

Ordre...../F.S.S.A/UAMOB/2020

REPUBLIQUE ALGERIENNE DEMOCRATIQUE ET POPULAIRE
MINISTERE DE L'ENSEIGNEMENT SUPERIEUR ET DE LA RECHERCHE
SCIENTIFIQUE
UNIVERSITE AKLI MOHAND OULHADJ-BOUIRA



Faculté des Sciences et des Sciences Appliquées
Département : **Génie Electrique**

Mémoire de fin d'études

Présenté par :

Belkacemi Soumia
Bouras Anissa

En vue de l'obtention du diplôme de **Master** en :

Filière : **GENIE BIOMEDICAL**
Option : **Instrumentation Biomédicale**

Thème :

**Etude de la fonction respiratoire à travers le taux
d'oxygène dans le sang (SpO₂)**

Devant le jury composé de :

BOUGHAROUAT Ali	MCB	UAMOB	Président
REZKI Mohamed	MCA	UAMOB	Encadreur
BENGHENIA Hadj Abdelkader	MAA	UAMOB	Examinateur

Année Universitaire 2019/2020

Remerciements

Avant tous, nous remercions Dieu tout-puissant de nous avoir aidés à porter ce travail à son terme.

Je tiens à remercier l'ensemble des enseignants, qui nous ont apporté leur aide et qui ont ainsi contribué à l'élaboration de ce mémoire.

C'est avec joie et gratitude que nous remercions toute personne ayant initié, coopérée ou contribué de près ou de loin à la réalisation de ce travail. Nous remercions cordialement nos parents et tous les membres de nos familles qui nous ont donné la volonté et le courage pour accomplir ce parcours.

Nos remerciements sont particulièrement destinés à notre cher encadreur « Mr. Rezki Mohamed » pour l'aide, la collaboration, les précieux conseils et la compréhension qu'il a montré à notre égard, ainsi que pour toutes les informations qu'il n'a cessé de nous fournir pendant toute la période consacrée à la réalisation de ce travail.

Les membres de jury qui ont accepté d'être les examinateurs de ce travail. Nous les remercions d'avoir consacré une partie de leur temps pour la lecture approfondie du manuscrit, pour leurs commentaires pertinents, tant sur le fond que sur la forme.

Notre gratitude va aussi vers tous ceux qui ont contribué à notre instruction donc à tous les enseignants qui ont été présents tout le long de notre cursus scolaire et universitaire, et plus particulièrement à tous nos enseignants d'imagerie et instrumentation biomédicale, sans exception.

Enfin, nous remercions tous nos Amis (e) s, qu'on aime tant pour leur sincère amitié et confiance, et on qui nous devons notre reconnaissance et notre attachement.

Anissa & SOUMia

Dédicace

Je dédie ce travail...

À mes plus chers parents...

À mon frère et mes sœurs...

À mes cousines...

À notre encadreur...

À tous personne spéciale dans ma vie...

ANISSA

Dédicace

*Je dédie ce modeste travail
À mes parents qu'ils soient chéris. Tout en espérant qu'ils touchent le fruit de leurs
sacrifices.*

Mon père youcef

*Tous les mots du monde ne sauraient exprimer l'immense amour que je te porte, ni la
profonde gratitude que je te témoigne pour tous les efforts et les sacrifices que tu n'as cessé
de consentir pour mon instruction et mon bien-être. Tu m'as enseigné la droiture, le respect
et la conscience du devoir. Puisse Dieu, le tout-puissant, te procurer santé, bonheur et longue
vie...*

Ma mère lalahoum

*L'école de la vie qui m'a enseigné mes premiers pas. Maman, je ne connais pas une personne
aussi adorable, tendre que toi, tu as été toujours à mes côtés comme un ange guidant mes pas
à chaque moment de ma vie, me couvrant de ta tendresse et de ton amour éternel. Tes prières
m'ont été d'une aide précieuse et m'ont permis d'atteindre le but désiré. Puisse Dieu le tout-
puissant te donner santé et longue vie afin que je puisse te combler à mon tour...*

Que Dieux me les protègent

À mes chers frères Djamel Mohamed et sa femme Abir et son fils Sid Ahmed.

À mon âme et unique sœur Assia.

À mon oncle Bachir

*À mes professeurs Qui m'ont enseigné depuis ma première scolarité. À notre encadreur
«Mr. Rezki Mohamed » qui a bien voulu se mettre à ma disposition et me faire bénéficier de
ces expériences, et qui a fait preuve de disponibilité à chaque fois qu'il en a été besoin et
pour les précieux conseils et remarques.*

À tous ceux qui mon aidé de l'université de Tlemcen

*À tous ceux qui ont pris place dans mon cœur, mes amies surtout Nadia, mon binôme Anissa
et toute notre promotion Génie Biomédical.*

À moi-même

SOUUMIA

Sommaire

Remerciements

Dédicace

Sommaire.....i

Liste des figures..... v

Liste des tableaux..... viii

Abréviations..... ix

Introduction générale.....2

Chapitre I Généralités sur la fonction respiratoire et Pléthysmographie

I.1 Introduction5

I.2 L'appareil respiratoire6

I.2.1 La respiration : définition et principe6

I.2.2 Anatomie et physiologie de l'appareil respiratoire6

I.2.2.1 Anatomie de l'appareil respiratoire6

1. Trachée et bronches8

2. Les alvéoles9

3. Les poumons.....9

4. La plèvre.....10

5. Diaphragme10

6. Les muscles intercostaux10

I.2.2.2 Physiologie de la respiration et les phénomènes chimiques10

I.3 L'exploration fonctionnelle respiratoire11

I.3.1 Les Phénomènes Mécaniques11

I.3.2 Les volumes pulmonaires12

I.3.3 Les techniques d'explorations fonctionnelles respiratoires14

I.3.3.1 La Pléthysmographie15

I.3.3.2 Les types de Pléthysmographie16

I.3.3.2.1 Pléthysmographie pulmonaire16

I.3.3.2.2 La Pléthysmographie pulsée17

I.3.3.2.3 La Pléthysmographie corporelle17

I.3.3.2.4 La photopléthysmographie18

I.3.4 Caractéristiques temporelles et fréquentielles du signal PPG.....18

Sommaire

I.4 Les applications de signal PPG	20
I.4.1 La fréquence cardiaque	20
I.4.2 La saturation en oxygène	21
I.4.3 La rigidité artérielle	21
I.4.4 Le taux d'hémoglobine	21
I.5 Les applications de Pléthysmographie	22
I.5.1 Pour l'asthme.....	22
I.5.2 Les explorations en pneumologie	22
I.5.3 Pour covid19.....	23
I.6 Conclusion	23
Chapitre II Oxymètre de pouls-approche théorique	
II.1 Introduction	25
II.2 L'oxymétrie de pouls	25
II.2.1 La pulsation du sang.....	26
II.2.2 La spectrophotométrie	26
II.2.3 La saturation pulsée en oxygène	27
II.3 La photopléthysmographie	28
II.3.1 Principe de fonctionnement de la photopléthysmographie et l'oxymètre de pouls	28
II.3.2 La théorie de la mesure de la SpO ₂ et la relation entre la saturation en oxygène R et la saturation pulsée en oxygène (SpO ₂).....	31
II.3.2.1 Mesure pratique de la saturation pulsée en oxygène	31
II.4 Saturation fonctionnelle et saturation fractionnelle	33
II.5 Les types des capteurs	34
II.5.1 Les pinces	34
II.5.2 Les pinces autocollantes	34
II.5.3 Les pinces à oreilles	35
II.5.4 Les capteurs à réflectance	35
II.6 La saturation artérielle en oxygène (SaO ₂).....	35
II.6.1 Principe de fonctionnement	36
II.7 La différence entre SpO ₂ et SaO ₂	37
II.8 Les applications de la saturation pulsée en oxygène (SPO ₂).....	37
II.8.1 COVID-19	38
II.8.1.1 Définition de Coronavirus.....	38

Sommaire

II.8.1.2 Définition d'un cas de COVID-19	38
II.8.1.2.1 Cas probable	38
II.8.1.2.2 Cas confirmé.....	38
II.8.1.3 Les symptômes de COVID-19	38
II.8.1.4 L'oxymétrie de pouls et COVID-19.....	39
II.8.1.5 Indications des examens selon la présentation clinique	39
II.8.2 La broncho-pneumopathie chronique obstructive (BPCO)	39
II.8.2.1 Définition	39
II.8.2.2 Les facteurs de risque environnementaux	40
II.8.2.3 Diagnostic.....	41
II.8.2.3.1 L'exacerbation de BPCO	41
II.8.2.3.2 L'exacerbation sévère de BPCO.....	41
II.8.2.4 La SpO ₂ et le traitement de BPCO	41
II.9 Conclusion.....	42

Chapitre III Applications et résultats

III.1 Introduction	44
III.2 Extraction de la saturation pulsée en oxygène (SpO ₂).....	44
III.2.1 Les données utilisées.....	44
III.2.2 Les différentes techniques de traitement	46
III.2.2.1 La transformée de fourrier rapide (FFT)	47
III.2.2.2 Ecart-type (standard déviation « STD »)	47
III.2.2.3 Filtre Butterworth (passe-bande)	47
III.3 Extraction de la fréquence cardiaque.....	49
III.3.1 Les différentes méthodes de traitement.....	50
III.3.1.1 Filtre de moyenne glissante	50
III.3.1.2 Le filtre Chebyshev ordre 2	50
III.3.1.3 La détection des pics	50

Sommaire

III.4 Les résultats.....	51
III.4.1 La saturation pulsée en oxygène (SpO ₂)	53
III.4.2 Développement d'une interface graphique sous MATLAB.....	57
III.4.2.1 La saturation pulsée en oxygène (SpO ₂) sous l'interface graphique GUI.....	58
III.4.3 La fréquence cardiaque	59
III.4.3.1 La fréquence cardiaque sous l'interface GUI	61
III.4.4 Analyse spectrale	61
III.5 Exemples issus d'un service médical-cas réels-.....	63
III.6 Conclusion.....	64
Conclusion générale.....	67
Références bibliographiques	70
Résumé	76

Liste des figures

Liste des figures

Figure I.01 : Appareil respiratoire.....	7
Figure I.02 : Les voies respiratoires supérieures.....	7
Figure I.03 : Les voies respiratoires inférieures.....	9
Figure I.04 : Les muscles intercostaux.....	10
Figure I.05 : Spirogramme présentant les différents volumes pulmonaires.....	14
Figure I.06 : La cabine de Pléthysmographie.....	15
Figure I.07 : Les résultats de Pléthysmographie.....	15
Figure I.08 : La Pléthysmographie corporelle.....	18
Figure I.09 : Représentation de la composante pulsatile d'un signal PPG où l'onde dicrote est visuellement identifiable.....	19
Figure I.10 : Signal PPG.....	20
Figure I.11 : Calcul de la fréquence cardiaque.....	21
Figure II.01 : Représentation simplifiée de l'absorption de la lumière par les tissus vivants, le sang artériel (Composante alternative (AC)) est le seul composant pulsatile, la composante continue (CC) étant la somme de toutes les absorptions non pulsatiles.....	26
Figure II.02 : Oxymètre de pouls.....	28
Figure II.03 : La forme du signal PPG.....	28
Figure II.04 : Spectres d'absorption optique de l'Hb et de l'HbO ₂ dans les régions rouge et infrarouge.....	29
Figure II.05 : Principe de photopléthysmographie.....	30
Figure II.06 : Représentations graphiques (a) de l'absorbance lumineuse des composants tissulaires et (b) de l'intensité lumineuse résultante éclairant le Photodétecteur.....	31
Figure II.07 : Relation empirique entre SaO ₂ et le rapport (R / IR) mesuré.....	32
Figure II.08 : Normalisation graphique des signaux PPG (R et IR) pour permettre une comparaison directe des composants AC.....	33
Figure II.09 : La pince de doigt.....	34

Liste des figures

Figure II.10 : Les pinces autocollantes.....	34
Figure II.11 : Les pinces à oreilles.....	35
Figure II.12 : Les captures à réflectance.....	35
Figure II.13 : Les figures suivantes représentent examen et résultats gazométrique.....	37
Figure III.01 : Le signal infrarouge bruité.....	44
Figure III.02 : Le signale rouge bruité.....	45
Figure III.03 : Signal PPG enregistré sous l'effet d'une respiration non-uniforme.....	45
Figure III.04 : Les composantes AC et DC (rouge et infrarouge) de signal PPG résultant d'une expérience pratique (appareil conçu localement).....	45
Figure III.05 : Organigramme de la saturation pulsée en oxygène (SpO ₂).....	46
Figure III.06 : Le signal infrarouge bruité.....	48
Figure III.07 : Le signal infrarouge filtré avec le filtre Butterworth avec ordre 4.....	48
Figure III.08 : Le signal rouge bruité.....	49
Figure III.09 : Le signal rouge filtré avec le filtre Butterworth ordre 4.....	49
Figure III.10 : Organigramme de calcul de la fréquence cardiaque.....	49
Figure III.11 : La représentation graphique de variation de SpO ₂ en fonction de F _{C haut}	52
Figure III.12 : La représentation graphique de variation de SpO ₂ en fonction de F _{C bas}	52
Figure III.13 : La représentation graphique de la variation de SpO ₂ en fonction d'ordre de filtre.....	52
Figure III.14 : Visualisation de la réponse de filtre Butterworth passe-bande avec fréquence de coupure F _{c1} =4.5 Hz, F _{c2} =0.2 Hz et ordre 8.....	53
Figure III.15 : Le signal infrarouge bruité.....	54
Figure III.16 : La composante AC infrarouge d'après la décomposition de signal infrarouge avec FFT et IFFT.....	54
Figure III.17 : Le signal rouge bruité.....	54
Figure III.18 : La composante AC rouge d'après la décomposition de signal rouge avec FFT et IFFT.....	54

Liste des figures

Figure III.19 : Représentation de la valeur de SpO_2 qui calculée d'après notre algorithme $SpO_2 = 97\%$ (cette valeur indique que notre étude fait pour un l'être humain sain)	55
Figure III.20 : Visualisation de la réponse de filtre Butterworth passe-bande avec fréquence de coupure $F_{c\text{ bas}} = 5\text{ Hz}$, $F_{c\text{ haut}} = 0.0159\text{ Hz}$ et ordre 8.....	55
Figure III.21 : les deux composantes (AC rouge et infrarouge).....	56
Figure III.22 : Les deux composantes (AC rouge et infrarouge) filtrés avec le filtre Butterworth ordre 8 et $F_{c\text{ bas}} = 5\text{ Hz}$, $F_{c\text{ haut}} = 0.0159\text{ Hz}$	56
Figure III.23 : Représentation de la valeur de SpO_2 qu'on a calculé « $SpO_2 = 98\%$ » (cette valeur indique que le sujet soumis à l'essai pratique à Tlemcen est un sujet sain).....	57
Figure III.24 : Interface graphique GUI (Graphical User Interface).....	57
Figure III.25 : Représentation de la valeur de SpO_2 sous l'interface GUI.....	58
Figure III.26 : Le signal infrarouge bruité.....	59
Figure III.27 : Signal infrarouge filtré avec $F_s = 885\text{ Hz}$	59
Figure III.28 : Valeur de la Fréquence Cardiaque qu'on a obtenu d'après l'algorithme : $F_c = 75\text{ bpm}$	60
Figure III.29 : Valeur de la fréquence cardiaque qu'on a obtenue d'après les calculs $F_c = 79\text{ bpm}$	60
Figure III.30 : Représentation de la valeur de la fréquence cardiaque sous l'interface GUI.....	61
Figure III.31 : Le signal infrarouge bruité.....	62
Figure III.32 : Densité spectrale de puissance (PSD) du signal PPG (infrarouge) par l'estimateur de Welch.....	62
Figure III.33 : Un patient anonyme du service de COVID-19 d'Hôpital de Bouira (photo prise le 10 novembre 2020).....	64
Figure III.34 : Patient anonyme du service d'hémodialyse d'Hôpital de Bouira avec $SpO_2 = 99\%$ (photo prise le 22 novembre 2020).....	64

Liste des tableaux

Liste des tableaux

Tableau II.01 : représente l'indication des examens.....	39
Tableau III.01 : SpO ₂ en fonction du changement de l'ordre de filtre.....	51
Tableau III.02 : Résultats obtenus du SpO ₂ en fonction de F _{C1}	51
Tableau III.03 : Résultats obtenus du SpO ₂ en fonction de F _{C2}	51
Tableaux III.04 : Les valeurs réelles des patients de COVID-19 anonymes d'Hôpital d'Ain Defla (consulté le 06 novembre 2020)	63

Liste d'abréviations

AC : Composante alternative.

ACR : Composante alternative rouge.

ACIR : Composante alternative infrarouge.

BPCO : Broncho-pneumopathie chronique obstructive.

Bpm : Battement par minute.

CO₂ : Dioxyde de carbone.

CI : Capacité Inspiratoire.

CRF : Capacité résiduelle fonctionnelle.

CV : Capacité vital.

CPT : Capacité pulmonaire totale.

DC : Composante continue.

DCR : Composante continue rouge.

DCIR : Composante continue infrarouge.

EFR : Exploration fonctionnelle respiratoire.

FC : Fréquence cardiaque.

FFT : Transformée de fourrier rapide.

GUI : Graphical User Interface.

H₂CO₃ : Acide carbonique.

H₂O : Eau.

H⁺ : Ion hydrogène.

HCO₃⁻ : Ion bicarbonate.

Liste d'abréviations

HbO₂ : Oxyhémoglobine.

Hb : Hémoglobine.

HbMet : Méthémoglobine.

HbCO : Carboxyhémoglobine.

IRM : Imagerie par résonance magnétique.

IR : Infrarouge.

IFFT : Transformée de fourrier rapide inverse.

O₂ : Oxygène.

OMS : Organisation mondiale de la santé.

PH : Potentiel hydrogène.

PRI : Pléthysmographie d'inductance respiratoire.

PPG : Photopléthysmographie.

PaO₂ : Pression partielle de l'oxygène.

R : Rouge.

SpO₂ : Saturation pulsée en oxygène.

SaO₂ : Saturation artérielle en oxygène.

STD : Standard déviation.

VC : Volume courant.

VT : Tidal volume.

VRI : Volume de réserve inspiratoire.

VRE : Volume de réserve expiratoire.

VR : Volume résiduel.

INTRODUCTION GENERALE

Introduction générale

Le corps humain effectue plusieurs fonctions qu'on appelle communément fonctions physiologiques et parmi ces fonctions les plus importantes figure la respiration. L'importance de l'étude de cette fonction et de ces caractéristiques telles que le taux d'oxygène dans le sang (SpO_2) a été accentuée avec l'apparition de la pandémie actuelle du Covid-19. En effet, le taux d'oxygène dans le sang est un des paramètres les plus importants pour diagnostiquer un patient coté respiration. Une des méthodes les plus utilisées pour le suivi de ce paramètre (SpO_2) est l'extraction à partir d'une exploration par photopléthysmographie.

La technique de la photopléthysmographie intéresse de plus en plus les chercheurs de différents domaines issus du monde biomédical en raison de son avantage comme diagnostique non invasif, peu coûteux et pratique, ce qui le rend un outil vital dans les milieux hospitaliers et en particulier dans les services de réanimation et du cardio-respiratoire.

La façon la plus simple pour acquérir un signal photopléthysmographique (PPG) est l'usage des procédés optoélectroniques à travers l'émission-réception à des longueurs d'onde spécifiques et leur réaction avec la variation de volume de sang dans un vaisseau sanguin. Ce signal issu d'un emplacement spécifique sur le corps (l'index) d'un sujet peut être utilisé pour mesurer la saturation en oxygène. Dans ce cas, deux longueurs d'onde sont utilisées le rouge et l'infrarouge et le système exploitant est l'oxymètre de pouls.

L'oxymètre de pouls est, probablement un des meilleurs moniteurs qui ont été développés dans les dernières années. Il offre des informations non seulement sur la saturation de l'hémoglobine (Hb), mais aussi sur la fréquence et le rythme du pouls périphérique. Mais la vocation principale de cet appareil est la surveillance de la saturation pulsée en oxygène (SpO_2) qui est une approximation validée de la saturation artérielle (SaO_2). Et en raison de son avantage d'être non invasive, l'oxymétrie de pouls reste d'une utilité indéniable dans plusieurs situations pouvant provoquer la probabilité d'une désaturation.

Dans notre projet, on s'intéresse à l'étude de la fonction respiratoire à travers le taux d'oxygène dans le sang (SpO_2) à partir de signal PPG qui compose de deux longueurs d'onde différentes (rouge et infrarouge). Le traitement numérique dans MATLAB de ces signaux permettra de calculer la saturation pulsée en oxygène ainsi que la fréquence cardiaque de patient.

Introduction générale

Dans ce contexte, ce mémoire est organisé en trois chapitres :

- ✓ le premier chapitre regroupe les notions générales sur l'anatomie du système respiratoire et les volumes pulmonaires et quelques techniques d'exploration fonctionnelle respiratoire ainsi que les caractéristiques temporelles et fréquentielles de signal PPG et ses applications.
- ✓ le deuxième chapitre on s'intéresse à l'étude théorique sur l'oxymètre de pouls et le principe de fonctionnement de la photopléthysmographie ainsi que la théorie de mesure de saturation pulsée et ses applications.
- ✓ Finalement, le dernier chapitre montrera les différents résultats obtenus d'après le développement des algorithmes sur l'environnement MATLAB.

Enfin, nous clôturons ce travail par une conclusion générale qui résume notre contribution et qui propose les perspectives de nos travaux.

CHAPITRE I
GENERALITES SUR LA FONCTION
RESPIRATOIRE ET PLETHYSMOGRAPHIE

I.1 Introduction

Le corps humain établit plusieurs fonctions et parmi ces fonctions la respiration qui est obligatoire et très importante pour que l'être humaine survive.

D'une part, pour la réalisation de cette fonction, on a besoin de deux opérations essentielles qui sont la ventilation et l'échange des gaz O_2 et CO_2 entre l'air et le sang. Elle permet d'amener l'oxygène jusqu'à ses poumons, puis jusqu'à chacune des cellules de son corps. Pour ce faire, l'oxygène doit d'abord emprunter les voies respiratoires et ensuite, la circulation sanguine. Vérifions ce que vous savez sur les organes du système respiratoire et sur leur physiologie [1].

Selon l'âge, le sexe ou la situation, on distingue deux manières pour respirer : la respiration thoracique qui est en relation avec les émotions, elle est caractérisée par le gonflement de la cage thoracique, et la respiration abdominale ou diaphragmatique qui est caractérisée par l'abaissement du diaphragme, la détente des muscles abdominaux et le gonflement du ventre, on la voit souvent chez le bébé, le jeune enfant ainsi que le dormeur.

Le suivi de l'évolution de la maladie respiratoire avec l'exploration fonctionnelle respiratoire (EFR) on peut surveiller l'évolution de patient souffrant d'asthme, de bronchite chronique, de maladies pulmonaires diverses et de s'assurer de l'efficacité du traitement et grâce à l'exploration fonctionnelle respiratoire, on peut réaliser des bilans préopératoires avant une chirurgie thoracique. Plusieurs techniques peuvent être utilisées pour les EFR comme les spiromètres, les fluxmètres, les ultrasons, la dilution de l'hélium, la radiologie conventionnelle et la pléthysmographie (du corps entier et par inductance).

Grâce à la pléthysmographie, il est possible d'évaluer la capacité respiratoire en mesurant la capacité pulmonaire totale, ainsi que la résistance des bronches. pour cela la pléthysmographie se déroule dans une cabine étanche, avec un spiromètre qui va enregistrer les variations de pressions.

Dans ce chapitre, nous allons voir une présentation générale sur l'appareil respiratoire et sa fonction et généralités sur la pléthysmographie.

I.2 L'appareil respiratoire

I.2.1 La respiration : définition et principe

La respiration est un phénomène vital inconscient qui se traduit par des échanges gazeux entre les êtres vivants et leur milieu de vie (entre l'organisme et l'environnement) et la respiration cellulaire, absorption de dioxygène (oxygène à l'état gazeux) et rejet de dioxyde de carbone par des mécanismes qui permettent ces échanges gazeux. En médecine et en biologie, le terme « respiration » désignant la production d'énergie par les cellules, comprend deux temps : l'entrée d'air dans les poumons lors de l'inspiration et la sortie d'air lors de l'expiration [2].

La respiration est de pourvoir en oxygène les cellules, dans lesquelles celui-ci est utilisé pour dégrader les molécules organiques et fournir l'énergie nécessaire à l'activité cellulaire. Cette libération d'énergie entraîne une production de dioxyde de carbone et d'eau. Oxygène, dioxyde de carbone et eau sont échangés au niveau d'organes chez les mammifères aériens, les poumons sont le siège de ces échanges.

La ventilation pulmonaire est l'ensemble des phénomènes qui font que l'air est alternativement aspiré et expulsé. Au cours de l'inspiration, les muscles des côtes et le diaphragme sont contractés et le volume de la cage thoracique augmente, tandis que pendant l'expiration, la cage thoracique s'affaisse et chasse l'air des poumons [3].

La respiration va donc contribuer dans l'équilibre acido-basique sanguin, en cas de forte activité métabolique, l'accroissement de la ventilation permettant d'éliminer une plus grande quantité de gaz carbonique, ce qui évite une baisse du PH sanguin, ce qui vient après un effort physique soutenu [4].

I.2.2 Anatomie et physiologie de l'appareil respiratoire

I.2.2.1 Anatomie de l'appareil respiratoire

L'appareil respiratoire comporte : les voies aérifères supérieures, les voies aérifères inférieures (l'arbre bronchique), les poumons, la plèvre et les muscles inspiratoires (diaphragmes et les autres muscles de la cage thoracique) du point de vue fonctionnel on distingue l'appareil de ventilation qui assure la ventilation (entrée et sortie de l'air) inspiration et expiratoire et l'appareil respiratoire qui englobe la ventilation, les échanges gazeux alvéolaires, le transport des gaz dans le sang et les échanges gazeux tissulaires [4][5].

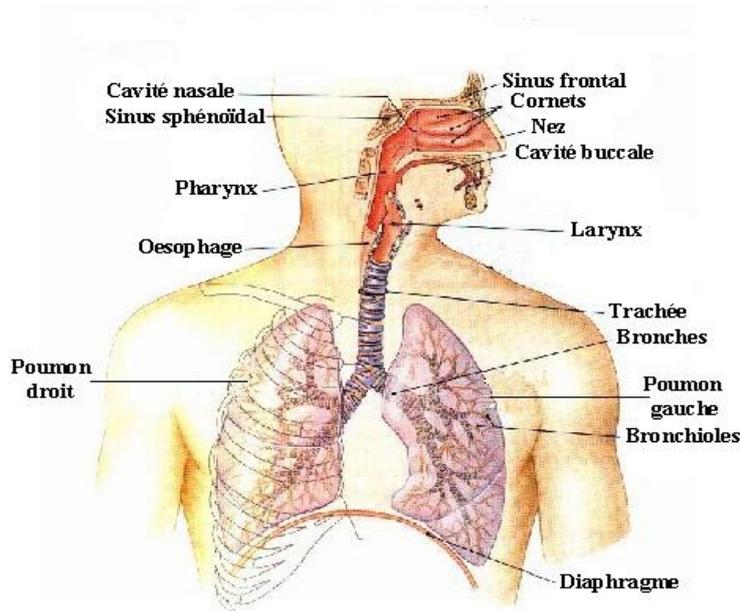


Figure I.01 : Appareil respiratoire [6].

Les voies aériennes assurent divers rôles : la conduction des gaz, L'adaptation de la température et de l'humidité de l'air inspiré, qui atteint celle de l'organisme au niveau alvéolaire et l'épuration et la filtration de celui-ci, grâce aux cellules ciliées, au mucus et à la toux [6].

- ✓ **les voies respiratoires supérieures** : elles sont constituées par les fosses nasales, le pharynx et le larynx.

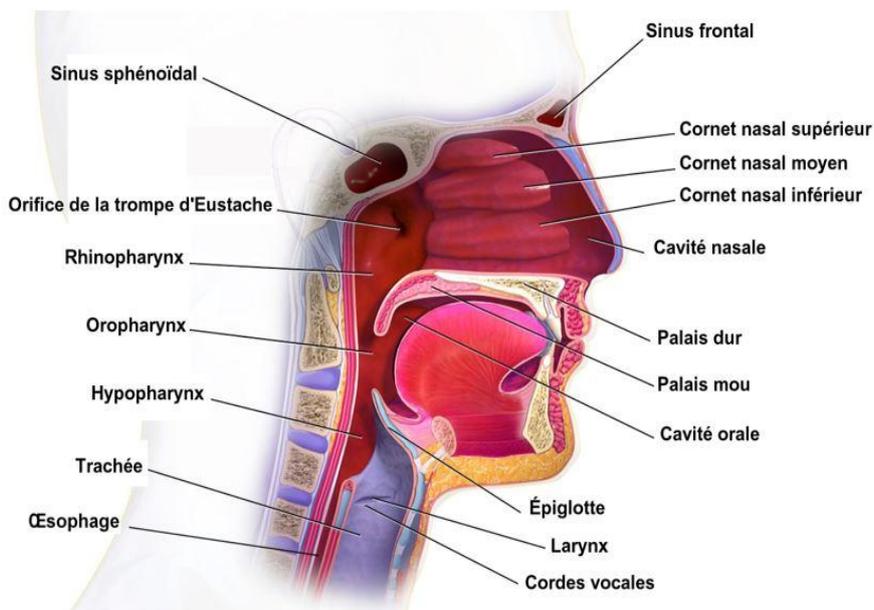


Figure I.02 : Les voies respiratoires supérieures [7]

- ✓ **les voies respiratoires inférieures** : elles sont constituées par un ensemble d'organes qui sont décrits dans ce qui suit :

1. Trachée et bronches : la trachée est un tube ou conduit aérifère, fibro-cartilagineux, elle fait suite au larynx, parcourt la partie inférieure du cou et se termine dans le thorax, où elle se divise en deux branches, appelées bronches souches ou bronches principales (droites pour le poumon droit et gauche qui ventile le poumon gauche). Le point de division trachéale est appelé Carène. Chaque bronche principale se divise dans le parenchyme pulmonaire en bronches lobaires, puis en bronches segmentaires. Les bronches lobaires ventilent les lobes pulmonaires et leur bronche segmentaires ventilent chacune un segment pulmonaire [8].

Au niveau du poumon droit : la bronche souche (principale) droite se divise en trois bronches lobaires [9] :

- ✓ **Bronche lobaire supérieure** : bronche segmentaire supérieure ou apicale, bronche segmentaire antérieure ou ventrale et bronche segmentaire postérieure dorsale.
- ✓ **Bronche lobaire moyenne** : bronche segmentaire externe ou latérale et bronche segmentaire interne médiale.
- ✓ **Bronche lobaire inférieure** : bronche segmentaire apicale (postérieure) de Nilson, bronche segmentaire para cardiaque (ou médio basale), bronche segmentaire antéro basale, bronche segmentaire postéro-basale et bronche segmentaire latéro basale. Les trois dernières bronches forment la pyramide basale.

Au niveau du poumon gauche : la bronche souche (principale) gauche se divise en deux bronches lobaires [9] :

- ✓ **Bronche lobaire supérieure** : équivalente aux bronches lobaires supérieure et moyenne du poumon droit, cette bronche se divise en deux :
 - a) **Bronche Culinale** : se divise en bronche segmentaire supéro postérieure ou apico dorsale (correspond aux bronches segmentaires supérieure et postérieure du poumon droit) et bronche segmentaire antérieure.
 - b) **Bronche lingulaire (à la forme d'une langue)** : elle se divise en bronche segmentaire supérieure et bronche segmentaire inférieure.
- ✓ **Bronche lobaire inférieure** : bronche segmentaire apico basale de Nilson, bronche segmentaire antéro basale, bronche segmentaire latéro basale, bronche segmentaire postéro-basale et bronche segmentaire antéro basale.

Chaque bronche segmentaire se divise en grosses bronches inter segmentaires, puis en petites bronches inter segmentaires qui se divisent enfin en Bronchioles de moins de 1 mm de

diamètre et dépourvues de cartilage. Les bronchioles se ramifient de la même façon jusqu'aux se termine par un renflement, appelé sac alvéolaire, lieu des échanges gazeux (respiration). La bronchiole qui ventile un lobule pulmonaire s'appelle bronchiole terminale dite bronchiole respiratoire de 1er ordre [10].

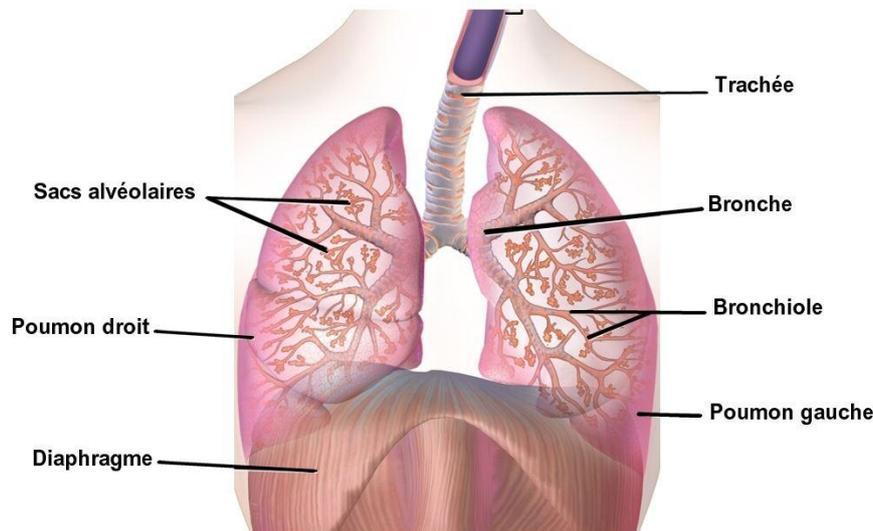


Figure I.03 : Les voies respiratoires inférieures [7].

- 2. Les alvéoles :** la paroi très fine des alvéoles pulmonaires est d'un côté en contact avec l'air et de l'autre avec les capillaires pulmonaires. Cette membrane est perméable aux gaz. Le surfactant est sécrété par la membrane alvéolaire. Il maintient l'humidité des alvéoles (nécessaire aux échanges gazeux), il évite leur affaissement et facilite l'expansion pulmonaire. Surface alvéolaire environ 80 m^2 pour 300 millions d'alvéoles [6].

Le lobule pulmonaire et l'unité fonctionnelle du poumon, à son niveau, commencent l'apparition des alvéoles, implantés sur les bronchioles intra lobulaires ou bronchioles respiratoires, les dernières bronchioles se terminent par des sacs alvéolaires. Les alvéoles sont le lieu des échanges gazeux, entre l'air et le sang [5].

- 3. Les poumons :** des organes volumineux et spongieux, intra-thoraciques pairs asymétriques situés dans l'enceinte creuse de la cage thoracique ; une cavité pleuro-pulmonaire de part et d'autre du médiastin, leur forme est pyramidale, de consistance très élastique et de couleur rose. Elles peuvent contenir en tous 3 litres d'air environ à l'âge adulte. Les deux poumons sont séparés par le médiastin.

Le poumon droit est composé de 3 lobes, le poumon gauche de 2 lobes. La surface des poumons à l'intérieur du thorax est couverte par une mince membrane [11]. Le poumon est équipé d'une double circulation, fonctionnelle et nutritive [6].

- ✓ **Circulation nutritive** : artères et veines bronchiques suivent le même trajet que les bronches. Elles pénètrent dans les poumons au niveau du hile pulmonaire. les artères naissent de l'aorte, les veines se jettent dans la veine cave.
 - ✓ **La circulation fonctionnelle** : elle assure l'**hématose** (les échanges respiratoires), elle est formée par : l'artère pulmonaire (tronc artériel pulmonaire) qui naît du ventricule droit ramène le sang désoxygéné aux poumons et les veines pulmonaires qui transportent le sang Oxygéné du poumon vers le cœur.
4. **La plèvre**: est formée d'une double membrane séreuse ou feuillet séreux (viscéral et pariétal) séparé par un liquide en toute petite quantité permettant aux poumons de glisser dans la cage thoracique lors des inspirations et expirations [6].
 5. **Diaphragme**: le diaphragme est le muscle principal du système respiratoire. Il est situé en dessous des poumons [4].
 6. **Les muscles intercostaux**: les muscles intercostaux sont des muscles retrouvés entre les côtes, qui contribuent au maintien de la paroi de la cage thoracique. Ces muscles sont surtout utilisés lors d'exercices intenses; ils permettent d'augmenter la fréquence respiratoire au besoin [4].

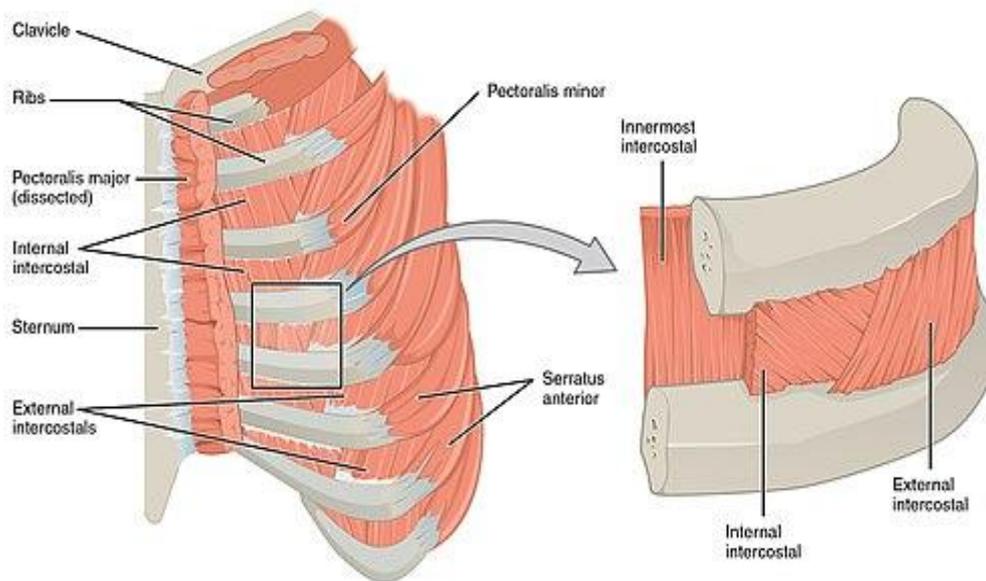


Figure I.04 : Les muscles intercostaux [12].

I.2.2.2 Physiologie de la respiration et les phénomènes chimiques

La ventilation pulmonaire ou la respiration se fait par le diaphragme et les muscles respiratoire qui assurent le changement de l'air contenu dans les poumons. En moyenne, un être humain effectue environ 23 000 cycles respiratoires par jour (16 cycles par minute) [2].

Le sang contient environ 35 % d'hémoglobine en poids et le taux d'oxyhémoglobine est d'environ 95 %, 1 kg d'hémoglobine est capable de transporter environ 1 g (la densité du sang est proche de 1). Chez un adulte, le cœur pompe au repos environ 4,5 L de sang par minute, qui contiennent 1,5 kg d'hémoglobine, soit 1,45 kg d'oxyhémoglobine qui transporte 1,5 g d'oxygène, donc un adulte au repos consomme environ 1,5 g d'oxygène par minute. Le système nerveux autonome est le responsable de la régulation de la respiration qui assure une coordination entre le système sympathique et le système parasympathique dans la réduction et l'augmentation de l'amplitude et l'accélération du rythme respiratoire [2] [13].

Les phénomènes chimiques contribuent dans l'hématose et le transport des gaz circulants.

- ✓ **L'hématose** : c'est la transformation du sang veineux en sang artériel ; les échanges alvéolaires qui se font par diffusion à travers la paroi alvéolaire, du milieu à forte concentration vers le milieu à faible concentration [6].
- ✓ **Le transport des gaz circulants** : l'oxygène (O_2) est transporté par l'hémoglobine contenue dans les globules rouges, elle forme l'oxyhémoglobine, les échanges gazeux au niveau des cellules se font par diffusion. Le dioxyde de carbone ou gaz carbonique (CO_2) est un déchet du métabolisme cellulaire dissous dans le plasma ou se forme sous forme d'ion bicarbonate (HCO_3^-). Le CO_2 joue un rôle important dans la régularisation du PH sanguin [4] [6].



I.3 L'exploration fonctionnelle respiratoire

Le fonctionnement de l'appareil respiratoire est évalué en exploitant des techniques d'explorations fonctionnelles. Ces techniques permettent de mesurer et déterminer des grandeurs et paramètres physiologiques qui sont exploités pour le diagnostic de pathologies respiratoires. Parmi ces grandeurs les volumes respiratoires à partir desquels des paramètres physiologiques sont déduits.

I.3.1 Les Phénomènes Mécaniques

Durant la respiration, l'air inspiré pénètre dans les poumons, il contient le dioxygène (le gaz qui compose 21 % de l'air ambiant), ce dernier passe dans le sang et se fixe aux globules rouges. D'autre part le dioxyde de carbone (le gaz de CO_2) qui se trouve dans le

plasma sanguin va être mélangé avec l'air contenu dans les poumons (pauvre en O₂, riche en CO₂), et le tout va être expiré [9].

Pour passer aux volumes et mécanismes pulmonaires, il faut d'abord connaître les définitions de quelques termes et expressions, comme l'inspiration, expiration, le mécanisme des mouvements respiratoires, la broncho motricité.

- ✓ **L'inspiration** : c'est un phénomène ACTIF, il se fait quand un volume d'air pénètre aux poumons dans un temps bien spécifié, une entrée d'air dans les voies respiratoires grâce à une différence de pression. Elle se fait par le diaphragme qui s'abaisse refoulant les viscères.

Sous l'action des muscles, les côtes se déplacent en haut, en avant et en dehors. Ces mouvements créent une dépression dans la cage thoracique. Le volume mobilisé à chaque inspiration s'appelle le volume courant.

- ✓ **L'expiration** : c'est un phénomène PASSIF (grâce à l'élasticité du poumon). L'expiration correspond au relâchement des muscles et à la sortie de l'air des poumons, et le diaphragme remonte. Au cours de l'expiration, le même volume d'air ressort des poumons, mais sa composition est modifiée [6].

Les deux mouvements de la respiration, sont contrôlés par le système nerveux autonome (c'est donc une fonction inconsciente.) et s'adaptent aux besoins de l'organisme, suivant son effort.

- ✓ **Le mécanisme des mouvements respiratoires** : les mouvements respiratoires dépendent des centres respiratoires bulbaires et de quelques facteurs qui sont en relation avec la respiration comme l'augmentation du besoin d'oxygène (métabolisme), ils se déclenchent par des incitations motrices aux nerfs des muscles inspiratoires. C'est pour ça ils sont automatiques et cycliques [2] [6].

I.3.2 Les volumes pulmonaires

C'est l'ensemble des volumes pulmonaires qui peut être supporté par le poumon, autrement dit c'est la capacité de poumons de contenir des volumes d'air pour le pouvoir respirer [9] :

- ✓ Le volume courant d'air (VC) ou le VT (tidal volume) est le volume échangé lors de l'inspiration et de l'expiration normale. Il est de 0,5 L d'air ou 8 ml/kg.

- ✓ Le volume de réserve inspiratoire (VRI) est le volume additionnel possible qui peut entrer dans les poumons lors de l'inspiration forcée. Il est de 2,5 L.
- ✓ La Capacité Inspiratoire (CI) est le volume maximal d'air inspiré après une expiration normale, c'est la somme de VRI et VT soit environ 3,6 L. ($CI = VRI + VT$).
- ✓ Le volume de réserve expiratoire (VRE) est le volume expiré de façon forcée à partir de la position d'équilibre, soit après une expiration normale. Il est de 1,5 L.

Le volume de réserve inspiratoire et le volume de réserve expiratoire sont utilisés lorsque le besoin du corps en oxygène augmente et le volume courant ne suffit pas à assurer les échanges gazeux nécessaires, par exemple, lors de l'exercice physique [6] [14] :

- ✓ Le volume résiduel (VR) est le volume de gaz restant dans les poumons après une expiration forcée.
- ✓ La capacité résiduelle fonctionnelle (CRF) est le volume d'air restant dans les poumons après une expiration normale (somme des volumes résiduels et de réserve expiratoire soit environ (2,4 L - 3 L).
- ✓ La capacité vitale (CV) correspond au volume d'air mobilisé lors d'une expiration forcée qui suit une inspiration forcée, c'est la somme des volumes suivants : Volume courant, Volume de réserve inspiratoire et Volume de réserve expiratoire, ils correspondent aux volumes mobilisables qui en fait sont échangés lors d'inspirations et expirations forcées ou pas. La capacité vitale est d'environ (4,5 L – 4,8 L).
- ✓ La capacité pulmonaire totale (CPT) correspond à la quantité d'air contenu dans les poumons après une inspiration maximale (c'est la somme de tous les volumes soit environ 6 L), « $CPT = CV + VR = CRF + VRE + CI$ ».

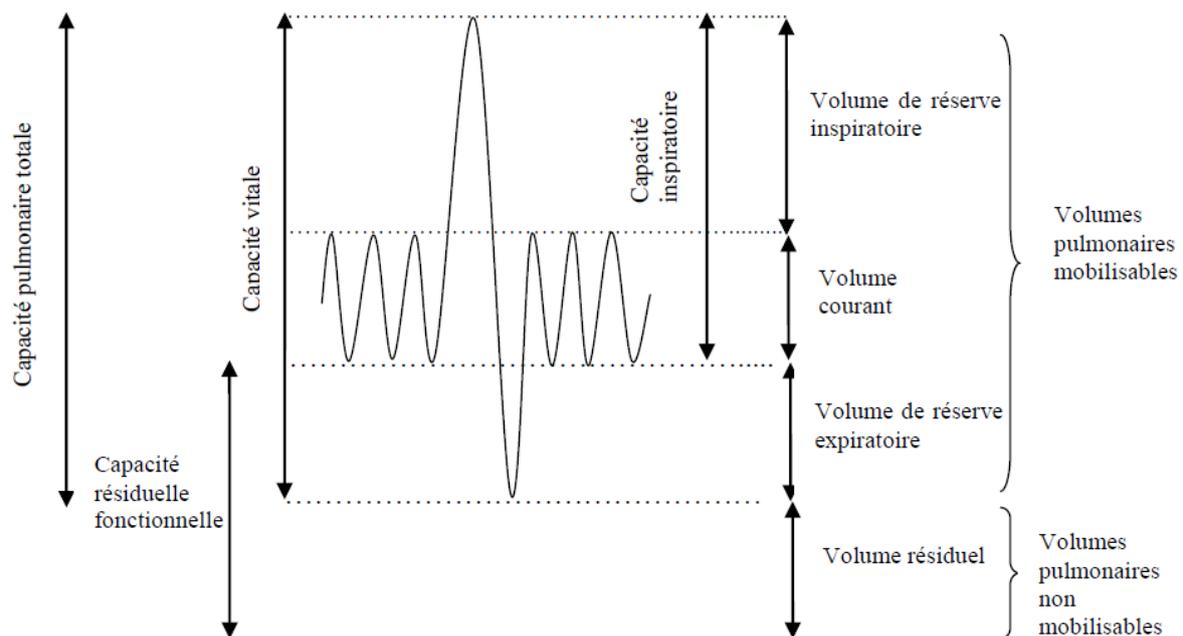


Figure I.05 : Spirogramme présentant les différents volumes pulmonaires [14].

I.3.3 Les techniques d'explorations fonctionnelles respiratoires

Il existe deux types des volumes pulmonaires, mobilisable et non mobilisable, les volumes mobilisables sont les volumes peuvent être inspirés ou expirés, ils sont relativement faciles à mesurer. Cependant, comme la CRF comprend le volume résiduel, non mobilisable, sa mesure est difficile et nécessite le recours à des techniques sophistiquées [9].

Pour mesurer les volumes gazeux que les poumons peuvent contenir, il existe plusieurs examens les plus pratiqués dits les explorations fonctionnelles respiratoires. Elles offrent une large palette d'examens et donc de techniques visant à évaluer la manière dont fonctionne le système respiratoire. Cette évaluation oriente le diagnostic et elle permet le suivi évolutif des pathologies respiratoires, avec ou sans traitement [11].

Parmi ces techniques EFR, la pléthysmographie permet de mesurer l'ensemble des volumes pulmonaires, y compris le volume résiduel. Cet examen est réalisé dans une cabine fermée dans laquelle le patient est assis sur un siège.

I.3.3.1 La pléthysmographie

La pléthysmographie, du grec plêthusmos, augmentation, et graphie, écrire, est un enregistrement à l'aide d'un appareil des changements de volumes survenant dans un territoire vasculaire soumis à des variations de flux sanguins [4] [15].



Figure I.06 : La cabine de pléthysmographie [16].

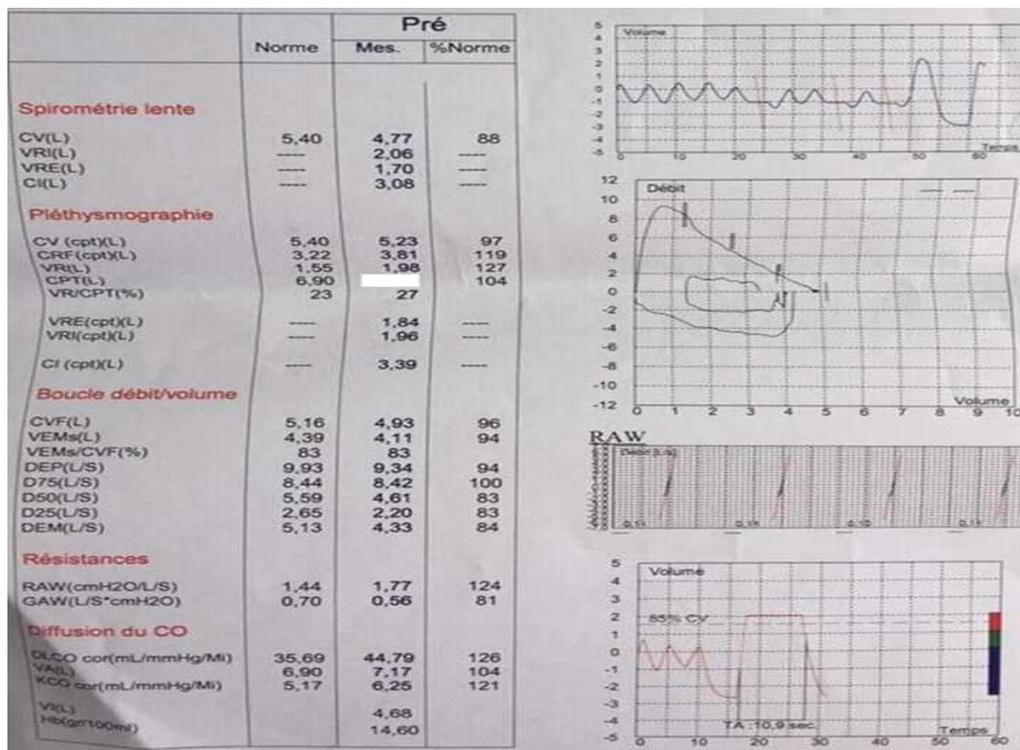


Figure I.07 : Les résultats de pléthysmographie [17].

I.3.3.2 Les types de Pléthysmographie

I.3.3.2.1 Pléthysmographie pulmonaire

La pléthysmographie mesure la capacité résiduelle fonctionnelle (CRF) des poumons et la capacité de poumon totale. La pléthysmographie et les techniques de dilution gazeuse (dilution à l'hélium) permettent de mesurer le volume pulmonaire statique ou "non mobilisable", c'est-à-dire le Volume Résiduel (VR= le volume d'air qui reste dans le thorax quand on a fini d'expirer à fond). Ceci permet donc de calculer notamment la Capacité Pulmonaire Totale (CPT = tout l'air que peut contenir un thorax en fin d'inspiration forcée) qui est la somme VR +CV [18]. Les différentes méthodes de Pléthysmographie :

- ✓ **La pléthysmographie optoélectronique** : Est une technique non invasive qui permet d'évaluer des volumes pulmonaires par la mesure en 3D des mouvements de la cage thoracique et de l'abdomen. Elle détermine les compartiments pulmonaires et étudie du pattern ventilatoire en ventilation spontanée, au cours des manœuvres forcées, sous ventilation. Parmi ses avantages majeurs, elle est non invasive et une exploration dynamique (asymétrie). Comme elle est dans des différentes positions : assis et décubitus, elle n'est pas une calibration spécifique, elle n'est pas influencée par le milieu ambiant et ses mesures ne sont pas influencées par les fuites [2] [19].
- ✓ **La pléthysmographie d'inductance respiratoire (Respiratory Inductance Pléthysmograph (PRI))** : La PRI est basée sur une mesure électromagnétique des variations de surface d'une section et fait appel aux propriétés des courants induits par un champ magnétique dans une bobine qui dépend de la surface entourée par cette bobine. Les bobines sont couramment réalisées par des fils conducteurs, isolés, cousus en zigzag sur un tissu (souvent sous forme de bande) extensible, chacun est relié à un oscillateur, entourant le thorax et l'abdomen, l'étirement des spires dues aux variations des volumes thoraciques et abdominaux. Les caractéristiques des bobines et leurs supports sont bien déterminés expérimentalement particulièrement leurs sensibilités et linéarités qui peuvent toujours être améliorées à travers leurs conceptions. En effet l'objectif était que des changements de surface de ces bobines soient appréciables sous l'effet de la ventilation faisant modifier la forme des compartiments thoraciques et abdominaux [3].

La PRI peut être sensible à certains artéfacts causés par l'activité cardiaque, il est alors important de tenir compte de ces artéfacts et les filtrer pour garantir de bonnes mesures de volume respiratoires. Cette technique est aussi recommandée pour mesurer l'effort respiratoire [6].

I.3.3.2.2 La pléthysmographie pulsée

La pléthysmographie pulsée est définie par l'amplitude entre le pied et le maximum de l'onde de pouls. Le signal de la pression pulsée et de la « pléthysmographie pulsée » sont enregistrés de manière simultanée. Il était mis en évidence une très bonne corrélation entre ces deux paramètres et on observait de plus une excellente relation entre ces deux marqueurs et l'index cardiaque après remplissage vasculaire [20].

Ainsi, le signal de pléthysmographie obtenu par l'oxymétrie de pouls présenterait des variations respiratoires tout à fait superposables à celles de la pression pulsée et semblerait corrélé aux variations d'index cardiaque induites par un remplissage vasculaire [21].

I.3.3.2.3 La pléthysmographie corporelle

La pléthysmographie corporelle permet la mesure du volume des gaz thoracique et ainsi de la CRF. La pléthysmographie corporelle consiste en une cabine couplée à un circuit spirométrique. Il est possible de réaliser les examens décrits précédemment en laissant la cabine ouverte. Dans ce cas, il s'agit de spiromètre et non de pléthysmographie corporelle. La mesure du volume des gaz thoracique et de la CRF (Pleth) (CRF déterminée par la méthode pléthysmographique) doit se faire en fermant hermétiquement la cabine. Nous en verrons les raisons par la suite. Le principe de mesure du volume des gaz thoracique est basé sur la loi de Boyle & Mariotte de compression des gaz [22]:

Le produit pression (P), volume (V) d'un gaz est constant. Si on soumet le gaz à une pression ΔP , son volume se modifiera de ΔV . Dès lors, on peut écrire l'équation suivante [22]:

$$P.V = (P + \Delta P)(V + \Delta V) \quad (\text{I.2})$$

D'où

$$V = \Delta V / \Delta P (P + \Delta P) \quad (\text{I.3})$$

Si le ΔP sont négligeable, on obtient :

$$V = -(\Delta V / \Delta P) P \quad (\text{I.4})$$

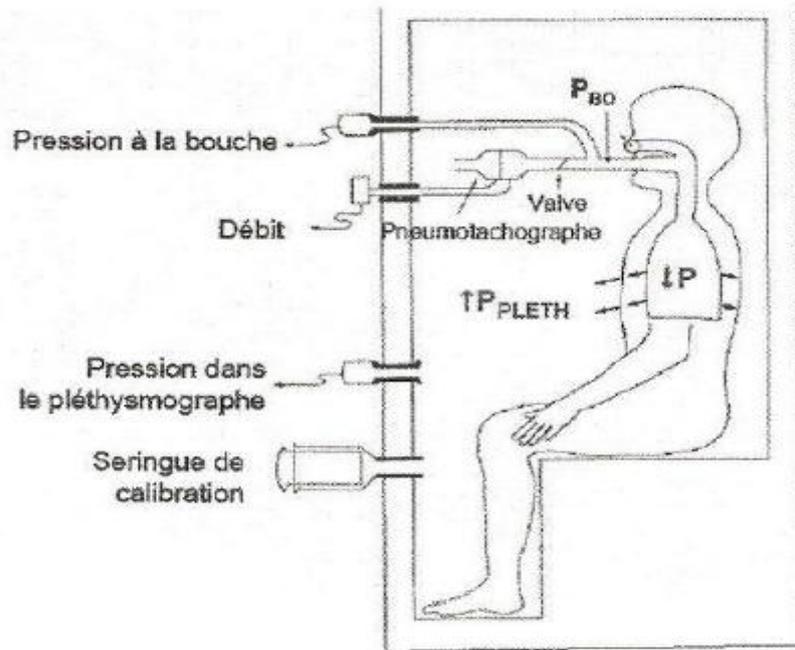


Figure I.08 : la pléthysmographie corporelle [23].

I.3.3.2.4 La photopléthysmographie

La photopléthysmographie (PPG) est une technique de mesure optique qui permet de prélever le signal photopléthysmographique PPG de manière non invasive qui provient de la modification de l'atténuation de l'énergie lumineuse transmise par les tissus sur lesquels la lumière a été appliquée [24].

I.3.4 Caractéristiques temporelles et fréquentielles du signal PPG

Le signal PPG est constitué de deux composantes, l'une est variable, correspondant aux fluctuations du volume sanguin engendré par les battements du myocarde, et l'autre est continue due au volume sanguin moyen dans tous les tissus. La fréquence fondamentale du signal PPG est directement lié au rythme cardiaque et est située au voisinage de 1 Hz (60 battements par minute) en moyenne pour un sujet sain et au repos [24].

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.

Un rebond est souvent observable sur le signal PPG et correspond à l'encoche 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 [24] [25].

Les évolutions d'amplitude de l'onde PPG fournissent une image des variations de vasoconstriction des vaisseaux sanguins de la zone observées. Une diminution importante des amplitudes de l'onde pulsatile est engendrée par le système nerveux sympathique. Ce phénomène est typiquement observable sur les réponses de personnes endurant un stress intensif 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. Le temps (symbolisé PTT pour Pulse Transit Time) entre l'excitation électrique et l'arrivée de la pulsation cardiaque dans la périphérie, traduite par le point culminant de l'onde PPG, diminue avec l'âge et lorsque la pression sanguine augmente. Plus cet intervalle de temps est court et moins l'onde dicrote est apparente [25] [26].

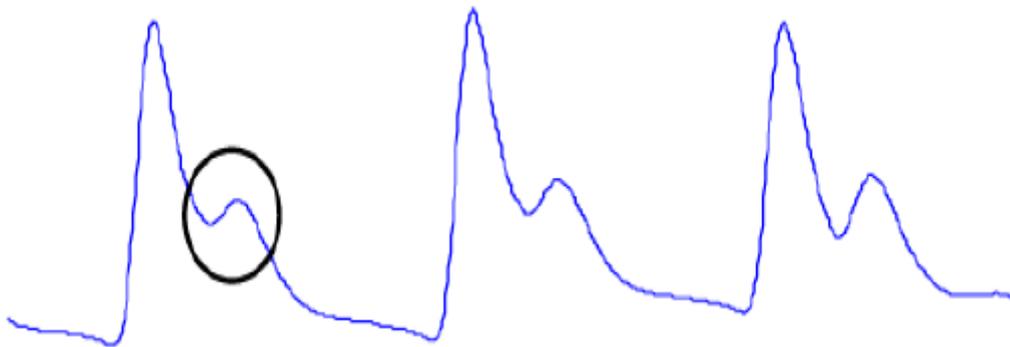


Figure I.09 : Représentant la composante pulsatile d'un signal PPG où l'onde dicrote est visuellement identifiable [27].

Les mouvements peuvent modifier la force de contact entre le capteur et le site de mesure, ces effets se traduisent par des parasites qui modifient l'allure, la forme et l'intensité de la partie pulsatile du signal PPG. Une force de contact trop importante entre la peau et le capteur amène à la disparition complète du signal PPG [24].

Le signal PPG fournit des indications sur d'autres paramètres physiologiques et de santé importants, notamment la pression sanguine artérielle, le débit cardiaque, 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 PTT [25] [26].

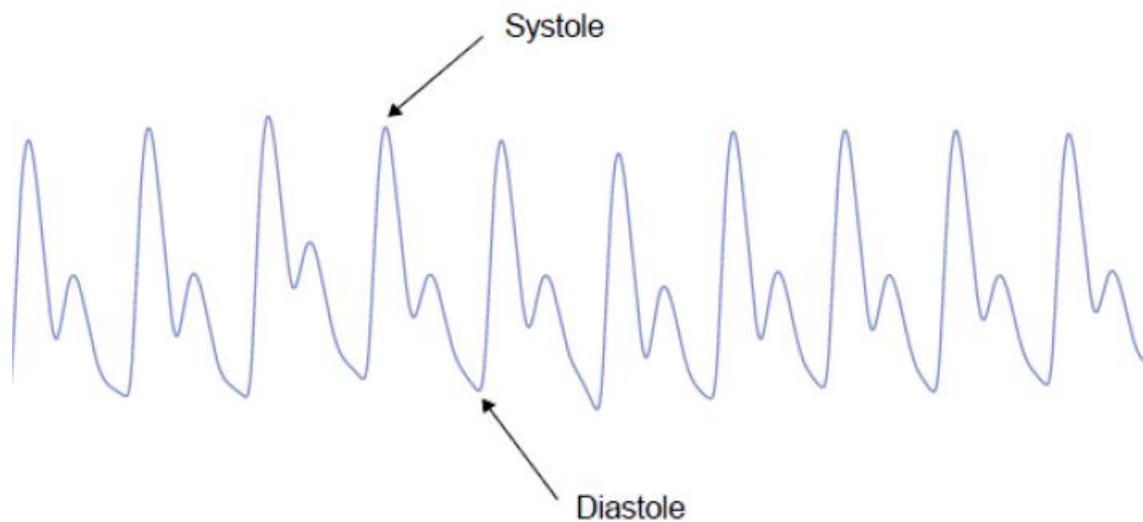


Figure I.10 : Signal PPG [24].

I.4 Les applications de signal PPG

Utilisation de signal PPG pour extraire certains paramètres physiologiques. Ces paramètres sont : la fréquence cardiaque, la saturation en oxygène, la pression artérielle, l'élasticité des artères et le taux d'hémoglobine.

I.4.1 La fréquence cardiaque

La fréquence cardiaque (FC) est le nombre de battements par minute. C'est une variable totalement individuelle et relative à l'intensité de l'effort. C'est un paramètre rapidement et facilement mesurable, de manière non-invasive par les médecins. Généralement, c'est le signal électrocardiogramme qui est utilisé pour avoir la fréquence cardiaque. Elle est obtenue en mesurant l'écart temporel entre deux ondes R successives [26].

$$FC = 60/T \quad (I.5)$$

La fréquence cardiaque peut être mesurée en utilisant l'équation précédente mais cette fois-ci le temps TT est mesuré entre deux pics successifs du signal PPG.

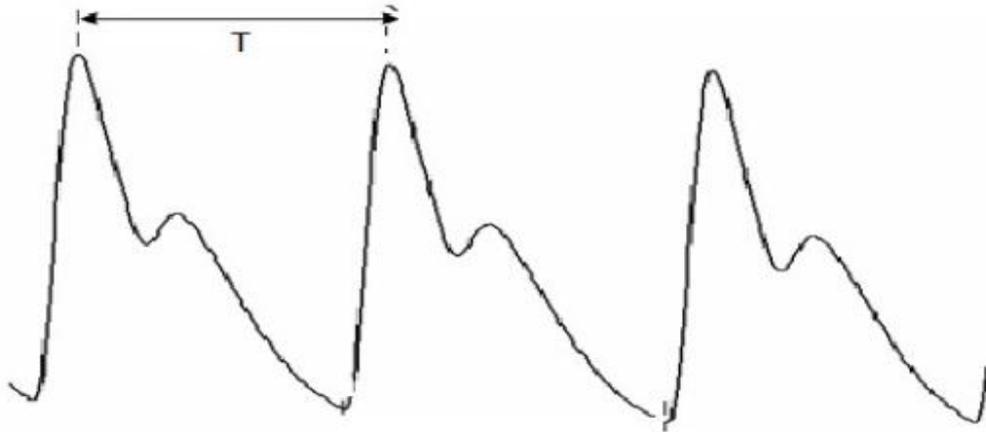


Figure I.11 : Calcul de la fréquence cardiaque [26].

I.4.2 La saturation en oxygène

Généralement la saturation en oxygène (SpO_2 et SaO_2) est une estimation de la quantité d'oxygène dans le sang, elle représente le pourcentage de l'hémoglobine oxygénée par rapport à sa quantité totale dans le sang [28].

I.4.3 La rigidité artérielle

La rigidité artérielle est définie comme la perte fonctionnelle de l'artère à se dilater sous l'action de la pression [28]. Ceci est causé par divers facteurs tels que le vieillissement (l'âge), le développement de la maladie athéromateuse causée par le diabète, l'hypertension et le tabac.

L'élasticité de la paroi vasculaire est liée directement à la vitesse de l'onde de pouls qui d'écrit la vitesse avec laquelle l'impulsion artérielle se déplace d'un point à un autre [26].

I.4.4 Le taux d'hémoglobine

L'hémoglobine est la molécule de protéines dans les globules rouges, il transporte l'oxygène des poumons vers les tissus du corps et renvoie le dioxyde de carbone des tissus vers les poumons. Son analyse et sa quantification par des tests sanguins peuvent être utile pour mieux comprendre l'état de santé de certains patients notamment ceux qui sont atteints de l'anémie ou cela se font d'une manière invasive et couteuse. La valeur normale du taux d'hémoglobine est de 13.5 à 17.5 g/dl chez l'homme et de 12.5 à 15.5 g/dl chez la femme [6].

I.5 Les applications de pléthysmographie

I.5.1 Pour l'asthme

Les explorations fonctionnelles respiratoires (EFR) ont leur place dans la démarche de diagnostic, dans son suivi et permettent même après éviction du poste de travail d'évaluer les conséquences fonctionnelles de l'asthme.

La méthode la plus ancienne mise en œuvre pour mesurer la capacité résiduelle fonctionnelle (CRF) est la méthode de la dilution de l'hélium de la CRF peut également être réalisée par pléthysmographie.

La pléthysmographie mesure le volume gazeux thoracique. Pour réaliser une mesure pléthysmographique, le patient s'assoit dans un Pléthysmographie corporel qui consiste en une cabine étanche. Portant un pince-nez, il respire par la bouche dans un circuit qui inclut un pneumotachographe et un capteur pour la mesure de la pression régnant dans les voies aériennes. À la fin d'une expiration normale, les voies aériennes sont fermées par une valve.

Le patient respire alors contre cette valve, réalisant une manœuvre de halètement à une fréquence de 1 à 2 cycles /s, la glotte demeurant ouverte. Les changements de pression dans les voies aériennes et de volume gazeux dans la cabine étanche permettent le calcul du volume gazeux thoracique. Comme les voies aériennes sont occluses à la fin d'une expiration normale, le volume gazeux thoracique correspond à la CRF [29].

I.5.2 Les explorations en pneumologie

L'EFR précise le type d'anomalie ventilatoire (obstructive, ou restrictive) au cours d'une maladie respiratoire, ou d'une maladie extra-thoracique susceptible de retentir sur l'appareil respiratoire.

L'EFR réalisée dans le cadre d'un bilan préopératoire aide à apprécier les risques par ou postopératoires potentiels.

Elle permet le dépistage d'anomalies ventilatoires chez des patients présentant des facteurs de risques respiratoires (tabagisme, expositions professionnelles), ou la surveillance du retentissement respiratoire de traitements potentiellement toxiques pour le poumon, elles comprennent l'étude des volumes, notamment [30].

- ✓ La capacité vitale (**CV**).
- ✓ La capacité vitale forcée (**CVF**).
- ✓ Le volume résiduel (**VR**). Mesuré par dilution d'hélium ou par pléthysmographie.

I.5.3 Pour covid19

On utilise l'oxymétrie de pouls pour mesurer le taux d'oxygène. Les valeurs normales et acceptables de la SpO_2 sont à partir de 95 % pour un jeune individu assis, la valeur cible de la SpO_2 chez les patients atteints de COVID-19 et présentant une insuffisance respiratoire est de 92 % [31].

Pour la pléthysmographie classique il est difficile pour un patient de se déplacer dans un service d'EFR car c'est déconseillé parce que on peut attraper une infection, pour les patients comme pour les personnels.

I.6 Conclusion

Dans ce chapitre on a présenté une étude théorique sur la fonction respiratoire et la Pléthysmographie ainsi que l'exploration fonctionnelle respiratoire et ces techniques. Nous nous sommes intéressés à la technique Pléthysmographie que se soit coté de prélèvement de signal PPG ou coté de l'application.

Finalement, ces notions seront très importantes dans la compréhension du chapitre suivant, qui consacré à l'étude théorique de l'oxymètre de pouls.

CHAPITRE II
OXYMETRE DE POULS-APPROCHE
THEORIQUE

II.1 Introduction

Le taux d'oxygène dans le sang est un paramètre très important dans la littérature clinique qui relie plusieurs informations sur l'ordonnement de l'organisme humain.

L'oxygène est un élément vital et essentiel dans l'organisme vivant qui mérite d'être surveillé avec précaution au début des années 1970 un ingénieur japonais, Takuo Aoyagi, a réalisé le premier oxymétrie qui sera utilisée dès 1980 dans les salles d'opération américaines, puis son usage va s'étendre aux unités de soins intensifs [32]. Aujourd'hui l'oxymétrie de pouls fournit une méthode simple, non-invasive, peu coûteuse portable et permet de surveiller en permanence la saturation en oxygène et la fréquence cardiaque avec une bonne précision [28].

L'oxymétrie de pouls se base sur deux principes optiques la photopléthysmographie et la spectrophotométrie d'absorption.

Pour les patients à risque d'insuffisance respiratoire, il est important de surveiller l'efficacité du gaz échangé dans les poumons, c'est-à-dire la façon dont le sang artériel est oxygéné, de préférence, ces informations devraient être disponibles aux cliniciens de façon continue.

II.2 L'oxymétrie de pouls

L'oxymétrie de pouls qui consiste en l'absorption de la lumière à différentes longueurs d'onde permet de surveiller la saturation en O₂ (SpO₂). Cette mesure s'est imposée comme un élément indispensable de la surveillance des patients.

La SpO₂ mesurée par l'oxymétrie est le reflet fidèle de la saturation artérielle en oxygène (SaO₂), garante de la sécurité des patients [32].

Cette mesure de la saturation de l'O₂ dans le sang vise à surveiller l'oxygénation du sang et à détecter, de manière fiable et précoce, toute hypoxie. Elle sert également à surveiller la fréquence cardiaque.

Il se compose d'un capteur photoélectrique, qui est basé sur l'émission lumineuse de deux diodes émettant dans le rouge et l'infrarouge (respectivement de 660 nm et 940 nm). Le photodétecteur mesure l'intensité de la lumière transmise à travers les artérioles. L'absorption de la lumière rouge et infrarouge est variable selon qu'elle rencontre de l'oxyhémoglobine (HbO₂) ou de l'hémoglobine non oxygénée (l'hémoglobine réduite), l'oxymétrie de pouls se base sur deux principes optiques [32] :

- ✓ **Pléthysmographie** : la pléthysmographie utilise la technique de l'absorbance lumineuse pour reproduire les ondes produites par le sang pulsatile.
- ✓ **Spectrophotométrie** : la spectrophotométrie mesure quantitativement l'absorption lumineuse à travers des substances données à des longueurs d'onde variées.

II.2.1 La pulsation du sang

La lumière qui traverse les tissus biologiques (par exemple, le doigt ou lobe de l'oreille) est absorbée par les différentes substances absorbantes. Les premiers absorbeurs de lumière dans la région d'intérêt sont les pigmentations de la peau, les os et le sang artériel et veineux, voire la (figure II.01).

Au lieu de faire les mesures sur le sang *in vitro* avec un échantillon de sang artériel et d'un spectrophotomètre. La photopléthysmographie sur le doigt utilise la pulsation artérielle. La figure illustre la quantité de lumière transmise et absorbée dans les tissus vivants en fonction du temps [28].

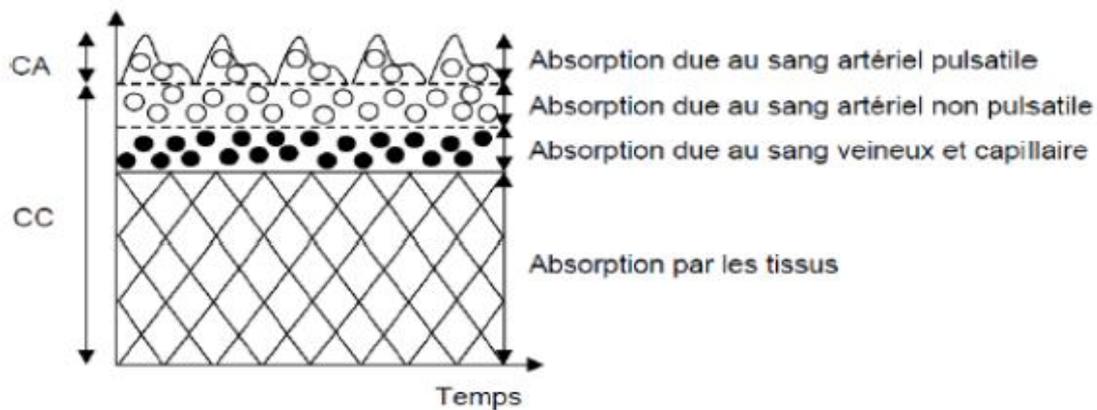


Figure II.01 : Représentation simplifiée de l'absorption de la lumière par les tissus vivants, le sang artériel Composante alternative (CA) est le seul composant pulsatile, la composante continue (CC) étant la somme de toutes les absorptions non pulsatiles [34].

II.2.2 La spectrophotométrie

La spectrophotométrie mesure quantitativement l'absorption lumineuse à travers des substances données à des longueurs d'onde variées. L'oxymétrie de pouls calcule la saturation du flux pulsatile, en éliminant les valeurs correspondant au sang veineux et capillaire. La lumière infrarouge est absorbée par le flux sanguin saturé en oxygène qui laisse alors passer plus de lumière rouge. Le capteur enregistre alors la partie qui n'a pas été absorbée et l'analyse se fait en fonction de l'absorption de la lumière par l'hémoglobine. On obtient la quantité de la saturation du sang au niveau des capillaires en oxygène ou SpO_2 [28].

II.2.3 La saturation pulsée en oxygène (SpO₂)

La saturation pulsée en oxygène SpO₂ est une estimation de la quantité d'oxygène dans le sang, elle représente le pourcentage de l'hémoglobine oxygénée par rapport à sa quantité totale dans le sang [35].

Le fait que l'hémoglobine réduite l'Hb et l'oxyhémoglobine l'HbO₂ absorbent la lumière différemment un système à deux longueurs d'onde est nécessaire pour les distinguer.

Le sang contient habituellement quatre formes d'hémoglobine : l'oxyhémoglobine (HbO₂), l'hémoglobine réduite (Hb), la méthémoglobine (Hb_{Met}) et la carboxyhémoglobine (HbCO). Ces deux derniers ne se présentent qu'à des concentrations faibles, c'est pourquoi la saturation en oxygène est déduite qu'à partir des deux premiers types à savoir HbO₂ et Hb, ce qui a permis de définir la saturation fonctionnelle [28]:

$$SaO_{2 \text{ fonctionnelle}} = \left(\frac{HbO_2}{(HbO_2 + Hb)} \right) \times 100 \quad (\text{II.1})$$

La mise au point d'oxymétries de laboratoire a rendu possible la mesure des quatre formes d'hémoglobine et a donc permis de déterminer le pourcentage de chacune de ces formes dans l'hémoglobine totale, et donc la saturation réelle [26]:

$$SaO_{2 \text{ réelle}} = \left(\frac{HbO_2}{(HbO_2 + Hb + HbCO + Hb_{Met})} \right) \times 100 \quad (\text{II.2})$$

L'oxymètre de pouls mesure de manière continue et non-invasive la saturation en oxygène de l'hémoglobine artériolaire, au niveau d'un site périphérique (c'est-à-dire le pied, l'orteil ou le doigt), comme illustré dans la (figure II.02).

Il est utilisé pour surveiller les patients qui risquent de développer une hypoxémie. La surveillance de la SpO₂ fournit des informations sur les systèmes cardiaques et respiratoires, ainsi que sur le transport de l'oxygène dans le corps. Cette technique est largement utilisée car elle est non-invasive, continue, facile à utiliser et indolore [35].

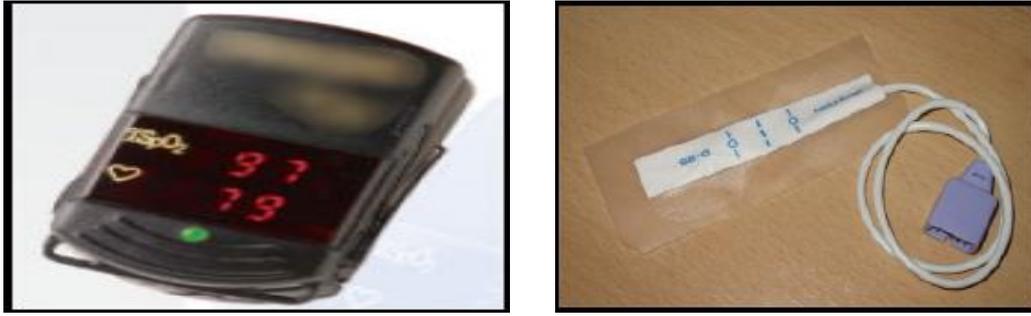


Figure II.02 : oxymètre de pouls.

II.3 La photopléthysmographie

La photopléthysmographie est devenue une technique optique d'exploration fonctionnelle respiratoire et cardiovasculaire non-invasive qui permet de relever le signal PPG qui montré dans la (figure II.03), le PPG est obtenue par l'utilisation d'une photopléthysmographie de pouls (SpO_2) qui mesure les changements de l'absorption de la lumière dans des vaisseaux sanguins permettent de diagnostiquer des affections [28] [36].

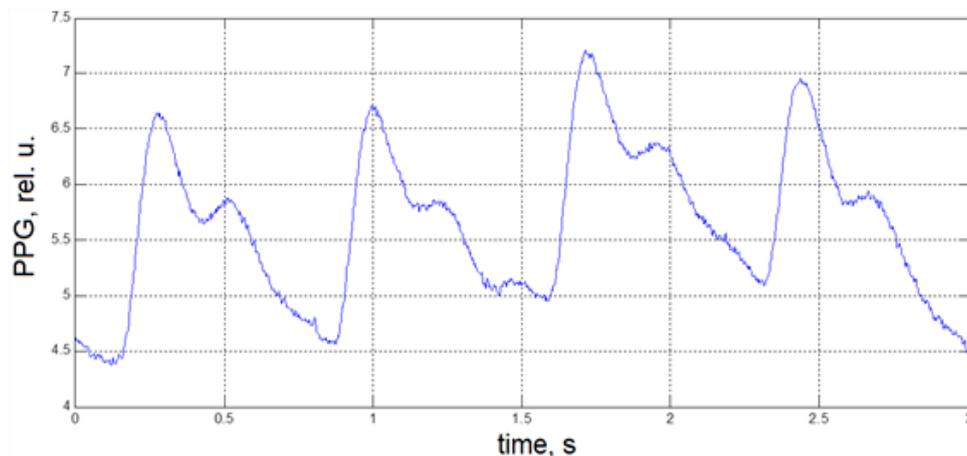


Figure II.03 : La forme du signal PPG [36].

II.3.1 Principe de fonctionnement de la photopléthysmographie et l'oxymètre de pouls

La photopléthysmographie au contact (PPG) [37] ou sans contact (rPPG) permet l'estimation des paramètres physiologiques en mesurant respectivement les variations de l'information lumineuse transmise ou rétrodiffusée par la peau [38].

Les oxymétries de pouls permettent la mesure de l'information photopléthysmographie au contact en transmittance ou réflectance. La mesure en transmittance se fait au doigt ou à l'oreille par l'utilisation d'une source lumineuse LED, et d'un photorécepteur placé de part et d'autre du volume de tissus utilisé pour la mesure. La lumière transmise par la source lumineuse est modulée par le volume d'hémoglobine dans les capillaires sous la peau puis captée par le photorécepteur. En réflectance, la source lumineuse

et le photorécepteur sont placées cotes à cote. La lumière directement réfléchiée par la peau, qui ne contient pas d'informations de pulsation, est également mesurée. Elle devient une source de perturbation [39].

Les études portant sur les caractéristiques de la source lumineuse et du capteur associé, ont permis de déterminer les longueurs d'onde utiles à l'observation du signal PPG. Dans le cas où l'hémoglobine est chargée en oxygène, elle est appelée oxyhémoglobine et est notée HbO_2 , et dans le cas où l'hémoglobine est dissociée de l'oxygène, elle est appelée déoxyhémoglobine et est notée Hb .

En fonction des besoins de la mesure, d'autres longueurs d'onde sont employées. Ainsi, deux gammes de longueurs d'onde sont habituellement employées pour l'estimation de la saturation en oxygène dans le sang (SpO_2), une première située entre 600 et 750 nm (correspondant au rouge) et une seconde entre 850 et 1000 nm (correspondant au proche infrarouge) [40].

Comme les réponses en absorption de l'oxyhémoglobine et de la déoxyhémoglobine ne sont pas égales pour une même longueur d'onde, il est possible d'établir la concentration en oxygène dans le sang SpO_2 (exprimés en %) [41], voire la figure ci-dessous:

$$SpO_2 = \left(\frac{HbO_2}{(HbO_2 + Hb)} \right) \times 100 \quad (\text{II.3})$$

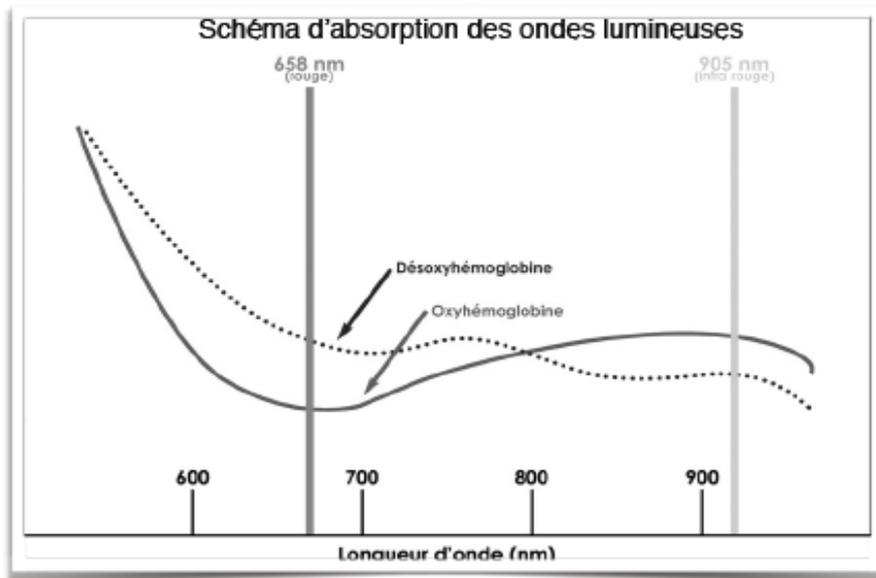


Figure II.04 : Spectres d'absorption optique de l' Hb et de l' HbO_2 dans les régions rouge et infrarouge [42].

Le sang avec une faible quantité d'oxygène contient une augmentation du taux d'HbMet une diminution du taux d'HbO₂. En conséquence, le sang absorbe plus de lumière aux longueurs d'onde rouge et moins de lumière aux longueurs d'onde infrarouge.

À l'inverse, le sang avec une quantité élevée d'oxygène contient un taux d'Hb réduit et un taux accru d'HbO₂. Le sang absorbe alors moins de lumière aux longueurs d'onde rouge et plus de lumière aux longueurs d'onde infrarouge. Ses caractéristiques d'absorption basée sur la longueur d'onde permettent de mesurer les variations de SaO₂ à l'aide de moyens optiques [43].

Dans le cadre de l'oxymétrie au contact, on travaille avec une source polychromatique rouge et infrarouge et on fait le ratio des ratios des réponses obtenues avec le capteur pour établir cette concentration [40] ;

$$R = \frac{(AC/DC)_1}{(AC/DC)_2} \quad (\text{II.4})$$

Le ratio $(AC/DC)_1$ est le rapport des composantes alternatives et continues du signal PPG modulé pour les longueurs d'onde comprises entre 600 et 750 nm (rouge).

Le ratio $(AC/DC)_2$ correspond à la même opération considérant les longueurs d'onde comprises entre 850 et 1000 nm (infrarouge). Une fois ce rapport obtenu, on peut établir une fonction reliant le SpO₂ et R de manière analytique grâce au modèle de Beer-Lambert [53], voire la figure ci-dessous.

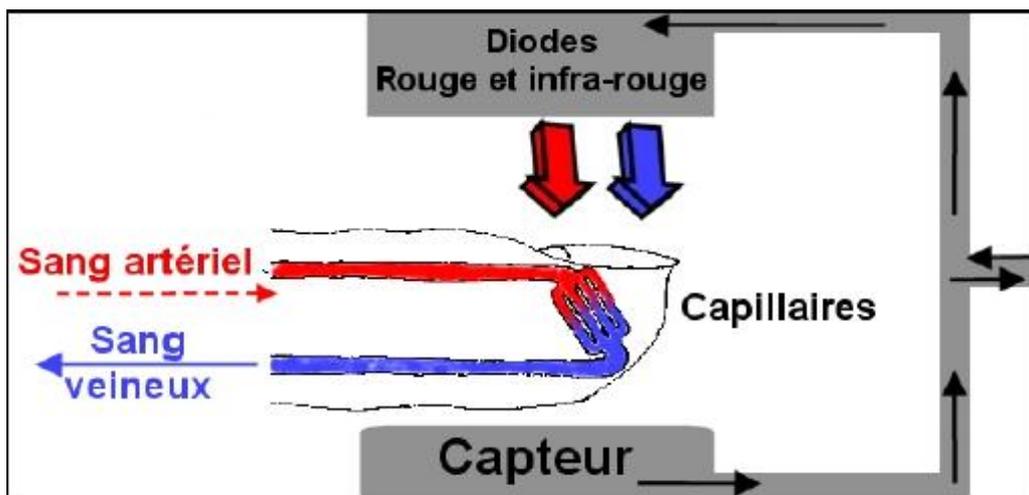


Figure II.05 : Principe de photopléthysmographie [44].

II.3.2 La théorie de la mesure de la SpO₂ et la relation entre la saturation en oxygène R et la saturation pulsée en oxygène (SpO₂)

Les blessures subies dans un environnement de combat affectent souvent directement les systèmes cardiaques et pulmonaires d'un soldat, provoquant souvent des pertes de sang, un hémothorax, un pneumothorax et d'autres conditions dangereuses [45].

Ces conditions peuvent entraîner une hypoxémie, privant d'oxygène les organes vitaux et mettant en danger la vie de la victime. Les mesures de SpO₂ sont couramment utilisées pour détecter ces événements hypoxiques avant que des dommages irréversibles ne soient causés aux tissus et aux organes [43].

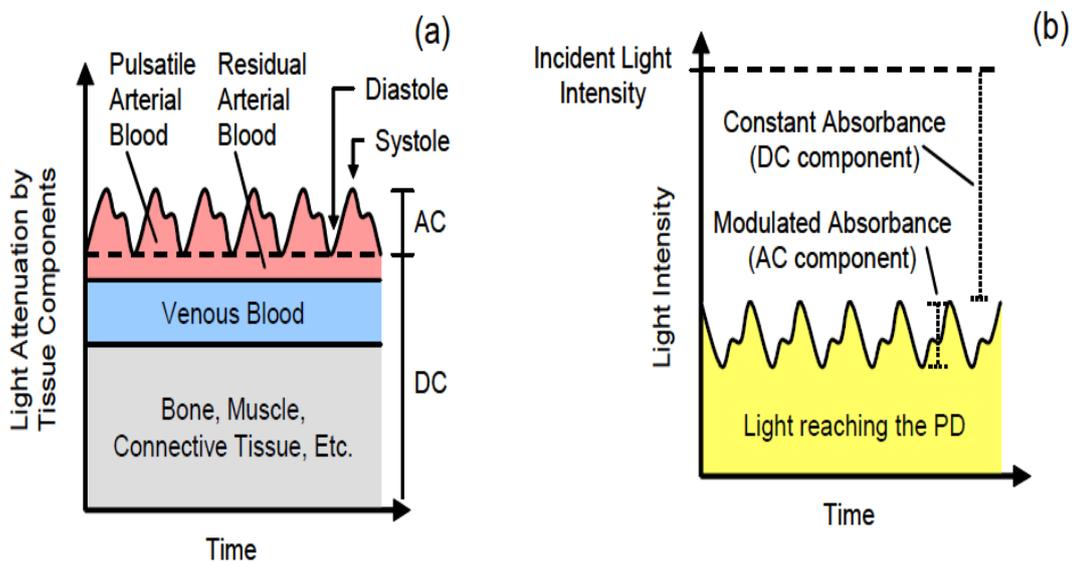


Figure II.06 : Représentations graphiques (a) de l'absorbance lumineuse des composants tissulaires et (b) de l'intensité lumineuse résultante éclairant le photodétecteur [43].

II.3.2.1 Mesure pratique de la saturation pulsée en oxygène

Le rapport de la lumière R-IR (R / IR) absorbée par le sang artériel change avec SaO₂ d'une manière inversement proportionnelle, comme montré dans la (figure II.06).

Telle que, l'équation (II.5) peut-être utilisée pour approximer cette relation et pour calculer la SpO₂ [43], voire la (figure II.07):

$$SpO_2 = A - B \times \left(\frac{R}{IR} \right) \tag{II.5}$$

Avec A=110 et B= 25.

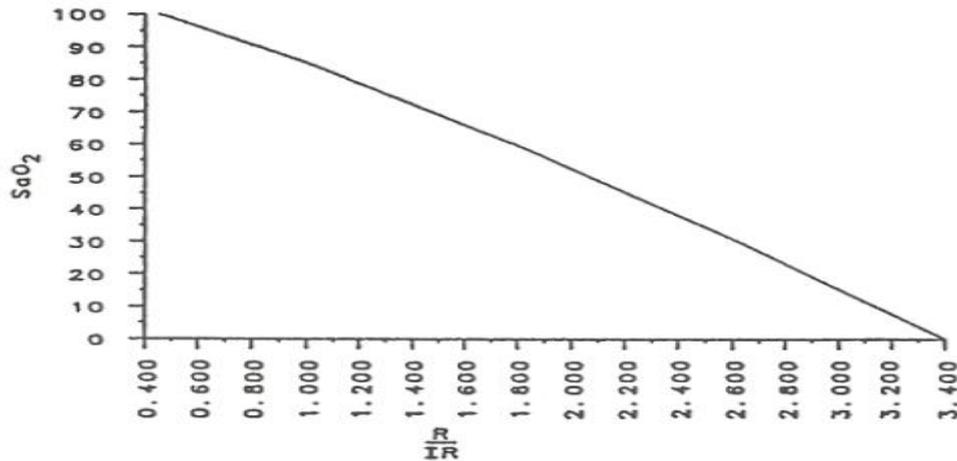


Figure II.07 : Relation empirique entre SaO₂ et le rapport R / IR mesuré [46].

(R / IR) est le rapport de la lumière R et IR absorbée par le sang artériel, A et B sont des coefficients d'étalonnage et SpO₂ est l'estimation de SaO₂.

En oxymétrie de pouls, deux signaux PPG sont enregistrés simultanément: un à une longueur d'onde R et un à une longueur d'onde IR. L'amplitude de la composante AC dans un signal correspond à la quantité de lumière absorbée par le sang artériel.

En mesurant l'amplitude pulsatile des deux signaux, la quantité de lumière absorbée par le sang artériel à chaque longueur d'onde peut être estimée et utilisée pour calculer le rapport (R / IR) [43].

Les signaux PPG peuvent être affectés par un certain nombre de facteurs physiologiques et physiques. Les intensités de LED, la sensibilité à la longueur d'onde Photodétecteur et l'épaisseur ou la densité d'une région tissulaire, par exemple, peuvent modifier les amplitudes relatives des deux signaux PPG. En conséquence, les amplitudes des deux composantes AC doivent être normalisées.

Une représentation graphique de cette procédure est présentée à la (figure II.07). L'équation (II.6) décrit la fonction mathématique équivalente [47]:

$$R = R/IR = \frac{(AC_R/DC_R)}{(AC_{IR}/DC_{IR})} \quad (\text{II.6})$$

ACR est l'amplitude AC du signal R, DCR est le décalage DC du signal R, ACIR est l'amplitude AC du signal IR, DCIR est le décalage DC du signal IR, et R est le «rapport de ratios ». La combinaison des équations (II.5) et (II.6) aboutit à l'équation (II.7), qui estime SaO₂ sur la base de signaux PPG R et IR normalisés [48], voire la figure (II.08).

$$\text{SpO}_2 = A - B \times R \quad (\text{II.7})$$

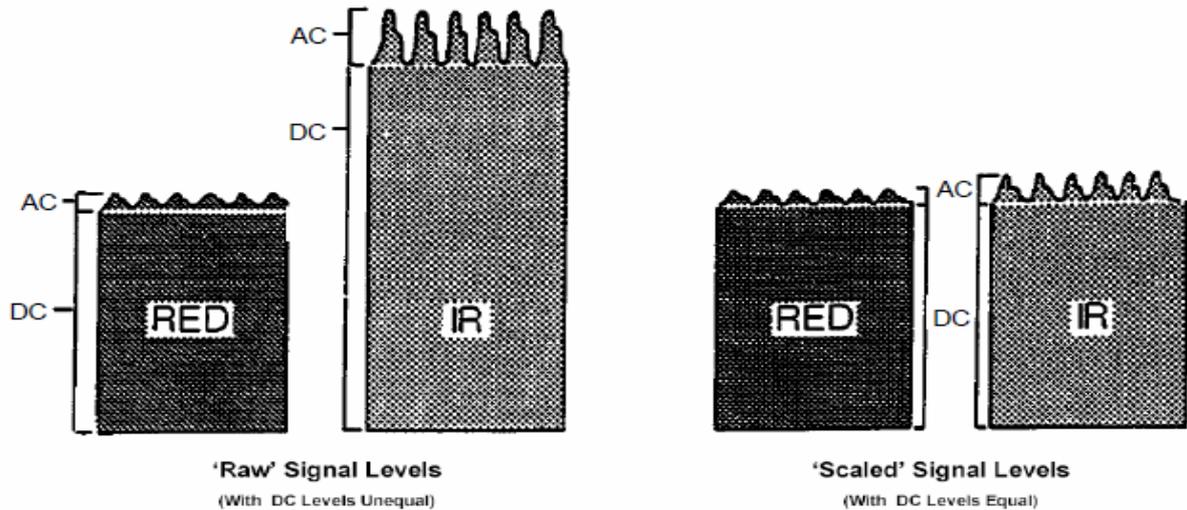


Figure II.08 : Normalisation graphique des signaux PPG R et IR pour permettre une comparaison directe des composants AC [49].

R est défini par l'équation (II.6), A et B sont des coefficients dérivés d'un étalonnage empirique et SpO_2 est l'estimation résultante de SaO_2 .

Il convient de noter que la relation entre R et SpO_2 n'est pas parfaitement linéaire. Cependant, la plupart des travaux cliniques ne nécessitent pas de mesures sur toute la plage de SaO_2 . La région de 70 à 100% de saturation est généralement la plus pertinente pour les soignants pour les mesures de SpO_2 chez les adultes, puisque la relation dans cette région est très proche de linéaire, elle peut être approximée en utilisant l'équation linéaire (II.7). La précision résultante dans la région d'intérêt est généralement de $\pm 2\%$ [46], ce qui est acceptable pour la plupart des travaux cliniques.

II.4 Saturation fonctionnelle et saturation fractionnelle

La différenciation des tempes est importante dans la compréhension du principe de fonctionnement des oxymétries. La saturation fractionnelle s'obtient par la valeur d'oxyhémoglobine (HbO_2) divisée par la valeur de l'hémoglobine totale (Hb_{totale}) [37].

$$SPO_2 = \frac{HbO_2}{Hb_{totale}} \times 100 \quad (II.8)$$

La saturation fonctionnelle en revanche, s'obtient avec la valeur d'oxyhémoglobine divisée par la somme d'oxyhémoglobine et de déoxyhémoglobine.

$$SPO_2 = \frac{HbO_2}{(HbO_2 + HHb)} \times 100 \quad (II.9)$$

Pour comparer les résultats entre la saturation fonctionnelle et saturation fractionnelle, il faut utiliser l'équation de conversion suivante [37].

$$\text{saturation fonctionnelle} = \frac{\text{saturation fractionnelle}}{(100 - (\%HbCO + \%Hb_{Met}))} \quad (\text{II.10})$$

L'oxymètre de pouls mesure une saturation de l'hémoglobine en oxygène ne tenant compte que de l'hémoglobine pouvant lier l'oxygène [37] (voir l'équation II.3).

II.5 Les types des capteurs

II.5.1 Les pinces

Elles sont prévues pour être utilisés sur les mains, sans distinction de qualité entre la droite et la gauche. Elles sont relativement volumineuses et restent parfois difficilement en place si le porteur est agité, ou oublie tout simplement sa présence [34], voire la figure ci-dessous.



Figure II.09 : la pince de doigt [51].

II.5.2 Les pinces autocollantes

Elles se présentent comme des sparadraps avec une face collante pourvu de deux diodes lumineuses. Elles se collent tout simplement de façon à ce que les diodes se trouvent au-dessus de l'ongle du doigt choisi. Cette présentation a l'avantage d'être beaucoup plus stable et permet des mesures fiables au long cours. Elle donc particulièrement adaptée à un usage pédiatrique [32], voire la figure ci-dessous.

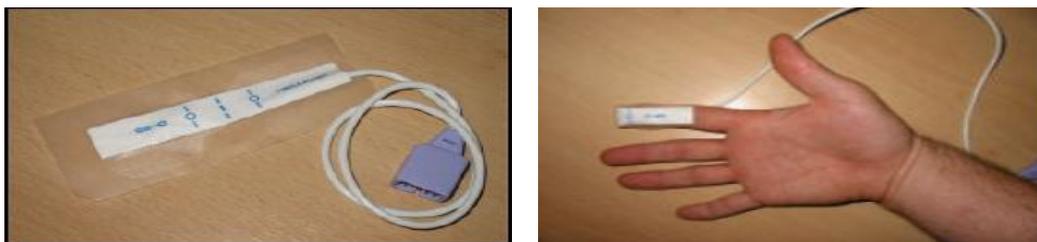


Figure II.10 : les pinces autocollantes [51].

II.5.3 Les pinces à oreilles

Comme leur nom l’indique, elles sont prévues pour effectuer mesure au niveau de l’oreille. Idéalement, elles se placent sur le lob, mais elles peuvent également obtenir une mesure sur le pavillon. Elles sont indiquées lorsque le sujet possède une mauvaise circulation périphérique qu’une mesure au niveau des membres est impossible [32], voire la figure ci-dessous.



Figure II.11 : les pinces à oreilles [51]

II.5.4 Les capteurs à réflectance

Se placent sur le front au moyen d’un bandeau ou d’un système autocollant. Plus stables que les pinces à oreille, ils représentent également une alternative efficace à la mesure périphérique au niveau des membres [34], voire la figure ci-dessous.

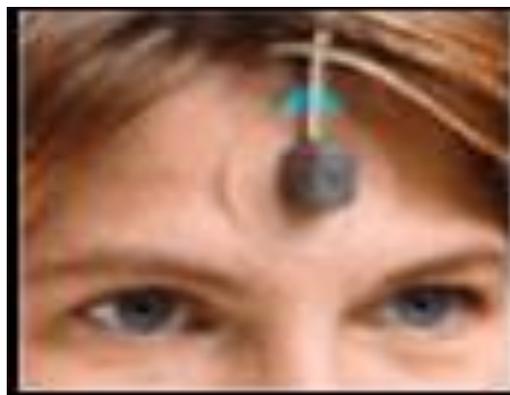


Figure II.12 : les captures à réflectance [32].

II.6 La saturation artérielle en oxygène (SaO₂)

La saturation artérielle en oxygène (SaO₂) est une méthode invasive, qui nécessite un pris de sang dans une artère, rend du taux d’hémoglobine oxydée sur l’hémoglobine totale contenue dans le sang artériel [52].

$$SaO_2 = \frac{HbO_2}{Hb_{totale}} \times 100 \tag{II.11}$$

Sa valeur normale est de 96% et ne doit pas descendre en dessous de 90%.

La SaO_2 mesurés directement par prélèvement artériel chez des volontaires sains par la méthode de référence.

Le CO-oxymètre, utilisant in vitro des longueurs d'onde multiples. Cet appareil transmet des lumières de longueurs d'onde multiples à travers un échantillon sanguin selon le même principe que l'oxymètre de pouls excepté que l'atténuation du signal par l'échantillon sanguin entier est mesurée alors que l'oxymètre de pouls n'analyse que le volume sanguin pulsatile à l'intérieur d'un volume de tissu. Le CO-oxymètre mesure la concentration de quatre types d'hémoglobine : l'oxyhémoglobine (HbO_2), l'hémoglobine réduite (Hb), la carboxyhémoglobine (COHb), et la méthémoglobine (Hb_{Met}). La SaO_2 est alors mesuré comme suit [53] (voir l'équation II.2).

II.6.1 Principe de fonctionnement

La mesure des gaz du sang artériel est un outil indispensable au pneumologue. Les données apportées par l'étude du gaz de sang vont permettre de poser le diagnostic d'hypoxémie, de l'existence d'une hypercapnie, celle-ci témoigne de la gravité et de l'étendue des lésions pulmonaires, puisqu'elle correspond à l'impossibilité de l'organisme de se débarrasser d'un gaz dont la diffusion alvéolo-capillaire est extrêmement facile [54].

En cas d'insuffisance respiratoire chronique obstructive la présence d'une acidose respiratoire ($\text{PH} < 7.35$) traduit la rupture d'un équilibre respiratoire antérieur.

L'hyperbasémie témoigne de l'ancienneté des anomalies des échanges gazeux en faveur d'une IRC ou d'une alcalose métabolique. Ultérieurement la répétition de cet examen facile, non invasif est nécessaire à la surveillance à court et à long terme, à l'évaluation et l'adaptation du traitement chez les patients ayant une maladie pulmonaire chronique avec risque d'insuffisance respiratoire [55], voire la figure suivante.

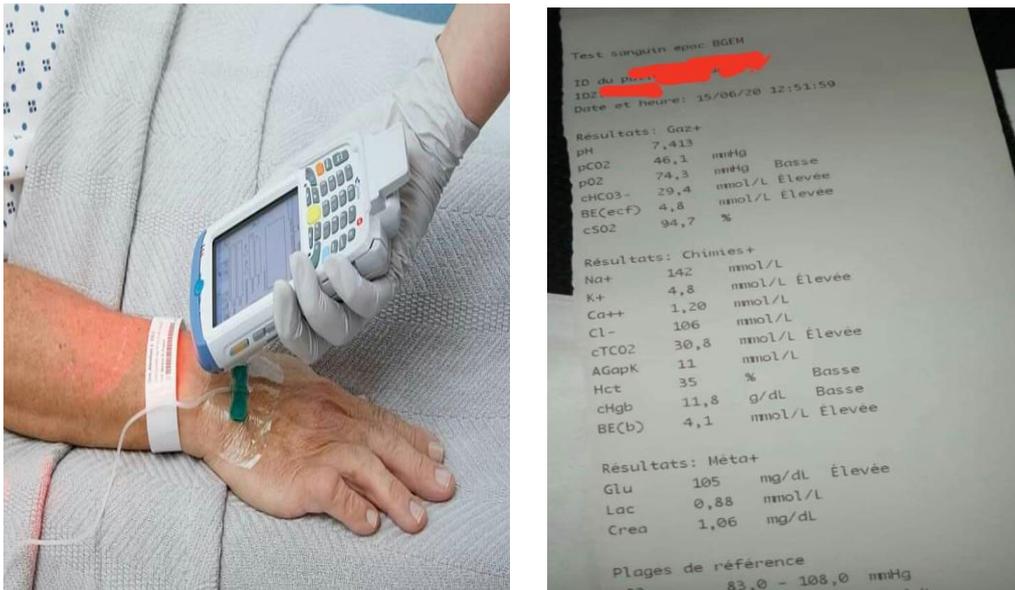


Figure II.13 : Les figures suivantes représentent l'examen et résultat gazométrique d'un patient anonyme pré par la clinique « d'Achaïbou la santé à domicile » à Chlef.

II.7 la différence entre SPO_2 et SaO_2

L'oxymètre de pouls mesure une saturation périphérique, et effectue une moyenne (en général sur une dizaine de secondes). Il affiche en fait un résultat correspondant à la situation d'il y a dix secondes. Quand la SaO_2 chute brutalement, on peut constater un décalage entre le moment où le patient bleuit (cyanose) et le moment où la SpO_2 données par l'oxymètre de pouls commence à descendre. L'inverse se produit quand la saturation remonte rapidement [52]. La SaO_2 très utilisable et efficace par rapport à SpO_2 chez les patients qui souffrent d'hypoxémie.

II.8 les applications de la saturation pulsée en oxygène (SPO_2)

La SpO_2 (saturation pulsée en oxygène) a représenté une avancée majeure dans la prise en charge situation critique (anesthésie, réanimations, soins intensifs) son rôle en pratique pneumologique n'en est pas moins intéressant. Son caractère non invasif et la possibilité d'un monitoring en continu (Surveillance d'un patient sous O_2 ou ventilation au long cours, Dépistage des troubles respiratoires du sommeil) ont fait de la mesure de la SPO_2 un véritable « signe vital pulmonaire » au même titre que la mesure de la pression artérielle ou de la température corporelle [56].

II.8.1 COVID-19

II.8.1.1 Définition de Coronavirus

Covid-19 fait référence à « Coronavirus Disease 2019 », la maladie provoquée par un virus de la famille des Coronaviridae, le SARS-CoV-2. Cette maladie infectieuse est une zoonose, dont l'origine est encore débattue, qui a émergé en décembre 2019 dans la ville du Wuhan, dans la province du Hubei en Chine. Elle s'est rapidement propagé, d'abord dans toute la Chine, puis à l'étranger provoquant une épidémie mondiale [57].

II.8.1.2 Définition d'un cas de COVID-19

Toute personne présentant une infection respiratoire aiguë quelle que soit sa gravité, dans les 14 jours suivants l'une des expositions suivantes [58] :

- ✓ un contact étroit avec un cas confirmé ou probable de Covid-19, pendant que ce dernier était symptomatique
- ✓ toute personne ayant travaillé ou ayant séjourné dans un service hospitalier de prise en charge des cas d'infection Covid-19. Il y a deux types de cas :

II.8.1.2.1 Cas probable

Toute personne présentant des signes cliniques et des signes visibles en tomodensitométrie thoracique évocatrice de COVID-19 [59].

II.8.1.2.2 Cas confirmé

Toute personne, symptomatique ou non, avec un résultat biologique confirmant l'infection par le SARS-CoV-2, par RT-PCR ou par sérologie dans le cadre d'un diagnostic de rattrapage, conformément aux recommandations de l'OMS [59].

II.8.1.3 les symptômes de COVID-19

Les symptômes généraux de COVID-19 sont [60] :

- ✓ Fièvre sur les 7 derniers jours
- ✓ La toux ou difficultés respiratoires
- ✓ Une fréquence respiratoire / minute élevée
- ✓ Signes de danger : obstruction des voies respiratoires/respirations absentes, détresse respiratoire sévère, mauvaise perfusion, pouls faible, coma, convulsions, vomit tout ou incapacité à boire.

II.8.1.4 L'oxymétrie de pouls et COVID-19

De nombreux patients atteints de la maladie COVID-19 ont de faibles niveaux d'oxygène même lorsqu'ils se sentent bien. De faibles niveaux d'oxygène peuvent être un signe d'alerte précoce qu'une intervention médicale est nécessaire.

L'oxymétrie de pouls est la méthode qui mesure le pourcentage d'hémoglobine sanguine transportant de l'oxygène, ils considèrent comme un «signe vital», comme la tension artérielle. Un faisceau de lumière rouge est passé à travers le bout du doigt à l'aide d'un appareil appelé oxymétrie de pouls.

Le niveau d'oxygène, ou saturation (SpO_2), est déterminé en mesurant la quantité de lumière absorbée lorsqu'elle passe à travers le bout du doigt [61].

La SpO_2 normales est généralement d'au moins 95%. Certains patients atteints de maladie pulmonaire chronique ou d'apnée du sommeil peuvent avoir des taux normaux d'environ 90%.

Des professionnels de la santé doivent être consultés si un patient avec un COVID-19 suspecté ou confirmé à une $SpO_2 \leq 90\%$. Un supplément d'oxygène ou d'autres traitements peuvent être nécessaires. Si de l'oxygène est disponible, il doit être utilisé pour des niveaux de saturation en oxygène $<85\%$. Des niveaux compris entre 80 et 90% et des niveaux qui diminuent avec le temps indiquent souvent une maladie grave et un potentiel de déclin rapide [61].

II.8.1.5 Indications des examens selon la présentation clinique

Eléments clinique	Valeurs critiques de SpO_2
Forme sévère	$SpO_2 \leq 90 \%$
Forme modérée	$SpO_2 \leq 94 \%$
Forme bénigne	$SpO_2 \geq 95 \%$

Tableau II.01 : représente l'indication des examens [60] [62].

A partir de ce tableau, on voit l'importance de connaître des valeurs critiques du SpO_2 qu'on doit tenir compte lors de l'élaboration du notre programme de calcul final (voir organigramme, de la figure III.05-chapitre 03).

II.8.2 La broncho-pneumopathie chronique obstructive (BPCO)

II.8.2.1 Définition

La broncho-pneumonie chronique obstructive (BPCO) est une affection caractérisée par une réduction des débits expiratoires non totalement réversible. La réduction des débits est

en général progressive et associée à une réponse inflammatoire anormale des poumons à des particules ou gaz toxiques inhalés [63].

II.8.2.2 Les facteurs de risque environnementaux

Les principales substances associées à un risque accru de BPCO sont [64] :

- a. **Fumée du tabac** : C'est le principal facteur de risque de la BPCO impliqué dans 90% des cas. Ce risque obéit à une relation (dose-effet) avec des susceptibilités individuelles. cigarette, pipe, cigare, narguilé et autres types de tabagisme répandus dans de nombreux pays, ainsi que le tabagisme passif.
- b. **Pollution aérienne domestique** : due aux biocombustibles utilisés pour la cuisine et le chauffage d'habitations mal ventilées; facteur de risque qui affecte tout particulièrement les femmes dans les pays en voie de développement.
- c. **Expositions professionnelles** : les poussières organiques et inorganiques, les agents chimiques et les fumées sont des facteurs de risque de BPCO sous-évalués.
- d. **Pollution de l'air extérieur** : elle contribue également à la charge pulmonaire totale de particules inhalées, elle semble avoir un impact relativement mineur dans l'apparition de la BPCO.
- e. **Âge et sexe** : le vieillissement et le sexe féminin augmentent le risque de BPCO.
- f. **Croissance et développement pulmonaire** : tout facteur affectant la croissance des poumons pendant la grossesse et l'enfance (petit poids de naissance, infections respiratoires, etc.) a la capacité d'augmenter le risque d'un sujet de faire une BPCO.
- g. **Situation socio-économique** : Il semble indiscutable que le risque de développer une BPCO est inversement proportionnel au statut socio-économique. On ignore cependant si cela reflète une exposition à des polluants de l'air domestiques ou extérieurs, à la promiscuité, à la malnutrition, aux infections ou à d'autres facteurs liés à la situation socio-économique.
- h. **Asthme et hyperréactivité des voies aériennes** : l'asthme peut être un facteur de risque de gêne à l'écoulement de l'air et de BPCO.
- i. **Bronchite chronique** : elle peut augmenter la fréquence des exacerbations totales et sévères.
- j. **Infections** : des antécédents d'infections respiratoires sévères dans l'enfance ont été associés à des troubles de la fonction pulmonaire et à une augmentation des symptômes respiratoires à l'âge adulte.

II.8.2.3 Diagnostic

II.8.2.3.1 L'exacerbation de BPCO

Chez un patient dont la BPCO est connue, le diagnostic d'exacerbation est retenu devant une aggravation des symptômes respiratoires au-delà des variations quotidiennes (dyspnée, toux, volume ou purulence des expectorations), conduisant à une modification thérapeutique incluant une simple augmentation des doses de bronchodilatateurs (dans ce cas, une durée >24 heures est exigée pour parler d'exacerbation).

Chez un patient dont la BPCO n'est pas connue, on suspectera une exacerbation de BPCO devant un tableau d'infection respiratoire basse (ou tout épisode aigu de symptômes bronchiques : toux, expectoration, dyspnée, sifflements thoraciques), associé à l'existence d'un ou plusieurs éléments [65].

II.8.2.3.2 L'exacerbation sévère de BPCO

Les caractéristiques générales d'un diagnostic d'un BPCO sévère sont [65] :

- ✓ Cyanose, SpO₂ < 90 %.
- ✓ Respiration paradoxale et/ou mise en jeu des muscles respiratoires accessoires.
- ✓ fréquence cardiaque (FC) > 110 battements/ min, œdèmes des membres inférieurs.
- ✓ incapacité à réaliser un simple test de marche de 3 min après un premier traitement aux urgences.
- ✓ PH, PaO₂, CO₂, bicarbonates totaux sériques >35 mmol/l.
- ✓ Anomalies aiguës ECG, anémie (Hb < 10 g/dl).
- ✓ Insuffisance rénale : urée > 12 mmol/l.

II.8.2.4 La SpO₂ et le traitement de BPCO

Le suivi du patient insuffisant respiratoire grave ayant une oxygénothérapie de longue durée et/ou une ventilation non invasive nécessite une coordination entre le médecin généraliste, le pneumologue et le prestataire.

La surveillance par le pneumologue doit être au moins semestrielle (si état stable) mais plus rapprochée si détérioration de l'état clinique ou si aggravation de la SpO₂ en air ambiant entre deux consultations, elle indique dans ce cas une oxygénothérapie de longue durée. Chez les patients sous oxygénothérapie de longue durée, l'oxygénothérapie de déambulation permet de préserver la mobilité du patient et donc une activité physique dans des conditions optimales d'oxygénation, le débit à l'exercice est fixé en conditions réelles par oxymétrie avec le dispositif en visant à maintenir si possible une SpO₂ minimale de 90 % lors d'une marche au rythme usuel du patient [66].

Pour oxygénothérapie de déambulation dans le cadre d'une réhabilitation respiratoire : elle peut être indiquée, en dehors des indications de l'oxygénothérapie de longue durée, chez les patients qui présentent une désaturation en oxygène au niveau d'activité physique pour le réentraînement ($SpO_2 < 90\%$) [66].

II.9 Conclusion

Dans ce chapitre nous avons exposé les différentes généralités permettant de comprendre le principe de fonctionnement de l'oxymètre de pouls, appareil mesurant la saturation pulsée en oxygène.

Nous avons aussi étudié les applications de la saturation pulsée en oxygène (SpO_2) qui est largement utilisé dans les hôpitaux et particulièrement dans les services de réanimation, des soins intensifs de cardiologie, en pneumologie, et qui n'a pas besoin de calibrer à chaque utilisation.

Cette étude théorique du SpO_2 et de ses techniques sera très utile lors de l'exposition de chapitre suivant consacré de l'approche pratique.

CHAPITRE III

APPLICATIONS ET RESULTATS

III.1 Introduction

Le signal PPG fournit des indications sur divers paramètres physiologiques et de la santé importante, notamment la pression artérielle, la fréquence cardiaque, la respiration, et la saturation en oxygène sanguine (SpO_2).

Ce chapitre est dédié à la caractérisation de la composition de signal PPG (Infra rouge et Rouge) afin de détecter la saturation pulsée en oxygène (SpO_2), et la fréquence cardiaque. Pour calculer ces paramètres, nous avons appliquées différentes méthodes de traitement numérique sur les deux signaux (Infrarouge et Rouge) en travaillant sous environnement MATLAB car ce dernier offre beaucoup d'avantages pour le traitement numérique des signaux grâce à sa souplesse et à sa disponibilité.

III.2 Extraction de la saturation pulsée en oxygène (SpO_2)

Afin de bien mener le travail nous avons utilisé MATLAB qu'est un langage de calcul numérique très adapté aux différents usages scientifiques.

III.2.1 Les données utilisées

Nous avons utilisé deux bases de données différentes pour l'extraction des paramètres SpO_2 et F_C .

La première c'est des signaux rouge et infrarouge de signal PPG (base sur physio net), et la deuxième base est une base pratique constituée des composantes (AC, DC) d'un signal PPG stimulé à partir d'une expérience pratique réalisé à l'université de Tlemcen [28], l'essai a été fait sur un sujet sain.

Les signaux de la première base sont illustrés dans les figures ci-dessous.

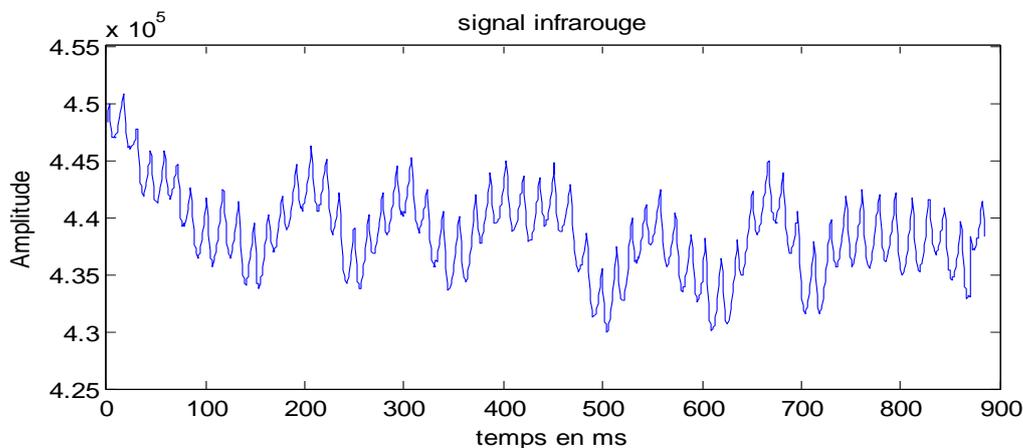


Figure III.01 : Le signal infrarouge bruité.

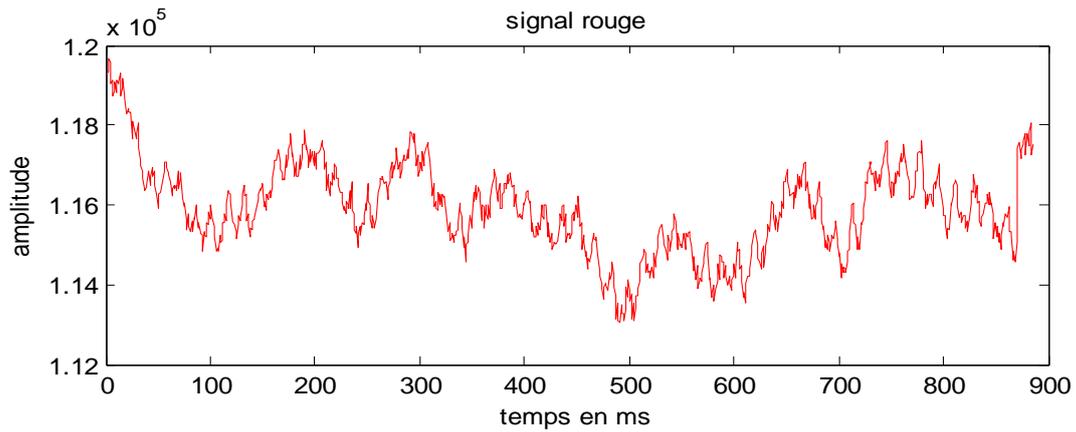


Figure III.02 : Le signal rouge bruité.

La présentation des signaux de la deuxième base de données (base expérimentale) est comme suit :

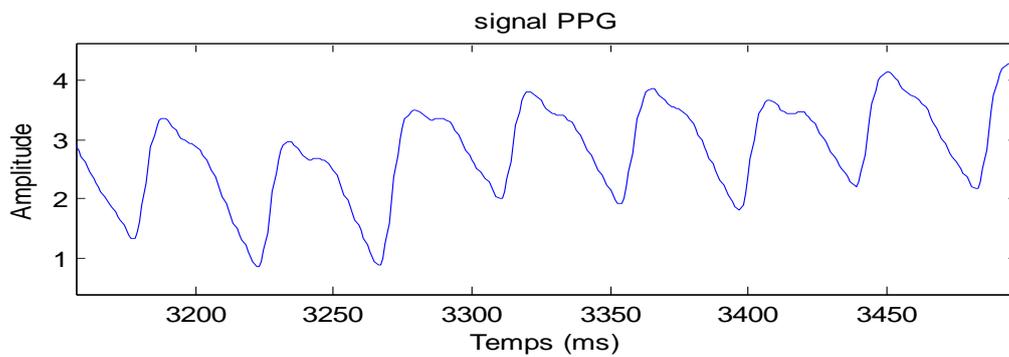


Figure III.03 : Signal PPG enregistré sous l'effet d'une respiration non-uniforme.

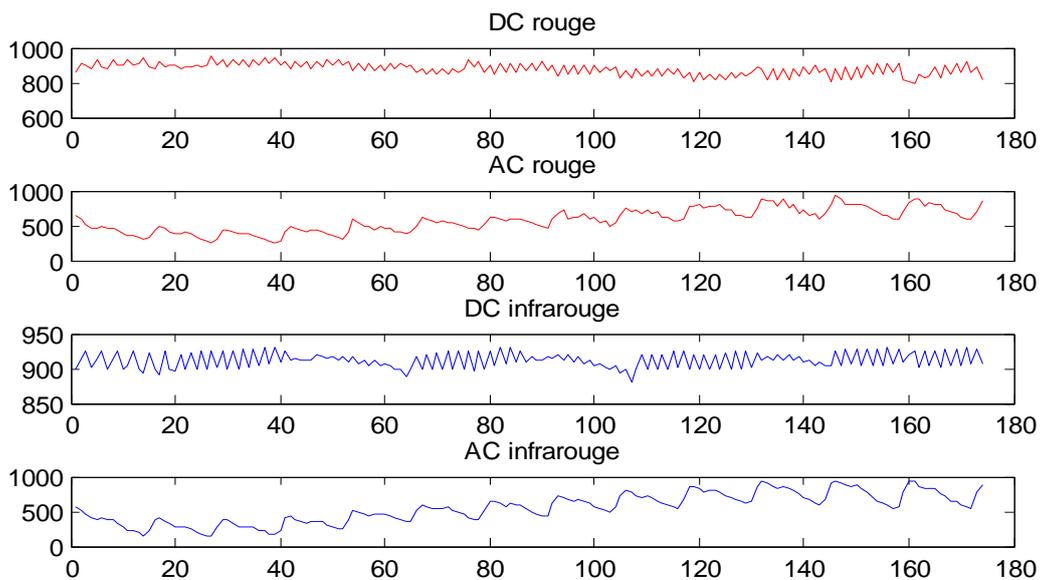


Figure III.04 : Les composantes AC et DC (rouge et infrarouge) de signal PPG résultant d'une expérience pratique (appareil conçu localement).

Pour déterminer la saturation pulsée en oxygène on a suivi les étapes illustré dans l’organigramme suivant.

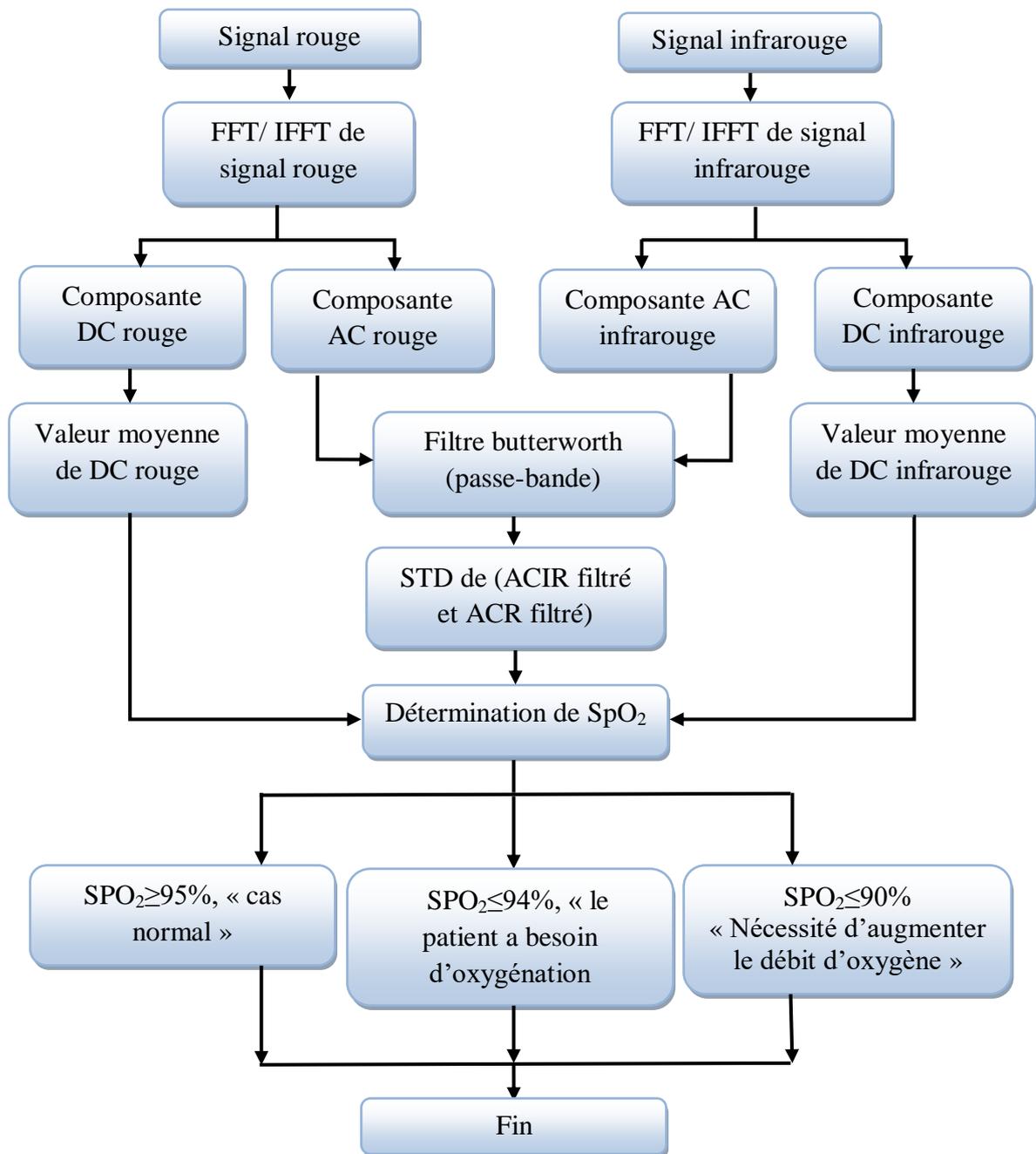


Figure III.05 : Organigramme de la saturation pulsée en oxygène (SpO₂).

III.2.2 Les différentes techniques de traitement

Dans notre travail pratique nous avons fait un traitement numérique pour un signal PPG (infrarouge et rouge), basé sur le filtrage numérique et le calcul de la FFT, suivi de l’application de l’écart-type (STD) afin de déterminer la SpO₂.

III.2.2.1 La transformée de fourrier rapide (FFT)

La transformée de Fourier rapide (FFT) a été dérivée de la Transformée de Fourier discrète (DFT), qui est donnée par [67] :

$$Y_k = \sum_{n=0}^{N-1} \omega_N^{nk} x_n \tag{III.1}$$

Où $K = 0, \dots, N-1$, ω_N est la racine primitive d'unité $e^{(-2\pi i/N)}$, et N est la taille de l'entrée x .

III.2.2.2 Ecart-type (standard déviation « STD »)

Dans la théorie des probabilités et les statistiques, la mesure qui indique la distance entre un ensemble de nombres est nommée la variance [25].

L'écart type entre la moyenne d'un segment et l'ensemble de l'enregistrement est calculé pour estimer la variabilité du signal sur le plus long terme [25]. Comme illustrée dans la (figure III.05) on a utilisé que des paramètres statistiques du signal PPG (infrarouge et rouge) pour détecter et couper les parties de signal dans l'objectif de calcul du SpO₂.

Cette valeur est calculée et définie comme suit :

$$STD = \sqrt{\frac{1}{n} \sum_{i=1}^n (x_i - \bar{x})^2} \tag{III.2}$$

Avec \bar{x} correspond à la moyenne de signal, x_i c'est la valeur d'entrée de signal et n correspond au nombre total de signal.

III.2.2.3 Filtre Butterworth (passe-bande)

Le filtre Butterworth est un filtre de domaine de fréquence linéaire simple. En raison de la réponse d'amplitude décroissante de façon monotone et d'une réponse d'amplitude très plate dans la bande passante, le filtre Butterworth est couramment utilisée dans les applications de traitement du signal [68].

$$T(x) = \frac{1}{\sqrt{1+x^{2n}}} \tag{III.3}$$

Avec

$T(x)$: c'est la fonction de transfert de filtre Butterworth.

n est l'ordre du filtre.

$x = \omega / \omega_c$ avec ω_c : La fréquence de coupure (angulaire) du filtre (à -3 dB) et ω : La fréquence angulaire (ou pulsation) du signal en radians par seconde (rad. s⁻¹) ($\omega = 2\pi f$).

Après l'utilisation de filtre Butterworth passe bande, on a obtenu les résultats suivants.

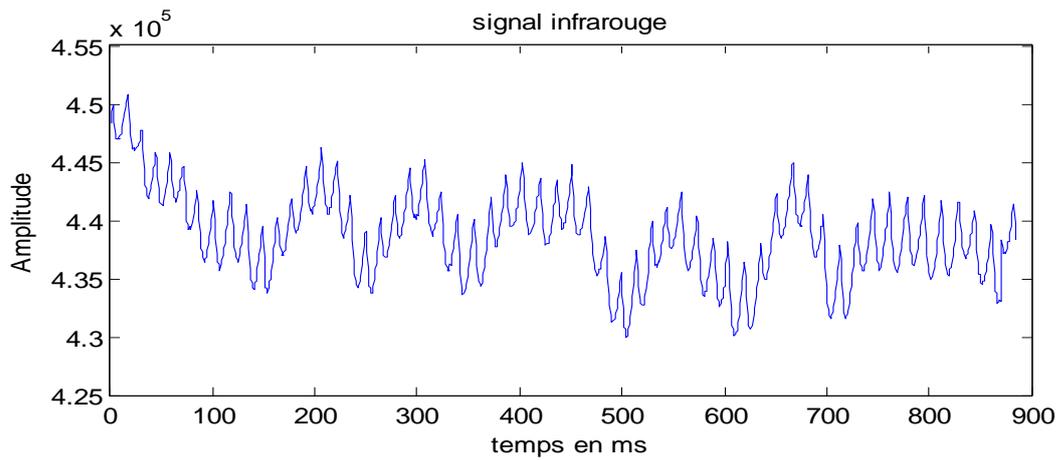


Figure III.06 : Le signal infrarouge bruité.

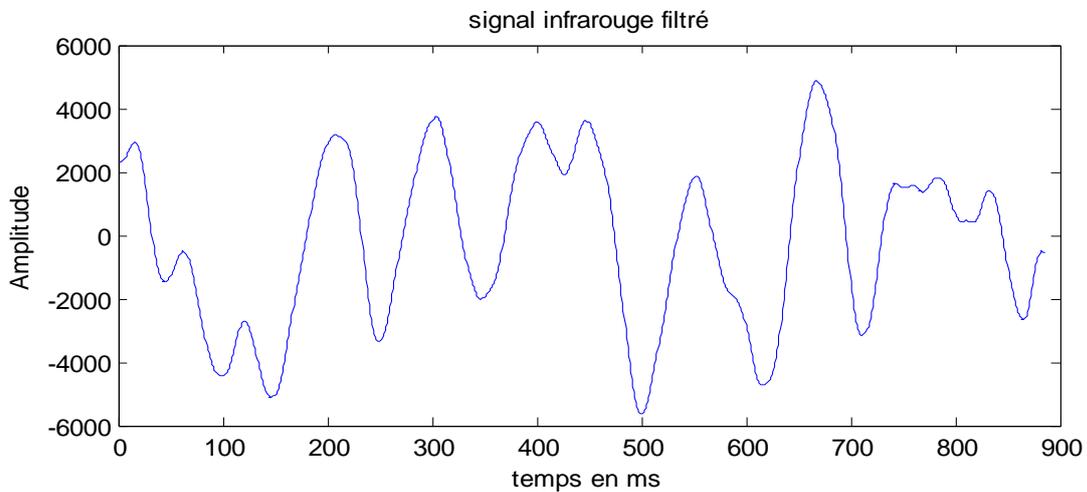


Figure III.07 : Le signal infrarouge filtré avec le filtre Butterworth ordre 4.

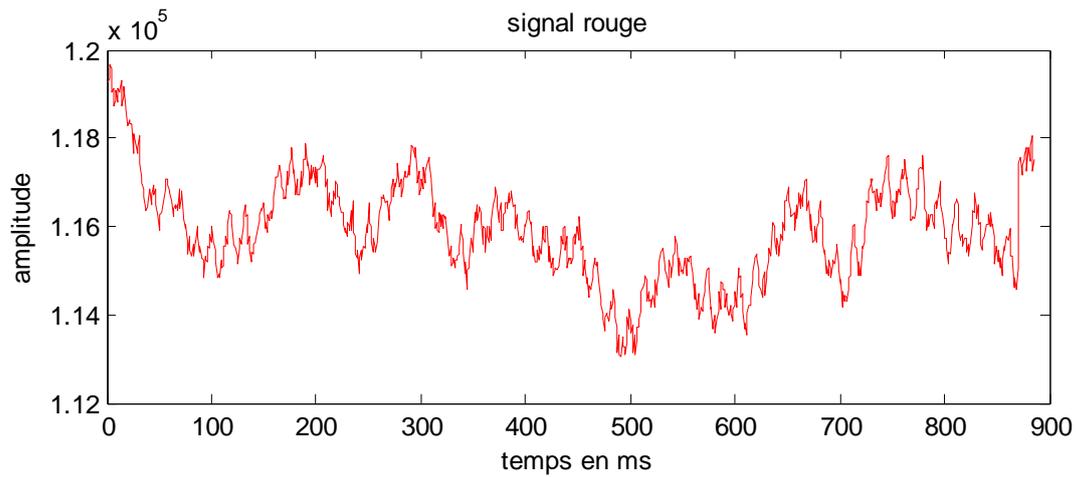


Figure III.08 : Le signal rouge bruité.

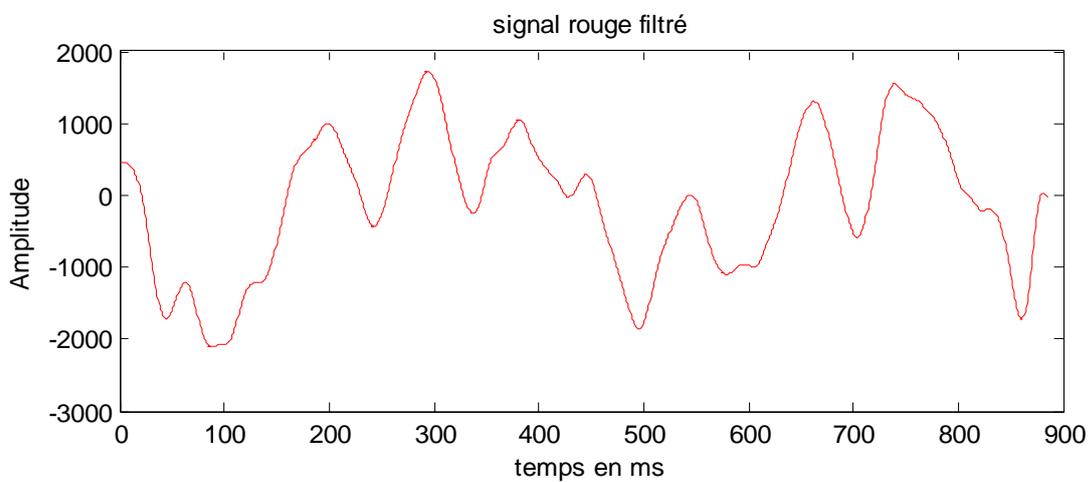


Figure III.09 : Le signal rouge filtré avec le filtre Butterworth ordre 4.

III.3 Extraction de la fréquence cardiaque

Pour déterminer la fréquence cardiaque nous avons utilisé uniquement le signal infrarouge illustré dans la (figure III.01) et on a appliqué l’algorithme de détection des pics. Les différentes étapes qu’on a suivies, sont détaillées dans l’organigramme ci-dessous.

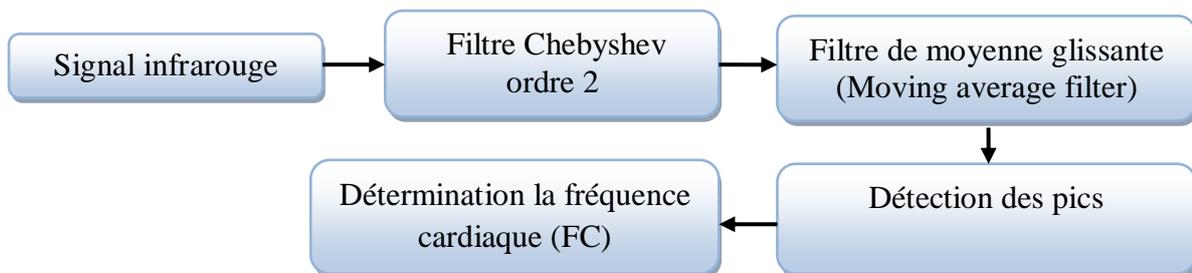


Figure III.10 : Organigramme de calcul de la fréquence cardiaque.

Pour la deuxième base de données (voir Figure III.03), nous avons appliqué le filtre Butterworth passe bande sur le signal PPG et on a suivi les même étapes d'organigramme de la (Figure III.10).

III.3.1 Les différentes méthodes de traitement

III.3.1.1 Filtre de moyenne glissante

Le filtre de moyenne glissante est le filtre le plus courant dans le traitement des signaux numériques, comme son nom l'indique, le filtre de moyenne glissante fonctionne en faisant la moyenne d'un nombre de points du signal d'entrée pour produire chaque point du signal de sortie. Comme forme d'équation, cela s'écrit [69]:

$$y[i] = \frac{1}{M} \sum_{j=0}^{M-1} x[i-j] \quad (\text{III.4})$$

Dans cette équation, $x[i-j]$ est le signal d'entrée, $y[i]$ est le signal de sortie, et M est le nombre de points utilisés dans la moyenne glissante.

III.3.1.2 Le filtre Chebyshev ordre 2

Les filtres de Chebyshev de type 2 contiennent les pôles et les zéros et présentent un comportement monotone en bande passante et un comportement d'ondulation dans la bande d'arrêt. Et de tous les polynomiaux, ce sont ceux qui présentent le front de coupure la plus raide pour un ordre de filtre donné [70]. L'équation descriptive de ce filtre s'écrit :

$$T(x) = \frac{1}{\sqrt{1+\varepsilon^2 C_n^2(x)}} \quad (\text{III.5})$$

Avec $T(x)$ c'est la fonction de transfert de filtres de Chebyshev de type 2

C_n est obtenu par récurrence :

$$C_0(x)=1 \text{ et } C_1(x)=x.$$

$$C_n(x)=2xC_{n-1}(x)-C_{n-2}(x).$$

III.3.1.3 La détection des pics

La détection des pics se fait selon un algorithme qui calcule la fréquence cardiaque en la considérant comme une différence entre les ondes [71] de signal infrarouge, ces ondes sont d'abord filtrées par filtre Chebyshev ordre 2 puis filtrés par un filtre de moyenne glissante. Ce

dernier fait apparaître les pics de signal infrarouge. Après cela, l'algorithme calcule les différences entre les index de temps (seulement les échantillons avec des différences d'indice de temps supérieures à la période cardiaque physiologique minimale sont considérés).

III.4 Les résultats

On a utilisé un filtre passe-bande de type Butterworth, ce filtre est caractérisée par les paramètres (ordre de filtre, fréquences de coupure F_{c1} et F_{c2}). Pour optimiser le filtre on a fait varier les trois paramètres afin de choisir les valeurs optimales de ce filtre, les résultats sont comme suit.

Ordre	1	2	3	4	5	6	7	8	9
SpO₂ [%]	85	85	85	85	85	80	NaN	97	-139

Tableau III.01 : SpO₂ en fonction du changement de l'ordre de filtre.

Comme notre filtre numérique est un Butterworth, son ordre ne peut pas aller au delà de 9 [70]. Les valeurs non définies telles que la valeur correspondante à l'ordre 7 peuvent être évités en utilisant une version récente du MATLAB.

La plage de variation des fréquences de coupure F_{c1} et F_{c2} a été appliquée en respectant la littérature [72], ce qui a été prouvé par les essais pratiques (par admission de différentes valeurs de ces fréquences dans notre programme de simulation).

F_{c1} bas [Hz]	0.5	1	1.5	2	2.5	3	3.5	4	4.5	5
SpO₂ [%]	85	85	85	53	90	85	92	85	97	110

Tableau III.02 : Résultats obtenus du SpO₂ en fonction de F_{c1} .

F_{c2} haut [Hz]	0.02	0.04	0.06	0.08	0.1	0.12	0.14	0.16	0.18	0.2
SpO₂ [%]	85	85	85	85	85	85	85	72	85	97

Tableau III.03 : Résultats obtenus du SpO₂ en fonction de F_{c2} .

Sachant que notre sujet (patient) est un homme sain, donc les valeurs du SpO₂ à respecter doivent être comprises entre (95 et 99 %), ce qui va nous faciliter la tâche du choix des valeurs de F_{c1} et F_{c2} à injecter dans le programme final de simulation.

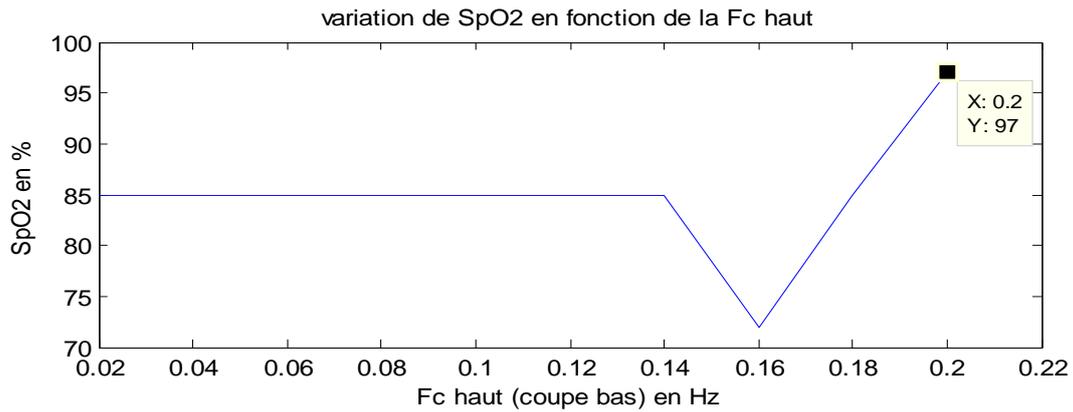


Figure III.11 : La représentation graphique de variation de SpO₂ en fonction de F_{C haut}.

D’après le (tableau III.03) et la (Figure III.11) on remarque que la fréquence (F_{C haut}) pour trouver valeur normale de SpO₂ est égale 0.2 Hz.

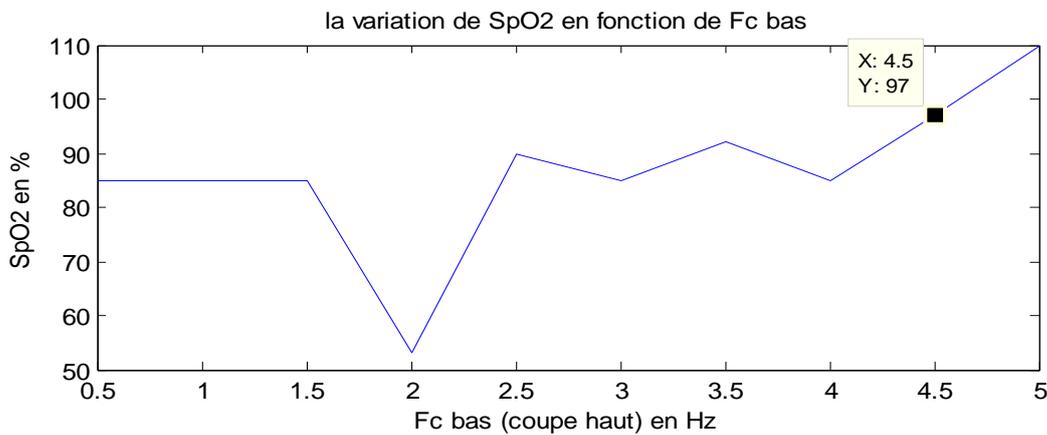


Figure III.12 : La représentation graphique de variation de SpO₂ en fonction de F_{C bas}.

D’après le (tableau III.02) et la (Figure III.12) on remarque que la fréquence (F_{C bas}) pour trouver valeur normale de SpO₂ est égale 4.5Hz.

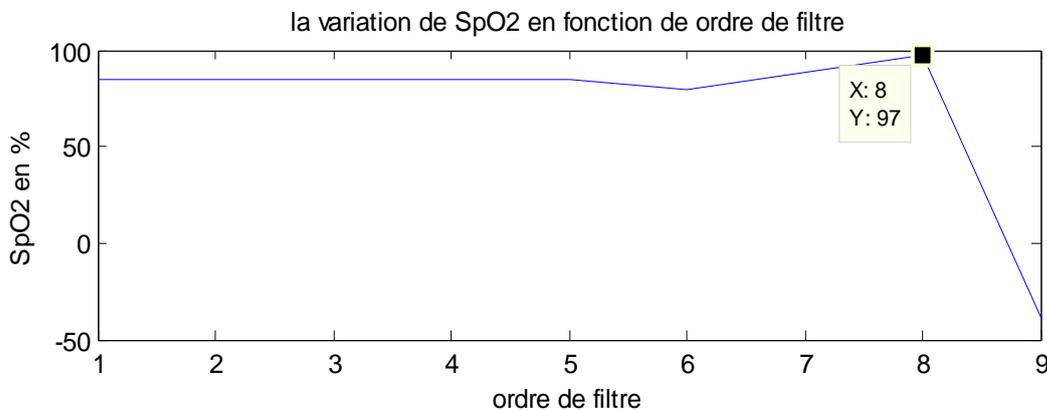


Figure III.13 : La représentation graphique de la variation de SpO₂ en fonction d’ordre de filtre.

D’après le (tableau III.01) et la (Figure III.13) on remarque que le meilleur ordre de notre filtre pour trouver valeur normale de SpO₂ est égale 8.

L’optimisation faite de filtre nous a permis de trouver ces paramètres intrinsèques exacte et de les appliquer dans notre programme -programme traduit l’organigramme de la figure III.05- afin de calculer le SpO₂.

Les paramètres calculés du filtre sont fréquence de coupure bas qui est égale a 4.5 Hz, fréquence de coupure haute qui a comme valeur 0.2 Hz et l’ordre de filtre qui est 8 avec fréquence d’échantillonnage Fs= 885 Hz qu’on calculé a partir de théorème de Shannon.

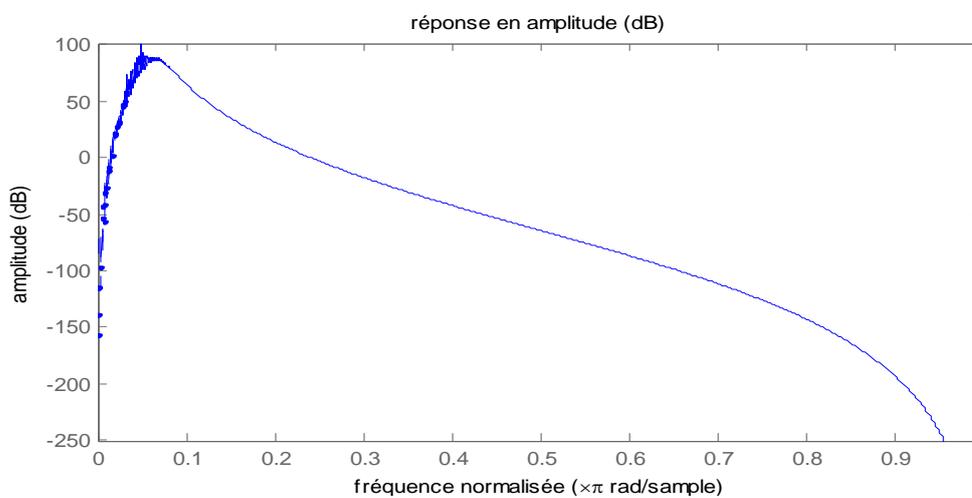


Figure III.14: Visualisation de la réponse de filtre Butterworth passe-bande avec fréquence de coupure Fc₁=4.5 Hz, Fc₂=0.2 Hz et ordre 8.

III.4.1 La saturation pulsée en oxygène (SpO₂)

Pour calculer le SpO₂, nous nous intéressons à l’acquisition des 4 signaux AC et DC (rouge et infrarouge). En suivant l’organigramme de la (Figure III.05), on a fait la décomposition de deux signaux (rouge et infrarouge) pour obtenir les composante AC (rouge, infrarouge) et DC (rouge, infrarouge) afin de pouvoir calculer le SpO₂ avec la relation suivante (qui est bien détaillé en « chapitre II »).

$$SpO_2 = 110 - 25 \times \left(\frac{(STD AC_R / DC_R)}{(STD AC_{IR} / DC_{IR})} \right) \tag{III.6}$$

D’après l’algorithme qui nous avons développé, On a obtenu les composantes AC et DC (rouge et infrarouge), comme illustré ci-dessous.

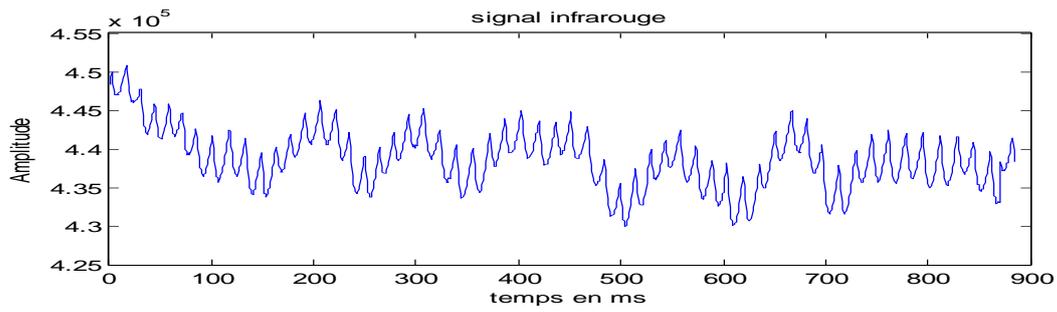


Figure III.15 : Le signal infrarouge bruité.

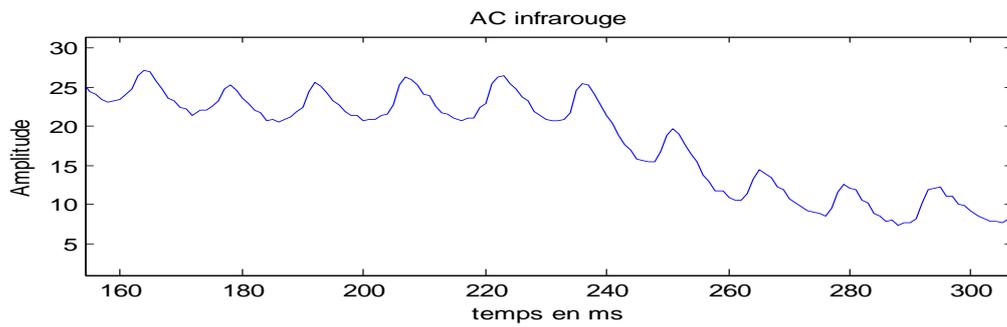


Figure III.16 : La composante AC infrarouge d'après la décomposition de signal infrarouge avec FFT et IFFT.

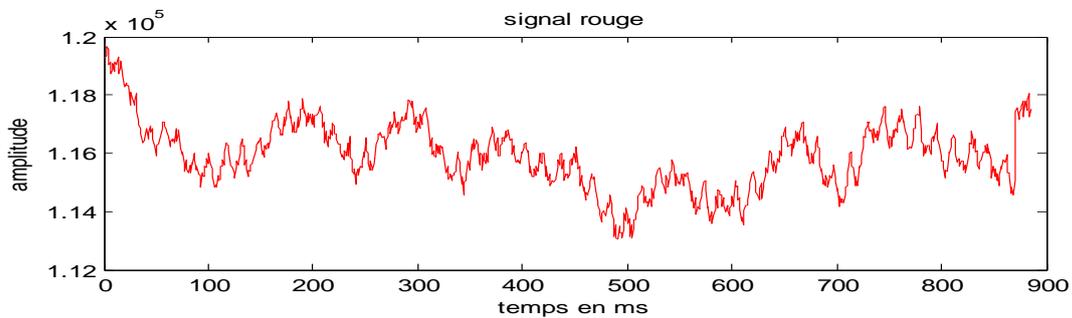


Figure III.17 : Le signal rouge bruité.

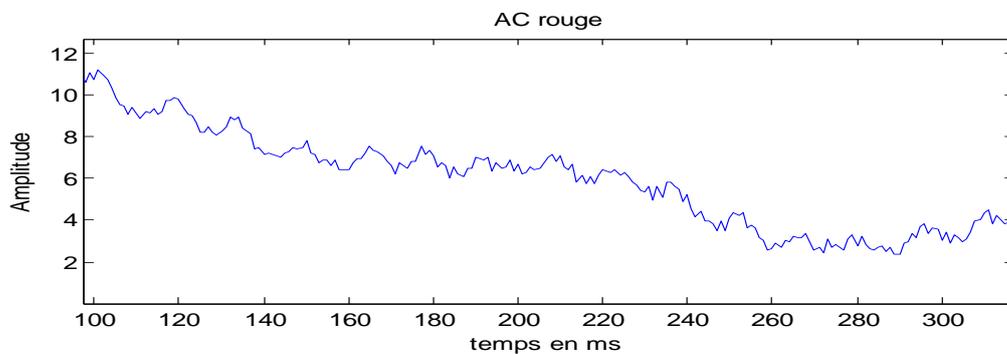
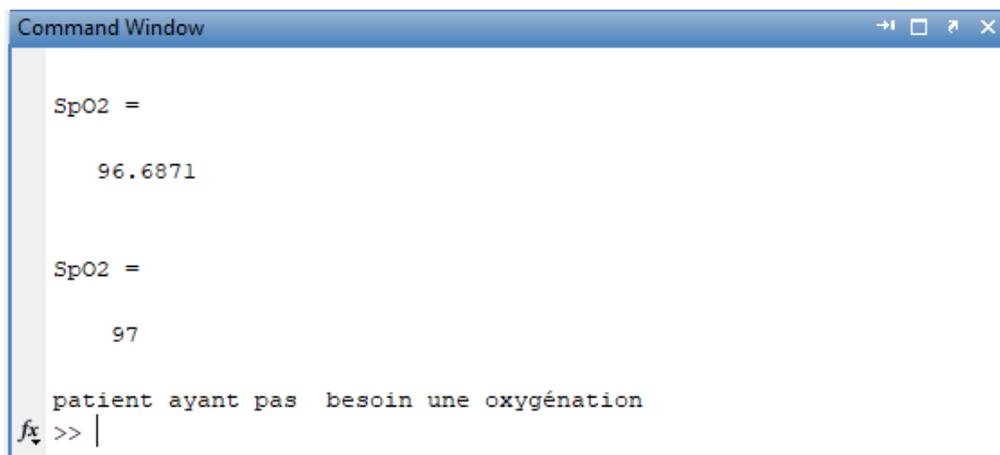


Figure III.18 : La composante AC rouge d'après la décomposition de signal rouge avec FFT et IFFT.

Pour la composante DC (rouge et infrarouge) on a fait la décomposition aussi avec la FFT et IFFT on n'a pas construit la représentation graphique car on à acquis juste la valeur moyenne de cette composante.

Après la décomposition de deux signaux (rouge et infrarouge), on a appliqué la suite de l'algorithme qui nous avons développée précédemment pour calculer le SpO_2 .



```

Command Window
SpO2 =
    96.6871

SpO2 =
    97

patient ayant pas besoin une oxygénation
fx >> |
  
```

Figure III.19 : Représentation de la valeur de SpO_2 qui calculée d'après notre algorithme $SpO_2 = 97\%$ (cette valeur indique que notre étude fait pour un l'être humain sain).

Pour la deuxième base de données, nous avons appliqué directement l'algorithme de calcul de SpO_2 sans décomposition des signaux car nous avons les quatre signaux simultanément qui sont illustré dans la (**figure III.04**), on a utilisé une fréquence de coupure $F_{C\ haut} = 0.0159$ Hz et $F_{C\ bas} = 5$ Hz, avec un ordre 8 [28].

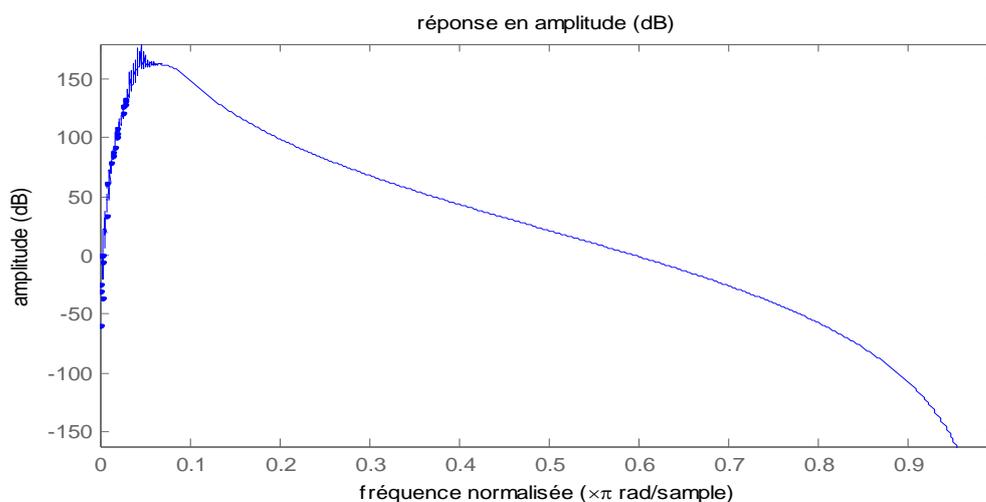


Figure III.20 : Visualisation de la réponse de filtre Butterworth passe-bande avec fréquence de coupure $F_{c\ bas} = 5$ Hz, $F_{c\ haut} = 0.0159$ Hz et ordre 8.

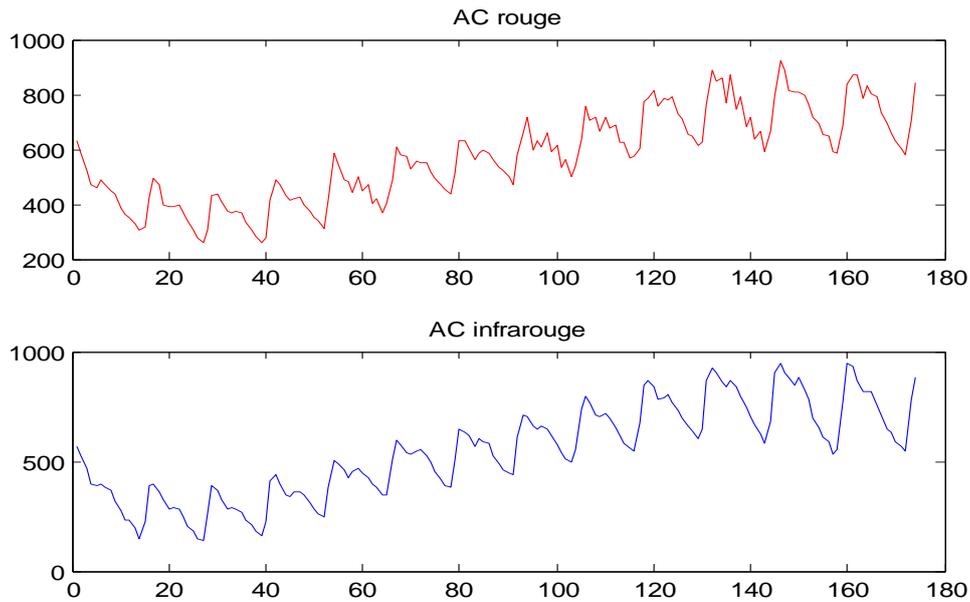


Figure III.21 : les deux composantes (AC rouge et infrarouge).

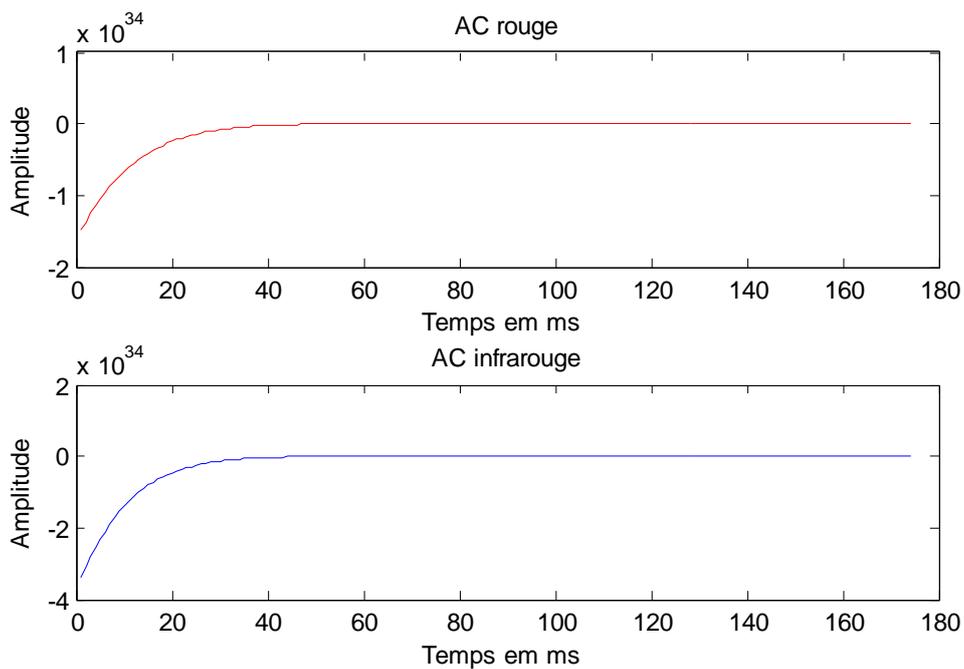


Figure III.22 : Les deux composantes (AC rouge et infrarouge) filtrés avec le filtre Butterworth ordre 8 et $F_c \text{ bas} = 5 \text{ Hz}$, $F_c \text{ haut} = 0.0159 \text{ Hz}$.

Pour la composante DC (rouge et infrarouge), on a utilisé la valeur moyenne de ses composantes.

Après l'application de l'algorithme, on a obtenu les résultats suivants.

```
Command Window
|
SpO2 =
    98.2134
SpO2 =
    98
patient ayant pas besoin une oxygénation
fx >> |
```

Figure III.23 : Représentation de la valeur de SpO_2 qu'on a calculé « $SpO_2=98\%$ » (cette valeur indique que le sujet soumis à l'essai pratique à Tlemcen est un sujet sain).

III.4.2 Développement d'une interface graphique sous MATLAB

Une interface graphique permet de contrôler une application interactivement avec la souris de l'ordinateur, plutôt que par lancement des commandes au clavier. Une interface graphique comprend des menus, des boutons, des "ascenseurs", des cases à cocher, des listes de choix, des zones de texte [73] [74]. Ceci est bien illustré dans la figure ci-dessous.

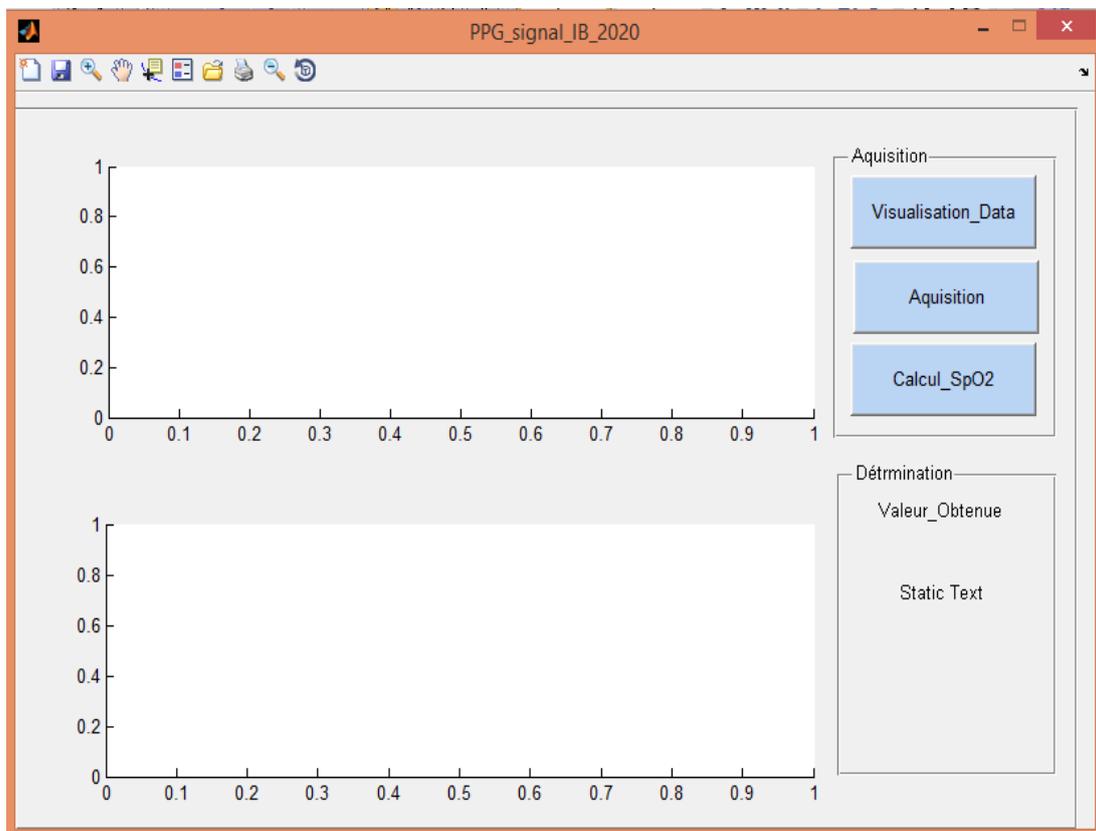


Figure III.24 : Interface graphique GUI (Graphical User Interface).

III.4.2.1 La saturation pulsée en oxygène (SpO₂) sous l'interface graphique GUI

Le Bouton Visualisation_Data est un « push button » dans l'interface graphique, cela nous permet de lire les signaux rouge et infrarouge.

Le Bouton Acquisition est aussi un « push button » qui permet de démarrer l'acquisition des deux signaux une fois que nous effectuons un clic droit sur la souris.

Le Bouton calcul_SpO2 nous permet de calculer la valeur de SpO₂ et le Bouton static text pour l'affichage de la valeur de SpO₂.

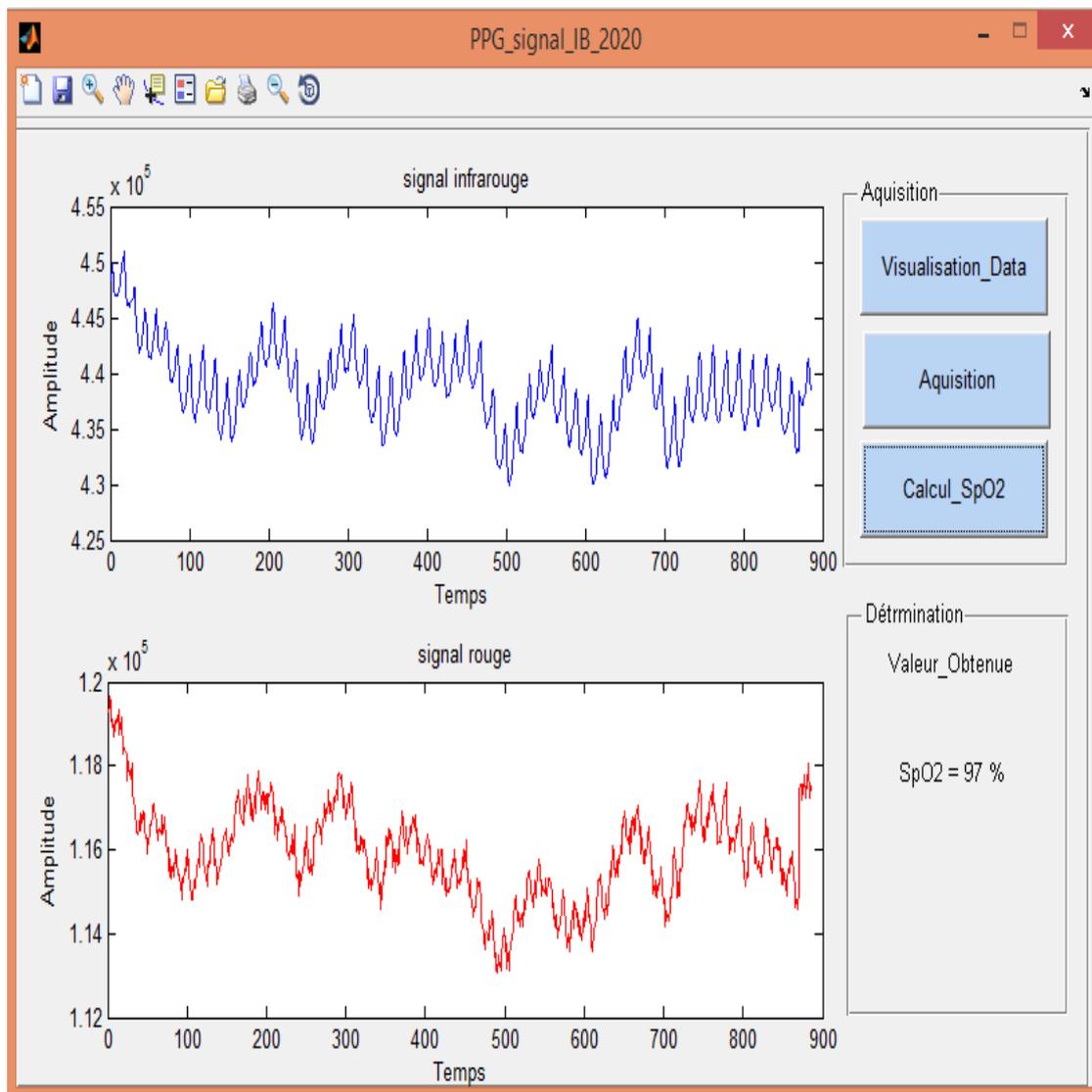


Figure III.25 : Représentation de la valeur de SpO₂ sous l'interface GUI.

III.4.3 La fréquence cardiaque

Si on applique notre algorithme illustré dans l'organigramme de la (Figure III.10) pour calculer la fréquence cardiaque on obtient les résultats de la (Figure III.28).

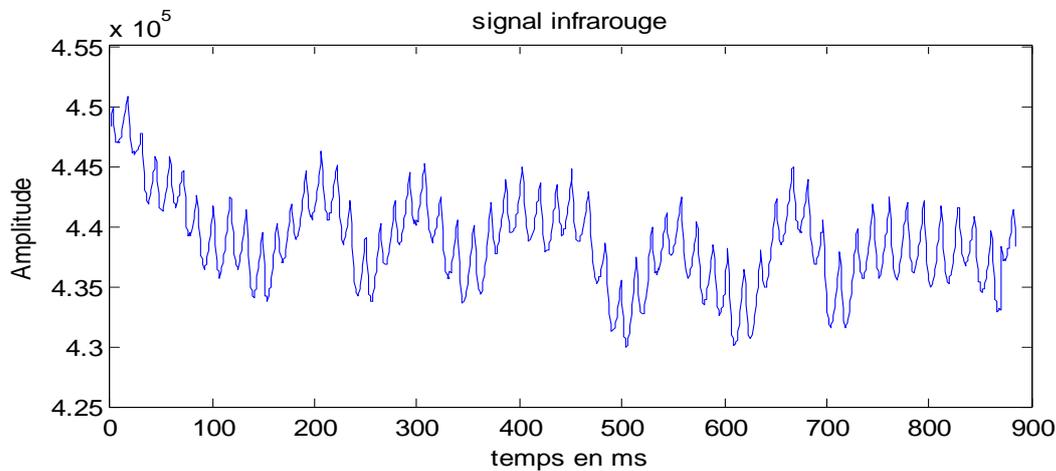


Figure III.26 : Le signal infrarouge bruité.

La figure ci-dessous montre le signal infrarouge filtré par un filtre Chebyshev ordre 2 avec une fréquence d'échantillonnage $F_s = 885$ Hz.

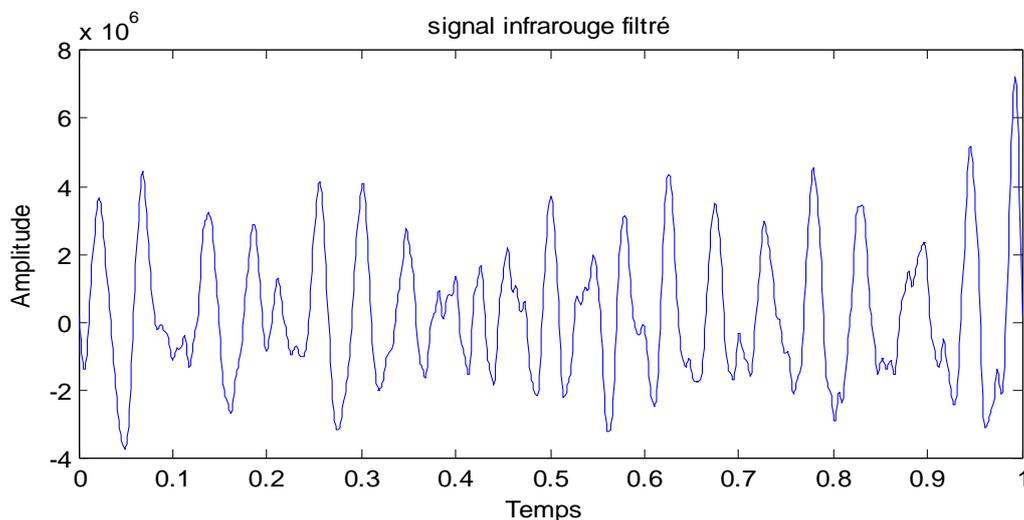
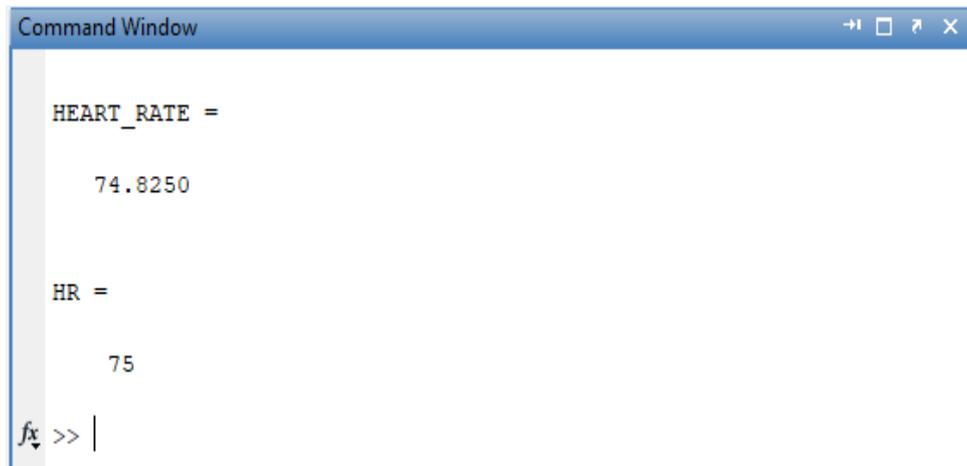


Figure III.27 : Signal infrarouge filtré avec $F_s = 885$ Hz

La (figure III.28) représente les résultats de la fréquence cardiaque calculés selon l'organigramme de la (figure III.10).



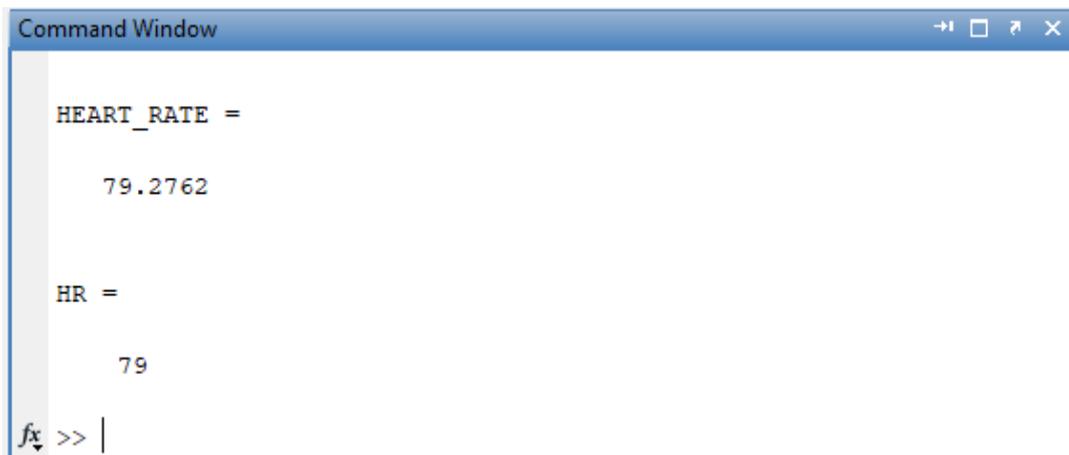
```
Command Window
HEART_RATE =
    74.8250

HR =
    75

fx >> |
```

Figure III.28 : Valeur de la Fréquence Cardiaque qu'on a obtenu d'après l'algorithme :
 $F_c=75\text{bpm}$.

La (**figure III.29**) représente la fréquence cardiaque qui nous avons calculé par notre algorithme , on a utilisé le signal PPG de la deuxième base des données puis appliquer le filtre Butterworth passe-bande d'ordre 8 et de fréquences de coupure F_c bas= 5 Hz, F_c haut = 0.0159 Hz.



```
Command Window
HEART_RATE =
    79.2762

HR =
    79

fx >> |
```

Figure III.29 : Valeur de la fréquence cardiaque qu'on a obtenue d'après les calculs
 $F_c=79\text{ bpm}$.

III.4.3.1 La fréquence cardiaque sous l'interface GUI

La figure (III.30) montre si bien la facilitation qu'offre le GUI pour le calcul de la fréquence cardiaque.

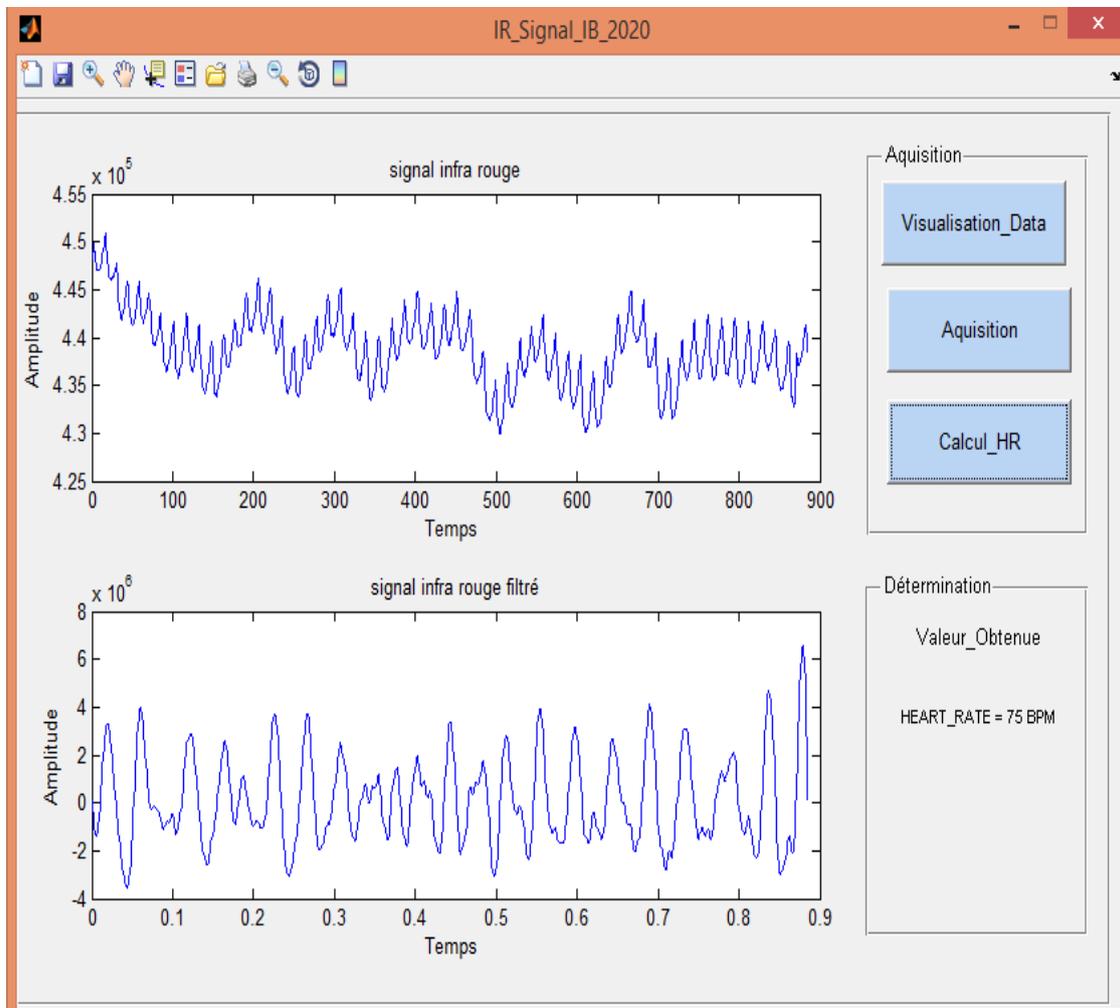


Figure III.30 : Représentation de la valeur de la fréquence cardiaque sous l'interface GUI.

III.4.4 Analyse spectrale

Le signal PPG (infrarouge) de la (**figure III.31**) présente une densité spectrale de puissance qui varie en fonction de sa morphologie. Ces variations sont obtenues en utilisant la méthode de Welch, avec Hamming 128 échantillons et un chevauchement de fenêtres 50 %.

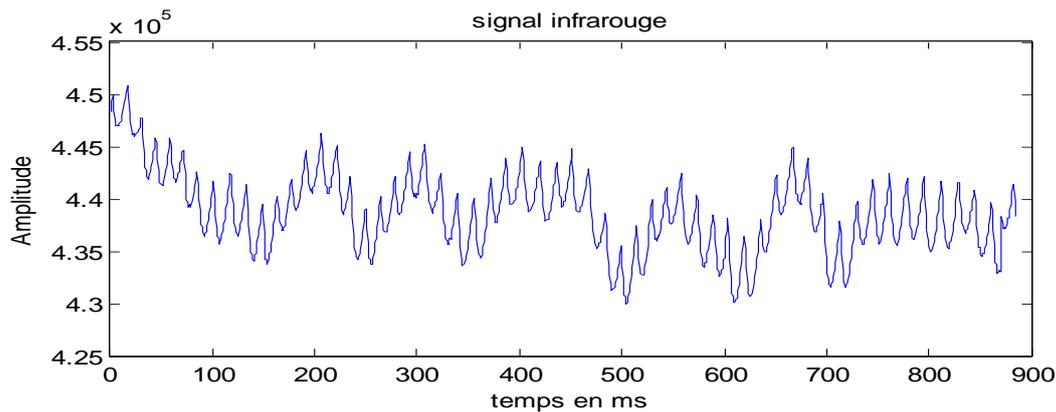


Figure III.31 : Le signal infrarouge bruité.

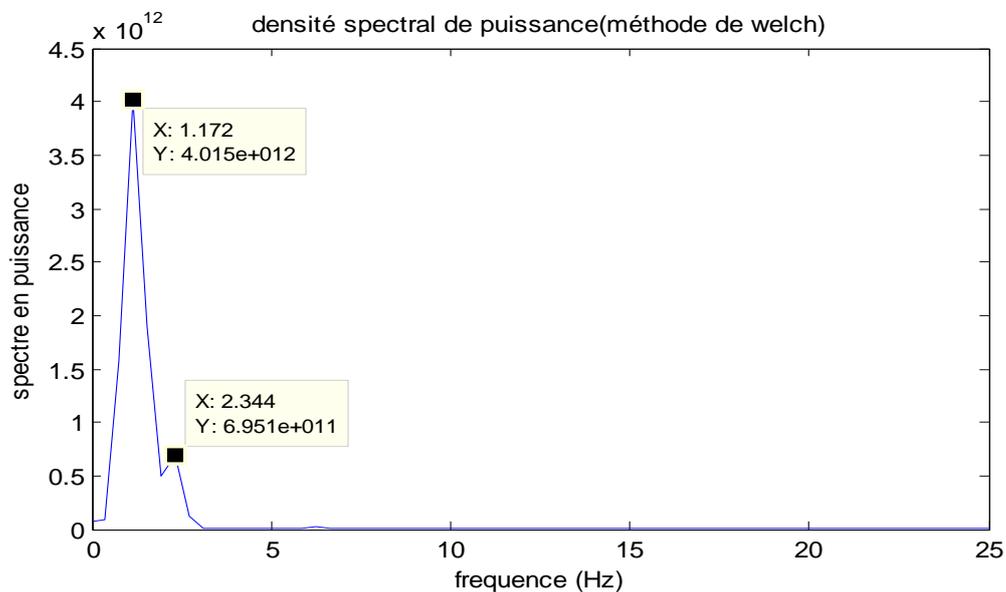


Figure III.32 : Densité spectrale de puissance (PSD) du signal PPG (infrarouge) par l'estimateur de Welch.

La PSD de la (**figure III.32**) est calculée par la méthode de Welch. La fenêtre d'apodisation utilisée est la fenêtre de Hamming de 128 échantillons à un chevauchement 50 %.

Nous observons un pourcentage important de la puissance du signal PPG (infrarouge) au-dessous de 5 Hz qui montre que ce signal est de basse fréquence. Nous retrouvons des pics significatifs à 1.172 Hz, à 2.344 Hz. La première raie spectrale représente le rythme cardiaque, ce qui correspond à $1/1.172 = 0.8532$ (s) comme durée du cycle cardiaque, ce qui équivaut à $60/0.8532 = 70.3234$ (bpm). C'est une valeur qui se rapproche considérablement de la valeur retrouvée en (**figure III.28**).

III.5 Exemples issus d'un service médical -cas réels-

D'après les résultats qui nous avons obtenu à partir de notre travail sur le développement des algorithmes de calcul du SpO_2 et la fréquence cardiaque sous environnement MATLAB, avec des signaux PPG (rouge & infrarouge), on a vu que les valeurs de SpO_2 sont (97 et 98%) et la fréquence cardiaque (75 et 79 bpm), ce qui confirme que notre sujet (patient) est un être humain sain.

Pour améliorer nos résultats, nous avons pris des exemples réels du service des maladies infectieuses, Hôpital de 'Bouira' et 'd'Ain Defla' pour des malades infectés par le virus COVID-19 et des patients dans un état normal. Notons que pour l'Hôpital d'Ain Defla, les données nous ont été envoyées par le médecin 'Hourri Belkacem'.

Le tableau ci-dessous (III.04) établit des valeurs du FC et SpO_2 des patients anonymes de service COVID-19, on voit que les valeurs de SpO_2 sont inférieures à 98% et les valeurs de FC sont comprises entre (75 à 114 bpm), ça indique que le suivi de la saturation pulsée en oxygène pour un malade de COVID-19 est très important que le suivi de la fréquence cardiaque.

On remarque aussi que pour deux patients qui ont la valeur de FC=75 bpm, ce qui peut apparaître comme valeur d'état normal mais leur valeur du SpO_2 sont sous de 98% donc malgré la stabilité de FC il faut suivre le SpO_2 .

Fréquence cardiaque [bpm]	114	75	75	99	81	102
SpO_2 [%]	61	79	91	85	97	82

Tableaux III.04 : Les valeurs réelles des patients de COVID-19 anonymes d'Hôpital d'Ain Defla (consulté le 06 novembre 2020).

La (figure III.33) représente un patient anonyme de service COVID-19, d'après les valeurs affichées sur l'écran de moniteur on aperçoit que $SpO_2=89\%$ et FC=84 bpm, d'après ce qu'on a défini dans le chapitre II, si $SpO_2 \leq 90\%$ il y'a une nécessité d'augmenter le débit d'oxygène au maximum possible et de remplacer les lunettes nasal avec un masque à réservoir comme illustré dans la figure suivante.



Figure III.33 : Un patient anonyme du service de COVID-19 d'Hôpital de Bouira (photo prise le 10 novembre 2020).

La (figure III.34) représente la valeur de SpO_2 d'un patient anonyme du service d'hémodialyse, d'après la valeur affichée sur l'écran de moniteur on voit que $SpO_2 = 99\%$, ce qui représente une valeur d'état normal.



Figure III.34 : Patient anonyme du service d'hémodialyse d'Hôpital de Bouira avec $SpO_2 = 99\%$ (photo prise le 22 novembre 2020).

III.6 Conclusion

Dans ce chapitre, nous avons abordé la mesure de la saturation pulsée en oxygène (SpO_2) et la fréquence cardiaque par l'entremise des algorithmes qui nous avons développé dans le cadre de ce projet. Les calculs effectués sur les signaux PPG (rouge et infrarouge) et sur les signaux d'une essai pratique ont permis de retrouver le SpO_2 et la fréquence cardiaque.

L'interface graphique permettant de visualiser les signaux PPG (rouge et infrarouge) a été développée dans MATLAB. Cette interface assure l'enregistrement de ces signaux et affiche les résultats obtenus.

La PSD estimée par la méthode de Welch a permis d'établir une deuxième estimation de la fréquence cardiaque. Nous avons constaté la présence d'un pourcentage important de la puissance au-dessous de 5 Hz ce qui confirme la nature basse fréquence de signal PPG (infrarouge).

CONCLUSION GENERALE

Conclusion générale

La respiration est un processus physiologique permettant d'approvisionner l'organisme en oxygène et de le libérer du dioxyde de carbone. La saturation en oxygène correspond au taux d'oxygène continu dans les globules rouges après leur passage dans les poumons, elle est mesurée par l'oxymètre de pouls. Pour des fins d'évaluation des fonctions respiratoires, on peut aussi extraire cette valeur (SpO_2) à travers le signal Photopléthysmogramme (PPG).

Dans ce projet de fin d'étude, on s'est intéressé à un traitement de signal PPG (par le biais de ses deux composantes rouge « R » et infrarouge « IR ») afin d'extraire quelques paramètres physiologiques tels que le taux d'oxygène dans le sang (SpO_2) et la fréquence cardiaque (HR).

En vue d'atteindre nos objectifs, nous avons développé un algorithme sous environnement MATLAB, fondé sur le traitement de signal numérique. Ce programme nous a permis de traiter et d'exploiter les composantes AC et DC des signaux rouge et infrarouge (issus du signal PPG) afin de calculer le taux d'oxygène dans le sang (SpO_2) ainsi que la fréquence cardiaque permettant d'explorer l'état de la santé d'un patient.

L'interface graphique permettant de visualiser les signaux PPG R et IR -rouge et infrarouge- a été développée sous MATLAB. Cette interface qu'on a conçu assure la fonction d'enregistrement de ces signaux et affiche les résultats obtenus soit pour la saturation pulsée en oxygène (SpO_2) soit pour la fréquence cardiaque (HR).

Ce travail a été complété par une analyse spectrale issue du contenu spectral de signal PPG (infrarouge), cette analyse nous a aidés à confirmer la valeur trouvée de la fréquence cardiaque par une deuxième méthode.

A travers ce projet de fin d'étude, on a eu la capacité de bien se familiariser avec le développement des algorithmes et de faire face aux problèmes de simulation rencontrés.

Le signal Photopléthysmogramme reste très important dans les recherches scientifiques car il ouvre le champ sur différents thèmes biomédicales, tout dépend de l'application.

Conclusion générale

Comme perspectives de ce travail on a l'intention de se tourner vers le développement d'autres codes de calcul du SpO_2 et de les comparer à notre algorithme actuel par le biais d'outils statistiques.

On envisage aussi de performer notre logiciel en lui faisant intégrer d'autres fonctions telles que la mesure d'autres paramètres physiologiques aidant à surveiller la santé humaine.

REFERENCES BIBLIOGRAPHIQUES

Références bibliographiques

- [1] L. Jean-Simon Labrecque, « Le système respiratoire chez l'humain », livre, publié par Societe de Formation a distance des Commissions Scolaires du Quebec, 2006 disponible sur< https://www.sofad.qc.ca/media/doc/cours/298_X-2061.pdf.
- [2] M. Henri, « Exploration de la fonction respiratoire des patients neuromusculaires à partir d'une analyse en trois dimensions (3D) du mouvement de la paroi thoracoabdominale », Thèse de Doctorat, Université Versailles Saint-Quentin En Yvelines, Paris, 17 Octobre 2016 à Paris.
- [3] Site Internet Encyclopedia.Larousse en ligne consulté le (20 juillet2020), disponible sur< www.larousse.fr, ces ouvrages extraient de Larousse médical.
- [4] Marie-Pier Michaud, « Les systèmes circulatoire et respiratoire », consulté le (02 juin 2020) disponible sur<<http://heritage.csdecou.qc.ca/michaudm/le-corps-humain-2/systeme-circulatoire>.
- [5] Cours d'anatomie, INESSM, Université Abou Bekr Belkaid Tlemcen, 2ème année pharmacie, Dr. A. BENABDESSADOK, 2010/2011.
- [6] « Anatomie image d'appareil respiratoire », consulté le (10 juin 2020) disponible sur < <https://m.20-bal.com/pravo/6444/index.html>
- [7] « Anatomie image des voies respiratoires inférieures », consulté le (03 juillet 2020), disponible sur<<https://microbiologiemedicale.fr/anatomie-appareil-respiratoire>
- [8] M. HD, « Anatomie du corps humain », Article the Skyrock- team, Publié en ligne 9 juin 2013.
- [9] A. GUERAR, O. YOUNI, « Réalisation d'une plateforme didactique pour l'étude de l'exploration fonctionnelle respiratoire par Pléthysmographie par inductance», Mémoire de fin d'étude Master, Université Abou Bekr Belkaid Tlemcen, 2019.
- [10] Z. Marianne, « Physiologie respiratoire », disponible sur< <http://www.ifsidijon.info/v2/wp-content/uploads/2017/11/Physio-Respi-MZ-IFSI-Dijon-8-nov-2017-n34.pdf>.
- [11] S. KAID, «Une étude théorique et pratique d'un dispositif d'exploration fonctionnelle respiratoire exploitant la technique de la Pléthysmographie a inductance», Mémoire de fin d'étude Master, Université Abou Bekr Belkaid Tlemcen, 2013.
- [12] « Anatomie image des muscles intercostaux », consulté le (28 juillet 2020), disponible sur<<https://www.google.com/search?q=Les+muscles+intercostaux>.
- [13] W. Ganong, Livre « Physiologie Médicale », De Boeck Supérieur, Bruxelles, 2005.

Références bibliographiques

- [14] A. HADRI, I. SEDJAI, «Conception et réalisation d'une carte de mise en forme et d'acquisition du débit respiratoire », Mémoire de fin d'étude Master, Université Abou Bekr Belkaid Tlemcen Faculté de Technologie Département de Génie Biomédicale, 2015.
- [15] Dictionnaire des termes de médecine, Garnier Delamare, 27ème édition, Maloine, 2002.
- [16] « Image de la cabine de pléthysmographie », consulté le (25 juillet 2020), disponible sur <http://www.emo-international.com/MEE_plethysmo.html
- [17] « Image des résultats de pléthysmographie », consulté le (25 juillet 2020), disponible sur <<http://cep.splf.fr/wp-content/uploads/2015/07/EFR-pourECN2017.pdf>.
- [18] B. Mahul, P. Bokov, N. Beydon, C. Delclaux, « Exploration fonctionnelles respiratoires de la capacité ventilatoire », Article de EMC-Pneumologie, Université Descartes, Faculté de médecine, Sorbonne Paris Cité, 2013.
- [19] Dr. H. Prigent, « Exploration du diaphragme », GHU Paris Ouest, site Raymond Poincaré-Garches UMR 1179, consulté 2020.
- [20] M. Feissel, G. Roblès, O. Ruyer, L. Mangin, JP. Falier, JL. Teboul, « 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 », Service de réanimation et de maladies infectieuses, centre hospitalier de Belfort-Montbéliard, France, Disponible sur internet le 15 mars 2007.
- [21] M. Cannesson, C. Besnard, PG. Durand, J. Bohe, D. Jacques, « Relation between respiratory variations in pulse oximetry plethysmographic waveform amplitude and arterial pulse pressure in ventilated patients », Article, Anesthesiology and Critical Care Fellow, Service de Réanimation Médicale, Centre Hospitalier Lyon Sud, Pierre Bénite, France, Publié en ligne 23 août 2005.
- [22] B. SARRAZIN, « Explorations Fonctionnelles Respiratoires : Techniques de mesure des volumes pulmonaires non-mobilisables », Mémoire de deuxième année de licence d'ingénierie pour le Biomédical IBIOM 2008/2009, Stage effectué en juin 2009 dans le service des Explorations Fonctionnelles Respiratoires du Pr. Zelter à la Pitié-Salpêtrière, Paris.
- [23] « Image de la pléthysmographie corporelle », consulté le (20 juillet 2020), disponible sur <<https://www.utc.fr/tsibh/public/3abih/10/stage/gromczyk/index.html>
- [24] K. SI YAHIA, M. KADDOUR, « Conception et réalisation d'un dispositif d'exploration fonctionnelle cardio-vasculaire », Mémoire de fin d'étude Master, Université Abou Bekr Belkaid Tlemcen, 2016.

Références bibliographiques

- [25] F. BOUSEFSAF, « mesure sans contact de l'activité cardiaque par analyse du flux vidéo issu d'une caméra numérique », Thèse de Doctorat, Université de Lorraine, 26 novembre 2014.
- [26] Nait Si Mohand Assma, Nait Si Mohand Assia, « Réalisation d'un dispositif dédié à la mesure des paramètres physiologiques à travers le signal PPG », Mémoire de fin d'étude Master, Université Abou Bekr Belkaid Tlemcen, 2019.
- [27] « Image représentant la composante pulsatile d'un signal PPG où l'onde dicrote est visuellement identifiable », consulté le (25 juillet 2020), disponible sur https://www.researchgate.net/figure/Un-exemple-representant-la-composante-pulsatile-dun-signal-PPG-ou-londe-dicrote-est_fig6_324436906.
- [28] A. Benazzouz, K. Kada-BelGHitri, « Conception et réalisation d'un cardiotelemètre à base du signal photopléthysmogramme », Mémoire de fin d'étude Master, université Abou Bekr Belkaid Tlemcen, 2015.
- [29] C. Straus, M. Zelter, « Explorations fonctionnelles respiratoires », Service central d'explorations fonctionnelles respiratoires, Groupe hospitalier Pitié-Salpêtrière, France, Article, EMC-AKOS (Traité de Médecine), publié le 01 janvier 2005, consulté le (29 juillet 2020).
- [30] Cours de sémiologie, Université de Constantine, 3ème année Médecine 2015/2016.
- [31] « Bonne utilisation de l'oxygène chez les patients COVID-19 après leur sortie de l'hôpital ou résidant dans une maison de repos et de soins », Agence fédérale des médicaments et des produits de santé, 15 Mai 2020.
- [32] H. Smahi, H. Oudjedaoui, « conception et réalisation d'une carte de mise en forme d'un photopléthysmogramme », Mémoire de fin d'étude Master, Université Abou Bekr Belkaid Tlemcen, 2013.
- [33] L. Badir Benkrelifa, « Étude et Réalisation d'une Interface Homme Machine dédiée à la Spectrophotométrie d'absorption Moléculaire: Application à la Télé Surveillance des Insuffisants Rénaux et cardiaques », thèse de Doctorat, Université Abou Bekr Belkaid Tlemcen, 2014.
- [34] H. Ismail, L. Zin-Eddine, « Exploration fonctionnelle respiratoire par photopléthysmographie infrarouge », Mémoire de projet de fin d'études Master, Université Abou Bekr Belkaid Tlemcen, 2015.
- [35] Manuel d'utilisation Oxymétrie de pouls (SpO₂), ZOLL M séries 9650_0202_02 rev.E, Société ZOLL Médical, 2007.
- [36] M. Bennaoum, « Mesure indirecte de la tension artérielle à travers les signaux ECG PCG ET PPG », Mémoire de fin d'étude Master, Université Abou Bekr Belkaid Tlemcen, 2017.

Références bibliographiques

- [37] K. K. Tremper, « Pulse oximetry », Chest Journal.vol. 95, no.4, pp. 713-715, 01 April 1989.
- [38] A. B. Hertzman, C. Spearman, « Observations on the finger volume pulse recorded photoelectrically ». American Journal of Physiology-Legacy. vol. 119, no.1937, pp. 334-335. American Physiological Society.
- [39] P. D. Mannheimer, « The light–tissue interaction of pulse oximetry ». National Library Of Medicine, Anesthesia & Analgesia.vol. 105, suppl. 6. S10–S17, december 2007.
- [40] M. Nitzan, A. Romem and R. Koppel, « Pulse oximetry : fundamentals and technology update ». Medical Devices (Auckland) Journal. Vol. 7, pp. 231-239, 08 july 2014.
- [41] S. Bagha, L. Shaw, « A real time analysis of PPG signal for measurement of SpO2 and pulse rate ». International Journal of Computer Applications. Vol.36, no.11, pp. 975-8887, December 2011.
- [42] GH. Chekhmane, « Mesure de la variabilité du rythme cardiaque », Mémoire de projet de fin d'études Master, Université Abou Bekr Belkaid Tlemcen, 2017.
- [43] William S. Johnston, «Development of a Signal Processing Library for Extraction of SpO2, HR, HRV, and RR from Photoplethysmographic Waveforms », Thesis Submitted to the Faculty of the worcester polytechnic institute, 27 July 2006.
- [44] «Image de principe de photopléthysmographie », consulté le 23 juillet 2020, disponible sur<<http://docplayer.fr/79366472-Master-en-genie-biomedical.html>.
- [45] G. S. F. Ling, B. K. Day, P. Rhee and J. M. Ecklund, « In Search of Technological Solutions to Battlefield Management of Combat Casualties », journal the Proceedings of SPIE - The International Society for Optical Engineering. Vol. 3712, no.8, pp. 1-8, 06 April 1999.
- [46] Y. Mendelson, « Pulse Oximetry: Theory and Applications for Noninvasive Monitoring », Clin Chem. Vol. 38, september 1992.
- [47] Thai M. Do, Nam P. Nguyen and Vo Van Toi, « Development of à Pulse Oximeter for E-Health Application », In book : 7th International Conference on the Development of Biomedical Engineering in Vietnam, BME7, pp.67-75, January 2020.
- [48] J.T.B. Moyle, « Pulse Oximetry 2nd edn » British Journal of Anaesthesia. Vol. 89, no.5, pp.182. BMJ Books, London, november 2002.
- [49] J. Webster, « Design of Pulse Oximeters », University of Wisconsin-Madison, this book is available from the British Library. IOP Publishing Ltd, 1997.
- [50] V. Elmer-Haenrrig, « La mesure de la saturation », infirmier DE, Mars 2004.

Références bibliographiques

- [51] A. Lahlou, Y. Amroun, « Plateforme dédiée à l'acquisition du signal PPG et calcul de fréquence cardiaque », Mémoire de fin d'étude Master, Université Abou Bekr Belkaid Tlemcen, 2016.
- [52] Yves Benisty, « l'oxymètre de pouls », infirmier anesthésiste, disponible sur <<https://studylibfr.com/doc/578033/l-oxym%C3%A8tre-de-poulssoci%C3%A9t%C3%A9-fran%C3%A7aise-des-infirmier-e-s>>
- [53] J. Pottecher, G. Bouzou, A. Van de Louw, « Monitoring de la saturation de pouls : intérêts et limites Pulse oximetry's monitoring: advantages and limits », Service de réanimation polyvalente, centre hospitalier Sud-Francilien-hôpital Louise-Michel, France. Vol. 12, pp. 30-36, 2003.
- [54] G. Jébrak, « Insuffisance respiratoire aiguë : Démarches diagnostique et thérapeutique », EMC-Médecine. Vol. 1, no.6, pp. 534-546, December 2004.
- [55] A. Caubel, « Acute respiratory failure: diagnosis and treatment in emergency department », Service réanimation polyvalente, centre hospitalier Bretagne-Sud, 56322 Lorient cedex, France, Réanimation. Vol. 15, pp. 523-532. Disponible sur internet le 24 octobre 2006.
- [56] A. Jubran, « Pulse oximetry ». Intensive care Med, 2004, disponible sur <file:///C:/Users/acer/Downloads/2004_Article_.pdf>
- [57] Définition de Coronavirus, disponible sur <<https://www.futura-sciences.com/sante/definitions/coronavirus-covid-19-18585/>>.
- [58] Relative à l'actualisation de la définition de cas COVID-19, 05 Mai 2020, www.sante.gov.dz.
- [59] Définition de cas d'infection au SARS-CoV-2 (COVID-19). Mise à jour le 07/05/2020, www.santepubliquefrance.fr
- [60] « Aide à la décision personnes suspects de COVID-19 avec l'oxymètre de pouls », Life box et ALIMA avec les conseils de l'Organisation Mondiale de la Santé, Actualisé le 14 Avril 2020. Disponible sur <<https://www.lifebox.org/wp-content/uploads/2020/04/FRENCH-TRIAGE-TOOL.pdf>>.
- [61] « Pulse Oximetry and COVID-19 », INTERIM GUIDANCE. APRIL 27, 2020.
- [62] Centre Hospitalo-universitaire Mustapha, Protocole prise en charge des cas COVID-19, cellule de veille COVID-19, 14 juillet 2020.
- [63] Professeur Christophe PISON, « Broncho-pneumopathie chronique obstructive », Corpus Médical, Faculté de Médecine de Grenoble, Juillet 2002.

Références bibliographiques

- [64] Cours commun de Résidanat, « Broncho pneumopathie chronique obstructive », Juillet 2019. Disponible sur<
<https://www.medecinesousse.com/useruploads/files/residanat/9%20BPCO.pdf>
- [65] Exacerbations sévères des BPCO, CeMiR, Collège des enseignants de médecine intensive réanimation. Disponible sur<
<http://www.cemir.fr/UserFiles/File/national/livre-referentiel/10-ch04-039-050-9782294755163-copie.pdf>
- [66] Guide parcours de soins « Broncho-pneumopathie chronique obstructive », Juin 2014. Disponible sur<
https://www.has-sante.fr/upload/docs/application/pdf/2012-04/guide_parcours_de_soins_bpcO_finale.pdf.
- [67] M. Rezki, A. Alimohad : « Contribution to Time and Frequency Analysis of Irregular Sleep Snoring », ELECTRONICS, Vol. 23, no. 2, December 2019.
- [68] R.M. Rangayyan, « Biomedical Signal Analysis », IEEE/ Wiley, New York, NY, 2002 disponible sur<
<https://people.ucalgary.ca/~ranga/enel563/Lectures1stEdCh1-2-3.pdf>.
- [69] The Scientist and Engineer's Guide to Digital Signal Processing Moving Average Filters, chapitre 15, disponible sur<
https://www.analog.com/media/en/technical-documentation/dsp-book/dsp_book_Ch15.pdf.
- [70] Les filtres analogiques CNAM 2006-2007 LD-P, disponible sur<
<http://ressource.electron.free.fr/bts/cours/le-filtrage-actif-passif.pdf>.
- [71] J. Parak, J. Havlik, « ECG signal processing and heart rate frequency detection methods », Department of Circuit Theory, Faculty of Electrical Engineering Czech Technical University in Prague.
- [72] Yunyoung Nam, Bersain A. Reyes, Student Member, IEEE, and Ki H. Chon, Senior Member, IEEE, « Estimation of Respiratory Rates Using the Built-in Microphone of a Smartphone or Headset », IEEE journal of biomedical and health informatics, Vol. 20, no. 6, november 2016.
- [73] M. Frédéric, « Réalisation d'une interface graphique de reconstruction d'un signal TNT pour le radar passif », Mémoire d'obtenir le diplôme d'ingénieur CNAM, Université CNAM Paris, 24 novembre 2014.
- [74] www.mathworks.com, MATLAB® Creating Graphical User Interfaces, R2015b.

Résumé

Actuellement, il y a plusieurs techniques d'exploration fonctionnelles respiratoires. Parmi ses techniques la pléthysmographie, cette technique permet de mesurer de façon simple, fiable, non invasive et continue différents paramètres physiologiques.

Dans notre projet nous avons présenté un algorithme qui exploite des signaux PPG infrarouges et rouges pour l'estimation de la saturation d'oxygène dans le sang (SpO_2) ainsi que la fréquence cardiaque. Pour déterminer ces valeurs nous avons développé un algorithme avec des méthodes de traitement de signal, implémentés sous MATLAB.

Les mots clé : signal photopléthysmographique PPG, Saturation pulsée en oxygène (SpO_2), Fréquence cardiaque, MATLAB.

Abstract

Nowadays, there are several functional respiratory exploring techniques. Among these techniques we have the plethysmography. This latter technique allows us a simple, reliable, non invasive and continuous measurement of various physiological parameters.

In this project, we presented an algorithm that exploit infrared and red PPG signals for the estimation of oxygen saturation in blood (SpO_2) and also heart rate. To determine these values we have developed an effectiveness algorithm via signal processing methods, executed in a MATLAB environment.

The keywords: PPG Photoplethysmographic signal, Pulsed oxygen saturation (SpO_2), Heart rate, MATLAB.

الملخص

يوجد حاليًا العديد من تقنيات الاستكشاف التنفسي الوظيفية المستخدمة في تخطيط التحجيج ، تتيح هذه التقنية قياسًا بسيطًا وموثوقًا وغير جراحي ومستمر للعديد من المعلومات الفيزيولوجية.

قدمنا في مشروعنا هذا خوارزمية تستغل إشارات الأشعة تحت الحمراء و الحمراء PPG من أجل تقدير تشبع الأكسجين في الدم (SpO_2) وكذا حساب معدل ضربات القلب. لتحديد هذه القيم قمنا بتطوير خوارزمية تستعمل مختلف المعالجات الرقمية للإشارة وفقا لبيئة MATLAB.

الكلمات الرئيسية: إشارة ضوئية، تشبع الأكسجين النبضي، معدل ضربات القلب، MATLAB