue||01||.
- [158] TEBOUL JL., MONNET X., "Detecting volume responsiveness and unresponsiveness in intensive care unit patients: two different problems, only one solution", *Critical Care*, 2009, Vol. 13(4):175.
- [159] Wg. Cdr S. Modak, Dr PK. Banerjee, Studies of left ventricular functions by systolic time intervals on exposure to dry immersion, *Ind J Aerospace Med* 48(2), 2004.
- [160] Feissel M, et al. Les variations respiratoires de la pléthysmographie de l'oxymètre de pouls sont-elles un nouvel indice prédictif de la réponse au remplissage vasculaire chez les patients ventilés? *Réanimation* 2003, 12 (Suppl 3):274.

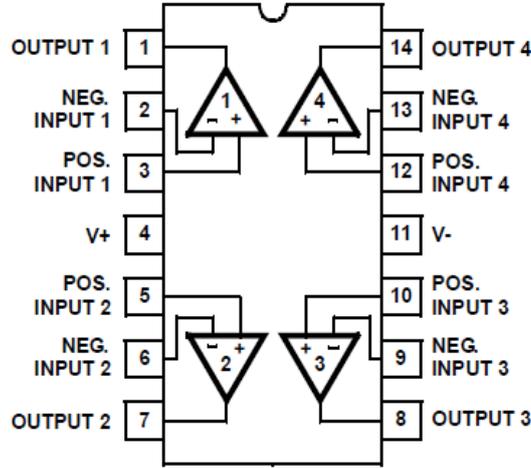
- [161] Atteya G, Alian A, Shelley K. Impact Of fluid resuscitation on plethysmographic and arterial waveform parameters. *Innovations And Applications Of Monitoring Perfusion, Oxygenation, And Ventilation*. New Haven, CT2011.
- [162] Hood JA et Wilson RJT. Pleth Variability Index to Predict Fluid Responsiveness n Colorectal Surgery. *Anesthesia and Analgesia* 2011;113:1058-- 63.
- [163] Michard F et Teboul JL, Using heart-lung interactions to assess fluid responsiveness during mechanical ventilation. *Crit Care* 2000; 4: 282-9.
- [164] F. Michard, J.L. Teboul, Variabilité respiratoire du volume d'éjection sous ventilation mécanique Évaluation clinique et implications thérapeutiques, *Revue des Maladies Respiratoires* Vol 18, N° 6 décembre 2001 pp. 631-638 Doi : RMR-12-2001-18-6-0761-8425-101019-ART10.
- [165] M. D. Stoneham, using systolic pressure variation to assess hypovolaemia, *British Journal of Anaesthesia* 83 (4): 550–1 (1999).
- [166] Feissel M, et al. Plethysmographic dynamic indices predict fluid responsiveness in septic ventilated patients. *Intensive Care Med* 2007, 33(6):993-999.
- [167] Cannesson M, et al. Respiratory variations in pulse oximetry plethysmographic waveform amplitude to predict fluid responsiveness in the operating room. *Anesthesiology* 2007,106 (6):1105-1111.
- [168] Jlassi Khaled, Microprocesseurs et Microcontrôleurs, Les microcontrôleurs, Université Virtuelle de Tunis,
- [169] Prof : Rahal RHAROUSS, Architecture et programmation des Microcontrôleurs, Architecture interne d'un microprocesseur, BTS ELT(LTMBBO).
- [170] Dr. Chantal KOHLER, Les cellules sanguines Collège universitaire et hospitalier des histologistes, embryologistes, cytologistes et cytogénéticiens (CHEC) Support de Cours (Version PDF) - Université Médicale Virtuelle Francophone - Date de création du document 2010-2011.

Annexes

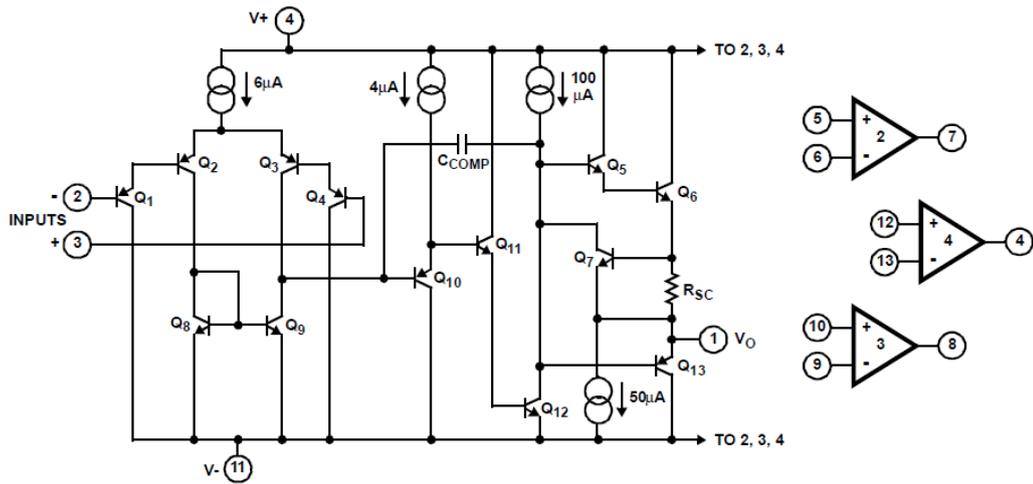
Annexes

Annexe 1: le couplage et le schéma interne de LM324

CA124, CA224, CA324, LM2902 (PDIP, SOIC)
 LM324 (PDIP)
 TOP VIEW



Schematic Diagram (One of Four Operational Amplifiers)



Typical Performance Curves (Continued)

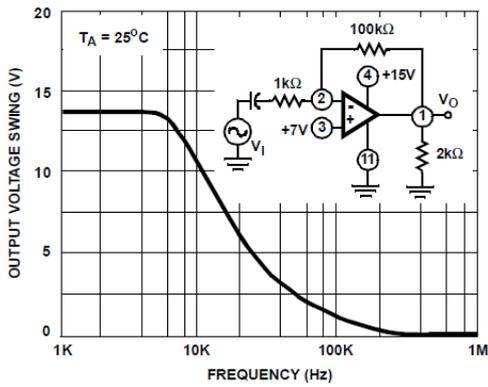


FIGURE 6. LARGE SIGNAL FREQUENCY RESPONSE

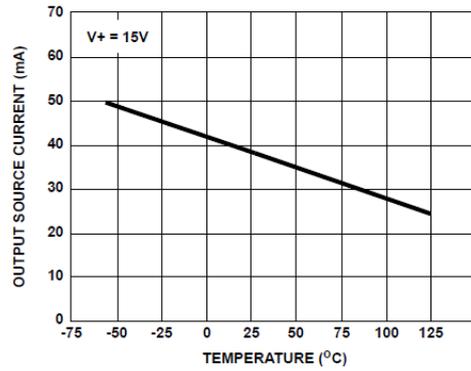


FIGURE 7. OUTPUT CURRENT vs AMBIENT TEMPERATURE

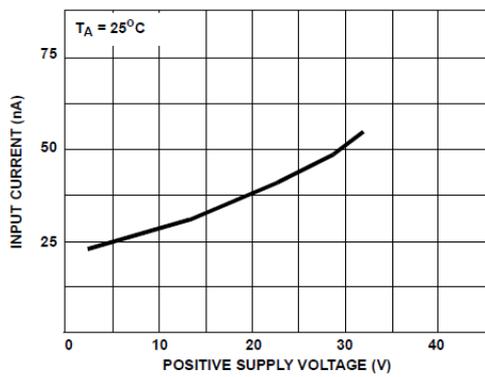


FIGURE 8. INPUT CURRENT vs SUPPLY VOLTAGE

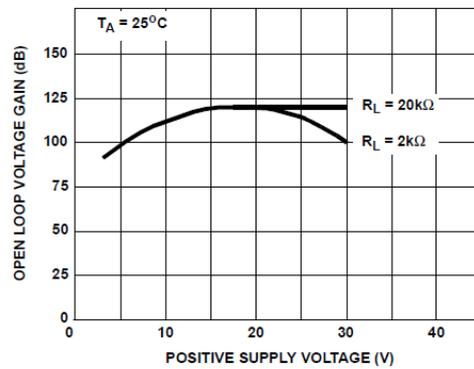
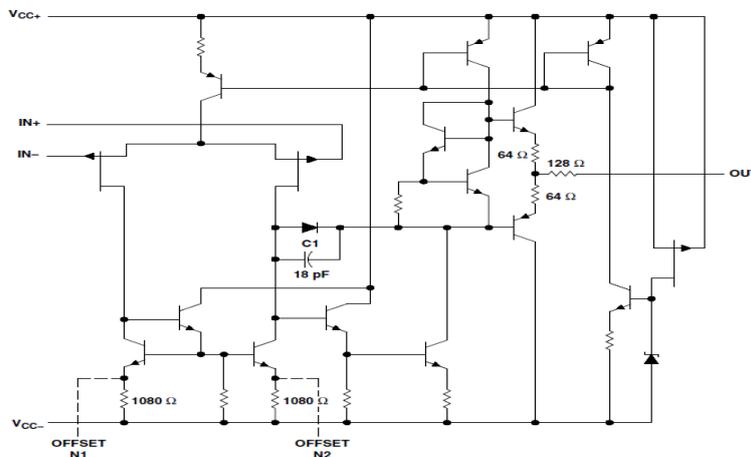
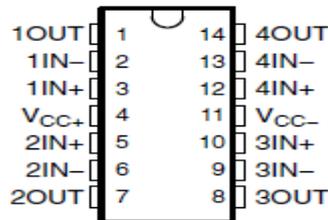


FIGURE 9. VOLTAGE GAIN vs SUPPLY VOLTAGE

Annexe 2: le couplage et le schéma interne de TL074, 84



TYPICAL CHARACTERISTICS†

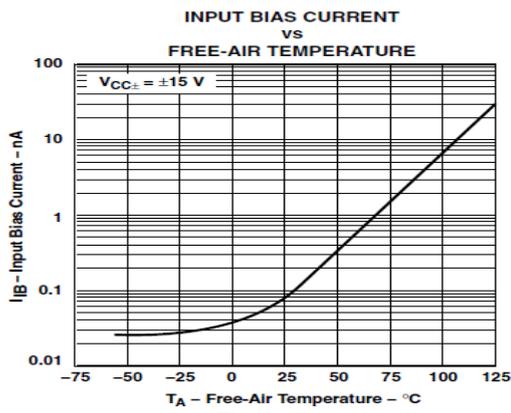


Figure 4

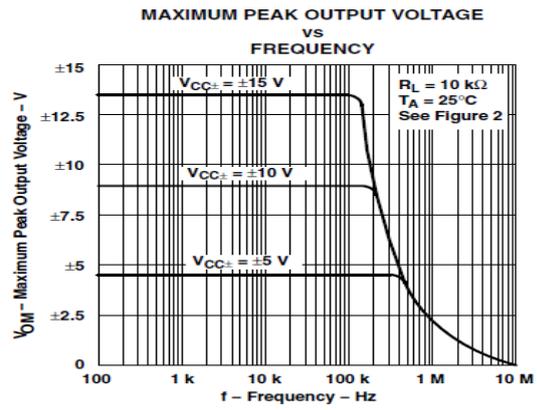


Figure 5

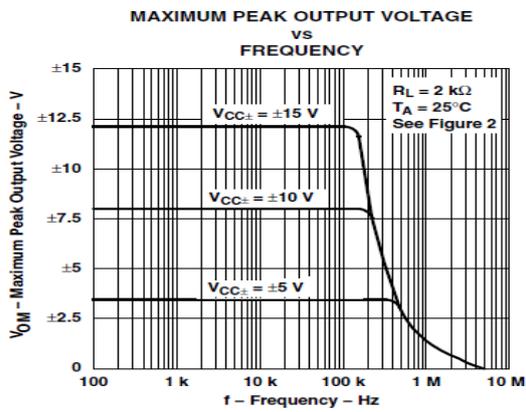


Figure 6

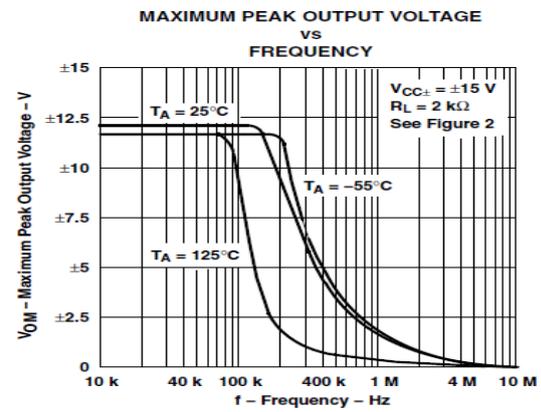


Figure 7

Annexe 3: Le pic16F876A

Note the following details of the code protection feature on PICmicro[®] MCUs.

- The PICmicro family meets the specifications contained in the Microchip Data Sheet.
- Microchip believes that its family of PICmicro microcontrollers is one of the most secure products of its kind on the market today, when used in the intended manner and under normal conditions.
- There are dishonest and possibly illegal methods used to breach the code protection feature. All of these methods, to our knowledge, require using the PICmicro microcontroller in a manner outside the operating specifications contained in the data sheet. The person doing so may be engaged in theft of intellectual property.
- Microchip is willing to work with the customer who is concerned about the integrity of their code.
- Neither Microchip nor any other semiconductor manufacturer can guarantee the security of their code. Code protection does not mean that we are guaranteeing the product as "unbreakable".
- Code protection is constantly evolving. We at Microchip are committed to continuously improving the code protection features of our product.

If you have any further questions about this matter, please contact the local sales office nearest to you.

Information contained in this publication regarding device applications and the like is intended through suggestion only and may be superseded by updates. It is your responsibility to ensure that your application meets with your specifications. No representation or warranty is given and no liability is assumed by Microchip Technology Incorporated with respect to the accuracy or use of such information, or infringement of patents or other intellectual property rights arising from such use or otherwise. Use of Microchip's products as critical components in life support systems is not authorized except with express written approval by Microchip. No licenses are conveyed, implicitly or otherwise, under any intellectual property rights.

Trademarks

The Microchip name and logo, the Microchip logo, FilterLab, KEELoQ, MPLAB, PIC, PICmicro, PICMASTER, PICSTART, PRO MATE, SEEVAL and The Embedded Control Solutions Company are registered trademarks of Microchip Technology Incorporated in the U.S.A. and other countries.

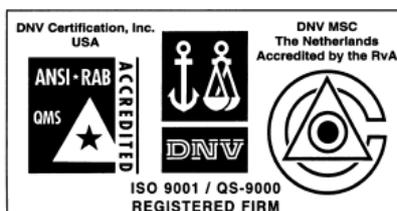
dsPIC, ECONOMONITOR, FanSense, FlexROM, fuzzyLAB, In-Circuit Serial Programming, ICSP, ICEPIC, microID, microPort, Migratable Memory, MPASM, MPLIB, MPLINK, MPSIM, MXDEV, PICC, PICDEM, PICDEM.net, rPIC, Select Mode and Total Endurance are trademarks of Microchip Technology Incorporated in the U.S.A.

Serialized Quick Term Programming (SQTP) is a service mark of Microchip Technology Incorporated in the U.S.A.

All other trademarks mentioned herein are property of their respective companies.

© 2001, Microchip Technology Incorporated, Printed in the U.S.A., All Rights Reserved.

 Printed on recycled paper.



Microchip received QS-9000 quality system certification for its worldwide headquarters, design and wafer fabrication facilities in Chandler and Tempe, Arizona in July 1999. The Company's quality system processes and procedures are QS-9000 compliant for its PICmicro[®] 8-bit MCUs, KEELoQ[®] code hopping devices, Serial EEPROMs and microperipheral products. In addition, Microchip's quality system for the design and manufacture of development systems is ISO 9001 certified.

PDIP (28-pin), SOIC, SSOP

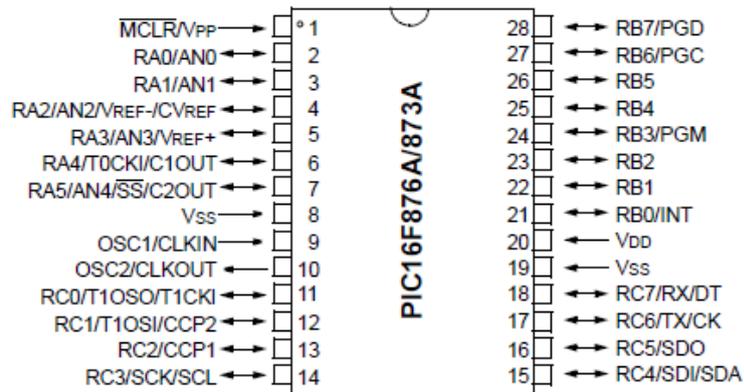


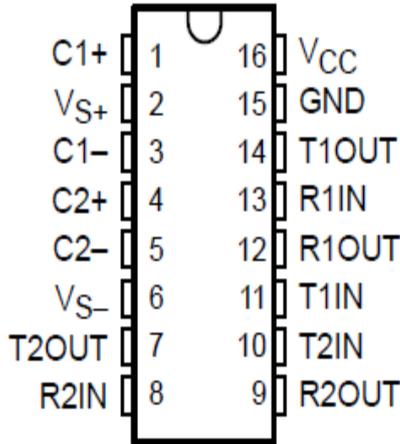
TABLE 10-4: BAUD RATES FOR ASYNCHRONOUS MODE (BRGH = 1)

BAUD RATE (K)	Fosc = 20 MHz			Fosc = 16 MHz			Fosc = 10 MHz		
	KBAUD	% ERROR	SPBRG value (decimal)	KBAUD	% ERROR	SPBRG value (decimal)	KBAUD	% ERROR	SPBRG value (decimal)
0.3	-	-	-	-	-	-	-	-	-
1.2	-	-	-	-	-	-	-	-	-
2.4	-	-	-	-	-	-	2.441	1.71	255
9.6	9.615	0.16	129	9.615	0.16	103	9.615	0.16	64
19.2	19.231	0.16	64	19.231	0.16	51	19.531	1.72	31
28.8	29.070	0.94	42	29.412	2.13	33	28.409	1.36	21
33.6	33.784	0.55	36	33.333	0.79	29	32.895	2.10	18
57.6	59.524	3.34	20	58.824	2.13	16	56.818	1.36	10
HIGH	4.883	-	255	3.906	-	255	2.441	-	255
LOW	1250.000	-	0	1000.000	-	0	625.000	-	0

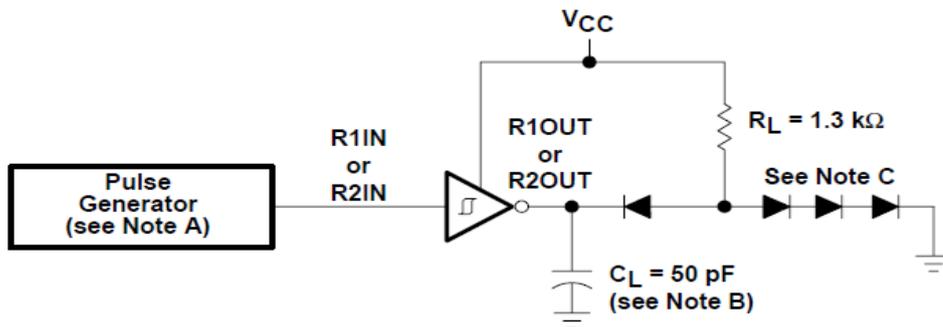
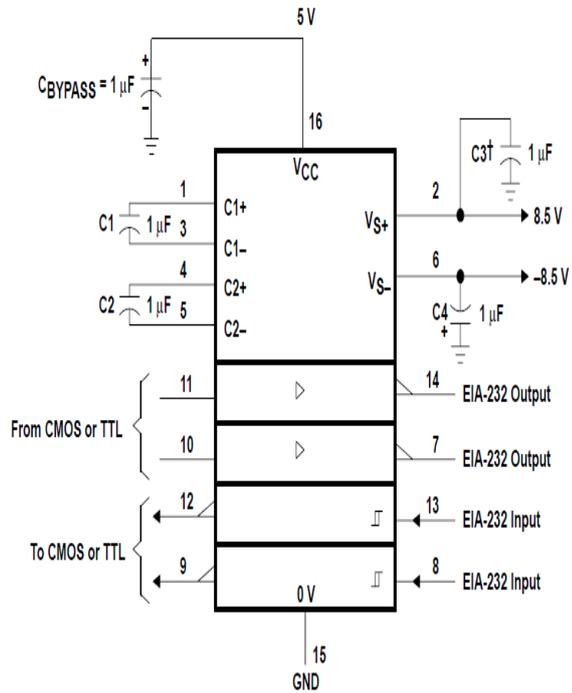
Device	Program Memory		Data SRAM (Bytes)	EEPROM (Bytes)	I/O	10-bit A/D (ch)	CCP (PWM)	MSSP		USART	Timers 8/16-bit	Comparators
	Bytes	# Single Word Instructions						SPI	Master I ² C			
PIC16F873A	7.2K	4096	192	128	22	5	2	Yes	Yes	Yes	2/1	2
PIC16F874A	7.2K	4096	192	128	33	8	2	Yes	Yes	Yes	2/1	2
PIC16F876A	14.3K	8192	368	256	22	5	2	Yes	Yes	Yes	2/1	2
PIC16F877A	14.3K	8192	368	256	33	8	2	Yes	Yes	Yes	2/1	2

Annexe 4: Le max232

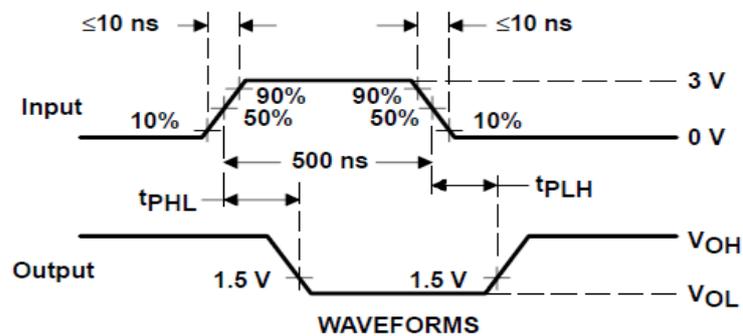
MAX232 . . . D, DW, N, OR NS PACKAGE
 MAX232I . . . D, DW, OR N PACKAGE
 (TOP VIEW)



APPLICATION INFORMATION



TEST CIRCUIT



Annexe 5 :

Les articles suivants ont été publiés comme résultats des travaux de cette thèse, et sont reproduits avec l'autorisation des éditeurs respectifs dans les pages suivantes:

Nasr Kaid Ali, M., Benabdellah, M., Abdelouahed, S. 2014: Conception and Realization of a Biomedical Acquisition system Dedicated to Measuring the Oxygen Saturation Pulse by Photo plethysmography Red and Infrared: Application to the Cardio Respiratory Functional Exploration. *J International Journal of Engineering Inventions*, **4**, 28-36.

Nasr Kaid Ali, M., Benabdellah, M., Amine Aissa Mokbil, A. 2017: Evaluation of Plethysmographic Variability Index during a Complete Respiratory Cycle. *J Electrotechnica, Eletronica, Automatica*, **65**, 204-209.

Nasr Kaid Ali, M., Benabdellah, M., Amine Aissa Mokbil, A. 2018: Design and Developing a Photo plethysmographic device Dedicated to the Evaluation of Representative Index in the Response to Vascular Filling using Systolic Time Intervals. *J Int. J. Biomedical Engineering and Technology*, XXX

Mohammed Benabdellah, M. Nasr Kaid Ali, Bruno Salgues, Tlemcen University, 22, Rue Abi Ayed Abdelkrim Fg Pasteur, Tlemcen 13000, Algeria, Institute Mines Telecom, France, Design and construction of a photoplethysmographic device, *Institut Mines-Télécom*, Novembre /2015.

Conception and Realization of a Biomedical Acquisition System Dedicated to Measuring the Oxygen Saturation Pulse by Photo Plethysmography Red and Infrared: Application to the Cardio-Respiratory Functional Exploration

M.NasrKaid Ali¹, M.Benabdellah², S. Abdelouahed³

Department of Electrical and Electronic Engineering, Laboratory of Biomedical Engineering, Abu Bekr Belkaid University, BP 230, Tlemcen 13000, Algeria.

¹nasralawdi@gmail.com

²m_benabdellah_2000@yahoo.fr

Abstract: We present in this paper a system for detecting the photoplethysmographic signal (PPG) dedicated to the measurement of functional oxygen saturation in the blood.

The system is designed by means of a suitable non-invasive optical technology. The device realized can detect the PPG signal. It includes an optical contact sonde applied during the measurement (sensor), a circuit for shaping the signal (PPG), an interface for the acquisition and digitization in connection with a serial communication port beneath RS232 protocol and a local computer terminal hosts a graphical user interface (GUI) implemented as Integrated Development Environment Visual Basic for displaying, archiving, digital signal processing photo plethysmography and its transfer through telemedicine networks for exploration or remote monitoring of cardiovascular and respiratory function.

Keywords: Beer Lambert, microcontroller, PPG, RS232, SpO₂, Visual Basic (VB).

I. INTRODUCTION

The simultaneous display in real-time of vital physiological quantities allowed more accurately and more efficiently to know and monitor the pathophysiological state of the patient. In this context, we indicate oxygen saturation (SpO₂) as an important parameter for the control of the cardiovascular-respiratory system. To approach the arterial oxygen saturation (SaO₂), the pulse oximeter (SpO₂) must constantly determine the content of oxyhemoglobin (HbO₂) and reduced hemoglobin (Hb) in arterial blood. We need a system that can:

- Continuous measure in real-time of the HbO₂ and the Hb.
- Recognize the pulsatility signal with demonstrating its arterial origin [4].

As part of this work, we performed a technical platform for collecting photoplethysmographic signal based on molecular absorption spectrophotometry in the red and infrared light. This technical platform works by applying the sensor to an interesting arteriolar vascular bed, such as the finger. The sensor contains a dual light source LEDs IR-R (infrared - red) and a photodetector (phototransistor) which receives the signal after its passage through the finger. The final result of our design yielded a string of electronic measurement necessary to extract and process the PPG signal, while being compatible with an acquisition card carried around a PIC16F876 microcontroller and software to manage the display and processing of this physiological variable at a local post.

II. PHOTOPLETHYSMOGRAPHY ORIGIN

A signal may be defined as the physical support of information, represented by a function of one or more variables [9]. If the time is the variable (one-dimensional signal) the signal represents the temporal evolution of a physical quantity, in our case the volume variation of arterial blood.

The photoplethysmographic trace results from the attenuation modification of the light energy transmitted through or reflected by the tissue on which the light was applied. Hemoglobin is the main light absorber in human blood.

The PPG measuring system is based on the property of hemoglobin to absorb light emitted when oxygenated differently than when it is not. The oxyhemoglobin absorbs more infrared light, while reduced hemoglobin absorbs more red light "Fig.1". Over this absorption varies by pulsatile manner at each cardiac cycle with a systolic flow of the arterialized blood in finger [1].

Bruno Salgues, Nasr Kaid Ali, Mohammed Benabdellah

- Tlemcen University, 22, Rue Abi Ayed Abdelkrim Fg Pasteur, Tlemcen 13000, Algeria
- Institute Mines Telecom, France
 - Centre Ingénierie santé, Institut Mines Telecom



30

Novembre
/2015

Institut Mines-Télécom

Salgues, Kaid, Benabdallah



Design and construction of a photoplethysmographic device

Mohammed Benabdellah¹, M. Nasr Kaid Ali¹, Bruno Salgues²
¹Tlemcen University, 22, Rue Abi Ayed Abdelkrim Fg Pasteur, Tlemcen 13000, Algeria
²Institute Mines Telecom, France



eee-65-4-2017-204-EN-lp-000.pdf (PROTEGE) - Adobe Reader

Fichier Edition Affichage Document Outils Fenêtre Aide

1 / 6 125% Rechercher

Evaluation of Plethysmographic Variability Index during a Complete Respiratory Cycle

Nasr Kaid Ali Moulhi¹, Mohammed Benabdellah¹, Amine Aissa Mokbil Ali¹,

¹Tlemcen University, Department of Electrical and Electronic Engineering, Laboratory of Biomedical Engineering, Chetouane, BP 230, Tlemcen13000, Algeria

Abstract

The present paper shows study and designs an interface (human-machine) for monitoring cardiovascular-respiratory function, through the evaluation of the characteristics indexes of response to vascular filling. This interface will be a technical device capable of taking simultaneously and in real time three representative physiological signals respectively: the electric cardiac activity (electrocardiogram ECG), the mechanical ventilatory activity (pneumotachogram PTG), and the respiratory activity of pulmonary exchanger (photoplethysmogram PPG) and then, send these signals to a local computer post. Respiratory variations in the pulse oximeter plethysmographic waveform amplitude are sensitive to changes in preload and can predict fluid responsiveness in mechanically ventilated patients. However, they cannot be easily calculating from a bedside monitor. The aim of our study was to the evaluation of perfusion index (PI), plethysmographic variability index (PVI) and cardiac frequency (CF) by a spatiotemporal analysis of PPG signal during the complete respiratory cycle.

Keywords: ECG, PPG, PTG, PI, PVI, Microcontroller, Visual Basic

Received: August 29, 2017

To cite this article:
Nasr Kaid Ali M., Benabdellah M., Amine Aissa M.A., "Evaluation of Plethysmographic Variability Index during a Complete Respiratory Cycle", in *Electrotehnica, Electronica, Automatica (EEA)*, 2017, vol. 65, no. 4, pp. 204-209, ISSN 1582-5175.

1. Introduction

collecting three physiological signals representative of cardiovascular respiratory function; namely electrocardiogram (ECG), photoplethysmogram (PPG) and

Homeodynamic monitoring in the intensive care unit

EN 12:05 PM 10/13/2018

Design and developing a photoplethysmographic device dedicated to the evaluation of representative indexes in the response to vascular filling using systolic time intervals

M. Nasr Kaid Ali*,
Benabdellah Mohammed and
A. Amine Aissa Mokbil

Department of Biomedical Engineering,
Tlemcen University,
Chetouane, BP 230, Tlemcen13000, Algeria
Email: nasralawdi@gmail.com
Email: m_benabdellah_2000@yahoo.fr
Email: ameenasa@yahoo.com
*Corresponding author

Abstract: In this study, we develop an interface (human-machine) for monitoring the cardiovascular-respiratory system, through the evaluation of analogous indices obtained from a finger photoplethysmography pulse oximetry waveform. This interface consists of sensors, electronics associated with these sensors, acquisition card to make the communication with a local computer post and a graphical interface developed in visual basic environment for signals tracing and data archiving. In this work, we achieved the evaluation of representative indexes for the response to vascular filling, using systolic time intervals (STIs) namely, pre ejection period (PEP), respiratory change in pre ejection period (Δ PEP), left ventricular ejection time (LVET) and systolic time ratio (STR). Given that STIs, are highly correlated to the fundamental cardiac functions. In order to achieve this goal, a data collection study was conducted using synchronised acquisitions of electrocardiogram (ECG), photoplethysmogram (PPG) and pneumotachogram (PTG) signals.

Résumé

L'objectif de cette thèse de Doctorat en Electronique Biomédical est la réalisation d'un plateau technique dédié à l'exploration multi paramétrée du système cardiovasculaire par le biais de la mise en œuvre de trois ETTD (Equipements terminaux de traitements des données) relatifs à trois signaux physiologiques, en l'occurrence l'ECG représentatif de l'activité électrique myocardique, le PPG indice de l'efficacité respiratoire capillaire et en fin le PTG un signal représentatif de fonction respiratoire, puis d'une carte d'acquisition chargée de faire parvenir ces signaux à un terminal informatique local en vue de leurs archivage et de leurs analyse corrélatoire au moyen d'algorithmes appropriés développés sous environnement Visual Basic.

L'analyse et le traitement de ces trois signaux permettent d'estimer les indices hémodynamiques qui sont essentiels pour prédire l'état de la réponse au remplissage vasculaire chez les patients en réanimation, établir un diagnostic et faciliter la détection des anomalies et des maladies cardiovasculaire.

Mots clés

ECG, PPG, PTG, Remplissage vasculaire, l'indice de perfusion (PI), l'indice de variabilité pléthysmographique (PVI), temps de pré éjection (PEP), Temps d'éjection de ventricule gauche (LVET), microcontrôleur, RS232.

Summary

The objective of this doctoral thesis in Biomedical Electronics is the realization of a technical platform dedicated to the multi-parametric exploration of the cardiovascular system through the implementation of three DPTTE (Data Processing Terminal Equipment) related to three physiological signals, namely ECG representative of myocardial electrical activity, PPG index of the capillary respiratory efficiency and in the end PTG a signal representative of respiratory function, then an acquisition card loaded for send these signals to a local computer terminal for archiving and correlative analysis by means of appropriate algorithms developed under Visual Basic environment.

The analysis and treatment of these three signals makes it possible to estimate hemodynamic indices that are essential for predicting the state of the response to vascular filling for patients in intensive care, establish a diagnosis and facilitate the detection of abnormalities and cardiovascular diseases.

ملخص

الهدف من أطروحة الدكتوراه هذه في الإلكترونيات الطبية الحيوية هو إنشاء منصة تقنية مخصصة لاستكشاف متعدد المقاييس لنظام القلب والأوعية الدموية من خلال تحقيق ثلاث دوائر إلكترونية متعلقة بثلاث إشارات فسيولوجية وهي الإشارة الممثلة للنشاط الكهربائي لعضلة القلب والإشارة الممثلة لكفاءة الجهاز التنفسي الشعيري وكذلك الإشارة الممثلة لوظيفة الجهاز التنفسي ثم بطاقة التحويل التي بدورها تقوم بتحويل هذه الإشارات الثلاث إلى إشارات رقمية ومن ثم إرسالها إلى جهاز الحاسوب للقيام بتخزينها وتحليلها المترابط عن طريق خوارزميات تم تطويرها في بيئة مناسبة لذلك. إن تحليل هذه الإشارات الثلاث ومعالجتها يجعل من الممكن تقدير مؤشرات الدورة الدموية الضرورية للتنبؤ بحالة الاستجابة لحشو الأوعية الدموية لدى المرضى في العناية المركزة، وإنشاء التشخيص المناسب وتسهيل اكتشاف أمراض القلب والأوعية الدموية.