

الجمهورية الجزائرية الديمقراطية الشعبية
République algérienne démocratique et populaire
وزارة التعليم العالي والبحث العلمي
Ministère de l'enseignement supérieur et de la recherche scientifique
جامعة عين تموشنت بلحاج بوشعيب
Université –Ain Temouchent- Belhadj Bouchaib
Faculté Sciences & Technologies
Département d'Électronique et des Télécommunications



Projet de Fin d'Etudes
Dans le cadre de l'arrêté ministériel 1275
« Un diplôme, une startup / micro entreprise ou brevet d'invention »
Pour l'obtention du diplôme de Master
Filière : Electronique
Spécialité : Instrumentation

SleepGuard : Système portable basé sur l'ECG et le PPG pour la détection de l'apnée du sommeil

Présenté Par :

1/ BOUKRA Mohammed

M2

Département d'Électronique et des
Télécommunications

Devant le jury composé de :

Dr. BOUKHOBZA Abdelkader	MCA	U.Ain Témouchent	Président
Mr. BENDIMERAD M'hammed Karim	MAA	U.Ain Témouchent	Examineur
Dr. BENGHENIA Hadj Abdelkader	MCB	U.Ain Témouchent	Encadrant
Dr. DEBBAL Mohammed	MCA	U.Ain Témouchent	Encadrant
Dr. BENAZZA Baghdad	MCA	U.Ain Témouchent	Représentant de l'incubateur

Année Universitaire 2023/2024

Remerciements

Je tiens à exprimer ma profonde gratitude à mes encadrants, Docteur **Hadj Abdelkader Benghenia** et Docteur **Debbal Mohamed**, pour leur soutien inestimable, leurs conseils avisés, et leur encadrement tout au long de la réalisation de ce travail. Leur disponibilité, leur patience et leur engagement à me guider ont joué un rôle crucial dans l'accomplissement de ce projet. Sans leur expertise et leurs encouragements, ce travail n'aurait pas pu voir le jour dans les conditions optimales.

J'adresse également mes plus sincères remerciements à mes parents, qui ont toujours été là pour me soutenir, non seulement dans ce parcours universitaire, mais aussi dans chaque étape de ma vie. Leur amour, leurs sacrifices et leurs encouragements constants sont la véritable force qui m'a permis d'avancer et de persévérer, même dans les moments les plus difficiles. Je leur dois tout, et ce travail est le fruit de leur dévouement sans faille.

À mes frères et sœurs, qui ont été des piliers de soutien tout au long de cette aventure, je vous remercie de tout cœur pour votre compréhension, vos encouragements et votre présence bienveillante à mes côtés.

Je tiens également à exprimer ma gratitude à l'ensemble de mes professeurs de l'université, qui ont su partager avec moi leur savoir, leur passion et leurs précieux conseils durant ces années d'études. Leur contribution à ma formation académique et humaine est inestimable.

Enfin, je remercie tous ceux qui, de près ou de loin, ont contribué à la réalisation de ce travail. Que ce soit par leurs encouragements, leurs conseils ou leur soutien moral, je leur suis profondément reconnaissant.

تقدم هذه المذكرة تطوير نظام مراقبة القلب والتنفس المحمول الذي يجمع بين تخطيط كهربية القلب (ECG) والتصوير الضوئي (PPG) والهدف هو توفير حل مراقبة مستمر في الوقت الفعلي للمعلومات الحيوية مثل معدل ضربات القلب وفترة QT ووقت عبور النبض (PTT) ، لتعزيز اكتشاف اضطرابات القلب والجهاز التنفسي. يعتمد النظام على أجهزة استشعار طبية حيوية وميكروكنترولر Arduino Nano، مما يوفر تحليلاً شاملاً لنشاط القلب والأوعية الدموية. يتم استخدام شاشة IL9341 لتصوير البيانات في الوقت الفعلي، مع إمكانية المراقبة عن بعد. أثبتت الاختبارات دقة موثوقة في بيئات مختلفة. بفضل تصميمه المعياري والفعال من حيث التكلفة، فإن النظام مناسب للاستخدام السريري والمنزلي، مع آفاق مستقبلية لتحسين الخوارزمية وتصغير النظام.

Résumé

Ce mémoire présente le développement d'un système portable de surveillance cardiorespiratoire combinant l'électrocardiogramme (ECG) et le photopléthysmogramme (PPG). L'objectif est de fournir une solution de suivi continu et en temps réel des paramètres vitaux, tels que la fréquence cardiaque, l'intervalle QT et le temps de transit du pouls (PTT), pour améliorer la détection des troubles cardiaques et respiratoires. Le système repose sur des capteurs biomédicaux et un microcontrôleur Arduino Nano, offrant une analyse complète de l'activité cardiaque et vasculaire. Un afficheur IL9341 permet la visualisation des données en temps réel, avec une possibilité de télésurveillance. Les tests ont montré une précision fiable dans divers environnements. Grâce à sa conception modulaire et économique, ce dispositif est adapté à une utilisation clinique et domestique, avec des perspectives d'amélioration pour l'optimisation des algorithmes et la miniaturisation.

Summary

This thesis presents the development of a portable cardiorespiratory monitoring system combining electrocardiography (ECG) and photoplethysmography (PPG). The objective is to offer a continuous, real-time monitoring solution for vital parameters such as heart rate, QT interval, and pulse transit time (PTT) to improve the detection of cardiac and respiratory disorders. The system uses biomedical sensors and an Arduino Nano microcontroller to provide a complete analysis of cardiac and vascular activity. It includes an IL9341 display for real-time data visualization, with the potential for remote monitoring. The system's design is modular and cost-effective, making it suitable for both clinical and home use. Tests have demonstrated reliable accuracy across various environments. Looking ahead, the system offers promising prospects for algorithm optimization and miniaturization.

Table des matières

Liste des abréviations	7
Liste des figures	9
Introduction générale :	12
Chapitre 01 :	15
1.1. Introduction :	15
1.2. Le sommeil :	15
1.3. Les phases du sommeil :	16
1.3.1 Sommeil non paradoxal :	16
1.3.2 Sommeil paradoxal :	17
1.4. Le syndrome d'apnée-hypopnée du sommeil (SAHS) :	17
1.5. Diagnostic du syndrome d'apnées-hypopnées du sommeil (SAHS) :	19
1.5.1 La polysomnographie :	19
1.6. L'Électrocardiogramme et son Utilité dans l'Exploration Clinique du SAHS :	21
1.6.1 L'électrocardiogramme (ECG) :	21
1.6.2 Signaux cardiaques capturés par un électrocardiogramme (ECG) :	21
1.6.3 Dérivations de l'ECG :	22
1.6.4 Les artefacts de l'ECG :	24
1.7. Photo pléthysmographie PPG :	25
1.7.1 Physiologie :	25
1.7.2 Fonctionnement :	26
1.7.3 Les appareils de mesure utilisent deux principes de fonctionnement :	26
1.7.4 Photopléthysmogramme :	26
1.8. Rythme Cardiaque :	27
1.9. Temps de transit d'impulsion (PTT) :	28

1.10.	La relation entre l'apnée du sommeil et la fréquence cardiaque :.....	29
1.11.	Corrélation entre l'apnée du sommeil et le temps de transit d'impulsion (PTT) : ..	30
1.12.	Conclusion :	30
Chapitre 02 :		33
1.1.	Introduction :	33
1.2.	Les capteurs biomédicaux :	33
1.2.1	Les électrodes ECG :	34
1.2.2	Capteur du PPG :	35
1.3.	Mise en forme du Signal :	39
1.3.1	Amplification :	39
1.4.	Filtrage Analogique :	42
1.4.1	Le Filtre Passe-Haut :	43
1.5.	Développement d'un Système Numérique avec Microcontrôleur :	45
1.5.1	Objectif du système de traitement numérique automatisé :	45
1.5.2	Introduction à la Carte ARDUINO :	45
1.5.3	Afficheur SPI :	47
1.5.4	Algorithme de programmation.....	48
1.6.	Conclusion :	49
Chapitre 03 :		51
1.1.	Introduction :	51
1.2.	Structure générale du notre circuit électronique :	51
1.3.	Composants Principaux :	52
1.3.1	Modules AD8232 :	52
1.3.2	Utilisation de l'Arduino Nano dans le Projet SleepGard :	53
1.3.3	Afficheur IL9341 :	54
1.3.4	Mesure des Variations de Volume Sanguin par Clip PPG :	55
1.4.	Mesure et Filtrage de l'intervalle PPT à partir de l'ECG et de l'onde systolique :	56

1.4.1	Mesure de la PPT :	57
1.5.	Mesure de l'intervalle QT :	58
1.5.1	Détection du début de l'onde Q :	59
1.5.2	Détection de la fin de l'onde T :	59
1.6.	Résultats et Discussion :	60
1.6.1	Analyse des résultats ECG :	61
1.6.2	Analyse des résultats PPG :	61
1.6.3	Fréquence cardiaque et interprétation des résultats :	62
1.6.4	Comparaison des intervalles QT et PPT :	63
1.7.	Conclusion :	63
Conclusion générale :		65
Reference et bibliographie		Error! Bookmark not defined.

Liste des abréviations

ECG	Électrocardiogramme
PPG	Photopléthysmographie
SAHS	Syndrome d'Apnées et d'Hypopnées du Sommeil
IAH	Indice d'Apnée-Hypopnée
REM	Rapid Eye Movement (Sommeil Paradoxal)
EEG	Électroencéphalogramme
EOG	Électrooculogramme
EMG	Électromyogramme
ECG	Électrocardiogramme
PSG	Polysomnographie
DEL	Diode Électroluminescente
AC	Courant Alternatif
DC	Courant Continu
PTT	Temps de Transit d'Impulsion
Arduino uno	Modèle de carte microcontrôleur programmable
PWM	Pulse Width Modulation (Modulation par largeur d'impulsion)
ICSP	In-Circuit Serial Programming (Programmation en circuit série)
UA741	Référence d'un amplificateur opérationnel
AD620	Référence d'un amplificateur d'instrumentation
ATMEL ATmega328	Référence du microcontrôleur intégré
CMRR	Rapport de Rejet du Mode Commun
SNR	Rapport Signal/Bruit
IDE	Environnement de Développement Intégré
ILI9341	Contrôleur d'affichage à cristaux liquides (LCD)
SPI	Serial Peripheral Interface Protocole de communication série synchrone)
LCD	Liquid Crystal Display (Affichage à cristaux liquides)
TFT	Thin-Film Transistor (Transistor à couche mince)
VFC	Variabilité de la Fréquence Cardiaque
QTc	QT corrigé
USB	Bus universel en série
RS232	Norme de communication série

PD	phototransistor
Sck	Serial clock (Horloge série)
MOSI	Master out slave in (Sortie maître entrée esclave)
A/N	convertisseur analogique/numérique
Java	Langage de programmation utilisé pour le développement de logiciels.

Liste des figures

Figure 1 : les avantages du sommeil [04].	16
Figure 2 : schema representant la structure d'une nuit du sommeil chez l'adulte [08].	17
Figure 3 : illustration des muscles des voies respiratoires supérieures pendant : (a) la respiration normale (b) une hyperpnée (c) une apnée obstructive du sommeil.	18
Figure 4 : représentation indice apnée-hypopnée(IAH) [10].	18
Figure 5 : illustrations de divers capteurs utilisés en polysomnographie et leur positionnement sur le corps [13].	20
Figure 6 : ECG normale.	22
Figure 7 : positionnement des electrodes pour ECG.	24
Figure 8 : le principe de la photoplethysmographie.	26
Figure 9 : signal photoplethysmogramme .	27
Figure 10 : representation de rythme cardiaque par l'intervalle R-R et P-P.	28
Figure 11 : Temps de transit d'impulsion (PTT).	29
Figure 12 : schéma bloc de système réalisé <<SleepGuard>>.	33
Figure 13 : types des électrodes ECG.	35
Figure 14 : symbole d'une diode électroluminescente.	36
Figure 15 : symbole d'une photodiode et d'un phototransistor.	37
Figure 16 : une pince de photoplethysmographe de pouls.	37
Figure 17 : sonde autocollante.	38
Figure 18 : capteur a réflectance .	38
Figure 19 : amplificateur d'instrumentation classique (pré-amplification)	40
Figure 20 : amplificateur instrumentation AD620 .	42
Figure 21 : amplificateur opérationnel.	42
Figure 22 : composantes du biopotentiel mesuré.	43
Figure 23 : filtrage analogique avec filtres passifs du 1er ordre et 2ème étage d'amplification avec amplificateur non inverseur .	44
Figure 24 : ARDUINO uno	46
Figure 25 : interface d'environnement de développement integre (IDE)	47
Figure 26 : écran tactile LCD tft de 3.2 pouces, 320x240 .	48
Figure 27 : Algorithme de programmation de l'ARDUINO	49
Figure 28 : schéma synoptique de la chaine de transmission.	52

Figure 29 : Module AD8232.....	53
Figure 30 : ARDUINO nano	54
Figure 31 : afficheur il9341	55
Figure 32 : mesure des variations de volume sanguin par clip PPG	56
Figure 33 : les différents intervalles importants mesurés dans les signaux ECG et PPG , en mettant en avant les intervalles QT, PPT , et RR	57
Figure 34 :Algorithme de mesure de l'intervalle PPT a partir des signaux ECG et PPG.	58
Figure 35 : algorithme de mesure de l'intervalle QT a partir du signal ECG	59
Figure 37 : Calcul de l'Intervalle QT, l'Intervalle PPT et la fréquence cardiaque à l'aide d'un Moniteur des Signaux Cardiaque	62

Introduction générale

Introduction générale :

Le sommeil est une composante essentielle du bien-être humain, jouant un rôle primordial dans la régénération physique et mentale. Cependant, de nombreux troubles peuvent affecter la qualité du sommeil, parmi lesquels le syndrome d'apnées-hypopnées du sommeil (SAHS) occupe une place particulière. Le SAHS est un trouble respiratoire du sommeil qui se manifeste par des interruptions répétées de la respiration, entraînant une diminution ou un arrêt temporaire du flux d'air vers les poumons. Ces pauses respiratoires perturbent les cycles normaux du sommeil, provoquant des micro-éveils fréquents et des périodes de désaturation en oxygène. Si ce trouble n'est pas pris en charge, il peut entraîner des conséquences graves sur la santé, notamment des maladies cardiovasculaires, des troubles métaboliques et une réduction de la qualité de vie en général.

Dans un contexte où l'obésité et le vieillissement de la population augmentent le risque de SAHS, il devient essentiel de développer des méthodes fiables et accessibles pour la surveillance continue et le diagnostic de ce trouble. La polysomnographie reste à ce jour la méthode de référence pour le diagnostic du SAHS. Toutefois, elle présente des inconvénients, notamment en raison de son coût élevé, de sa complexité et du fait qu'elle doit être réalisée en milieu hospitalier. Par conséquent, l'intérêt pour des solutions alternatives plus simples et plus portables, permettant un suivi continu à domicile, ne cesse de croître.

L'objectif de cette étude est de concevoir un système de surveillance cardiorespiratoire capable de fournir une analyse en temps réel des paramètres physiologiques pertinents pour le diagnostic du SAHS et d'autres troubles cardiovasculaires associés. Ce système intègre deux types de signaux biomédicaux complémentaires : l'électrocardiogramme (ECG), qui permet de mesurer l'activité électrique du cœur, et le photopléthysmogramme (PPG), qui mesure les variations du volume sanguin en fonction du cycle cardiaque. L'utilisation combinée de ces deux signaux permet d'obtenir des informations plus complètes sur l'état de santé du patient, notamment la fréquence cardiaque, l'intervalle QT et le temps de transit du pouls (PTT), des indicateurs cruciaux pour évaluer la fonction cardiaque et vasculaire.

Le premier chapitre de ce mémoire présente une revue détaillée des différents aspects du sommeil, ses phases, ainsi que les mécanismes du SAHS. Nous y explorons également les conséquences du SAHS sur la santé, notamment à travers ses effets sur la variabilité de la fréquence cardiaque, un indicateur important de la régulation du système nerveux autonome. Le SAHS, étant associé à des perturbations du rythme cardiaque et à une augmentation du risque

Introduction générale :

d'hypertension, est étroitement lié à la survenue de maladies cardiovasculaires, ce qui renforce l'importance de développer des systèmes de surveillance spécifiques à ce trouble.

Dans le deuxième chapitre, nous étudions la conception théorique du système proposé. Ce système repose sur des capteurs biomédicaux (électrodes ECG et capteurs PPG), des circuits de mise en forme des signaux, et un microcontrôleur pour le traitement et l'affichage des données. Les capteurs ECG sont utilisés pour capter l'activité électrique cardiaque, tandis que les capteurs PPG mesurent les variations de la lumière traversant les tissus afin de détecter les changements de volume sanguin. Les données collectées par ces capteurs sont ensuite amplifiées, filtrées et traitées pour extraire les paramètres d'intérêt. Les algorithmes de traitement du signal implémentés sur le microcontrôleur permettent de calculer les intervalles QT et PTT, ainsi que la fréquence cardiaque, fournissant ainsi une évaluation complète des fonctions cardiaques et vasculaires.

Le troisième chapitre se concentre sur la réalisation pratique du système et l'interprétation des résultats obtenus lors des tests. Nous y décrivons les composants électroniques utilisés, la conception du circuit et les performances du système en termes de précision et de fiabilité des mesures. En particulier, nous examinons l'efficacité de l'Arduino Nano pour le traitement des signaux ECG et PPG, ainsi que l'utilisation de l'afficheur IL9341 pour la visualisation en temps réel des données. L'un des principaux défis abordés est la réduction des interférences et du bruit dans les signaux captés, afin d'assurer une mesure précise même dans des conditions dynamiques, comme lors d'exercices physiques ou de mouvements brusques.

Chapitre 1 :
**Comprendre le Syndrome d'Apnées-
Hypopnées du Sommeil : Diagnostic
et Solutions**

Chapitre 01 :

1.1. Introduction :

Un sommeil sain est un mécanisme essentiel pour maintenir la santé mentale et physique. Le (SAHS) est un trouble du sommeil courant caractérisé par un arrêt ou une diminution anormale de la respiration pendant le sommeil. Ce chapitre comprend des définitions et des généralités liées au sommeil ainsi que ses différentes phases. Nous présenterons également le SAHS en évoquant sa prévalence, ses conséquences sur la santé des patients, ainsi qu'une revue des techniques actuellement utilisées dans le diagnostic. A la fin du chapitre, nous exposerons l'effet du SAHS sur la variabilité de la fréquence cardiaque.

1.2. Le sommeil :

Le sommeil est un état naturel essentiel où notre corps se repose et se régénère. Pendant le sommeil, notre cerveau reste actif, consolidant la mémoire et régulant divers processus physiologiques. Bien que nous passions environ un tiers de notre vie à dormir, ce processus reste mal compris. Le sommeil est caractérisé par une diminution de la conscience et de la réactivité aux stimuli externes, associée à une immobilité et un relâchement musculaire. Un sommeil de qualité est crucial pour maintenir une bonne santé physique et mentale. La privation chronique de sommeil est liée à divers problèmes de santé, notamment le stress, l'anxiété, les maladies cardiovasculaires, le diabète et l'obésité [1-3] .

Chaque individu a des besoins spécifiques en matière de sommeil, influencés par divers facteurs tels que l'âge, l'état de santé et le mode de vie. Cependant, les exigences modernes, telles que les changements d'horaire, la disponibilité de la technologie et les exigences du travail, ont entraîné une diminution de la quantité de sommeil chez de nombreuses personnes. Il est donc essentiel de développer des stratégies pour promouvoir un sommeil sain et améliorer la qualité de vie [1-3] .

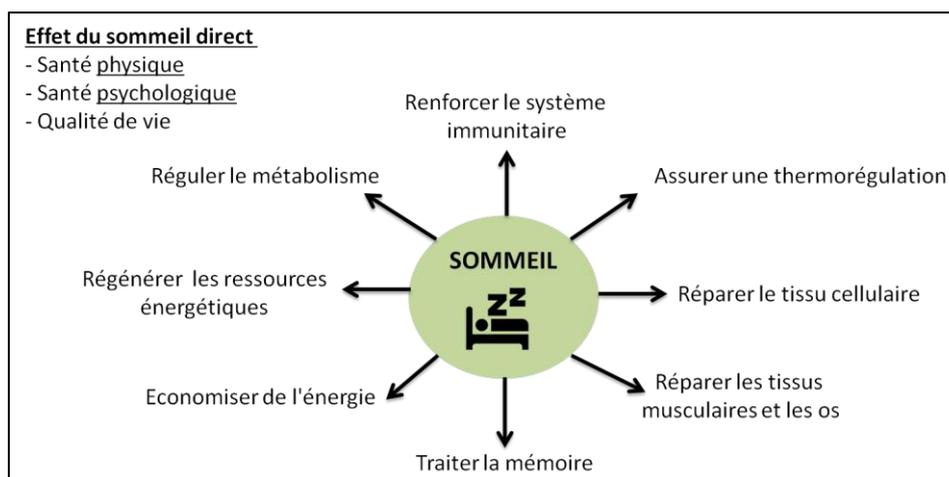


Figure 1 : les avantages du sommeil [4] .

1.3. Les phases du sommeil :

Les phases du sommeil, également connues sous le nom de cycles de sommeil, sont des états distincts qui se succèdent de manière récurrente tout au long d'une nuit de sommeil. Chaque phase présente des caractéristiques spécifiques en termes d'activité cérébrale, de tonus musculaire et de fonctions physiologiques. Voici une description détaillée des principales phases du sommeil [5-8]:

1.3.1 Sommeil non paradoxal :

Phase d'endormissement (Phase I) : Cette phase marque le début du sommeil et est souvent de courte durée, généralement quelques minutes. Elle est caractérisée par un état de somnolence légère où l'individu est encore facilement réveillable. L'activité électrique du cerveau diminue progressivement, passant des ondes alpha (activité cérébrale légère) à des ondes thêta de faible amplitude. Pendant cette phase, les muscles commencent à se détendre, mais le tonus musculaire reste présent.

Phase de sommeil peu profond (Phase II) : Cette phase représente la transition entre le sommeil léger et le sommeil plus profond. Elle se caractérise par la présence d'ondes cérébrales spécifiques appelées complexes K et fuseaux de sommeil. Les mouvements oculaires sont absents, et le tonus musculaire continue de diminuer. C'est la phase la plus fréquente tout au long du sommeil.

Phases III et IV : Ces phases sont souvent regroupées sous le terme de sommeil lent ou sommeil profond. Elles sont caractérisées par la présence d'ondes cérébrales lentes de haute

amplitude appelées ondes delta. Le corps est au repos complet, et le seuil de réveil est élevé. Le sommeil profond est crucial pour la récupération physique et mentale, la régénération cellulaire, et la consolidation de la mémoire.

1.3.2 Sommeil paradoxal :

Aussi appelé sommeil REM (Rapid Eye Movement), cette phase est associée à une activité cérébrale intense et à des rêves vivaces. Le sommeil paradoxal se distingue par des mouvements oculaires rapides sous les paupières fermées, d'où son nom. Le tonus musculaire est fortement réduit, voire supprimé, à l'exception des muscles respiratoires et des muscles oculaires. Cette phase est essentielle pour le traitement des émotions, la consolidation de la mémoire, et la régulation des fonctions neurologiques.

Ces phases du sommeil se succèdent généralement tout au long de la nuit, formant des cycles d'environ 90 minutes chacun. Au fur et à mesure que la nuit progresse, la durée et la proportion des phases REM augmentent, tandis que la quantité de sommeil profond diminue. Ce cycle répété assure un repos complet et régénérant pour l'organisme.

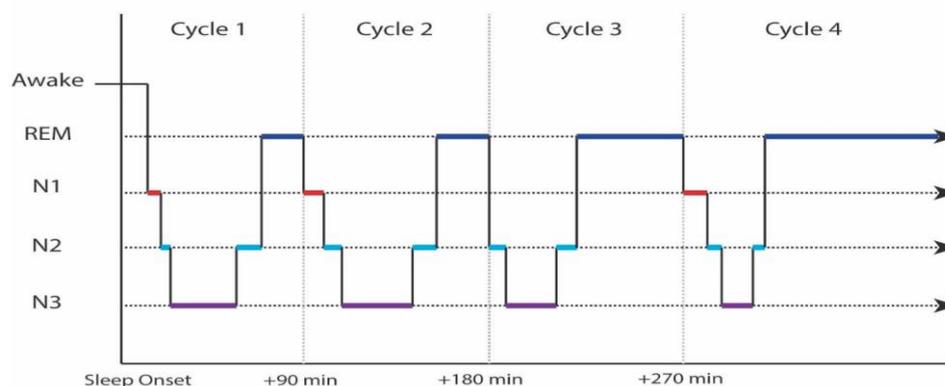


Figure 2 : schéma représentant la structure d'une nuit du sommeil chez l'adulte [08].

1.4. Le syndrome d'apnée-hypopnée du sommeil (SAHS) :

Le (SAHS) est un trouble respiratoire complexe caractérisé par des épisodes récurrents d'obstruction ou de collapsus des voies respiratoires supérieures pendant le sommeil. Ces épisodes entraînent une diminution partielle (hypopnée) ou complète (apnée) du flux d'air, ce qui perturbe le processus respiratoire normal et conduit à des épisodes d'hypoxémie intermittente, c'est-à-dire une baisse du taux d'oxygène dans le sang.

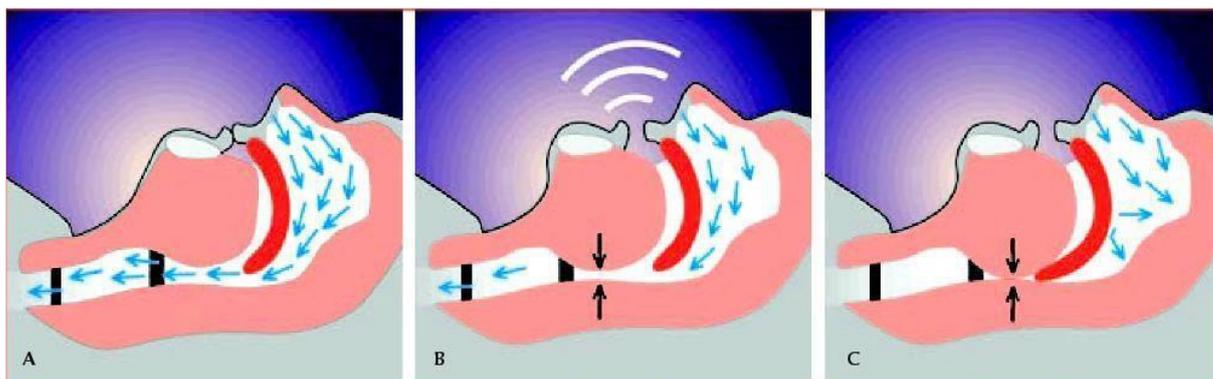


Figure 3 : illustration des muscles des voies respiratoires supérieures pendant : (a) la respiration normale (b) une hyperpnée (c) une apnée obstructive du sommeil.

L'évaluation du SAHS se fait en utilisant l'indice d'apnée-hypopnée (IAH), qui représente le nombre total d'apnées et d'hypopnées par heure de sommeil. Selon l'IAH, le SAHS est classé comme léger (IAH de 5 à 14,9), modéré (IAH de 15 à 29,9) ou sévère (IAH de 30 ou plus) [9]

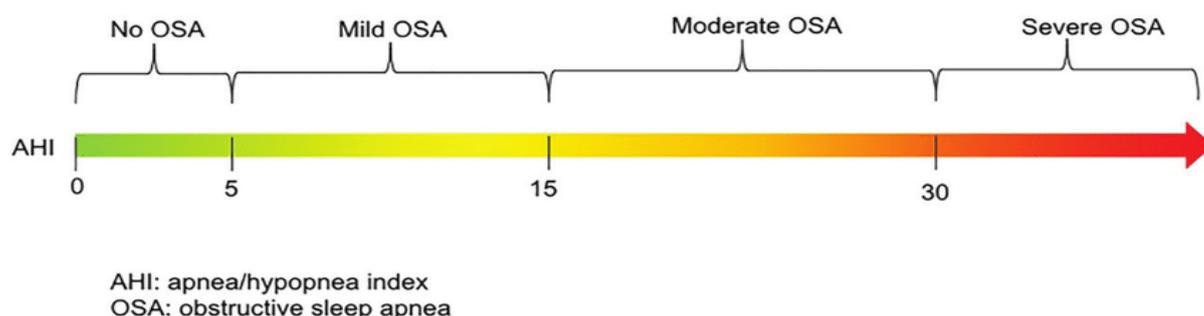


Figure 4 : représentation indice apnée-hypopnée(IAH) [10].

Les épisodes d'apnée ou d'hypopnée sont définis comme suit : une apnée se produit lorsqu'il y a une absence ou une réduction significative (de plus de 90 %) du débit d'air respiratoire pendant au moins 10 secondes, tandis qu'une hypopnée se produit lorsqu'il y a une réduction de 30 % à 90 % du débit d'air pendant au moins 10 secondes, accompagnée d'une désaturation en oxygène d'au moins 3 % et/ou de micro-éveils détectés à l'électroencéphalogramme lors d'une polysomnographie.

Le SAHS peut être causé par des apnées-hypopnées obstructives, centrales ou mixtes. Les apnées obstructives sont associées à un effort respiratoire pendant l'épisode d'obstruction, tandis que les apnées centrales se produisent en l'absence d'effort respiratoire. Les facteurs de risque du SAHS comprennent le sexe masculin, l'âge avancé (surtout après 60 ans) et l'obésité.

Les conséquences du SAHS peuvent être graves et incluent une perturbation significative du sommeil, une somnolence diurne excessive, des ronflements fréquents, des nycturies (besoin fréquent d'uriner la nuit), des insomnies, des maux de tête matinaux, une irritabilité, une diminution de la concentration et de la mémoire, et d'autres problèmes de santé.

La prévalence du SAHS semble avoir augmenté ces dernières années, probablement en raison de facteurs tels que l'augmentation de l'obésité dans la population. Des études ont montré une augmentation de la fréquence du SAHS chez les adultes, ce qui souligne l'importance de la détection précoce et de la gestion de ce trouble respiratoire [9] .

1.5. Diagnostic du syndrome d'apnées-hypopnées du sommeil (SAHS) :

Le diagnostic du (SAHS) repose sur plusieurs éléments. D'abord, divers facteurs de risque sont pris en compte, tels que les caractéristiques anatomiques, les antécédents familiaux, le sexe, l'âge et le poids. Les patients présentant des symptômes évocateurs, tels que des ronflements excessifs ou une somnolence diurne, sont souvent dirigés vers des unités spécialisées dans les troubles du sommeil. Pour confirmer le diagnostic, une évaluation détaillée est effectuée, comprenant un examen physique approfondi et une anamnèse détaillée. En complément, des questionnaires sont souvent administrés pour évaluer la qualité du sommeil et la gravité de la somnolence diurne. Parmi ces questionnaires figurent l'échelle de somnolence d'Epworth et d'autres outils d'auto-évaluation. Cependant, la méthode de référence pour confirmer le SAHS reste la polysomnographie (PSG), un enregistrement complet des paramètres physiologiques pendant le sommeil [11] .

1.5.1 La polysomnographie :

La polysomnographie est une technique médicale sophistiquée utilisée pour évaluer le sommeil et détecter les troubles respiratoires, tels que le (SAHS). La polysomnographie vise à enregistrer plusieurs paramètres physiologiques pendant le sommeil pour évaluer la qualité et la structure du sommeil, ainsi que pour détecter les événements respiratoires anormaux. Pendant la polysomnographie, plusieurs paramètres sont enregistrés simultanément [12] :

Activité cérébrale (EEG) : Mesure les ondes cérébrales pour identifier les différentes phases du sommeil.

Mouvements oculaires (EOG) : Permettent de détecter les phases de sommeil paradoxal.

Tonus musculaire (EMG) : Évalue les changements dans le tonus musculaire associés aux différentes phases du sommeil.

Respiration : Enregistre le débit d'air, les mouvements thoraciques et abdominaux pour détecter les apnées et les hypopnées.

Saturation en oxygène (oxymétrie) : Surveille les niveaux d'oxygène dans le sang pour détecter l'hypoxémie associée aux apnées.

Activité cardiaque (ECG) : Mesure l'activité électrique du cœur pour évaluer les changements cardiaques pendant le sommeil.

Position corporelle : Enregistre la position du corps pour évaluer l'impact sur les événements respiratoires.

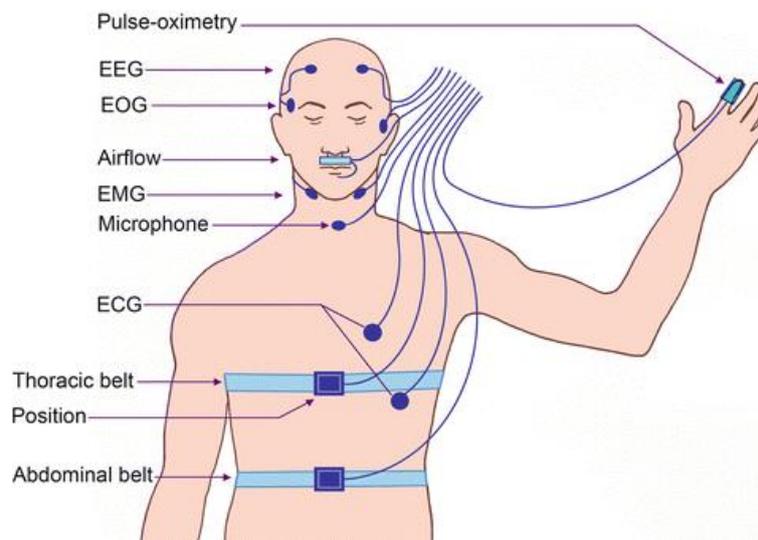


Figure 5 : illustrations de divers capteurs utilisés en polysomnographie et leur positionnement sur le corps [12].

La polysomnographie est généralement réalisée dans des unités spécialisées en sommeil, telles que les laboratoires du sommeil, qui sont équipées de matériel de surveillance et de personnel formé pour effectuer et analyser les tests.

Déroulement de l'examen : Le patient passe une nuit dans l'unité de sommeil, où il est connecté à différents capteurs qui enregistrent les paramètres physiologiques pendant le sommeil. Les données enregistrées sont ensuite analysées par des techniciens du sommeil ou des médecins spécialisés pour interpréter les résultats.

La polysomnographie permet non seulement de diagnostiquer le SAHS, mais aussi d'évaluer sa gravité en mesurant l'indice d'apnée-hypopnée (IAH), qui indique le nombre d'épisodes d'apnées et d'hypopnées par heure de sommeil [12] .

1.6. L'Électrocardiogramme et son Utilité dans l'Exploration Clinique du SAHS :

L'électrocardiogramme (ECG) est une composante essentielle de l'exploration clinique du (SAHS). Enregistrant l'activité électrique du cœur, il permet de détecter d'éventuelles anomalies cardiaques associées au SAHS, telles que les arythmies. L'analyse de l'ECG peut fournir des informations précieuses sur la santé cardiovasculaire du patient, car le SAHS est souvent associé à des troubles tels que l'hypertension artérielle, les maladies cardiovasculaires et les accidents vasculaires cérébraux. En intégrant l'ECG dans l'évaluation clinique du SAHS, les médecins peuvent mieux comprendre et gérer les risques cardiovasculaires associés à ce trouble respiratoire du sommeil [12]

1.6.1 L'électrocardiogramme (ECG) :

L'électrocardiogramme (ECG) est un outil essentiel pour évaluer la fonction cardiaque en enregistrant l'activité électrique du cœur dans le temps. Il est réalisé en plaçant des électrodes sur la peau du patient. Les informations obtenues grâce à l'ECG permettent de détecter divers aspects de la santé cardiaque, tels que les troubles du rythme, les anomalies de la conduction, les signes d'infarctus antérieur, les indicateurs de maladie coronarienne, les épaissements anormaux du muscle cardiaque, et bien d'autres. C'est un outil précieux pour diagnostiquer et surveiller les problèmes cardiaques, ainsi que pour évaluer l'efficacité des traitements médicaux [13] .

1.6.2 Signaux cardiaques capturés par un électrocardiogramme (ECG) :

Dans un électrocardiogramme (ECG) normal, chaque onde et complexe correspond à une phase spécifique du cycle cardiaque. Voici une explication plus détaillée des principales composantes d'un ECG normal [13] :

Onde P : Cette onde représente la dépolarisation des oreillettes, c'est-à-dire leur contraction. L'impulsion électrique commence au nœud sinusal, se propage à travers les oreillettes et atteint

le nœud auriculo-ventriculaire. L'onde P est généralement de petite amplitude et de forme arrondie.

Complexe QRS : Ce complexe se compose de trois composants distincts : la vague Q, la vague R et la vague S. Il reflète la dépolarisation des ventricules, c'est-à-dire leur contraction. La dépolarisation ventriculaire est beaucoup plus importante que celle des oreillettes en raison de la masse musculaire plus importante des ventricules. Le complexe QRS est généralement de plus grande amplitude et de durée plus courte que l'onde P.

Onde T : Cette onde représente la repolarisation des ventricules, c'est-à-dire leur relaxation. Elle suit immédiatement le complexe QRS et est généralement de forme arrondie, symétrique et de polarité opposée à celle du complexe QRS.

Onde U : Cette onde est parfois présente, bien que de faible amplitude, et apparaît après l'onde T. Son origine et sa signification précises ne sont pas complètement comprises, mais on pense qu'elle est associée à des processus de repolarisation ventriculaire tardive. Son observation est plus fréquente chez les personnes en bonne santé, notamment chez les athlètes.

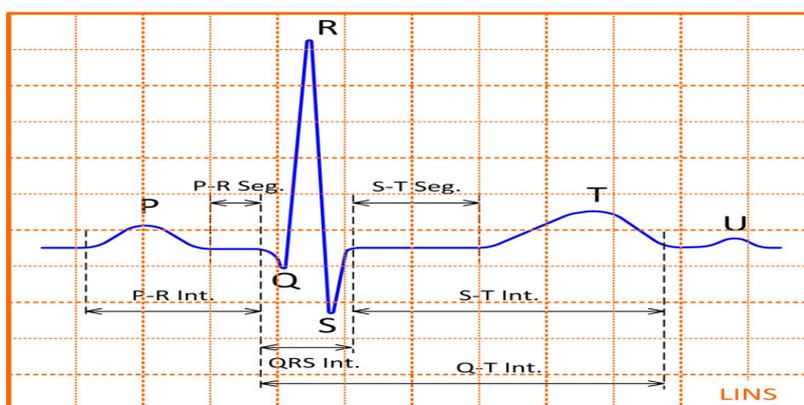


Figure 6 : ECG normale.

Ces composantes, lorsqu'elles sont interprétées ensemble, fournissent des informations précieuses sur l'activité électrique du cœur et peuvent aider à diagnostiquer diverses conditions cardiaques.

1.6.3 Dérivations de l'ECG :

Les dérivations de l'ECG, ou électrocardiogramme, sont différentes perspectives ou angles d'enregistrement des impulsions électriques du cœur. Ces dérivations sont essentielles

pour obtenir une vue complète de l'activité électrique cardiaque. Voici les principales dérivations utilisées :

▪ **Dérivations unipolaires (monopolaires) :**

Dérivation de Wilson (W) : Cette dérivation est calculée en prenant la moyenne des signaux enregistrés à partir des extrémités des trois membres : le bras droit (RA), le bras gauche (LA) et la jambe gauche (LL). La dérivation de Wilson est rarement utilisée seule, mais elle est souvent utilisée pour recalibrer d'autres dérivations.

Dérivation de Goldberger (Goldb) : Comme la dérivation de Wilson, la dérivation de Goldberger utilise également les extrémités des membres pour enregistrer des signaux. Cependant, elle applique des facteurs d'amplification différents pour fournir une perspective différente de l'activité électrique cardiaque.

▪ **Dérivations bipolaires :**

Dérivations précordiales (ou thoraciques) (V) : Les dérivations précordiales sont placées sur la poitrine et offrent une vue antérieure du cœur. Elles sont généralement notées de V1 à V6. Chaque dérivation précordiale est placée à un endroit spécifique sur la poitrine pour capturer l'activité électrique du cœur à partir de différentes perspectives.

Dérivations standard (I, II, III) : Ces dérivations sont bipolaires et enregistrent les différences de potentiel électrique entre différentes combinaisons d'électrodes placées sur les membres. Dérivation I enregistre la différence de potentiel entre le bras gauche (LA) et le bras droit (RA). Dérivation II enregistre la différence de potentiel entre la jambe gauche (LL) et le bras droit (RA). Dérivation III enregistre la différence de potentiel entre la jambe gauche (LL) et le bras gauche (LA).

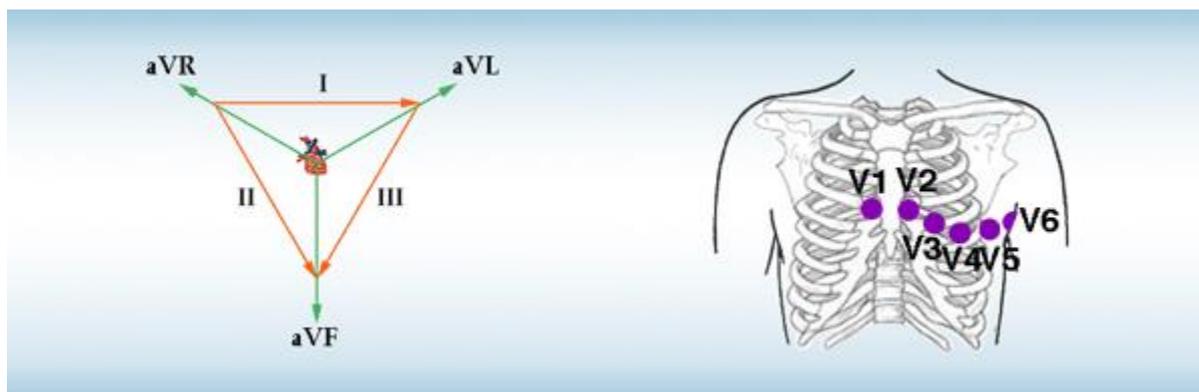


Figure 7 : positionnement des électrodes pour ECG.

▪ **Dérivations augmentées (aVR, aVL, aVF) :**

aVR : Enregistre la différence de potentiel entre le centre du cœur et les extrémités des membres (RA, LA, LL), avec l'axe principal orienté vers le bras droit.

aVL : Enregistre la différence de potentiel entre le centre du cœur et les extrémités des membres (RA, LA, LL), avec l'axe principal orienté vers le bras gauche.

aVF : Enregistre la différence de potentiel entre le centre du cœur et les extrémités des membres (RA, LA, LL), avec l'axe principal orienté vers les pieds.

Ces différentes dérivations permettent aux médecins d'analyser l'activité électrique cardiaque sous divers angles, ce qui est essentiel pour diagnostiquer les affections cardiaques telles que les arythmies, les infarctus du myocarde et d'autres anomalies électriques.

1.6.4 Les artefacts de l'ECG :

Les artefacts dans un électrocardiogramme (ECG) sont des signaux indésirables qui interfèrent avec la lecture correcte de l'activité électrique cardiaque. Ces artefacts peuvent être causés par plusieurs facteurs, notamment des mouvements musculaires, des interférences électriques externes, des erreurs de montage des électrodes ou des dysfonctionnements des équipements. Voici quelques types courants d'artefacts dans l'ECG :

Artéfacts musculaires : Les mouvements musculaires involontaires, comme ceux des membres ou du thorax, peuvent produire des variations dans le signal ECG. Ces artefacts sont souvent caractérisés par des oscillations irrégulières et de faible amplitude sur l'ECG.

Artéfacts dus au mouvement : Les mouvements du patient pendant l'enregistrement de l'ECG peuvent entraîner des artéfacts, en particulier s'ils sont brusques ou excessifs. Les tremblements, les battements de cœur, ou même la respiration profonde peuvent affecter la qualité du signal ECG.

Interférences électriques : Les sources d'interférences électriques externes, telles que les lignes électriques, les appareils électroniques ou les équipements médicaux, peuvent introduire des artéfacts dans l'ECG. Ces interférences peuvent se manifester sous forme de lignes droites, de fluctuations irrégulières ou de distorsions du signal.

Artéfacts de contact électrode-peau : Un mauvais contact entre les électrodes et la peau du patient peut entraîner des artéfacts. Cela peut être dû à une peau mal préparée, à une électrode mal fixée ou à une mauvaise conductivité de la peau. Les artéfacts de contact électrode-peau peuvent se présenter sous forme de signaux intermittents ou de fluctuations anormales dans le tracé ECG.

Mouvement des électrodes : Des mouvements ou des déplacements des électrodes pendant l'enregistrement peuvent causer des artéfacts. Cela peut se produire si les électrodes sont mal fixées ou si le patient bouge fréquemment pendant la procédure.

Artéfacts d'équipement : Les problèmes techniques ou les dysfonctionnements des équipements d'enregistrement de l'ECG peuvent également provoquer des artéfacts. Cela peut inclure des problèmes de câblage, des défauts d'amplification ou des erreurs de calibration.

1.7. Photo pléthysmographie PPG :

1.7.1 Physiologie :

Les hématies ou globules rouges contiennent environ 33 % d'hémoglobine. Chaque molécule d'hémoglobine transporte quatre atomes de fer, chacun capable de se lier à une molécule d'oxygène. Lorsque l'oxygène se fixe sur le fer, le globule rouge devient oxygéné, prenant une teinte rouge vif (oxyhémoglobine). Lorsque l'oxygène est distribué aux tissus, le globule rouge se décharge en oxygène, devenant désoxygéné (désoxyhémoglobine) [14].

1.7.2 Fonctionnement :

La photopléthysmographie repose sur le placement du doigt dans une pince équipée de deux LED (diodes électroluminescentes) émettant de la lumière rouge et infrarouge vers le doigt. Sous le doigt, un photodétecteur reçoit la lumière traversant. L'oxyhémoglobine absorbe davantage de lumière infrarouge et transmet davantage de lumière rouge, tandis que la désoxyhémoglobine absorbe plus de lumière rouge et laisse passer plus de lumière infrarouge. Le capteur photoélectrique recueille la partie de lumière non absorbée, qui est ensuite analysée en fonction de l'absorption d'oxyhémoglobine et de désoxyhémoglobine [14].

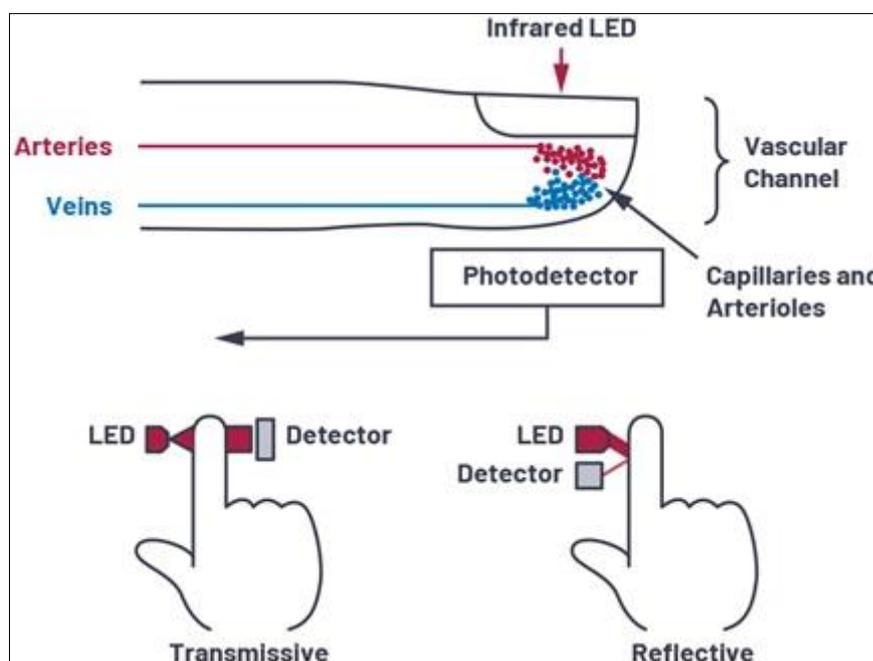


Figure 8 : le principe de la photopléthysmographie.

1.7.3 Les appareils de mesure utilisent deux principes de fonctionnement :

La pléthysmographie : qui utilise l'absorption des ondes lumineuses pour reproduire les ondes émises par le sang pulsé.

La spectrophotométrie : qui mesure l'absorption de la lumière à travers les substances à certaines longueurs d'ondes.

1.7.4 Photopléthysmogramme :

Le photopléthysmogramme (PPG) est un signal mesurable à travers des circuits optoélectroniques. Sa morphologie provient de la variation de volume du sang dans un vaisseau

sanguin, induite par la circulation de l'onde artérielle (onde de pouls) dans ce vaisseau. Le rythme et la fréquence cardiaque sont mesurables à partir du traitement de ce signal.

Les paramètres issus du signal PPG témoignent d'une forte relation entre les caractéristiques de consistance des grosses artères et celles de l'onde de pouls périphérique. Ci-dessous, nous détaillons certaines caractéristiques essentielles du signal PPG :

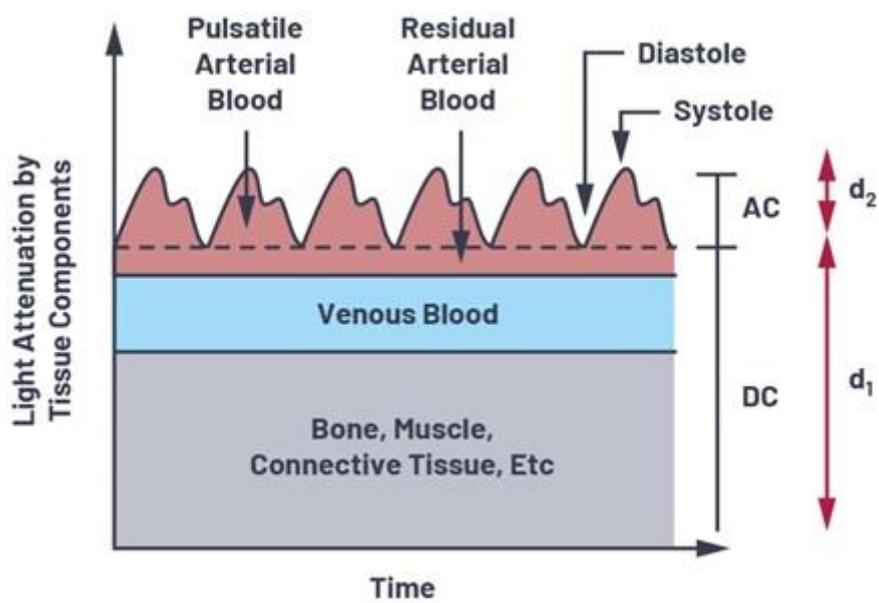


Figure 9 : signal photoplethysmogramme .

Le signal PPG se compose de 2 principales composantes, en relation avec la circulation électrique :

La première, relative à la circulation artérielle, appelée « AC », est la composante pulsatile battement par battement, modifiée par les variations de volume intravasculaire. La deuxième, « DC » ou courant direct, représente l'absorption du signal par les tissus, le sang veineux ainsi que la diastole artérielle.

Comme illustré dans la Figure 1.9, la partie rouge représente l'encoche dichrotique, cette onde apparaît lorsque la valve aortique se referme, empêchant le reflux sanguin [14] .

1.8. Rythme Cardiaque :

Le rythme cardiaque, également connu sous le nom de pulsations cardiaques, se réfère à la manière dont les battements du cœur se déroulent, c'est-à-dire la séquence dans laquelle les cycles se succèdent. Il qualifie la régularité du fonctionnement cardiaque, résultant de la

contraction des ventricules. L'évaluation du rythme cardiaque permet de mesurer les battements du cœur et de fournir d'autres informations. Il peut varier tout au long de la journée en fonction des activités, telles que le sommeil, le repos, l'exercice physique ou le stress. De plus, il peut également varier sur le long terme en fonction de l'âge et de l'état de santé d'une personne.

L'étude du rythme cardiaque repose généralement sur l'identification des ondes R dans l'électrocardiogramme ou des ondes P dans la photopléthysmographie. Ce rythme est caractérisé par deux principales propriétés : la fréquence des ondes R, exprimée en nombre de battements par minute, et leur régularité.

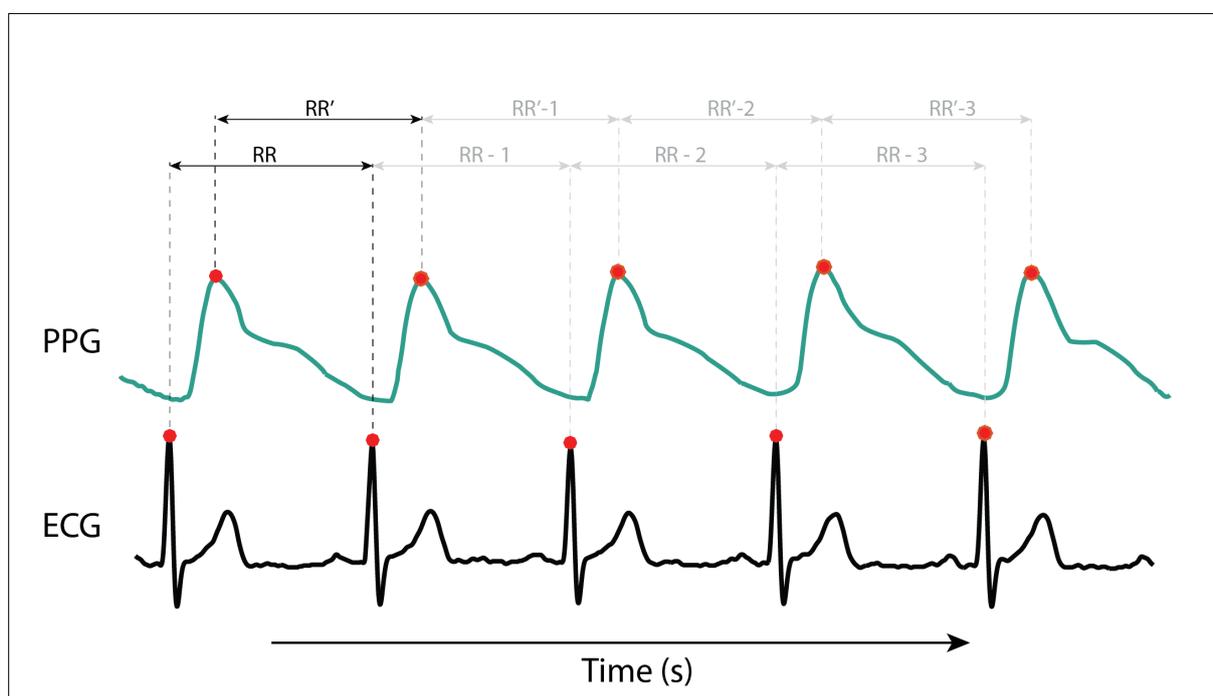


Figure 10 : représentation de rythme cardiaque par l'intervalle R-R et P-P.

1.9. Temps de transit d'impulsion (PTT) :

Le temps de transit d'impulsion (PTT) est le temps qu'il faut à une impulsion cardiaque pour se propager le long des vaisseaux sanguins, de leur origine au cœur jusqu'à la périphérie du corps. Plus précisément, il mesure la durée écoulée entre le début de la contraction ventriculaire (la systole) et l'arrivée de l'onde de pression sanguine à un point spécifique du corps, souvent un vaisseau périphérique comme l'artère radiale au poignet.

Lorsque le cœur se contracte pendant la systole, il éjecte le sang dans les artères, créant ainsi une onde de pression qui se propage le long des vaisseaux sanguins. Cette onde de pression

est détectée à distance sous forme de pouls. Le PTT représente donc le temps écoulé entre le début de la contraction cardiaque et la détection du pouls à un endroit périphérique [15].

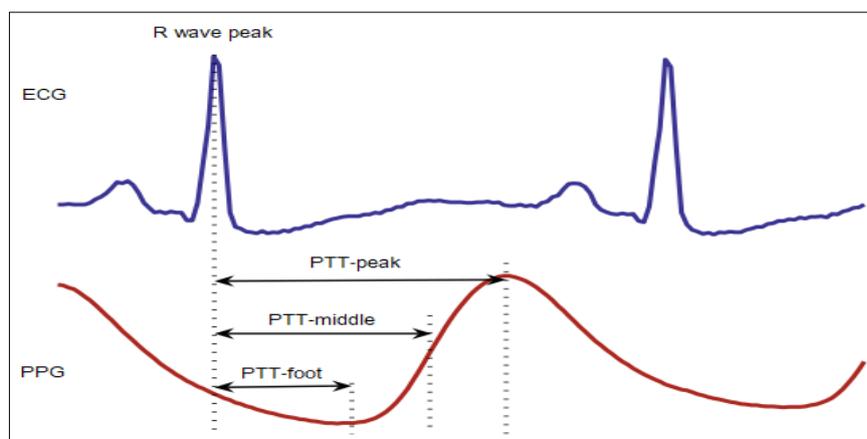


Figure 11 : Temps de transit d'impulsion (PTT).

1.10. La relation entre l'apnée du sommeil et la fréquence cardiaque :

Lorsque quelqu'un fait une apnée obstructive du sommeil, les voies respiratoires se bloquent partiellement ou complètement, ce qui entraîne une diminution du flux d'air vers les poumons. Cela peut entraîner une baisse du niveau d'oxygène dans le sang (hypoxémie) et une augmentation du dioxyde de carbone (hypercapnie). En réponse à cette hypoxémie et hypercapnie, le système nerveux autonome peut déclencher une augmentation du rythme cardiaque (tachycardie) pour compenser la diminution de l'oxygène et l'accumulation de dioxyde de carbone dans le sang. Cette réponse cardiovasculaire peut être observée comme une accélération transitoire de la fréquence cardiaque.

Dans les apnées centrales du sommeil, le cerveau cesse temporairement d'envoyer des signaux pour respirer. Cela peut également entraîner une baisse de l'oxygène dans le sang, mais contrairement aux apnées obstructives, il n'y a pas d'effort respiratoire apparent. La réponse du rythme cardiaque peut varier d'une personne à l'autre, et dans certains cas, une bradycardie (ralentissement du rythme cardiaque) peut être observée pendant les apnées centrales.

Les épisodes répétés d'apnées du sommeil, qu'ils soient obstructifs ou centraux, peuvent avoir des effets à long terme sur la santé cardiovasculaire. Ils peuvent contribuer à l'hypertension artérielle, aux arythmies cardiaques, à l'insuffisance cardiaque et à d'autres problèmes cardiovasculaires. Une fréquence cardiaque irrégulière ou une variabilité de la

fréquence cardiaque peuvent également être observées chez les personnes souffrant d'apnée du sommeil.

1.11. Corrélacion entre l'apnée du sommeil et le temps de transit d'impulsion (PTT) :

Pendant les épisodes d'apnée obstructive du sommeil, la réduction du flux d'air vers les poumons entraîne une hypoxémie et une hypercapnie, ce qui peut déclencher une réponse du système nerveux autonome. Cette réponse peut se traduire par une augmentation transitoire de la pression artérielle et une vasoconstriction périphérique, ce qui pourrait influencer le temps de transit de l'impulsion.

Les épisodes répétés d'apnée du sommeil peuvent contribuer au développement de l'hypertension artérielle et à d'autres troubles cardiovasculaires. Ces changements dans la physiologie cardiovasculaire pourraient potentiellement affecter la rigidité des vaisseaux sanguins et, par conséquent, le temps de propagation de l'impulsion à travers le système vasculaire.

L'apnée du sommeil peut également influencer la variabilité de la fréquence cardiaque, qui est une mesure de la fluctuation du rythme cardiaque entre les battements. Des épisodes d'apnée du sommeil peuvent entraîner une instabilité dans le rythme cardiaque, ce qui pourrait se refléter dans des variations du temps de transit de l'impulsion.

Les études sur le PTT pendant le sommeil peuvent fournir des informations précieuses sur la physiologie cardiovasculaire pendant les épisodes d'apnée. En utilisant des techniques telles que la photopléthysmographie, il est possible de mesurer le PTT de manière non invasive pendant le sommeil et d'évaluer comment il est modifié en réponse aux épisodes d'apnée [16].

1.12. Conclusion :

Ce chapitre nous a permis de comprendre l'importance du sommeil pour la santé physique et mentale, ainsi que les différentes phases du sommeil et les caractéristiques du (SAHS). Nous avons examiné en détail les méthodes de diagnostic, en mettant en évidence l'importance de la polysomnographie et de l'électrocardiogramme dans l'évaluation du SAHS. En outre, nous avons exploré la relation entre l'apnée du sommeil et la fréquence cardiaque, soulignant les réponses physiologiques complexes associées à ce trouble du sommeil. Ce chapitre jette ainsi

les bases pour une meilleure compréhension du SAHS et de son impact sur la santé cardiovasculaire, ouvrant la voie à des stratégies de diagnostic et de gestion plus efficaces pour améliorer la qualité de vie des patients.

Chapitre 02 : Étude Théorique et Conceptuelle du Prototype

Chapitre 02 :

1.1. Introduction :

Dans ce chapitre, nous allons étudier les différents blocs de notre système. Comme indiqué auparavant, notre système est composé de deux sous-systèmes principaux : un électrocardiographe (ECG) et un photopléthysmographe (PPG). Le schéma bloc présenté en **figure 2.1** constitue la plateforme de base à partir de laquelle notre circuit sera réalisé.

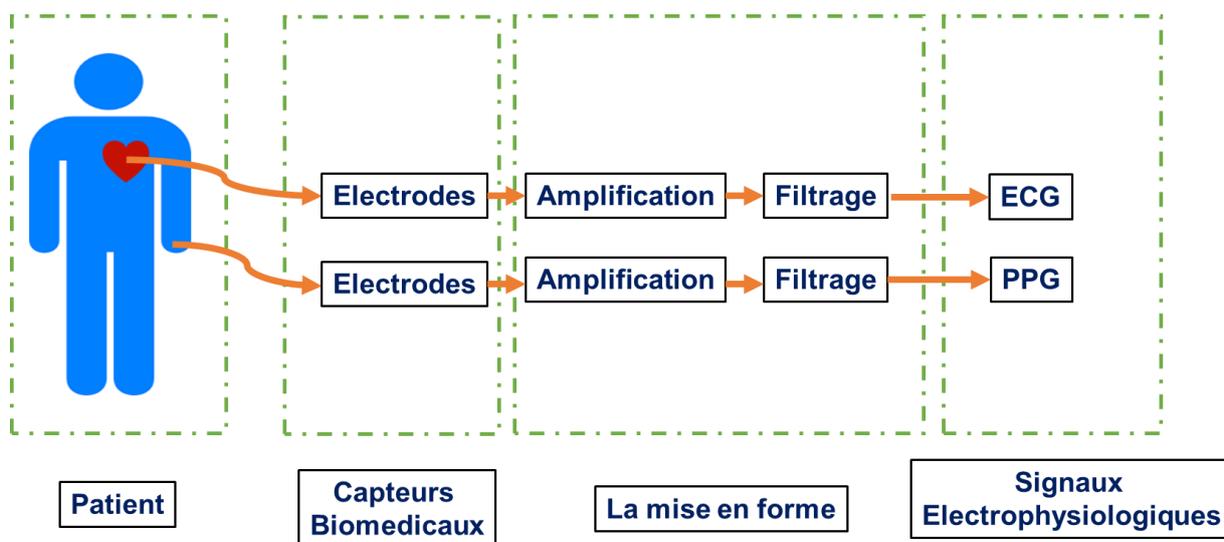


Figure 12 : schéma bloc de système réalisé <<SleepGuard>>.

1.2. Les capteurs biomédicaux :

Les capteurs biomédicaux jouent un rôle crucial dans la détection et la surveillance des signaux physiologiques. Dans le cadre de notre système **SleepGuard**, nous utilisons principalement deux types de capteurs.

Les capteurs électrophysiologiques sont utilisés pour mesurer les signaux électriques produits par les activités biologiques. Ces capteurs sont capables de détecter les faibles courants électriques générés par le corps humain. Ils sont souvent utilisés pour surveiller les activités cardiaques et neurologiques, offrant une précision élevée et une sensibilité importante pour capter les variations électriques fines [17, 18] .

Les capteurs optiques mesurent les variations de la lumière pour détecter les changements physiologiques dans le corps. En utilisant des techniques comme la réflectance ou la

transmission de la lumière, ces capteurs peuvent surveiller des paramètres vitaux tels que le volume sanguin et l'oxygénation des tissus [19] .

1.2.1 Les électrodes ECG :

Pour enregistrer les signaux ECG, on utilise des électrodes de mesure placées directement sur diverses parties du corps, appelées "dérivations". Il existe douze dérivations standard, comprenant six dérivations des membres et six précordiales. Dans ce cas, une seule dérivation est réalisée (Dérivation DII), nécessitant l'utilisation de deux électrodes. La troisième électrode est placée sur le pied droit. Pour garantir une détection précise du signal ECG, les électrodes doivent s'adapter au milieu biologique sans provoquer de réactions indésirables sur les tissus excitables en contact, tout en assurant la sécurité et le confort du patient. De plus, elles doivent présenter une bonne résistance mécanique pour maintenir leur position sans se déplacer une fois fixées.

- **Les différents types d'électrodes ECG :**

Les électrodes peuvent être classées selon plusieurs critères : polarisation, fabrication et géométrie.

- **Polarisation des électrodes :**

Une électrode est dite polarisable ou non polarisable en fonction de sa réaction au passage d'un courant. Les électrodes polarisables ne retrouvent pas leur tension initiale après avoir été parcourues par un courant, en raison de la modification de l'interface électrode-électrolyte. En revanche, les électrodes non polarisables effectuent le transfert de charge de manière similaire à travers un condensateur, ce qui n'affecte que temporairement leur tension. Les électrodes en métaux nobles sont souvent non polarisables, bien qu'il soit impossible de fabriquer une électrode parfaitement polarisable ou non polarisable [20].

- **Classification selon le matériau de fabrication :**

Le matériau utilisé est crucial pour le transfert de charge entre le stimulateur et les tissus. Les électrodes en métaux nobles et leurs alliages sont les plus couramment utilisées en raison de leur capacité élevée d'injection de charge. Par exemple, l'iridium est parfois utilisé pour ses propriétés mécaniques. Les électrodes en métaux nobles, telles que l'or ou le palladium, ont généralement une meilleure résistance à la corrosion que les électrodes en métaux courants [21]

– **Géométrie des électrodes :**

Les électrodes peuvent avoir différentes formes géométriques en fonction de leur application et de la région du corps où elles sont utilisées. Par exemple, pour mesurer l'activité cardiaque depuis l'extérieur, on utilise souvent des électrodes de surface en métal aplati. Il existe également des électrodes à usage unique, des électrodes à ventouse et des électrodes à pinces, chacune adaptée à des besoins spécifiques [21]



Électrodes à usage unique



Électrodes à ventouse



Électrodes à pinces

Figure 13 : types des électrodes ECG.

1.2.2 Capteur du PPG :

Le capteur du PPG, ou photopléthysmographe, joue un rôle crucial dans le domaine de la surveillance médicale en permettant la mesure de paramètres physiologiques vitaux tels que la fréquence cardiaque et les variations de volume sanguin. Fonctionnant sur des principes optiques, ce capteur détecte les variations de la lumière traversant ou réfléchi par les tissus biologiques, fournissant ainsi des informations précieuses sur la santé cardiovasculaire et la perfusion sanguine [22]

▪ **Bloc d'émission (DELS) :**

Le bloc d'émission, également connu sous le nom de DELS, est l'une des composantes fondamentales du capteur PPG. Il est chargé de générer la lumière nécessaire à la mesure. Généralement composé de diodes électroluminescentes (DEL) rouge et infrarouge, ce bloc émet une lumière monochromatique spécifique à ces deux longueurs d'onde. Cette lumière est projetée à travers les tissus biologiques, tels que le doigt, l'orteil ou le lobe de l'oreille, pour ensuite être captée par le bloc de réception [23]

Définition des DELs: Les diodes électroluminescentes (DEL) sont des dispositifs semi-conducteurs qui convertissent l'électricité en lumière. Dans le contexte du capteur PPG, les DEL émettent une lumière spécifique dans les spectres rouge et infrarouge, permettant ainsi la mesure de la perfusion sanguine [23]

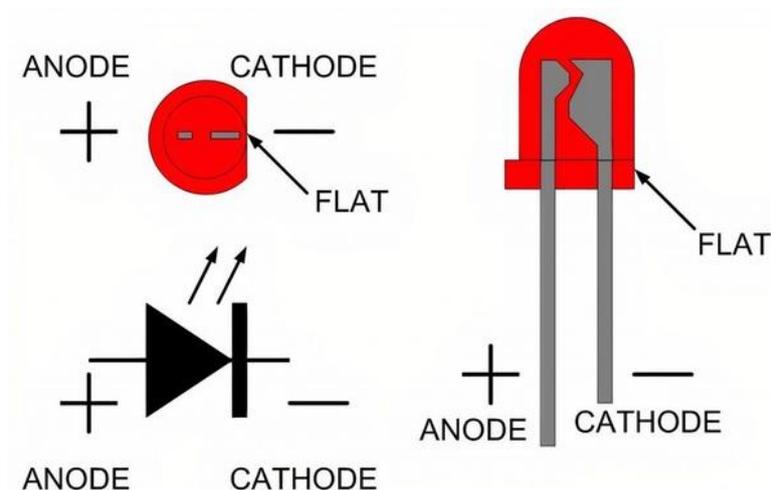


Figure 14 : symbole d'une diode électroluminescente.

▪ **Bloc de réception :**

Le bloc de réception, situé en aval du bloc d'émission, est chargé de capter la lumière émise après son passage à travers les tissus biologiques. Ce bloc est généralement composé de photodiodes ou de phototransistors, qui transforment la lumière en signaux électriques exploitables[23]

Principe de fonctionnement des photodiodes : Les photodiodes sont des semi-conducteurs qui produisent un courant électrique proportionnel à l'intensité de la lumière incidente. Lorsque la lumière traverse les tissus biologiques, elle est absorbée par la photodiode, générant ainsi un courant proportionnel à la perfusion sanguine [23]

Principe de fonctionnement des phototransistors : Les phototransistors sont des dispositifs similaires aux photodiodes, mais ils amplifient le courant généré par la lumière incidente, offrant ainsi une réponse plus sensible aux variations de lumière [23]

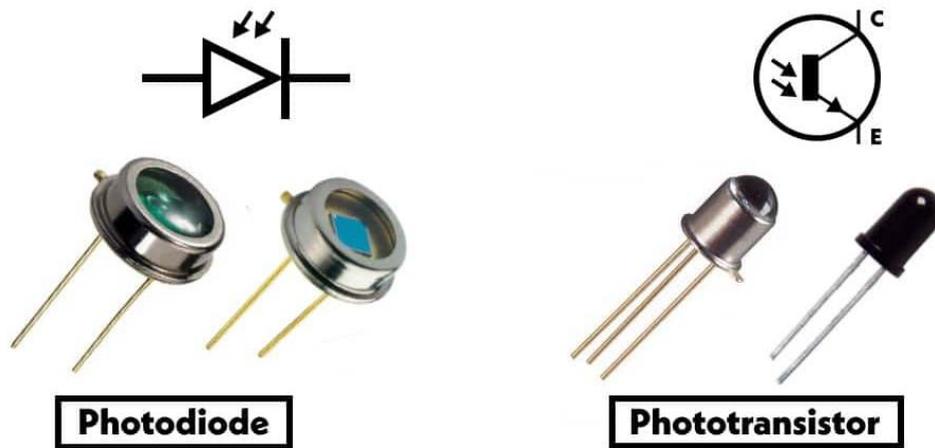


Figure 15 : symbole d'une photodiode et d'un phototransistor.

- **Types de sonde :**

Les capteurs PPG sont disponibles dans une variété de configurations pour répondre aux besoins spécifiques des applications cliniques et d'utilisation [24]

Pinces pour doigts: Ces capteurs sont conçus pour être placés sur le doigt et sont largement utilisés pour la surveillance continue de la fréquence cardiaque et de la saturation en oxygène chez les patients [24]



Figure 16 : une pince de photoplethysmographie de pouls.

Sondes autocollantes: Ces dispositifs sont fixés directement sur la peau à l'aide d'un adhésif et offrent une mesure stable et fiable, idéale pour une surveillance prolongée.



Figure 17 : sonde autocollante.

Pinces à oreilles: Conçues pour être placées sur l'oreille, ces sondes sont adaptées aux patients présentant une mauvaise circulation périphérique.

Capteurs à réflectance: Ces capteurs se placent sur le front, les ailes du nez ou d'autres zones réfléchissantes, offrant une mesure stable et précise de la perfusion sanguine. Ils sont souvent utilisés dans les applications de surveillance médicale et de fitness [24].



Figure 18 : capteur a réflectance .

1.3. Mise en forme du Signal :

La mise en forme du signal est une étape cruciale dans le processus de mesure des signaux physiologiques, impliquant divers composants électroniques pour le traitement analogique du signal, tels que l'amplification et le filtrage.

1.3.1 Amplification :

Les signaux électrophysiologiques, souvent de faible amplitude, nécessitent une amplification pour une précision accrue. Cependant, il est crucial que cette amplification ne concerne que le signal utile, en éliminant les tensions parasites et les tensions de mode commun. À cet effet, les amplificateurs d'instrumentation sont couramment utilisés pour leur capacité à rejeter efficacement les signaux indésirables [25]

Amplificateur Opérationnel Idéal : Un amplificateur opérationnel idéal est un amplificateur différentiel qui amplifie la différence de potentiel électrique entre ses deux bornes d'entrée. Il est représenté par un symbole de triangle avec cinq bornes. En réalité, un amplificateur opérationnel est constitué de deux étages : un étage d'entrée, qui est un amplificateur de différence, et un autre étage de sortie, qui est un amplificateur de basse impédance [25]

$$V_{\text{out}} = A_{\text{OL}}(V^+ - V^-) \quad (01)$$

Amplificateurs d'Instrumentation : Ces dispositifs complets, souvent constitués de plusieurs amplificateurs opérationnels et de composants associés, offrent un gain élevé et une grande précision. Ils se distinguent par leur impédance d'entrée infinie, leur impédance de sortie nulle, leur taux de rejet en mode commun élevé et leur gain différentiel réglable [25]

Configuration de l'Amplificateur d'Instrumentation à Trois Étages :

Cette configuration, basée sur trois amplificateurs opérationnels, associe un amplificateur de différence à un étage d'entrée différentielle symétrique. Elle offre un gain réglable grâce à une seule résistance. Ce type d'amplificateur d'instrumentation permet une grande précision et une stabilité thermique élevée grâce à sa conception intégrée. Dans cette configuration, le premier étage de l'amplificateur d'instrumentation contribue à la symétrie de l'ensemble, réduisant ainsi les erreurs de mode commun. Bien que les amplificateurs opérationnels ne soient

pas parfaits, cette configuration permet d'améliorer le taux de rejet en mode commun par rapport à un amplificateur opérationnel standard [25].

$$V_{\text{out}} = \left(1 + \frac{R_f}{R_i}\right) (V^+ - V^-) \quad (02)$$

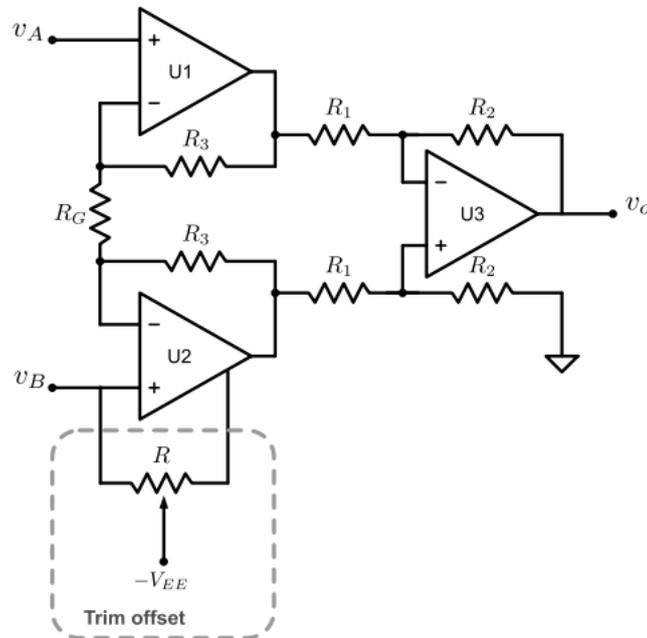


Figure 19 : amplificateur d'instrumentation classique (pré-amplification) .

Rejet du Mode Commun :

Dans un circuit électrique, il est courant que les potentiels d'entrée (v_A) et (v_B) varient de la même manière, comme illustré à la Fig. 2.10. L'amplificateur d'instrumentation vise à amplifier la différence ($v_B - v_A$), mais cette différence peut fluctuer par rapport à la masse avec une tension inconnue ($v_{cm}(t)$). Cela se produit notamment lorsque nous mesurons un potentiel de dérivation, alors que le potentiel du corps varie de manière aléatoire par rapport à la masse, car le corps capte les radiations électromagnétiques environnantes comme une antenne.

Idéalement, la sortie d'un amplificateur différentiel serait fonction de la différence ($v_B + \delta v_{cm} - (v_A + \delta v_{cm}) = v_B - v_A$). Toutefois, la sortie réelle d'un amplificateur est donnée par l'équation suivante :

$$v_o = G_D(v_B - v_A) + G_C \left(\frac{v_B + v_A}{2} \right)$$

où (G_D) est le gain différentiel et (G_C) est le gain en mode commun. Cela signifie qu'une petite fraction de la moyenne des potentiels d'entrée est ajoutée involontairement à la sortie. Cette situation se produit parce qu'il est difficile d'obtenir un appariement parfait des résistances. Par exemple, dans un amplificateur différentiel (Fig. 2.12), si ($R_1/R_2 - R_3/R_4 \neq 0$), alors le terme ($G_C \left(\frac{v_B + v_A}{2} \right)$) est ajouté à la sortie.

Le rapport de rejet du mode commun (CMRR) est une mesure indiquant la capacité d'un amplificateur à rejeter une partie des signaux en mode commun qui sont ajoutés involontairement à la sortie. Il est défini par l'équation suivante :

$$\text{CMRR} = \frac{G_D}{G_C}$$

et peut également être exprimé en décibels (dB) :

$$\text{CMR} = 20 \log_{10} \left(\frac{G_D}{G_C} \right)$$

Un CMRR élevé indique que l'amplificateur est efficace pour rejeter les interférences en mode commun, ce qui est crucial pour obtenir des mesures précises [25]

2.3.1.3 Applications Pratiques :

Dans nos applications pratiques, nous utilisons :

- Le circuit de mise en forme du signal électrocardiographique basé sur le circuit intégré AD620, monté comme un amplificateur d'instrumentation.

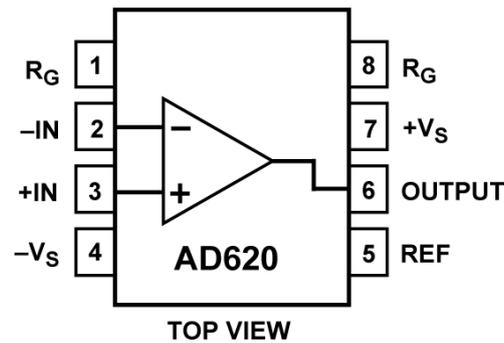


Figure 20 : amplificateur instrumentation AD620 .

- Le circuit de mise en forme du signal photopléthysmographique basé sur le circuit intégré UA741, monté comme un amplificateur opérationnel non inverseur.

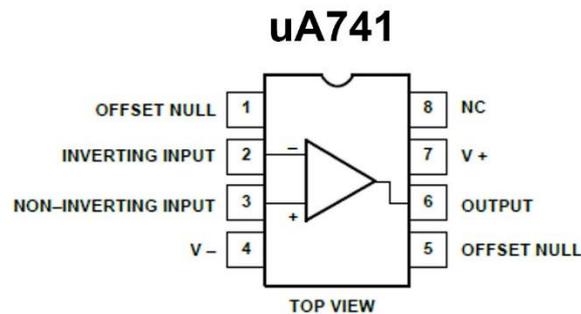


Figure 21 : amplificateur opérationnel.

1.4. Filtrage Analogique :

Malgré l'utilisation de protections par câble et le retour du potentiel moyen mesuré au corps, via le circuit de la jambe droite, un certain bruit est inévitablement capté lors de l'étape de pré-amplification (Fig. 2.13). Cela signifie que l'amplificateur va multiplier à la fois le signal et le bruit. C'est l'une des raisons pour lesquelles l'amplification est divisée en deux étapes. Si une seule étape d'amplification était utilisée, le bruit serait amplifié autant que le signal, ce qui entraînerait un rapport signal/bruit (SNR) médiocre. Clifford et al. (2006) recommandent d'utiliser un gain de 25x lors de la première étape pour obtenir un SNR adéquat.

Le circuit d'amplification de la deuxième étape est un simple amplificateur opérationnel non-inverseur. Cette deuxième étape d'amplification augmente encore le SNR du signal et peut être réglée pour amplifier la tension du signal à une amplitude adéquate pour la plage

dynamique du convertisseur analogique/numérique (A/N). Le filtre passe-haut est de préférence placé entre les premières et deuxièmes étapes d'amplification [25]

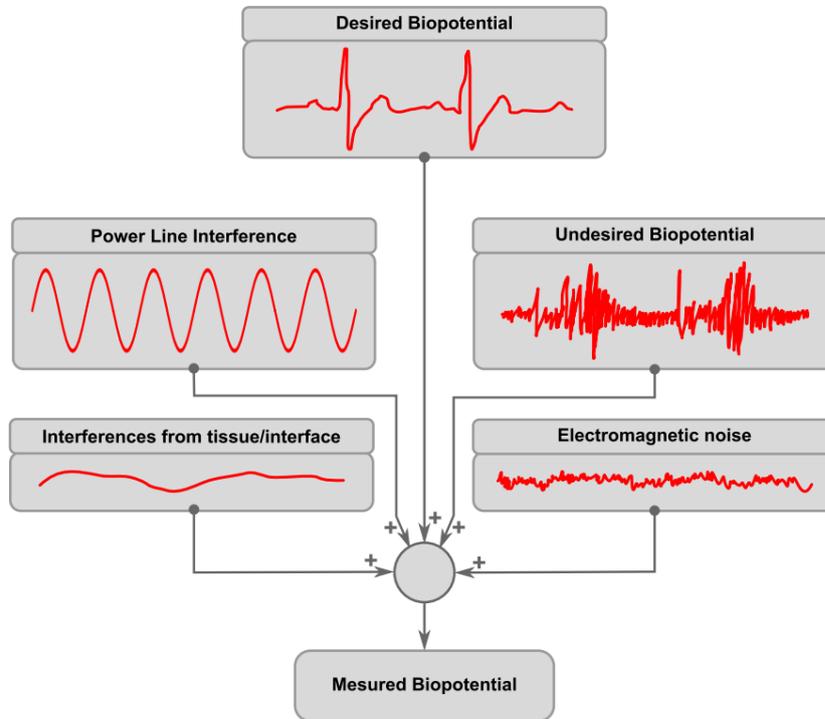


Figure 22 : composantes du biopotential mesuré.

1.4.1 Le Filtre Passe-Haut :

Les signaux ECG sont souvent affectés par des différences de potentiel de demi-cellule à l'interface peau-électrode (décalage DC), ce qui modifie également l'impédance de l'électrode. Ces altérations peuvent être causées par des mouvements de l'électrode dus à la respiration du patient, à ses mouvements, à des tremblements musculaires, à des variations de température ou d'humidité de la peau, ainsi qu'à des effets de gel. Ces changements à l'interface peau-électrode entraînent des fluctuations de potentiel ECG qui ont davantage de contenu dans le spectre des basses fréquences que celles observées dans un ECG « standard ». Dans le domaine temporel, cela se manifeste par une dérive lente de la ligne de base. Pour atténuer ce phénomène, un filtre passe-haut est souvent placé après la première étape d'amplification [25]

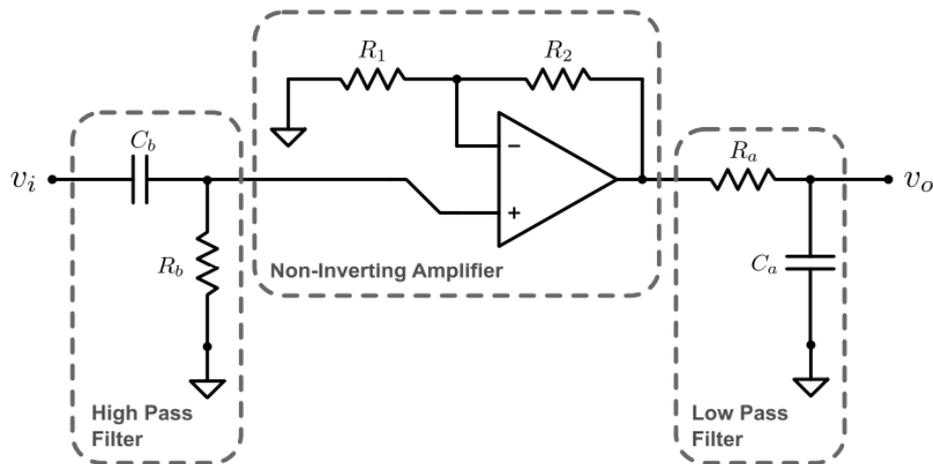


Figure 23 : filtrage analogique avec filtres passifs du 1er ordre et 2ème étage d'amplification avec amplificateur non inverseur .

Il existe plusieurs méthodes pour mettre en œuvre des filtres analogiques passe-haut et passe-bas ainsi que la deuxième étape d'amplification. Une méthode simple consiste à utiliser des filtres RC passifs de premier ordre en série avec un amplificateur opérationnel non-inverseur (voir Fig. 2.11). Les fréquences de coupure (f_{ca} et f_{cb}) peuvent être choisies en ajustant les résistances et les condensateurs de manière à ce que $f_{ca} = 1/(2\pi R_a C_a)$ et $f_{cb} = 1/(2\pi R_b C_b)$, et en définissant le gain de l'amplificateur non-inverseur comme $G = 1 + R_2/R_1$.

La réponse transitoire d'un filtre est aussi importante que sa réponse en fréquence, car la précision du complexe QRS doit être préservée pour un diagnostic correct du patient. Par exemple, plus la réponse du filtre s'éloigne d'un filtre idéal, moins le pic R du complexe QRS sera net. De plus, si la réponse en fréquence du filtre s'éloigne d'un filtre idéal, des oscillations près de la fréquence de coupure peuvent apparaître. Le filtre de Bessel actif à phase linéaire est adapté aux applications ECG car sa réponse en fréquence est exempte de sonnerie et présente une excellente linéarité de phase. Bien que ces caractéristiques contribuent à préserver la morphologie de l'ECG, ce filtre souffre d'une transition de pente lente. Pour surmonter cette limitation, des ordres plus élevés peuvent être utilisés, chaque incrément augmentant la pente de coupure de -20 dB. La fréquence de coupure souhaitée du filtre passe-haut dépend de l'application spécifique. La bande de filtrage suggérée pour le signal ECG, sans introduire de perturbations, se situe entre 0,05 Hz et 250 Hz [25].

1.5. Développement d'un Système Numérique avec Microcontrôleur :

Les microcontrôleurs sont désormais relativement simples à mettre en œuvre, notamment grâce à des environnements de développement tels que l'Arduino et MikroC. Toutefois, une compréhension approfondie de leur fonctionnement est essentielle pour exploiter pleinement leur potentiel dans diverses applications, notamment dans le cadre d'un projet de fin d'études. Les solutions basées sur des composants programmables visent principalement à réduire le nombre de composants sur le circuit électronique, augmentant ainsi la fiabilité de celui-ci. Selon les applications, les microcontrôleurs sont en concurrence avec d'autres technologies.

Un microcontrôleur est une unité de traitement de l'information similaire à un microprocesseur, intégrant un ordinateur entier dans un circuit intégré qui comprend une unité arithmétique et logique. Les avancées technologiques en matière d'intégration ont permis d'incorporer tous les composants nécessaires à la structure de base d'un ordinateur sur une puce de silicium de quelques millimètres carrés.

1.5.1 Objectif du système de traitement numérique automatisé :

Nous avons choisi d'utiliser l'Arduino UNO comme microcontrôleur principal pour notre interface d'acquisition numérique. Ce composant jouera un rôle essentiel dans l'interprétation et le traitement automatique des signaux ECG et PPG détectés et acquis à partir de la carte analogique. Le traitement numérique sera effectué selon un programme d'exécution conçu pour mesurer le nombre de battements cardiaques par minute, en se basant sur la fréquence du train d'impulsions correspondant à l'onde R du signal ECG, ainsi que sur un autre signal logique traduisant le signal PPG. Ce dernier provient d'un étage de conversion analogique-numérique en amont de l'Arduino. Ainsi, l'Arduino agira en tant que détecteur et indicateur des battements cardiaques et le temps de transit d'impulsion (PTT). Ce dispositif de base sera ensuite complété par un afficheur SPI pour une visualisation adéquate des données.

1.5.2 Introduction à la Carte ARDUINO :

La carte ARDUINO est une plateforme électronique polyvalente équipée d'un microcontrôleur programmable, permettant l'analyse et la génération de signaux électriques. Elle est utilisée pour la construction rapide de prototypes ou pour établir une communication avec des logiciels sur un ordinateur [26].

▪ **Description de l'ARDUINO UNO :**

Le modèle UNO, produit par la société ARDUINO, intègre un microcontrôleur ATMEL de référence ATmega328. Ce microcontrôleur, de la famille AVR, fonctionne sur un bus de 8 bits et est programmable en langage C.

La carte UNO est équipée de :

- 14 broches numériques d'entrée/sortie, dont 6 peuvent être utilisées comme sorties PWM (Pulse Width Modulation).
- 6 entrées analogiques, également utilisables comme broches numériques.
- Un quartz de 16 MHz.
- Une connexion USB.
- Un connecteur jack pour l'alimentation.
- Un connecteur ICSP (In-Circuit Serial Programming).
- Un bouton de réinitialisation (reset).
- Logiciel de Programmation ARDUINO

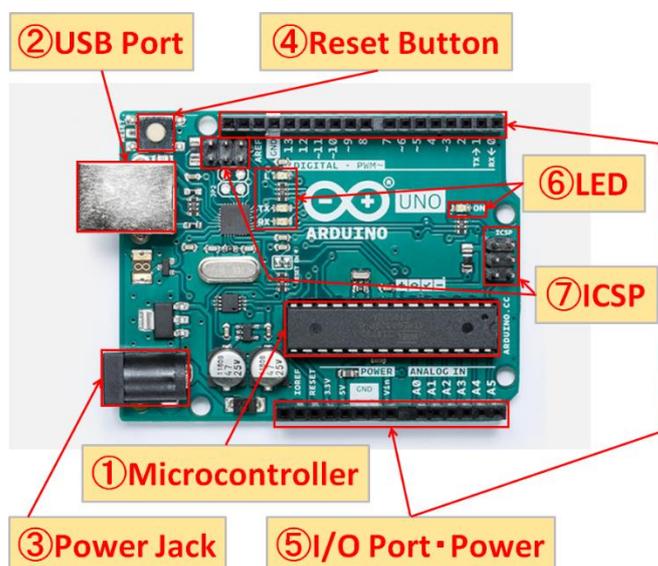


Figure 24 :ARDUINO uno .

▪ **Le logiciel de programmation ARDUINO :**

Le logiciel de programmation ARDUINO, disponible gratuitement sur le site web Arduino.cc, est écrit en Java et s'inspire du langage Processing. Cet environnement de développement intégré (IDE) permet d'écrire, de modifier et de compiler des programmes pour

la carte ARDUINO. Le firmware et les programmes peuvent être transférés à la carte via une liaison série (RS232, Bluetooth ou USB selon le module utilisé) [26] .

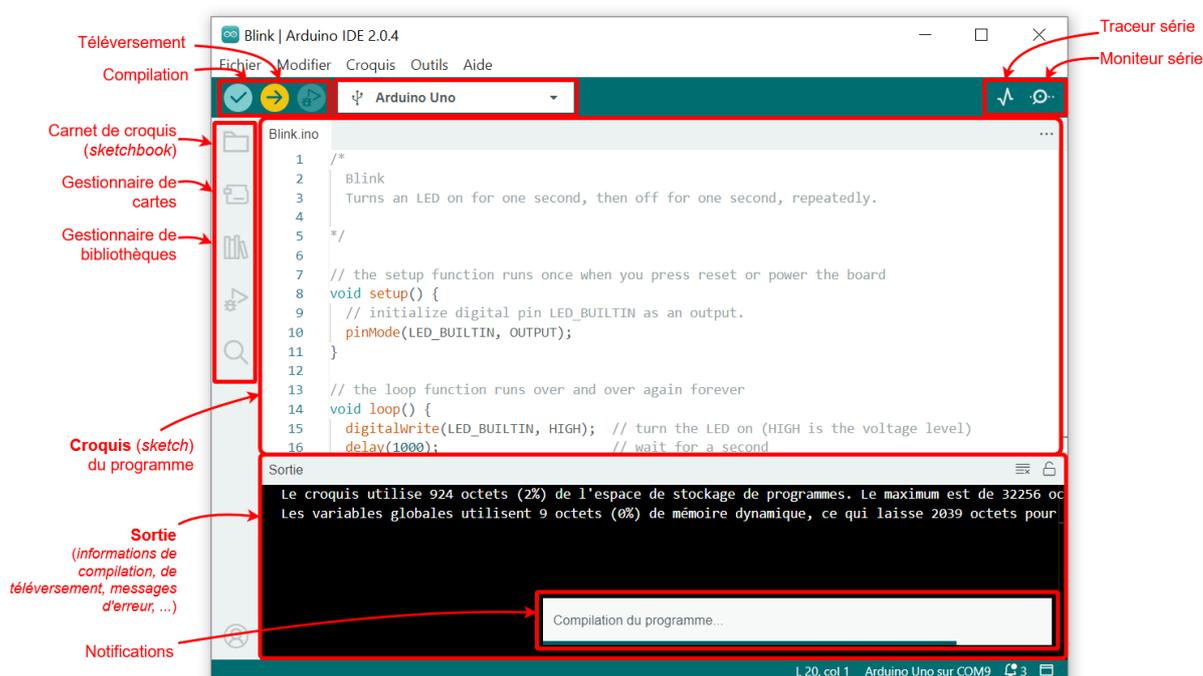


Figure 25 : interface d'environnement de développement intégré (IDE) .

1.5.3 Afficheur SPI :

Un afficheur SPI est un type d'écran ou de dispositif d'affichage qui utilise le protocole de communication série synchrone (SPI) pour transférer des données entre un microcontrôleur et l'écran. Le protocole SPI (Serial Peripheral Interface) est un protocole de communication série synchrone largement utilisé dans les systèmes électroniques pour permettre la communication entre différents composants, tels que les microcontrôleurs, les capteurs et les dispositifs d'affichage.

Dans le contexte des afficheurs SPI, cela signifie que les données sont transférées de manière synchrone entre le microcontrôleur et l'afficheur, ce qui permet une communication rapide et efficace. Les afficheurs SPI sont souvent utilisés dans les projets électroniques où une interface utilisateur graphique est nécessaire, car ils offrent une bonne performance et une intégration relativement simple avec les microcontrôleurs [27].

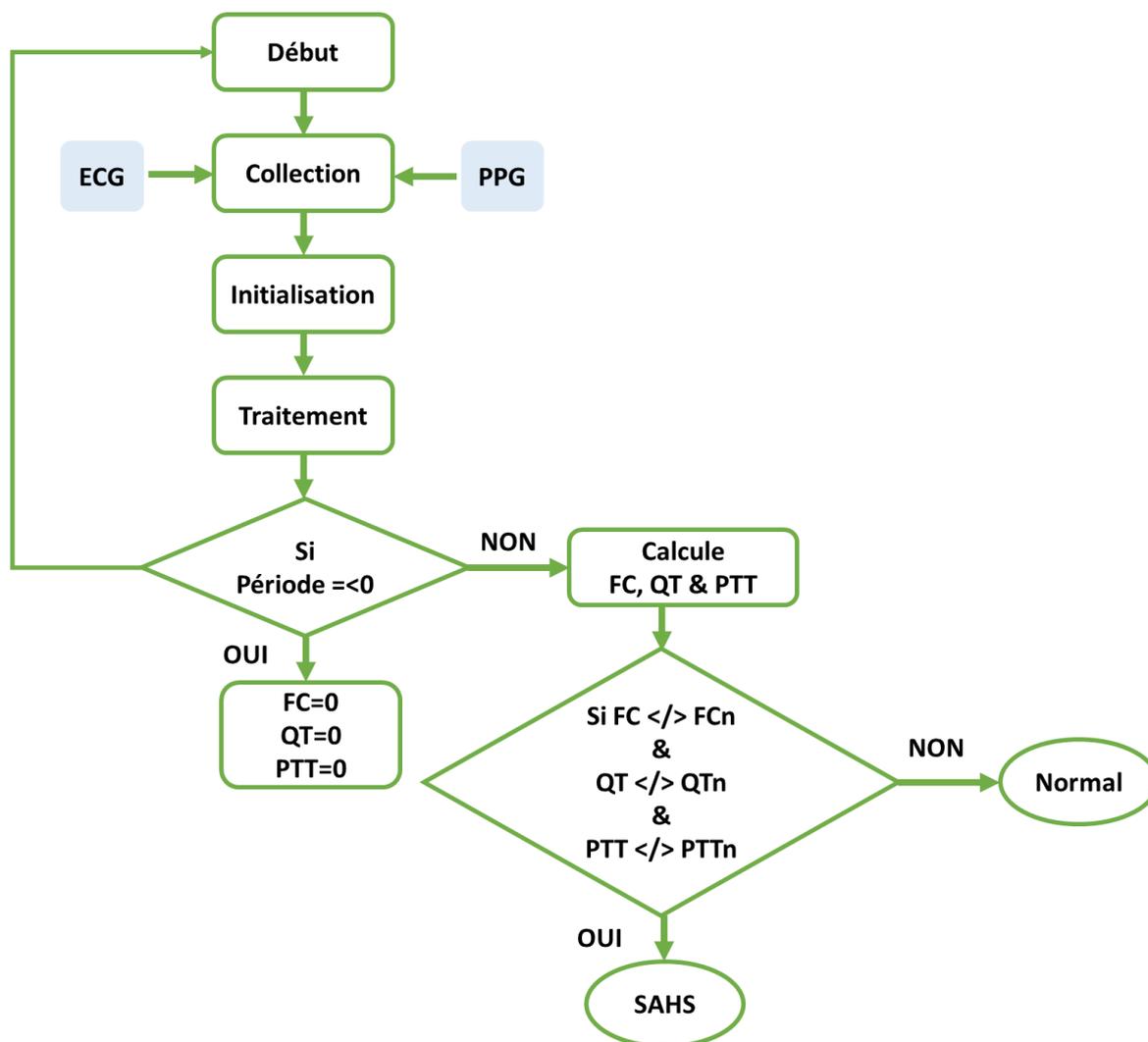


Figure 27 : Algorithme de programmation de l'ARDUINO .

1.6. Conclusion :

Dans ce chapitre, nous avons exploré le schéma bloc général du circuit de mise en forme des signaux électrophysiologiques ECG et PPG. Ce schéma inclut principalement des capteurs biomédicaux (électrodes ECG et capteur PPG) ainsi que des circuits de mise en forme, tels que des amplificateurs d'instrumentation, des amplificateurs opérationnels et des filtres. Le prochain chapitre se concentrera sur la réalisation pratique, le test et la validation de ces circuits.

Chapitre 3 :
Réalisation pratique et
interprétation des résultats

Chapitre 03 :

1.1. Introduction :

Dans ce chapitre, nous présentons une approche innovante pour l'intégration de l'électrocardiogramme (ECG) et du photopléthysmogramme (PPG) dans un système de surveillance cardiovasculaire. En combinant ces deux signaux, nous obtenons une vue plus complète de l'activité cardiaque, permettant d'analyser des paramètres essentiels tels que la fréquence cardiaque, l'intervalle QT et le temps de transit du pouls (PTT). Cette méthode permet une évaluation plus approfondie de la santé cardiaque, avec des applications potentielles dans la détection précoce et la surveillance de conditions telles que l'apnée du sommeil. La conception et la mise en œuvre d'un circuit électronique pour capturer, traiter et afficher ces signaux seront explorées en détail, mettant en lumière l'efficacité des composants utilisés, notamment les modules AD8232 et l'Arduino Nano.

1.2. Structure générale du notre circuit électronique :

Ce circuit électronique est conçu pour l'acquisition et l'affichage de signaux physiologiques, tels que l'électrocardiogramme (ECG) et le photopléthysmogramme (PPG). Le montage intègre plusieurs modules et composants, dont deux modules AD8232 pour la capture des signaux ECG, un microcontrôleur Arduino Nano pour le traitement des données, un clip PPG pour la mesure des variations de volume sanguin, et un afficheur IL9341 pour la visualisation des signaux.

Le schéma de la figure 3.1 englobe les phases les plus importantes du système, de l'acquisition jusqu'au diagnostic médical à dresser.

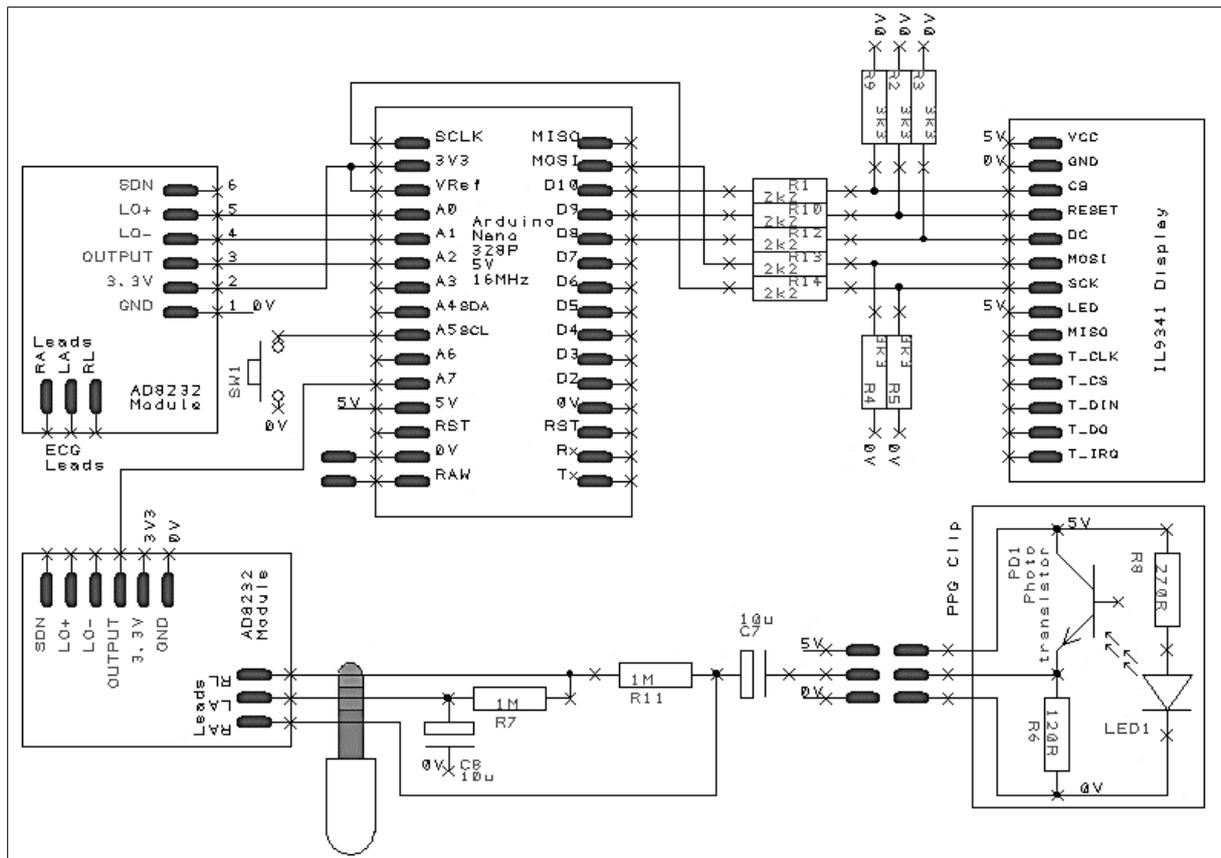


Figure 28 : schéma synoptique de la chaîne de transmission.

1.3. Composants Principaux :

1.3.1 Modules AD8232 :

- Acquisition des Signaux ECG et PPG:

Les modules AD8232 sont conçus pour l'acquisition des signaux électrocardiographiques (ECG). Leur fonction principale est de capter les signaux électriques générés par le cœur et de les conditionner pour une lecture précise.

Les connexions des modules AD8232 incluent :

- Électrodes : RA (bras droit), LA (bras gauche), RL (jambe droite).
- Sortie : OUTPUT, qui délivre le signal ECG traité.
- Alimentation : 3.3V pour le fonctionnement du module et GND pour la référence de masse.

Ces modules captent les signaux électriques associés à l'activité cardiaque à l'aide d'électrodes placées sur le corps humain. Le signal ECG brut est ensuite amplifié et filtré par le module AD8232, ce qui permet d'éliminer le bruit et les interférences. Ce conditionnement du signal permet d'obtenir des mesures ECG plus précises et fiables, essentielles pour une analyse correcte de l'activité cardiaque.

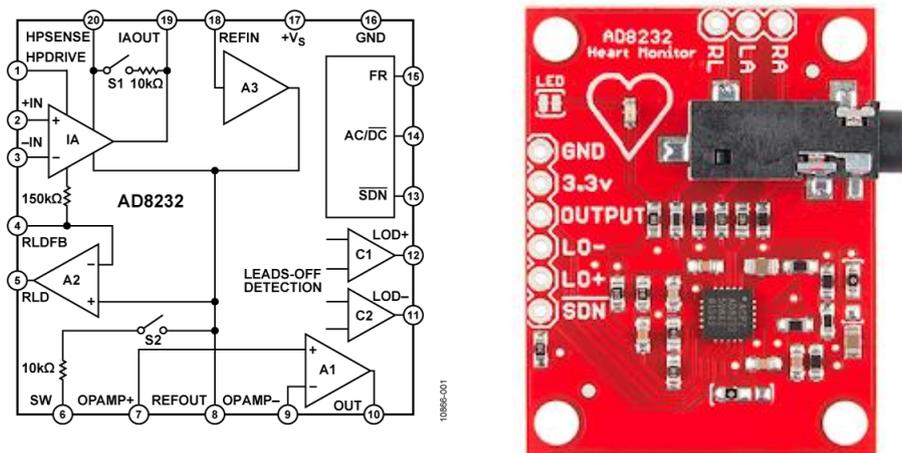


Figure 29 : Module AD8232.

En plus de l'ECG, le module AD8232 peut être utilisé pour la détection des signaux PPG, qui mesurent les variations de volume sanguin dans les tissus à l'aide de la lumière.

1.3.2 Utilisation de l'Arduino Nano dans le Projet SleepGard :

L'Arduino Nano joue un rôle crucial dans le projet de détection des signaux électrocardiographiques (ECG) et photopléthysmographiques (PPG). En tant que cœur du système, il acquiert les données des modules AD8232 pour l'ECG et des capteurs PPG, convertissant les signaux analogiques en données numériques utilisables. Une fois les données acquises, l'Arduino Nano exécute des algorithmes pour traiter les signaux, filtrer le bruit et extraire des caractéristiques pertinentes telles que la fréquence cardiaque, interval QT et interval PPT dans les signaux ECG les signaux PPG.

L'un des principaux avantages de l'Arduino Nano est sa taille compacte, ce qui le rend idéal pour les projets portables ou embarqués où l'espace est limité. Sa compacité permet une intégration facile dans des dispositifs de surveillance biomédicale portatifs. De plus, grâce à l'environnement de développement Arduino (IDE), la programmation de l'Arduino Nano est

simple et accessible même pour les débutants, permettant un développement rapide et une itération facile des algorithmes de traitement de signal.

Dans ce projet, l'Arduino Nano est connecté aux sorties du module AD8232 pour recevoir les signaux ECG. Il lit les variations de tension correspondant à l'activité électrique du cœur et applique des algorithmes de filtrage et de détection de pics pour identifier les intervalles QT, RR, et autres caractéristiques de l'ECG. De manière similaire, l'Arduino Nano reçoit les signaux du capteur PPG via le phototransistor et l'émetteur LED. Il traite ces signaux pour détecter les variations de volume sanguin, permettant ainsi de mesurer la fréquence cardiaque et d'autres paramètres hémodynamiques. Les données traitées par l'Arduino Nano peuvent être affichées sur un écran connecté ou transmises sans fil à un appareil mobile pour une analyse plus approfondie. Cela permet aux utilisateurs de visualiser les paramètres en temps réel et de surveiller leur santé cardiaque au cours de sommeil de manière efficace.

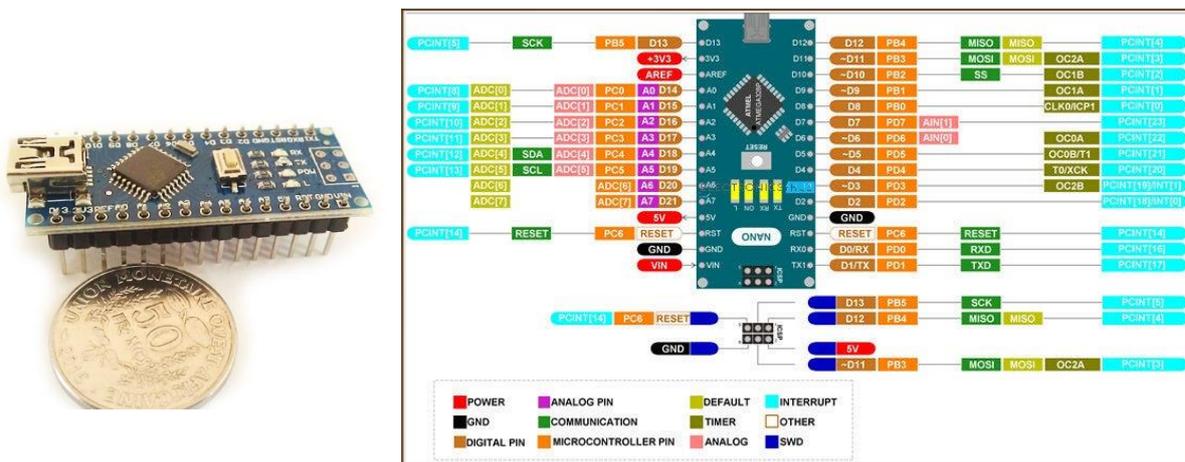


Figure 30 : ARDUINO nano .

1.3.3 Afficheur IL9341 :

L'afficheur IL9341 est un composant clé utilisé dans ce projet pour afficher les signaux électrocardiographiques (ECG) et photopléthysmographiques (PPG) traités. Cet afficheur graphique permet de visualiser en temps réel les données acquises et traitées par l'Arduino Nano, offrant ainsi une interface utilisateur intuitive et pratique pour la surveillance des paramètres cardiaques.

L'afficheur IL9341 est connecté à l'Arduino Nano via des lignes de communication SPI (Serial Peripheral Interface), notamment MOSI (Master Out Slave In), SCK (Serial Clock), et

autres connexions nécessaires pour la transmission des données. L'utilisation du protocole SPI permet une communication rapide et efficace entre l'Arduino Nano et l'afficheur, assurant que les signaux ECG et PPG traités sont affichés sans délai perceptible.

Grâce à cet afficheur, les utilisateurs peuvent observer directement les ondes ECG et les variations des signaux PPG, facilitant ainsi l'interprétation des données et la détection d'anomalies potentielles dans les rythmes cardiaques. L'afficheur IL9341 enrichit l'ensemble du système en offrant une solution visuelle claire et précise pour la présentation des informations vitales en temps réel.



Figure 31 : afficheur il9341 .

1.3.4 Mesure des Variations de Volume Sanguin par Clip PPG :

Le clip PPG est un composant essentiel dans le projet de mesure des signaux cardiaques, utilisé pour détecter les variations de volume sanguin dans les tissus à l'aide d'un capteur optique.

Le clip PPG fonctionne en utilisant une LED comme émetteur de lumière et un phototransistor (PD1) comme détecteur. La LED est alimentée en 5V et éclaire à travers la peau, émettant de la lumière qui pénètre les tissus. Le phototransistor détecte la lumière transmise à travers la peau et convertit les variations de cette lumière en signal électrique. Ces variations sont dues aux changements de volume sanguin, liés au cycle cardiaque.

Le signal électrique généré par le phototransistor est ensuite amplifié par un amplificateur avant d'être envoyé à l'Arduino. Cette amplification est nécessaire pour rendre le signal suffisamment fort pour une interprétation précise par l'Arduino.

Le clip PPG permet de mesurer la fréquence cardiaque et d'autres paramètres hémodynamiques en analysant les variations dans la quantité de lumière réfléchie ou transmise à travers les tissus. Ces mesures sont cruciales pour comprendre les rythmes cardiaques et détecter les anomalies. Le clip PPG, en combinaison avec l'Arduino, fournit une solution efficace et précise pour la surveillance en temps réel des paramètres cardiovasculaires.

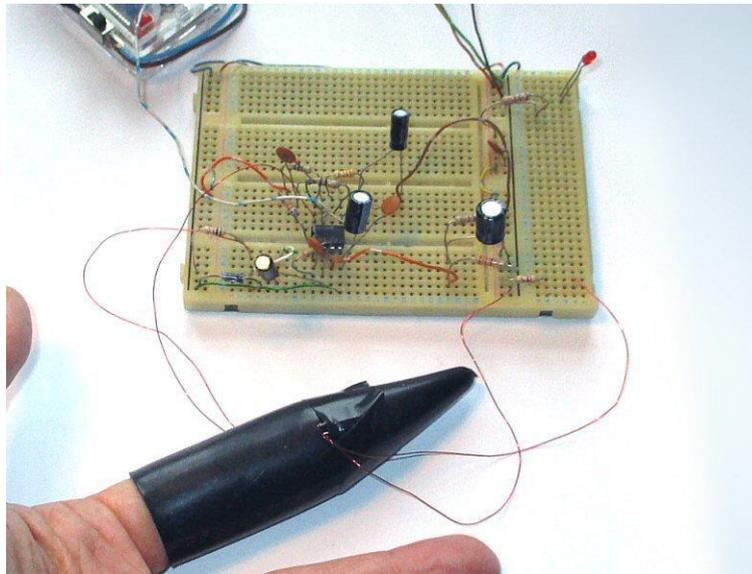


Figure 32 : mesure des variations de volume sanguin par clip PPG .

1.4. Mesure et Filtrage de l'intervalle PPT à partir de l'ECG et de l'onde systolique :

La mesure de la Pulse Transit Time (PPT) est une technique importante en cardiologie et en physiologie pour évaluer la rigidité artérielle et la pression sanguine. La PPT est définie comme le temps nécessaire pour qu'une onde de pouls se déplace entre deux sites artériels dans le corps. Voici une description détaillée du processus de mesure et de filtrage de la PPT à partir de l'ECG (électrocardiogramme) et de l'onde systolique.

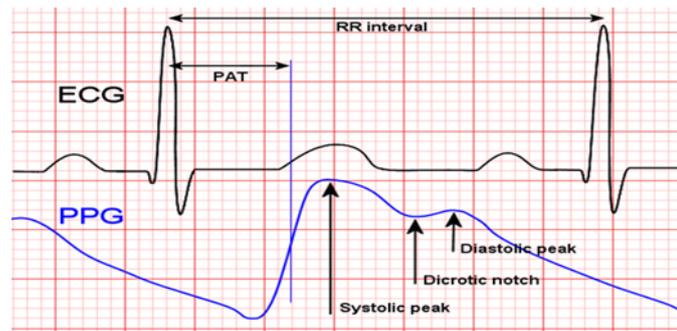


Figure 33 : les différents intervalles importants mesurés dans les signaux ECG et PPG , en mettant en avant les intervalles QT, PPT , et RR .

1.4.1 Mesure de la PPT :

L'ECG est utilisé pour détecter le pic R de l'onde QRS, qui représente le début de la dépolarisation ventriculaire. Le pic R est choisi comme point de départ pour la mesure de la PPT car il est un marqueur temporel fiable de l'activité cardiaque.

La fin de la mesure de la PPT peut être définie de deux manières principales :

Sommet du Pic Systolique : Certains chercheurs choisissent de mesurer la PPT jusqu'au sommet du pic systolique de l'onde de pouls. Ce point correspond au maximum de l'onde de pouls.

Pente Ascendante la plus Raide : D'autres chercheurs préfèrent mesurer la PPT jusqu'à la pente ascendante la plus raide du pic systolique. Ce point est choisi car il peut être plus robuste contre les variations de la forme de l'onde de pouls.

▪ Filtrage de la PPT Calculée :

- **Filtre Médian** : Le filtre médian est appliqué à la séquence de valeurs de PPT calculées. Il est particulièrement utile pour éliminer les valeurs aberrantes causées par des bruits ou des artefacts dans le signal. Le filtre médian d'ordre 5 prend en compte les cinq valeurs les plus récentes et remplace la valeur centrale par la médiane de ces valeurs. Cela permet de lisser les variations extrêmes sans affecter les transitions importantes.

- **Filtre Passe-bas** : Un filtre passe-bas est utilisé pour éviter que les valeurs de PPT affichées ne changent trop rapidement. Ce type de filtre atténue les hautes fréquences du signal, ce qui

réduit les fluctuations rapides et les variations indésirables. Le résultat est une courbe de PPT plus stable et plus facile à interpréter.

La combinaison de ces techniques de mesure et de filtrage permet d'obtenir des valeurs de PPT précises et fiables. En mesurant la PPT depuis le pic R de l'ECG jusqu'à un point spécifique sur le pic systolique, et en appliquant des filtres médian et passe-bas, on peut minimiser les effets du bruit et des variations rapides, fournissant ainsi une évaluation robuste de la rigidité artérielle et de la pression sanguine.

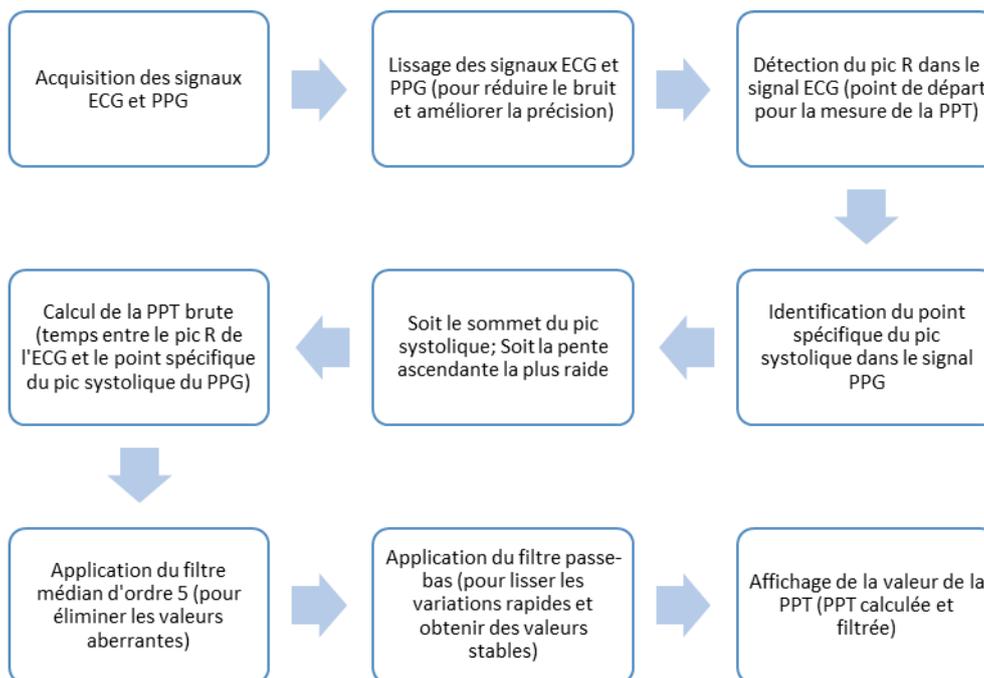


Figure 34 : Algorithme de mesure de l'intervalle PPT à partir des signaux ECG et PPG.

1.5. Mesure de l'intervalle QT :

L'intervalle QT est une mesure clé pour prédire les arythmies ventriculaires. Le « syndrome du QT long » peut être congénital ou dû à divers médicaments. Bien que calculer automatiquement l'intervalle QT soit difficile et que de nombreux médecins se méfient des systèmes automatisés, il existe plusieurs algorithmes de tentative.

L'intervalle QT est défini comme le temps écoulé entre le début de l'onde Q et la fin de l'onde T : Début de l'onde Q est le point où le signal ECG commence à descendre juste avant le pic R. Fin de l'onde T est l'endroit où une ligne tracée à travers la partie descendante de l'onde T rencontre la ligne de base.

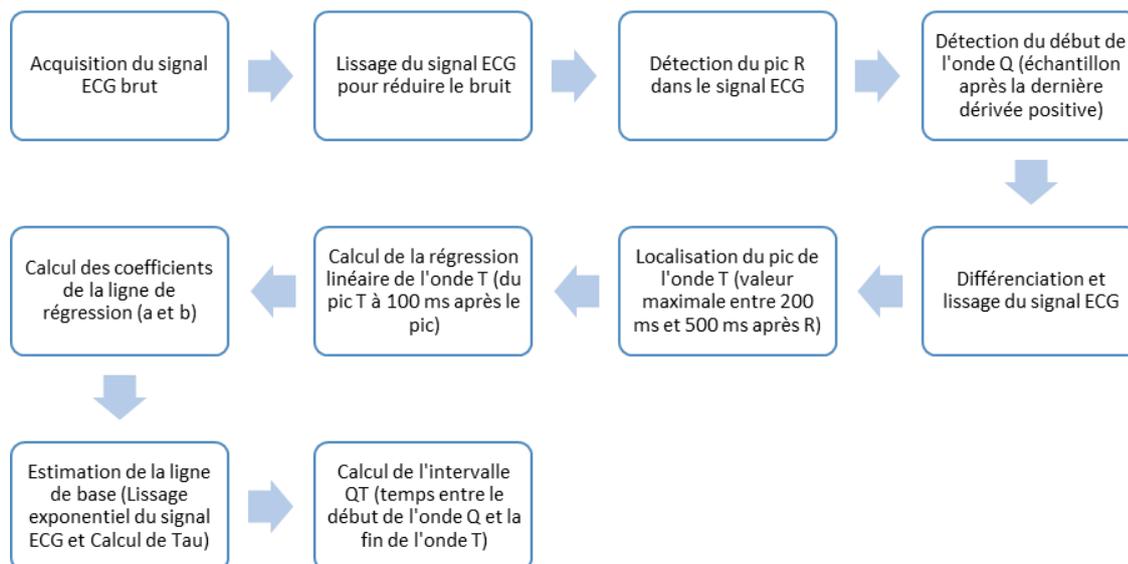


Figure 35 : algorithme de mesure de l'intervalle QT a partir du signal ECG .

1.5.1 Détection du début de l'onde Q :

Le début de l'onde Q est l'échantillon après le dernier point où la dérivée du signal ECG était positive avant le pic R. Le signal ECG est lissé pour réduire le bruit, ce qui rend la détection de l'onde Q relativement simple et précise.

1.5.2 Détection de la fin de l'onde T :

Le signal ECG est différencié et lissé pour identifier les caractéristiques importantes. Le pic de l'onde T est la valeur la plus élevée du signal ECG située entre 200 ms et 500 ms après le pic R. Une ligne de régression est calculée à partir du pic de l'onde T jusqu'à 100 ms après le pic. Les valeurs sont pondérées pour donner plus d'importance aux points situés au milieu de cet intervalle.

- Calcul de la ligne de régression :

Une fois le pic de l'onde T trouvé, la régression linéaire est calculée sur le signal entre le pic et 100 ms après. Les sommes nécessaires pour la régression sont calculées : somme des valeurs du signal ECG (a), somme des temps écoulés depuis le pic R (T), somme des produits $T \cdot a$, et somme des carrés de T. Les coefficients de la ligne de régression sont déterminés en utilisant les formules standard :

$$a = \frac{\Sigma(T \cdot a) - \Sigma(T) \cdot \Sigma(a)/n}{\Sigma(T^2) - (\Sigma(T))^2/n}$$

$$b = \frac{\Sigma(a) - a \cdot \Sigma(T)}{n}$$

- Détermination de la ligne de base :

Le signal ECG est lissé exponentiellement pour estimer la ligne de base. La constante de temps (Tau) varie en fonction de l'écart entre le signal actuel et la ligne de base estimée :

$$alpha = 1 - \frac{1}{Tau}$$

La ligne de base estimée est une copie lissée du signal, ajustée lentement en cas de changements soudains comme les ondes R et T.

- Détermination de la Fin de l'Onde T :

La fin de l'onde T est déterminée comme étant le point où la ligne de régression croise la ligne de base. La ligne de base est une ligne horizontale représentant le niveau de repos du signal ECG.

1.6. Résultats et Discussion :

Pour la discussion des résultats concernant l'affichage combiné des signaux ECG, PPG, et les mesures des intervalles comme l'intervalle QT et l'intervalle PPT, il est important d'interpréter chaque donnée de manière systématique, en comparant les résultats obtenus avec les attentes initiales ou les normes cliniques.

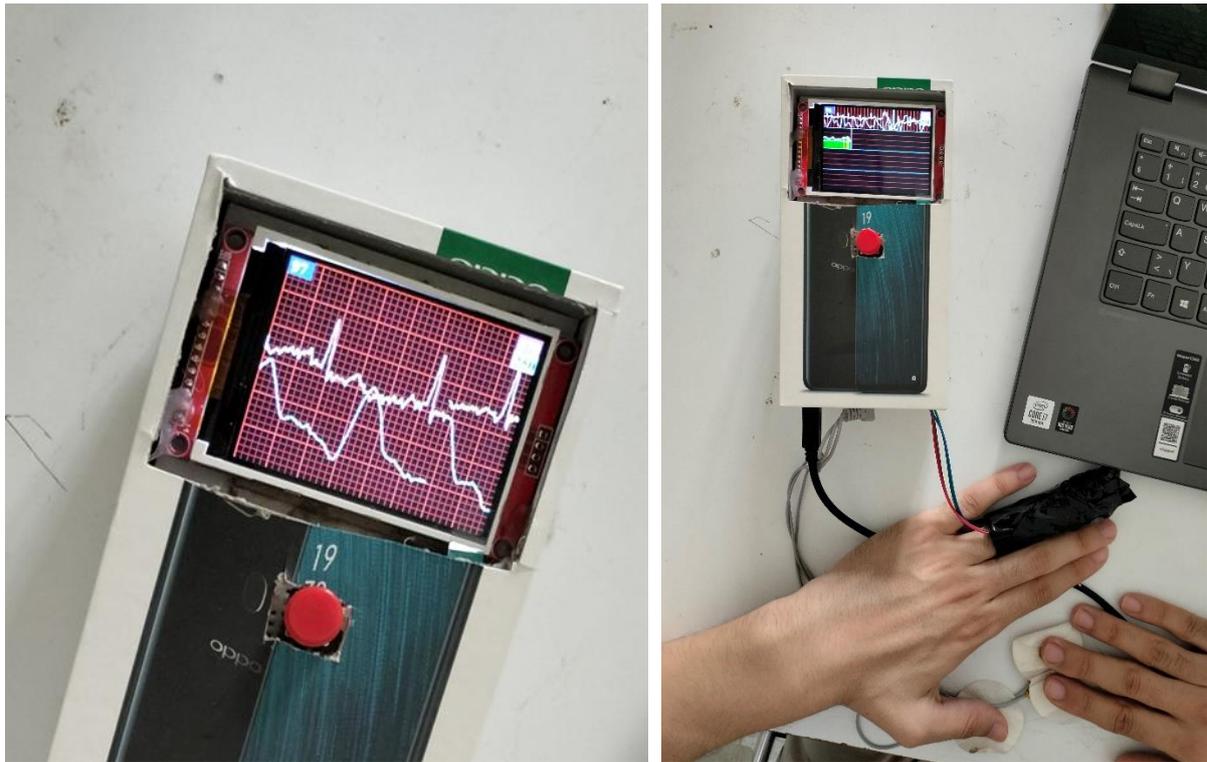


Figure 36 :affichage d'une onde ECG et PPG sur un moniteur portable.

1.6.1 Analyse des résultats ECG :

Le signal ECG affiché montre une détection claire des principales ondes caractéristiques: l'onde P, le complexe QRS, et l'onde T. Le fait que chaque cycle cardiaque soit bien capturé indique que le capteur est capable de suivre efficacement l'activité électrique cardiaque, même dans des conditions dynamiques, telles que l'exercice ou le repos.

Un point crucial dans cette analyse concerne l'intervalle QT, un indicateur important de la repolarisation ventriculaire. Les résultats obtenus révèlent que l'intervalle QT fluctue selon l'état de l'utilisateur (exercice, repos), ce qui est attendu. Un QT allongé peut indiquer des anomalies comme un syndrome du QT long, ce qui nécessite une surveillance. Dans ce contexte, l'outil est capable de fournir une alerte précoce en cas d'anomalies potentiellement dangereuses.

1.6.2 Analyse des résultats PPG :

Le signal PPG, lui, fournit une information complémentaire sur la variation du volume sanguin en fonction du cycle cardiaque. La cohérence entre les signaux ECG et PPG, en termes de synchronisation, confirme que la mesure du PPG est bien calée avec les battements cardiaques. Les résultats montrent que le PPG est sensible aux changements de volume sanguin

dans les tissus, ce qui permet de capter des informations précises concernant la fréquence cardiaque et l'hémodynamique périphérique.

Le temps de transit du pouls (PPT), mesuré entre le pic R de l'ECG et la montée du signal PPG, s'avère être un indicateur pertinent de la rigidité artérielle et de la pression sanguine. Dans ce projet, les résultats ont montré des variations du PPT en fonction des changements de posture ou d'exercice. Un temps de transit plus court durant l'exercice indique une augmentation de la rigidité artérielle, ce qui est physiologiquement cohérent. Toutefois, si ce phénomène persiste au repos, cela pourrait signaler une hypertension ou une pathologie vasculaire sous-jacente.

1.6.3 Fréquence cardiaque et interprétation des résultats :

La fréquence cardiaque mesurée par les deux signaux (ECG et PPG) semble être en accord avec les attentes physiologiques dans différentes conditions (repos, apnée du sommeil.). En particulier, la capacité du dispositif à suivre les variations rapides de la fréquence cardiaque lors de l'exercice démontre une bonne réactivité du capteur. La cohérence entre les mesures de fréquence cardiaque des deux types de capteurs (ECG et PPG) prouve la fiabilité du dispositif, car des écarts significatifs pourraient indiquer des artefacts ou des interférences.

L'utilisation du signal PPG en complément de l'ECG permet également de mesurer la variabilité de la fréquence cardiaque (VFC), qui est un indicateur important de l'équilibre du système nerveux autonome et de la santé cardiovasculaire. Dans les résultats obtenus, une variation normale de la VFC est observée, ce qui est un signe positif d'une bonne régulation cardiaque, surtout chez des individus en bonne santé.



Figure 36 : Calcul de l'Intervalle QT, l'Intervalle PPT et la fréquence cardiaque à l'aide d'un Moniteur des Signaux Cardiaque .

1.6.4 Comparaison des intervalles QT et PPT :

Les deux intervalles principaux étudiés, l'intervalle QT et le PPT, montrent une évolution en fonction de l'activité physique et des conditions physiologiques. L'intervalle QT, corrigé pour la fréquence cardiaque (QTc), reste dans les normes, même après correction. Ce résultat démontre que l'individu observé ne présente pas d'allongement pathologique du QT, qui pourrait signaler un risque accru d'arythmie cardiaque.

Le PPT, quant à lui, a révélé des variations plus prononcées, particulièrement lors de la transition entre l'exercice et le repos. Cette sensibilité à la condition hémodynamique reflète la capacité du dispositif à détecter des changements subtils dans la rigidité artérielle, faisant de ce paramètre un indicateur précoce d'une éventuelle hypertension ou autre dysfonction vasculaire.

Cependant, certains artefacts ont été observés dans les mesures PPG, en particulier lors des mouvements brusques ou des interférences lumineuses, ce qui est un phénomène attendu dans les dispositifs PPG. Ces artefacts peuvent temporairement fausser la mesure de la fréquence cardiaque ou des intervalles, mais ils sont généralement compensés par des algorithmes de traitement du signal. De plus, la comparaison des données entre les différents modes (repos vs exercice) montre que la réactivité des capteurs est parfois limitée par des latences dans le traitement des données.

1.7. Conclusion :

Ce chapitre a démontré l'efficacité d'une approche combinant les signaux ECG et PPG pour la surveillance de la santé cardiovasculaire. L'intégration de ces deux techniques a permis d'obtenir une évaluation détaillée des paramètres critiques, tels que l'intervalle QT et le PTT, fournissant des informations précieuses sur la régulation cardiaque. Les résultats obtenus, que ce soit à travers l'ECG ou le PPG, montrent une bonne cohérence avec les attentes physiologiques et renforcent l'utilité de cette approche dans des applications pratiques telles que la détection de l'apnée du sommeil. Le système développé, basé sur l'Arduino Nano et les modules AD8232, prouve qu'une surveillance en temps réel et précise des signaux cardiaques est non seulement réalisable mais aussi potentiellement révolutionnaire dans le domaine des soins de santé connectés.

Conclusion générale

Conclusion générale :

Dans ce mémoire, nous avons conçu un système de surveillance basé sur l'intégration de deux signaux complémentaires : l'électrocardiogramme (ECG) et le photopléthysmogramme (PPG). Ce système permet de capturer et d'analyser des données clés telles que la fréquence cardiaque, l'intervalle QT et le temps de transit du pouls (PTT), offrant ainsi une vue complète de l'état cardiorespiratoire du patient. Les travaux ont montré que l'utilisation conjointe des signaux ECG et PPG permet non seulement une évaluation plus précise de l'activité cardiaque, mais aussi une détection plus précoce des anomalies pouvant affecter la santé cardiovasculaire.

La conception théorique du système a été suivie d'une réalisation pratique, utilisant des composants accessibles comme l'Arduino Nano pour le traitement des signaux et un afficheur IL9341 pour la visualisation des données en temps réel. Les résultats obtenus lors des tests ont démontré la précision et la fiabilité du système dans des environnements dynamiques, confirmant sa capacité à fournir une surveillance continue et portable des paramètres cardiaques.

Bien que ce dispositif ait été développé principalement pour des applications générales de suivi cardiorespiratoire, il pourrait également s'avérer utile dans le cadre de la gestion de troubles tels que le (SAHS), où la surveillance du rythme cardiaque et des variations de volume sanguin est essentielle. Cette solution pourrait faciliter la détection précoce des anomalies et contribuer à la prise en charge plus proactive des patients.

Ce travail montre que l'intégration de signaux ECG et PPG dans un dispositif portable permet une surveillance plus complète et plus efficace des fonctions cardiorespiratoires. Les avancées technologiques dans le domaine des systèmes embarqués et des capteurs biomédicaux ouvrent la voie à des solutions de santé connectée accessibles à un large public. Les perspectives d'amélioration incluent le perfectionnement des algorithmes de traitement des signaux, ainsi que l'ajout de nouvelles fonctionnalités pour améliorer encore la précision et la convivialité du dispositif. Ce projet représente une avancée vers l'amélioration de la prise en charge des patients et la prévention des maladies cardiovasculaires à travers des solutions de télésurveillance.

Les résultats obtenus dans cette étude ouvrent la voie à de nombreuses pistes d'amélioration et de développement futur dans le domaine de la surveillance cardiorespiratoire. Parmi les

Conclusion générale :

principales perspectives envisagées, plusieurs axes de recherche et d'optimisation peuvent être explorés :

- Amélioration des algorithmes de traitement des signaux.
- Optimisation de la portabilité et de la miniaturisation.
- Surveillance à distance et télémédecine.
- Application dans des études cliniques.
- Études sur la longévité et la robustesse du système.

Références et Bibliographie:

1. García-García, F., *The biological functionality of sleep*. 2023, Frontiers Media SA. p. 1219904.
2. Wolk, R., et al., *Sleep and cardiovascular disease*. Current problems in cardiology, 2005. **30**(12): p. 625-662.
3. Newman, A.B., et al., *Sleep disturbance, psychosocial correlates, and cardiovascular disease in 5201 older adults: the Cardiovascular Health Study*. Journal of the American Geriatrics Society, 1997. **45**(1): p. 1-7.
4. Moosavi-Movahedi, A.A., F. Moosavi-Movahedi, and R. Yousefi, *Good sleep as an important pillar for a healthy life*. Rationality and Scientific Lifestyle for Health, 2021: p. 167-195.
5. Carskadon, M.A. and W.C. Dement, *Normal human sleep: an overview*. Principles and practice of sleep medicine, 2005. **4**(1): p. 13-23.
6. Walker, M., *Why we sleep: Unlocking the power of sleep and dreams*. 2017: Simon and Schuster.
7. Hirshkowitz, M., et al., *National Sleep Foundation's sleep time duration recommendations: methodology and results summary*. Sleep health, 2015. **1**(1): p. 40-43.
8. MA, C., *Monitoring and staging human sleep*. Principles and practice of sleep medicine, 2000: p. 1203-1209.
9. Young, T., et al., *Estimation of the clinically diagnosed proportion of sleep apnea syndrome in middle-aged men and women*. Sleep, 1997. **20**(9): p. 705-706.
10. Samieirad, S., et al., *Will obstructive sleep apnea and apnea/hypopnea index Be corrected following alveolar cleft reconstruction?* World Journal of Plastic Surgery, 2020. **9**(2): p. 146.
11. Lloberes, P., et al., *Diagnosis and treatment of sleep apnea-hypopnea syndrome*. Archivos de Bronconeumología ((English Edition)), 2011. **47**(3): p. 143-156.
12. Roche, F., et al., *Heart rate increment: an electrocardiological approach for the early detection of obstructive sleep apnoea/hypopnoea syndrome*. Clinical science, 2004. **107**(1): p. 105-110.
13. Sörnmo, L. and P. Laguna, *Electrocardiogram (ECG) signal processing*. Wiley encyclopedia of biomedical engineering, 2006.

14. Alian, A.A. and K.H. Shelley, *Photoplethysmography*. Best Practice & Research Clinical Anaesthesiology, 2014. **28**(4): p. 395-406.
15. Smith, R.P., et al., *Pulse transit time: an appraisal of potential clinical applications*. Thorax, 1999. **54**(5): p. 452-457.
16. Pitson, D., A. Sandell, and R. Van den Hout, *Use of pulse transit time as a measure of inspiratory effort in patients with obstructive sleep apnoea*. European Respiratory Journal, 1995. **8**(10): p. 1669-1674.
17. Norton, H.N., *Biomedical sensors, fundamentals and applications*. (No Title), 1982.
18. Sörnmo, L. and P. Laguna, *Bioelectrical signal processing in cardiac and neurological applications*. 2005: Academic press.
19. Schäfer, A. and J. Vagedes, *How accurate is pulse rate variability as an estimate of heart rate variability?: A review on studies comparing photoplethysmographic technology with an electrocardiogram*. International journal of cardiology, 2013. **166**(1): p. 15-29.
20. Xu, P., H. Zhang, and X. Tao, *Textile-structured electrodes for electrocardiogram*. Textile Progress, 2008. **40**(4): p. 183-213.
21. Kalra, A., A. Lowe, and A. Al-Jumaily, *Critical review of electrocardiography measurement systems and technology*. Measurement Science and Technology, 2018. **30**(1): p. 012001.
22. Allen, J., *Photoplethysmography and its application in clinical physiological measurement*. Physiological measurement, 2007. **28**(3): p. R1.
23. Imran, M., M. Shariq, and M. Alam, *Optoelectronics for Biomedical Applications*, in *Nanomaterials for Optoelectronic Applications*. 2021, Apple Academic Press. p. 233-282.
24. Louie, A., et al., *Four types of pulse oximeters accurately detect hypoxia during low perfusion and motion*. Anesthesiology, 2018. **128**(3): p. 520-530.
25. Salinet Jr, J.L. and O.L. Silva, *ECG signal acquisition systems*, in *Developments and Applications for ECG Signal Processing*. 2019, Elsevier. p. 29-51.
26. Tupac-Yupanqui, M., et al., *Exploiting Arduino features to develop programming competencies*. IEEE Access, 2022. **10**: p. 20602-20615.
27. <https://www.usmicroproducts.com/blog/understanding-display-interfaces>