

REPUBLIQUE ALGERIENNE DEMOCRATIQUE ET POPULAIRE

وزارة التعليم العالي والبحث العلمي

Ministère de l'Enseignement Supérieur et de la Recherche Scientifique

جامعة سعيدة — د. الطاهر مولاي

Université Saïda — Dr Tahar Moulay —



Faculté de Technologie

Département d'Electronique

PROJET DE FIN D'ETUDE

Présenté Pour l'Obtention du Diplôme de Master en Génie biomédical Spécialité :

Instrumentation Biomédicale

Réalisation d'un stéthoscope médical à base d'ARDUINO

Présenté par :

-NAIMI Norredine.

-MOHAMMED Fatma Nourelhouda.

Soutenu le 20 / 10 / 2024, devant le jury composé de :

- | | |
|--|--|
| - Pr. ARBOUCHE Omar | <i>Encadreur</i> |
| - Pr. CHIRIFI Abdelhamid | <i>Examineur</i> |
| - Dr. BOUKHALFA Malika | <i>Présidente</i> |
| - Pr. MEZIANE Abdelkader | <i>Représentant du Professeur</i> |
| <i>d'économie et de comptabilité dans l'incubateur "Saïda"</i> | |
| - Pr. AIMER Yassine | <i>Responsable CATI</i> |
| - Dr. Mohamed Houari | <i>Représentant du Partenaire d'économique</i> |

Année universitaire 2023/2024

The page is decorated with pink flowers in the corners. A large, detailed pink flower is in the top right corner. Another large pink flower is in the bottom left corner. There are also smaller, more faded pink flowers in the top left and bottom right corners. The background is a light, textured grey.

Remerciements

On remercie dieu le tout puissant de nous avoir donné la santé et la volonté d'entamer et de terminer ce mémoire.

Tout d'abord, ce travail ne serait pas aussi riche et n'aurait pas pu avoir le jour sans l'aide et l'encadrement de Mr ARBOUCHE Omar, on le remercie pour la qualité de son encadrement exceptionnel, pour sa patience, sa rigueur et sa disponibilité durant notre préparation de ce mémoire.

Notre remerciement s'adresse également à tous nos professeurs pour leurs générosités et la grande patience dont ils ont su faire preuve malgré leurs charges académiques et professionnelles.

Nos profonds remerciements vont également à toutes les personnes qui nous ont aidés et soutenu de près ou de loin principalement à tous nos camarades de promos master 02 instrumentation biomédical 2023/2024.

Dédicace

Je dédie ce modeste travail à :

A ma Chère Mère Khadija.

A Mon Père Aissa, les sacrifices et les qualités humaines

M'ont permis de vivre ce jour.

A tous mes frères et sœurs.

*A toute ma famille, et mes amis, Et à tous ceux qui ont
Contribué de près ou de loin pour que ce projet soit possible,*

Je vous dis merci.

Nourelhouda



Dédicace

Pour ma famille bien-aimée, ce voyage éducatif a été un parcours non seulement pour moi, mais pour nous tous.

Merci à ma merveilleuse épouse et à mes chers enfants pour votre soutien sans fin et vos sacrifices au cours de ces années.

La réalisation de ce mémorandum n'est pas seulement une réussite personnelle, mais le résultat de nos efforts communs en tant que famille.

Je vous en suis reconnaissant et fier de faire partie de cette merveilleuse famille. Merci pour tout, et j'espère un avenir radieux avec vous.

Avec mon grand amour et ma gratitude,

Norredine



Table Des Matières

Remerciement

Dédicace

Table Des MatièresI

Liste Des Figures.....VI

Liste Des Abréviations.....VII

Introduction Générale.....1

Chapitre 1 Généralités sur le stéthoscope médical

1.1. Introduction.....6

1.2. Définition d'un stéthoscope6

1.3. Historique.....7

1.4. Les types d'un stéthoscope10

1.4.1. Le Stéthoscope Doppler10

1.4.2. Stéthoscope obstétrical10

1.4.3. Les stéthoscopes électroniques11

1.5. Principe de fonctionnement11

1.6. Le stéthoscope : structure anatomique12

1.7. Auscultation cardiaque..... 13

1.7.1. Le cœur14

1.7.2. Organisation du cœur14

1.7.3. Le battement cardiaque15

1.7.4. Le système de conduction électrique15

1.8. Le cycle cardiaque16

1.8.1. L'électrocardiogramme (ECG)17

Table Des Matières

1.8.2. Les ondes P, QRS et T de l'électrocardiogramme	17
1.8.3. Les segments de l'ECG	19
1.9. Analyse du Signal Phonocardiographique	19
1.10. Description des Bruit cardiaques	20
1.10.1. Bruits audibles	20
1.10.2. Bruits inaudibles	21
1.10.3. Le battement du cœur.....	21
1.11. Généralités sur les signaux	21
1.11.1. Definition du signal.....	21
1.11.2. Le classement des signaux	21
1.11.3. Signaux Déterministes	22
1.11.4. Signaux Aléatoires	22
1.12. Conclusion.....	22
Référence	23

Chapitre 2 : Conception de Notre stethoscope

2.1. Introduction	27
2.2. Les constituants d'un stéthoscope à base d'Arduino	27
2.2.1. Le capteur	28
2.2.1.1. Types de capteurs sonores	28
2.2.1.1.1. Le Microphone a contact (accéléromètre piézoélectrique)	28
2.2.1.1.2. Microphones dynamiques.....	29
2.2.1.1.3. Microphones à condensateur	30
2.2.1.1.4. Le microphone Electret (ECM).....	30
2.3. Le capteur réalisé	31
2.4. Le conditionnement du signal	32
2.5. Généralités sur la carte ARDUINO	32
2.5.1. L'Arduino	32

Table Des Matières

2.5.2. Carte Arduino	32
2.5.2.1. La carte électronique Arduino	33
2.5.2.2. Les gammes de la carte Arduino	34
2.5.2.3. L'alimentation	34
2.5.2.4. Description de la carte ARDUINO UNO	34
2.5.2.4.1. Caractéristique technique	35
2.5.2.5. Avantage de la carte Arduino UNO	35
2.5.2.6. Catre de développement compatible Arduino nano USB	35
2.5.2.7. Capacité de programmation de d'Arduino	36
2.6. Les Accessoires de la carte Arduino	38
2.6.1. Module thermomètre infrarouge GY-906 (capteur de température sans contact)	38
2.6.1.1. Caractéristiques et avantages	39
2.6.2. Écran TFT 240x240 1.5.....	40
2.6.2.1. Descriptions	40
2.6.2.2. Fonctionnalités	40
2.6.3. Amplificateur audio LM386.....	41
2.6.3.1. Description	41
2.6.3.2. CARACTÉRISTIQUES	42
2.6.4. Microphone MAX9814.....;	42
2.6.4.1. Caractéristiques	43
2.6.5. Les boutons	43
2.6.6. Baffle.....	43
2.6.7. Les switchs (interrupteurs)	44
2.6.8. Bouton de volume	44
2.6.9. . Batterie	44
2.6.10. Module Chargeur de batterie	44
2.7. Considérations ergonomiques dans la conception du stéthoscope	44
2.7.1. Facteurs humains	44
2.7.2. Conception ergonomique	44
2.7.3. Évaluation ergonomique	45

Table Des Matières

2.7.4. Normes et standards	45
2.7.5. Optimisation de la polyvalence et de l'efficacité clinique du stéthoscope	45
2.8. Conclusion	46
Référence	47

Chapitre 3 : Réalisation pratique

3.1. Introduction.....	50
3.2. La réalisation pratique du stéthoscope multi fonction (Le circuit réalisé)	50
3.2.1. Composants utilisés.....	51
3.2.2. Schéma fonctionnel du projet	51
3.2.3. Montage et tests.....	52
3.2.4. Validation.....	52
3.3. L'organigramme de fonctionnement de stéthoscope multi fonction réalisé	53
3.4. Réalisation sur plaque d'essai	53
3.5. Le code de la commande pour L'ARDUINO.....	56
3.6. Signal PCG détecté par notre stéthoscope électronique multifonction.....	56
3.7. La température détectée par notre stéthoscope électronique multifonction.....	56
3.8. Le son obtenue (test de validation de notre réalisation).....	57
3.9. La température obtenue (test de validation de notre réalisation)	58
3.10. Résultats et interprétation.....	58
3.11. Outre l'utilisation du stéthoscope électronique.....	61
3.12. Conclusion.....	62
Conclusion générale.....	63
ANNEXE 1.....	64
ANNEXE 2.....	66

Résumé

Résumé :

Notre étude se concentre sur la réalisation d'un stéthoscope médical à base d'Arduino, en mettant en évidence les possibilités de ce dispositif dans le domaine de la médecine moderne.

Nous analysons le processus de conception et de fabrication du stéthoscope, en nous concentrant sur son fonctionnement électronique et ses composants essentiels.

Cette recherche vise à explorer les avantages et les applications potentielles d'un stéthoscope médical basé sur Arduino dans le diagnostic médical et le suivi des patients en entendant ses sons et le signal acoustique PCG. En outre, ce stéthoscope sera multifonctionnel, contenant un thermomètre intégré, élargissant ainsi ses capacités diagnostiques et de suivi des patients.

Mots clés : stéthoscope, thermomètre, Arduino, électronique, médical, diagnostic suivi des patients.

ملخص الدراسة

دراستنا تركز على تصميم سماعة طبية بناءً على منصة **Arduino**، حيث نسلط الضوء على إمكانيات هذا الجهاز في مجال الطب الحديث. سنقوم من خلال هذه الدراسة بتحليل عملية التصميم والتصنيع لهذا الجهاز، مع التركيز على عمله الإلكتروني ومكوناته الأساسية.

تهدف هذه الدراسة أيضاً إلى استكشاف المزايا والتطبيقات المحتملة لسماعة طبية قائمة على **Arduino** في "التشخيص الطبي" ومتابعة المرضى من خلال تسمع أصواته وإشارة التخطيط الصوتي. بالإضافة إلى ذلك، ستكون هذه السماعة متعددة الوظائف، حيث تحتوي على "ميزان حرارة مدمج"، مما يوسع إمكانياتها في التشخيص ومتابعة المرضى.

الكلمات المفتاحية: سماعة طبية، ميزان حرارة، **Arduino**، إلكترونيات، طبي، تشخيص، متابعة المرضى.

● Liste Des Figures

Chapitre 01 Généralités sur le stéthoscope médical

Figure 1.1 : Un stéthoscope.....	7
Figure 1.2: Une auscultation immédiate (b). Auscultation médiate avec un stéthoscope en bois (a).....	7
Figure 1.3: Stéthoscope de Laennec.....	8
Figure 1.4: Premier modèle rapporté par Piorry, 1828.....	9
Figure 1.5: Stéthoscope du Dr Littmann.....	9
Figure 1.6 : Stéthoscope Doppler.....	10
Figure 1.7: Stéthoscope Obstétrical.....	11
Figure 1.8: Anatomie d'un stéthoscope	13
Figure 1.9 : schéma fonctionnel du cœur.....	15
Figure 1.10 : schéma du cœur et de son réseau de conduction électrique.....	16
Figure 1.11 : étapes successives de dépolarisation /repolarisation du cœur	18
Figure 1.12 : propagation des ondes électro cardiographiques.....	19
Figure 1.13: Signal Phono cardiographique normal.....	20

Chapitre 02 Conception de Notre stéthoscope

Figure 2.1 : Le schéma bloc du Stéthoscope électronique.....	28
Figure 2.2 : Le microphone dynamique.....	29
Figure 2.3: Le microphone à condensateur.....	30
Figure 2.4 : Photos du capteur ECM.....	31
Figure 2.5 : La carte électronique Arduino.....	33
Figure 2.6 : Arduino Uno SMD (Ou CMS en français pour Composant Montéen Surface)	35

LISTE DES FIGURES

Figure 2.7 : La carte Arduino Nano.....	36
Figure 2.8 : Interface IDE Arduino.....	37
Figure 2.9 : Paramétrage de la carte.....	38
Figure 2.10 : Module thermomètre infrarouge GY-906.....	39
Figure 2.11 : module d'affichage à cristaux liquides LCD.....	40
Figure 2.12 : Amplificateur audio LM386.....	41
Figure 2.13 : Microphone MAX9814.....	43

Chapitre 03 : Réalisation pratique

Figure 3.1: Schéma fonctionnel du notre projet.....	52
Figure 3.2: le logo de l'appareil à fabriquer lors de son démarrage.....	54
Figure 3.3: Mesure de température pris par le capture MLX90614.....	54
Figure 3.4 : Signal capter par le microphone MAX9814.....	55
Figure 3.5: Le code d'Arduino.....	56
Figure 3.6: affichage de la température d'objet détecté.....	57
Figure 3.7: affichage du résultat de la température ambiante sur l'écran de l'appareil.....	58
Figure 3.8: Circuit réalisée avec Stéthoscope.....	60
Figure 3.9 : La boite final du notre stéthoscope.....	61

● Liste Des Abréviations

PCG : Phonocardiographie.

ECM : Microphone a Condensateur Électret.

E/S: entrée/sortie.

USB: L'UNIVERSAL Serial Bus.

LED: LIGHT EMITTING DIODE.

VCC : Tension alternative en Volt.

VDC : Tension alternative en Volt.

VDD : Alimentation du circuit.

VSS : Masse électrique du circuit

ECG : électrocardiogramme

Introduction général

1. Problématique :

Les bruits cardiaques, également désignés sous le terme de signal phonocardiographie (PCG), contiennent des informations cruciales sur le fonctionnement du cœur. Néanmoins, ces sons peuvent s'avérer difficiles à détecter à l'oreille humaine, notamment lorsqu'il s'agit de bruits de faible intensité comme les souffles diastoliques.

L'examen d'auscultation, pratiqué par les médecins à l'aide d'un stéthoscope, revêt une importance capitale dans le diagnostic des affections cardiaques. Cette méthode est largement utilisée, notamment dans les zones où les équipements médicaux avancés ne sont pas facilement accessibles.

Cependant, l'identification des signes d'une pathologie cardiaque à partir des bruits auscultés au stéthoscope représente un défi complexe nécessitant un entraînement approfondi des praticiens. Les bruits cardiaques peuvent être très proches les uns des autres, et ceux associés à des troubles cardiaques sont souvent plus discrets que les bruits normaux. Par conséquent, la détection précise de ces anomalies peut s'avérer ardue pour le médecin.

De plus, une fois que le médecin maîtrise l'utilisation du stéthoscope, il n'existe pas de méthode standardisée pour transmettre cette compétence aux autres professionnels de la santé, notamment aux stagiaires en formation. Cette lacune représente un défi supplémentaire dans l'apprentissage de l'auscultation cardiaque.

Une solution prometteuse consisterait à enregistrer les bruits cardiaques afin de les analyser graphiquement et de mieux les comprendre. Malheureusement, les stéthoscopes traditionnels utilisés par les médecins ne permettent pas cette fonctionnalité, limitant ainsi la capacité d'analyse ultérieure.

C'est pourquoi il serait judicieux de développer un stéthoscope médical basé sur la plateforme d'Arduino, offrant à la fois une solution économique, robuste et conviviale.

1. Problématique

À ce constat, émerge la question fondamentale : ***Comment concevoir et réaliser efficacement un stéthoscope médical multifonctionnel, intégrant les fonctionnalités de base, grâce à la technologie d'Arduino ?***

2. Hypothèses :

Afin de répondre à notre problématique, nous formulons les hypothèses suivantes :

La technologie Arduino, avec ses capacités de programmation et de connectivité, offre une plateforme idéale pour développer un stéthoscope médical multifonctionnel.

L'intégration d'un thermomètre dans le stéthoscope permettra une mesure précise et rapide de la température corporelle du patient.

Objectifs de l'étude

L'objectif principal de notre étude est de concevoir, développer et évaluer un stéthoscope médical multifonctionnel basé sur la technologie d'Arduino, intégrant les fonctionnalités de base d'un stéthoscope traditionnel ainsi que la capacité de mesurer la température corporelle.

Nous chercherons à explorer les aspects suivants :

La faisabilité technique et la conception du stéthoscope médical multifonctionnel.

Les méthodes de mesure de la température corporelle et leur intégration au dispositif.

L'ergonomie et l'expérience d'utilisateur du stéthoscope, en tenant compte des besoins des professionnels de la santé.

L'efficacité clinique du stéthoscope dans la détection des anomalies cardiaques et pulmonaires, comparativement aux stéthoscopes traditionnels.

Les perspectives d'avenir pour l'amélioration et l'expansion des fonctionnalités du stéthoscope médical à base d'Arduino, notamment dans le domaine de la télémédecine et de la santé connectée.

1. Motivation du choix :

Nous avons choisi cette question de recherche car nous sommes convaincues que le développement d'un stéthoscope médical multifonctionnel à base d'Arduino représente une avancée significative dans le domaine de la santé.

Ce projet répond à un besoin croissant d'innovation technologique dans le domaine médical, en offrant une solution pratique et polyvalente. En intégrant des fonctionnalités telles que la mesure de la température corporelle, notre stéthoscope vise à améliorer le processus de diagnostic et à faciliter le suivi des patients.

Nous croyons fermement que cette recherche contribuera à l'amélioration des soins de santé et à l'optimisation des pratiques médicales, en mettant en avant les avantages de la convergence entre la technologie et la médecine.

De plus, nous sommes motivées par l'idée de contribuer à l'amélioration continue des soins de santé en apportant notre expertise dans le développement de solutions technologiques innovantes. En collaborant avec des professionnels de la santé et des experts en ingénierie, nous espérons que notre travail contribuera à faire progresser la médecine en Algérie et à offrir des outils plus efficaces et accessibles pour les praticiens et les patients.

2. Méthodologie :

Notre étude se basera sur une approche de recherche-action participative, impliquant une collaboration étroite entre les chercheurs et les praticiens de la santé de la wilaya de Saida pour concevoir, développer et évaluer le stéthoscope médical à base d'Arduino. Cette approche permettra une intégration harmonieuse des besoins cliniques et des exigences technologiques tout au long du processus de développement.

Pour mener à bien notre étude, nous utiliserons une méthode itérative et progressive, commençant par une phase de conception initiale où nous définirons les spécifications du stéthoscope en fonction des besoins des utilisateurs et des contraintes techniques. Ensuite, nous procéderons à la phase de développement, où nous programmerons et assemblerons les composants matériels et logiciels du stéthoscope. Enfin, nous effectuerons une série de tests et d'évaluations cliniques pour valider les performances et l'efficacité du dispositif, en tenant compte des retours d'expérience à l'aide des experts de santé publique.

3. Plan du travail

Pour mener à bien notre travail, nous avons élaboré un plan comme suit :

Dans ce premier chapitre, intitulé « **Généralités sur le stéthoscope médical** », nous abordons quelques concepts fondamentaux sur le stéthoscope médical, notamment son histoire, son fonctionnement de base, et son rôle dans le diagnostic médical. Nous explorerons également les différentes parties composant un stéthoscope traditionnel ainsi que les types de bruits et de signaux qu'il peut détecter. En outre, nous discuterons des avancées récentes dans le domaine des stéthoscopes intelligents et des tendances émergentes dans la technologie médicale.

Le deuxième chapitre, intitulé « **Conception de Notre stéthoscope** », vise à cerner et présenter les étapes de recherche et de conception nécessaires à la réalisation d'un stéthoscope médical multifonctionnel utilisant la plateforme Arduino. Nous examinerons les caractéristiques techniques de l'Arduino et ses capacités de programmation, ainsi que les différentes composantes matérielles et logicielles requises pour créer un tel dispositif. De plus, nous aborderons les considérations ergonomiques et fonctionnelles dans la conception du stéthoscope, en mettant l'accent sur la polyvalence et l'efficacité clinique du dispositif.

Le troisième chapitre porte comme titre : « **Réalisation pratique** » Tout d'abord, nous aborderons la première étape « la programmation », où nous développerons le code nécessaire pour contrôler les fonctionnalités du stéthoscope, y compris la capture des signaux audio, la mesure de la température corporelle à l'aide du thermomètre intégré, et la communication avec les autres composants du dispositif. Cette section détaillera les étapes nécessaires à la construction concrète du dispositif, depuis l'assemblage des composants matériels jusqu'à la configuration finale. Nous mettrons en lumière les défis pratiques rencontrés lors de la fabrication du stéthoscope et les solutions adoptées pour les surmonter.

Enfin, nous terminerons par une conclusion qui résumera les principales découvertes de notre étude. Nous discuterons également des implications de notre recherche pour le domaine de la santé et de la technologie médicale, en soulignant les opportunités futures pour l'amélioration et l'expansion des fonctionnalités du stéthoscope.

Chapitre 1 :

Généralités sur le stéthoscope médical

1.1. Introduction

L'activité cardiaque se traduit par l'émergence d'un ensemble de sons. La révolution cardiaque produit des vibrations acoustiques qui ne sont pas toutes perceptibles par l'homme [1]. Il est fréquent que les médecins utilisent l'auscultation des sons émis par le cœur lors de ses contractions pour diagnostiquer les maladies cardiovasculaires et respiratoires. Le stéthoscope est l'instrument le plus utilisé pour l'auscultation dans le domaine cardiologique [2].

Ce chapitre offre une vision globale du stéthoscope, un instrument indispensable en médecine. Nous débuterons par sa définition, ensuite nous examinerons son histoire, depuis sa création jusqu'à ses versions contemporaines. On présentera plusieurs catégories de stéthoscopes ainsi que leur mécanisme de fonctionnement. Par la suite, nous étudierons l'anatomie de l'instrument et son utilisation dans l'écoute du cœur, en étudiant le cycle cardiaque, les sons du cœur et le signal phonocardiographie. Finalement, nous aborderons les concepts fondamentaux liés aux signaux physiologiques détectés par le stéthoscope.

1.2. Définition d'un stéthoscope :

L'instrument acoustique appelé stéthoscope est principalement utilisé dans le domaine médical pour l'écoute des sons produits par le cœur, tels que le rythme cardiaque et les poumons. Cependant, il peut également être utilisé dans d'autres domaines, notamment pour détecter un bruit dans un objet [3].

Le stéthoscope est employé par pratiquement tous les praticiens médicaux, tels que les cardiologues, les étudiants en médecine, les médecins généralistes et gynécologues, les infirmières, les pneumologues et les urgentistes. Il y a donc différentes catégories de stéthoscopes, allant du stéthoscope traditionnel au stéthoscope électronique en passant par le stéthoscope pédiatrique [4].



Figure 1.1 : Un stéthoscope.[4]

1.3. Historique :

L'évaluation des sons émis par le corps humain, pour autant que les documents en notre possession nous laissent en juger, remonte à l'Égypte ancienne. Des papyrus datant du 17^{ème} siècle avant Jésus Christ mentionnent déjà l'écoute des sons intérieurs du corps en fonction des maladies. C'est jusqu'au début du 19^{ème} siècle que les médecins examinent leurs patients de façon directe, c'est à dire l'oreille collée au thorax afin de percevoir les bruits internes. On désigne cela sous le nom d'auscultation immédiate. Le jeune docteur Laennec, gêné de devoir examiner directement une femme de 40 ans, utilise 24 feuilles de papier qu'il roule en cornet. Cela lui permet non seulement d'écouter les sons internes sans toucher la patiente, mais aussi de les percevoir de manière intense et claire. Laennec invente ainsi l'auscultation médiate en 1817. Sa découverte fut approfondie par la fabrication du premier stéthoscope (littéralement dérivé des mots grecs « voir » et « thorax ») en bois [5].

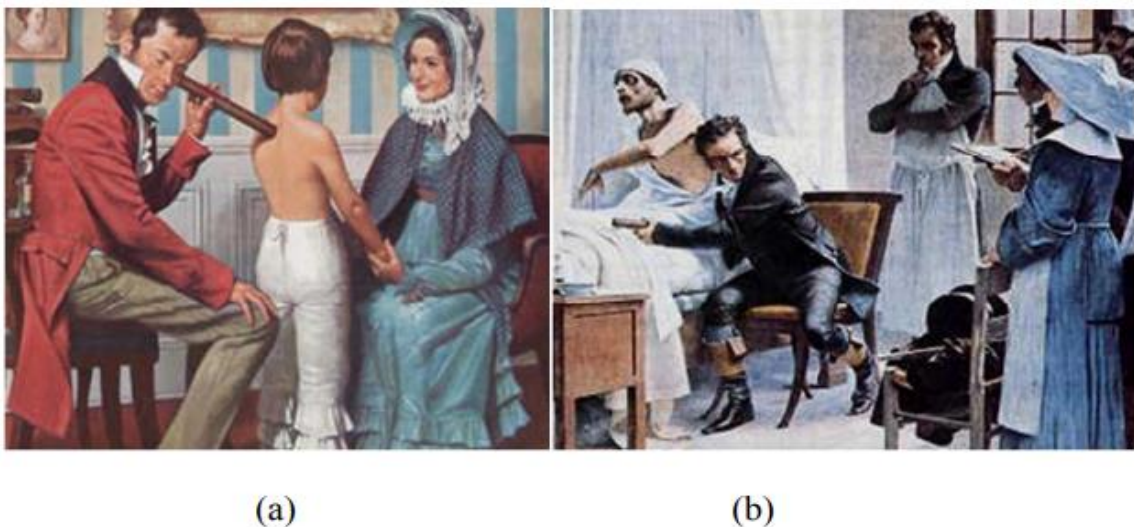


Figure 1.2: Une perception instantanée (b). Une écoute médiate à l'aide d'un stéthoscope en bois (a) [6].



Figure 1.3: Le stéthoscope de Laennec.[6]

Dès 1825, Stokes a introduit et diffusé l'usage du stéthoscope en Grande-Bretagne, qui s'est rapidement répandu à travers le monde. Cet instrument, bien que très basique, a été une véritable révolution dans le diagnostic des maladies cardiaques et pulmonaires. Le stéthoscope a beaucoup évolué, bien que son utilisation n'ait pas évolué. Vers 1830, Pierre Piorry a amélioré le modèle en réalisant un adaptateur en ivoire pour le côté auriculaire. À la même époque, le pavillon est relié à l'écouteur par un tube flexible, mais le modèle rigide va encore être utilisé pendant quelques décennies. Pierre Adolphe Piorry a donné au stéthoscope une forme évasée. Cette forme est encore présente aujourd'hui dans les stéthoscopes fœtaux (appelés stéthoscopes de Pinnard). En 1832, le stéthoscope deviendra également flexible. Un tuyau souple relie la partie évasée à celle appliquée au patient [6].

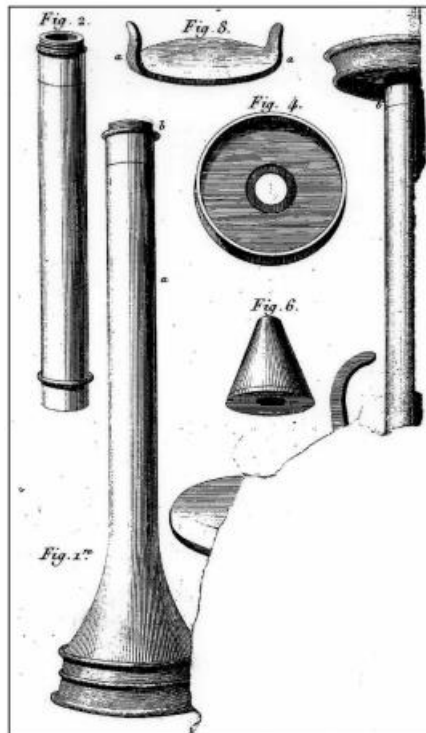


Figure 1.4: Premier modèle rapporté par Piorry, 1828.[6]

C'est vers 1870 qu'on trouve des stéthoscopes qui sont déjà très proches des instruments modernes que nous utilisons. Le stéthoscope à double pavillon avait vu le jour et avait pour objectif de comparer les sons audibles à deux endroits distincts. Le Dr David Littmann, un cardiologue, donne la forme finale du stéthoscope moderne en 1961, en donnant la description du stéthoscope idéal. Deux pavillons réversibles et biauriculaires. De nos jours, la marque Littmann (marque commerciale de la société 3M) est considérée comme une référence en matière de stéthoscopes [7].



Figure 1.5: Stéthoscope du Dr Littmann.[7]

Aujourd'hui, les stéthoscopes continuent de progresser, les professionnels de la santé étant désormais en mesure de sélectionner entre les stéthoscopes acoustiques et électroniques.

Si les stéthoscopes acoustiques demeurent un dispositif médical très prisé, les stéthoscopes électroniques présentent de nombreux bénéfices. Le fonctionnement de ces stéthoscopes repose sur la conversion des ondes sonores acoustiques en informations électriques. Le principal atout des stéthoscopes électroniques par rapport à l'acoustique réside dans leur capacité à amplifier les sons faibles souvent inaudibles par l'oreille ou par le stéthoscope acoustique de manière isolée. Étant donné que la science ne cesse de progresser, il est indéniable que d'autres modifications, même faibles, seront apportées éventuellement au stéthoscope moderne actuellement utilisé [8].

1.4. Les types d'un stéthoscope :

1.4.1. Le Stéthoscope Doppler :

Le stéthoscope doppler utilise la même méthode que le stéthoscope traditionnel, mais il améliore l'exploration des artères en mesurant l'index de pression systolique (pression au moment de l'éjection du sang par le cœur), ce qui facilite le dépistage d'une atteinte artérielle (artériopathie) [9].



Figure 1.6 : Stéthoscope Doppler.[9]

1.4.2. Stéthoscope obstétrical :

Stéthoscope obstétrical en aluminium Pinard Il est nécessaire d'appliquer STARCARE sur la paroi abdominale de la maman, dans une zone proche du cœur du futur bébé, afin d'amplifier les sons émis par les battements du cœur fœtal.

Cette approche est extrêmement efficace pour instaurer un premier contact entre toute la famille et le futur nourrisson [10].



Figure 1.7: Stéthoscope Obstétrical.[10]

1.4.3. Les stéthoscopes électroniques :

Le stéthoscope classique d'aujourd'hui est un stéthoscope acoustique qui permet de transmettre les sons en utilisant des phénomènes physiques simples. Le stéthoscope électronique est une avancée technique qui améliore le stéthoscope acoustique. Avec ce stéthoscope, il est possible d'augmenter le son de manière électronique, ce qui permet une meilleure audition et permet l'enregistrement des sons qui peuvent ensuite être réentendus et comparés aux sons précédents provenant du même patient. Il est donc envisageable d'entendre des sons très faibles ou étouffés. Les stéthoscopes électromagnétiques sont employés afin de garantir un diagnostic extrêmement précis. Certaines versions offrent même la possibilité d'enregistrer les résultats de l'auscultation et de les transférer sur un ordinateur. Donc, il est possible de comparer précisément les résultats des examens individuels.

Les stéthoscopes digitalisés sont des dispositifs informatiques capables de détecter les vibrations sonores ou les signaux acoustiques. Ces stéthoscopes ont la capacité de stocker un son et de le reproduire à plusieurs reprises. Il est possible d'envoyer le son stocké à un autre collègue si vous souhaitez obtenir son avis [11].

1.5. Principe de fonctionnement :

Le stéthoscope utilise les techniques de transmission des sons du corps et est composé de divers éléments qui facilitent l'auscultation. C'est en particulier le pavillon qui est appliqué sur la peau du patient. La perception des vibrations sonores internes du patient ausculté est assurée par la membrane située au niveau du pavillon. Le pavillon se compose de la membrane, qui peut être retirée. L'écho est transmis à l'oreille du médecin par la lyre, la partie métallique du stéthoscope. Ce système du stéthoscope amplifie la vibration sonore. Les embouts auriculaires jouent un rôle essentiel dans le confort des oreilles et la diminution des bruits environnants, en transmettant les sons amplifiés jusqu'au domaine auditif [12].

1.6. Le stéthoscope : structure anatomique :

Durant l'auscultation du patient, le stéthoscope est un appareil qui capte, amplifie et transmet le son à l'oreille du médecin qui l'ausculte. La composition de ce stéthoscope est composée de plusieurs organes qui vont assurer sa fonction complète [13].

- À l'une des extrémités du stéthoscope, deux embouts auriculaires sont placés dans l'oreille afin de transmettre le son et de séparer l'oreille des bruits environnants. Lorsqu'ils sont flexibles, ces embouts pourront apporter une grande aide au confort du médecin.
- Les **embouts** sont fixés sur les tubes auriculaires, qui sont deux tubes rigides qui permettent de transmettre le son aux oreilles.
- La **lyre** est la partie métallique du stéthoscope sur laquelle la tubulure est fixée. Elle est composée des deux embouts auriculaires, des tubes auriculaires et du ressort de la lyre. Le ressort assure la fixation du stéthoscope sur les oreilles.
- Le tube en plastique appelé **tubulure** permet de transmettre le son du pavillon vers la lyre. Certains stéthoscopes possèdent deux tubes, tandis que d'autres en ont un seul. La double tubulure garantit une transmission accrue.
- - Le **pavillon** correspond à la partie du stéthoscope qui est fixée sur le patient, avec une membrane qui permettra de capter les sons.

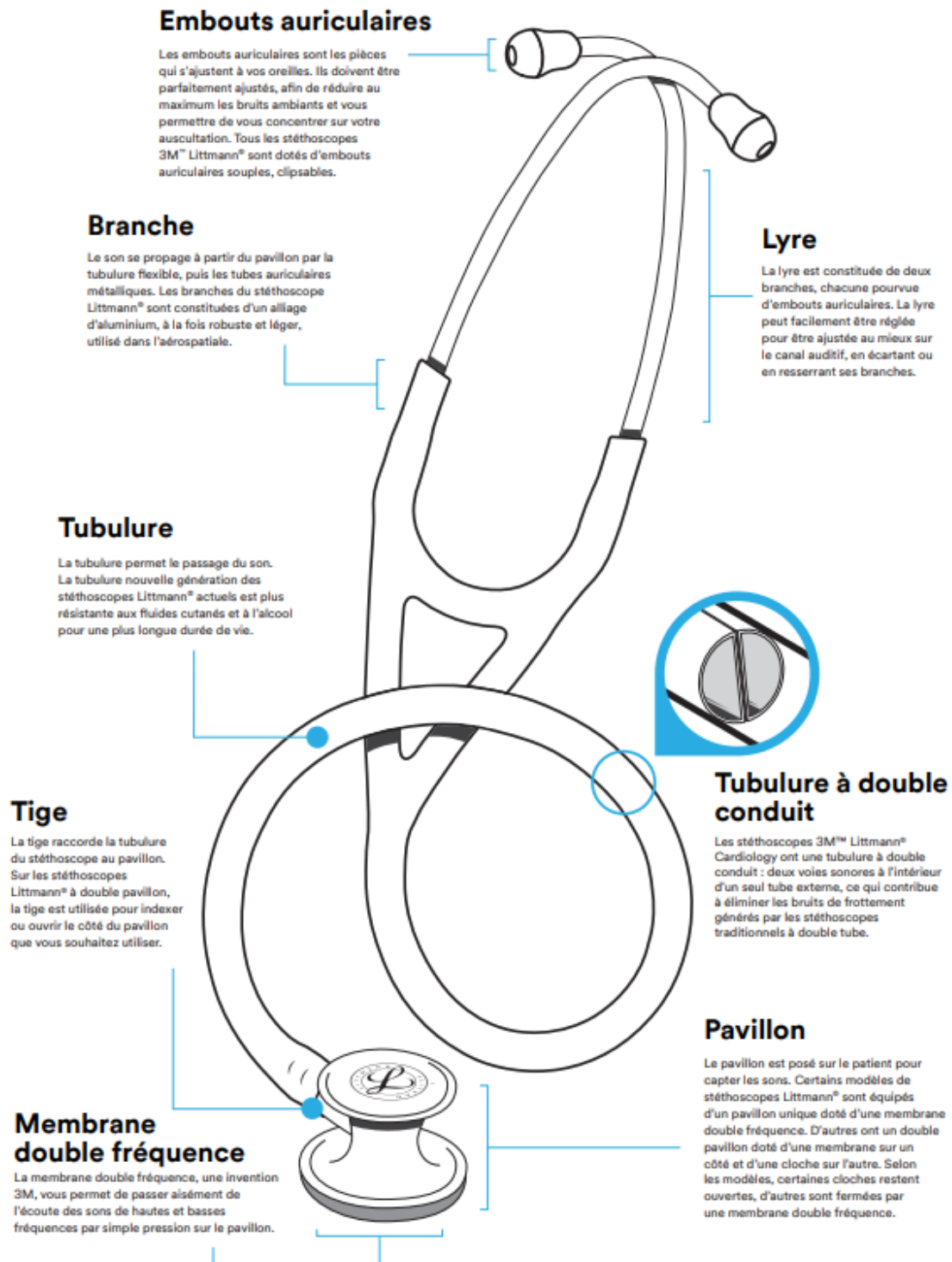


Figure 1.8: Anatomie d'un stéthoscope.[13]

1.7. Auscultation cardiaque :

L'utilisation du stéthoscope est cruciale dans l'évaluation cardiaque, composante essentielle de l'examen médical. Cette méthode permet d'évaluer le rythme du cœur, notamment sa cadence et sa régularité. L'auscultation peut révéler trois catégories d'anomalies : des modifications des sons naturels du cœur, l'apparition de bruits supplémentaires, et la présence de souffles cardiaques [14].

1.7.1. Le cœur :

Le cœur, un organe musculaire creux, joue le rôle d'une pompe, permettant la circulation du sang à travers tout le corps. Il est constitué de quatre orifices : deux oreillettes (droite et gauche) et deux ventricules (droit et gauche). Le cœur d'un adulte a une taille d'environ 300 grammes et oscille entre 60 et 100 battements par minute au repos. Son rôle principal consiste à propulser le sang oxygéné vers les organes et les tissus, tout en recevant le sang désoxygéné pour le renvoyer vers les poumons [15].

1.7.2. Organisation du cœur :

Le cœur, qui est le principal organe du système cardiovasculaire, possède une structure complexe et extrêmement ciblée. Il se trouve dans le médiastin, entre les poumons, et est recouvert par le péricarde, une double couche de protection. Trois couches distinctes composent sa paroi : l'épicaire (couche externe), le myocarde (couche moyenne musculaire) et l'endocarde (couche interne). Le myocarde, constitué de cardiomyocytes, joue un rôle essentiel dans la contraction du cœur. D'un point de vue anatomique, le cœur se compose de quatre chambres : deux oreillettes supérieures et deux ventricule inférieur. Le sang désoxygéné est géré par l'oreillette et le ventricule droits, tandis que le sang oxygéné est géré par les ventricules gauches. On distingue ces chambres par des cloisons : le septum interauriculaire et le septum interventriculaire. La circulation unidirectionnelle du sang est assurée par quatre valves cardiaques : la tricuspide, la pulmonaire, la mitrale et l'aortique. La conduction électrique du cœur, qui comprend le nœud sinusal, le nœud auriculo-ventriculaire, le faisceau de His et les fibres de Purkinje, est responsable de la coordination des contractions rythmiques. Les artères coronaires, provenant de l'aorte, fournissent de l'oxygène au myocarde [16]. Cette architecture sophistiquée permet au cœur de pomper efficacement le sang, s'adaptant aux besoins fluctuants de l'organisme en oxygène et en nutriments.

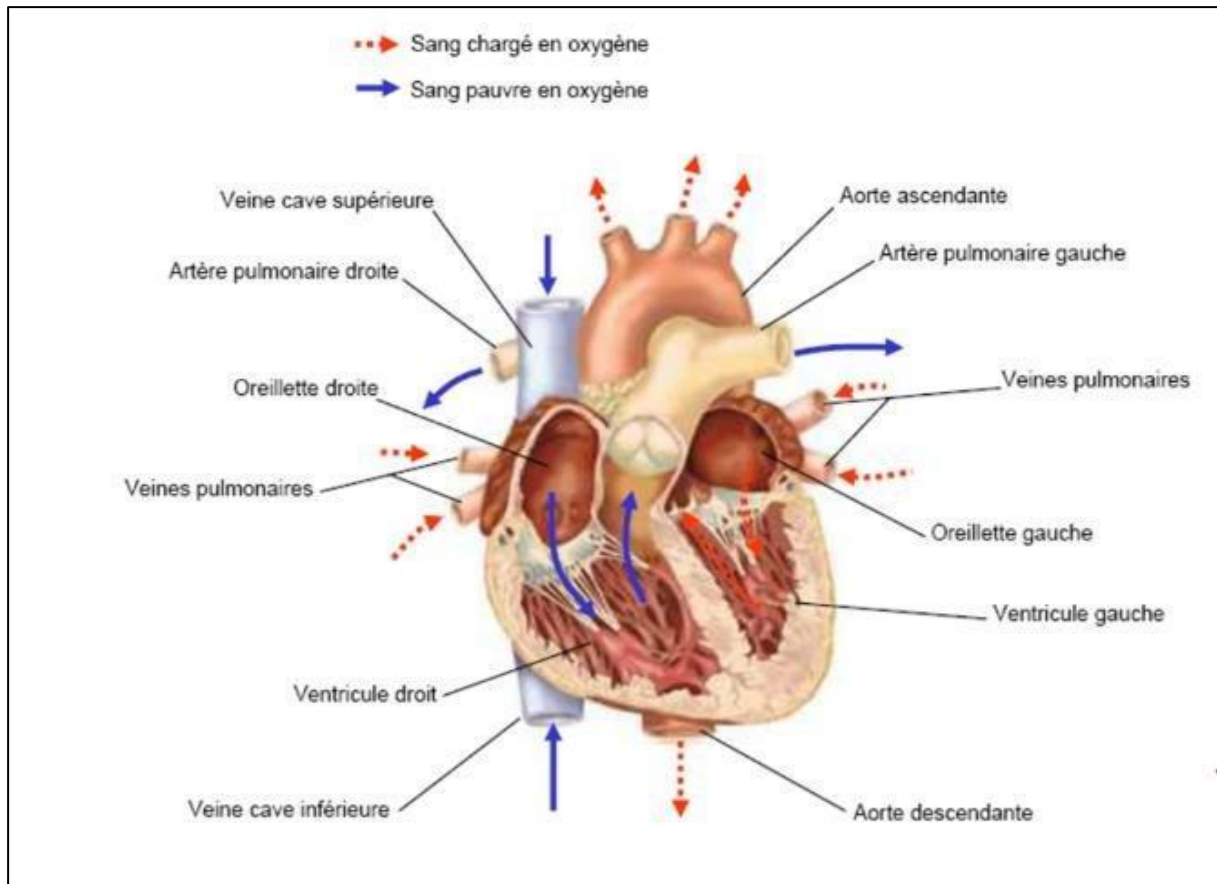


Figure 1.9 : schéma fonctionnel du cœur [16]

1.7.3. Le battement cardiaque :

Le fonctionnement du cœur est un processus complexe et étroitement contrôlé, géré par le système de conduction électrique du cœur. Il commence au nœud sinusal, le "pacemaker naturel" se trouvant dans l'oreillette droite, qui produit naturellement des potentiels d'action. La diffusion rapide de cette impulsion électrique se fait à travers les oreillettes, ce qui entraîne leur contraction simultanée. L'onde électrique arrive alors au nœud auriculo-ventriculaire, où elle est ralentie, ce qui permet aux ventricules de se remplir entièrement. Le signal parvient alors aux ventricules par le biais du faisceau de His et des fibres de Purkinje, provoquant ainsi une contraction puissante et coordonnée. Ce processus électromécanique précis garantit une éjection efficace du sang vers la circulation systémique et pulmonaire. Une phase de relaxation et de repolarisation conclut le cycle, préparant le cœur pour le prochain battement. Cette méthode avancée permet au cœur de s'ajuster constamment aux besoins physiologiques évolutifs de l'organisme [17].

1.7.4. Le système de conduction électrique :

Le système de conduction cardiaque consiste en un ensemble de cellules musculaires cardiaques spécialisées qui produisent et transmettent les impulsions électriques à travers le cœur. Le nœud

sinusal, qui se trouve dans la paroi de l'oreillette droite, est le point de départ de ce réseau complexe, qui joue le rôle d'un pacemaker naturel. À partir de ce point, l'impulsion se répand dans les oreillettes par les voies internes, jusqu'au nœud atrioventriculaire. La conduction est légèrement ralentie par ce nœud, ce qui permet aux oreillettes de se contracter avant les ventricules. Par la suite, l'impulsion traverse le faisceau de His, se séparant en branches droite et gauche, puis se propage dans le réseau de Purkinje. La sophistication de cette architecture électrique garantit une contraction coordonnée et efficace des chambres cardiaques, ce qui optimise le pompage sanguin [18].

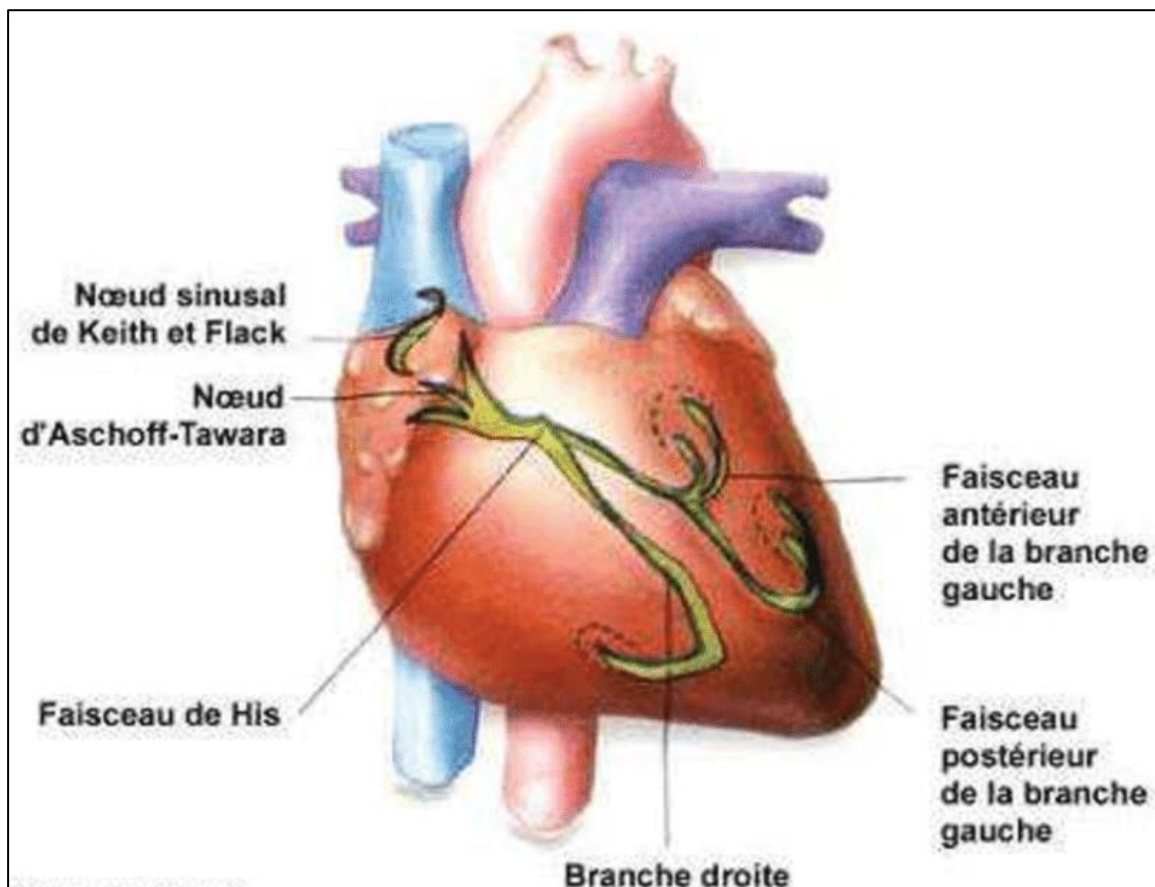


Figure 1.10 : représentation du cœur et de son système de conduction électrique.[18]

1.8. Le cycle cardiaque :

Le cycle du cœur est une succession complexe d'événements mécaniques et électriques qui se reproduisent à chaque rythme cardiaque. La systole et la diastole sont les deux phases principales de ce processus. La systole débute par une contraction isométrique des ventricules, suivie d'une éjection rapide puis lente (rapide et lente). La diastole commence par une relaxation isovolumétrique, puis un remplissage passif rapide, puis lent (diastasis), et se termine par une contraction auriculaire. Des variations de pression et de volume dans les chambres cardiaques

régulent ces phases, avec une ouverture et une fermeture précise des valves cardiaques. Ce cycle est efficace si l'activité électrique du cœur est parfaitement synchronisée avec sa réponse mécanique, ce qui permet une circulation sanguine optimale qui répond aux besoins métaboliques de l'organisme [19].

Le pouls correspond à la sensation de l'onde de pression produite par la contraction du cœur et sa diffusion à travers les artères. Cette pression, perçue comme une pulsation rythmique, témoigne non seulement de la fréquence cardiaque, mais également de la force de contraction du cœur, de l'élasticité des vaisseaux sanguins et de la résistance périphérique. L'examen du pouls donne des renseignements essentiels sur l'état de l'hémodynamique du patient. En plus de la fréquence, il est essentiel de prendre en compte les caractéristiques du pouls telles que son amplitude, sa régularité et sa symétrie bilatérale. On constate des changements physiologiques du pouls en fonction de l'âge, de l'activité physique et de l'état émotionnel. Des anomalies du pouls peuvent indiquer diverses conditions pathologiques, allant des arythmies cardiaques aux maladies vasculaires périphériques, faisant de l'examen du pouls un outil diagnostique précieux en pratique clinique [20].

1.8.1. L'électrocardiogramme (ECG) :

Il s'agit d'un outil diagnostique indispensable en cardiologie, qui permet d'enregistrer l'activité électrique du cœur au fil du temps. Cette méthode non invasive se base sur l'utilisation d'électrodes sur la peau afin de repérer les petites fluctuations électriques causées par la dépolarisation et la repolarisation du muscle cardiaque à chaque battement. L'ECG fournit des informations cruciales sur le rythme cardiaque, la conduction électrique, et peut révéler des anomalies telles que l'ischémie myocardique, les arythmies, ou l'hypertrophie ventriculaire. Son interprétation précise nécessite une compréhension approfondie de l'électrophysiologie cardiaque et des motifs caractéristiques des différentes pathologies cardiaques [21].

1.8.2. Les ondes P, QRS et T de l'électrocardiogramme :

Représentent une symphonie électrique du cœur, orchestrant la chorégraphie complexe de l'activité cardiaque. L'onde P, tel un prélude délicat, annonce l'éveil électrique des oreillettes. Le complexe QRS surgit ensuite comme un crescendo puissant, marquant l'activation explosive des ventricules. Cette triade d'ondes capture la propagation rapide de l'impulsion à travers le myocarde ventriculaire, créant une signature unique pour chaque cœur. Enfin, l'onde T émerge comme une finale en douceur, signalant le retour au calme électrique des ventricules. Chaque composante de ce trio électrique - P, QRS, T - offre une fenêtre sur la santé du cœur, permettant aux cliniciens de

déchiffrer le langage subtil du muscle cardiaque et de déceler les murmures de dysfonctionnement bien avant qu'ils ne deviennent des cris d'alarme [22].

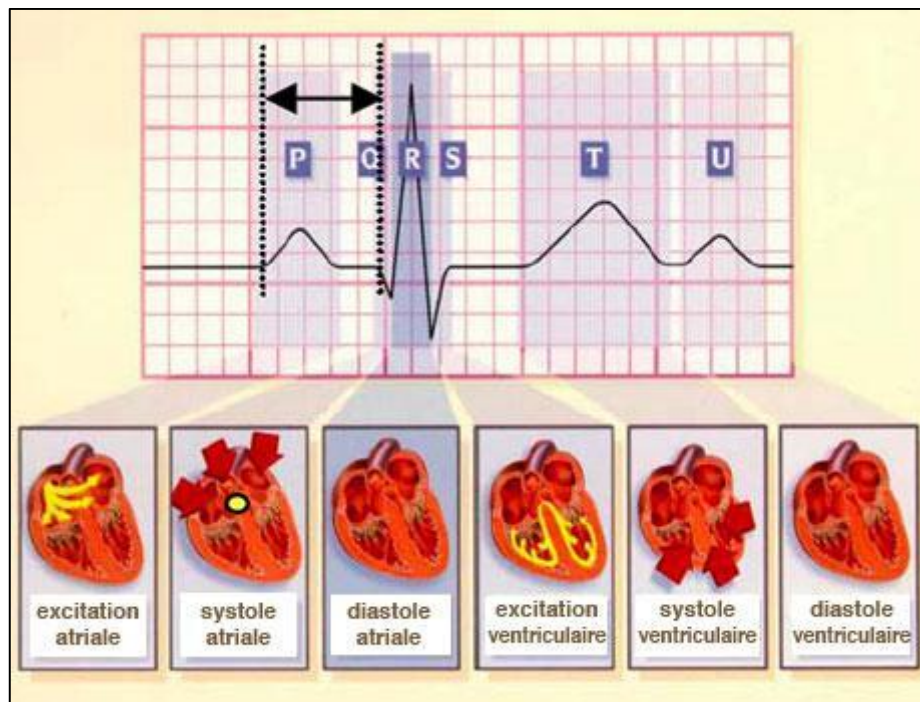


Figure 1.11 : étapes successives de dépolarisation /repolarisation du cœur.[22]

L'ECG (électrocardiogramme) capture l'activité électrique cardiaque grâce à des électrodes cutanées, Évoquant la diffusion du potentiel d'action à travers le cœur. Ce voyage électrique débute par l'onde P, une subtile ondulation signalant la dépolarisation auriculaire initiée au nœud sinusal. L'intervalle PR suivant représente la conduction auriculo-ventriculaire. Le complexe QRS, véritable signature électrique ventriculaire, éclate ensuite sur le tracé, masquant la repolarisation auriculaire. Sa morphologie en trois temps - Q négatif, R positif, S négatif - reflète la dépolarisation séquentielle du septum et des parois ventriculaires. L'onde T, plus douce, marque la repolarisation ventriculaire, préparant le cœur pour son prochain cycle. Chaque composante de ce ballet électrique, de durée et d'amplitude spécifiques, offre des indices précieux sur la santé et la fonction cardiaque, permettant aux cliniciens de détecter des anomalies subtiles du rythme ou de la conduction [23].

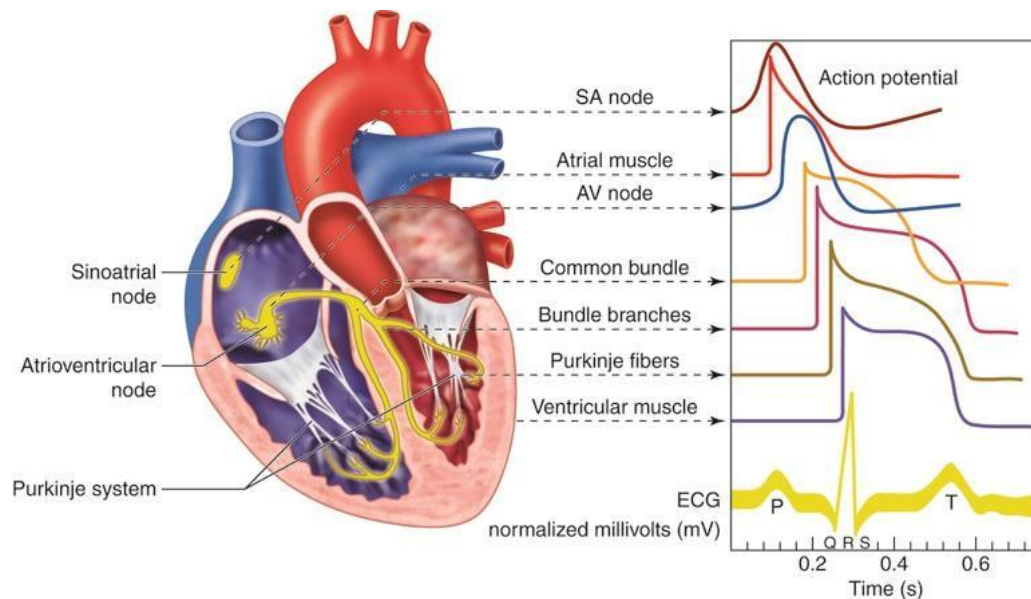


Figure 1.12 : propagation des ondes électro cardiographiques.[23]

1.8.3. Les segments de l'ECG :

Les segments et intervalles de l'électrocardiogramme sont des marqueurs temporels cruciaux, offrant une fenêtre sur la dynamique électrique du cœur.

L'intervalle PR : qui s'étend du début de l'onde P au début du complexe QRS, met en évidence l'efficacité de la conduction auriculo-ventriculaire.

Le segment ST : ligne de base entre la fin du complexe QRS et le commencement de l'onde T, est un indicateur sensible de l'ischémie myocardique.

L'intervalle QT : Mesuré depuis le début du QRS jusqu'à la fin de l'onde T, il représente la durée totale de l'activité électrique ventriculaire et peut indiquer des problèmes de rythme potentiellement dangereux s'il est prolongé.

L'intervalle RR : Le temps écoulé entre deux pics R consécutifs permet d'évaluer la régularité du rythme cardiaque et de déterminer la fréquence cardiaque du moment. L'interprétation minutieuse de ces paramètres, en tenant compte de leurs valeurs normales et de leurs variations, est essentielle pour détecter subtiles anomalies de conduction, de repolarisation ou de rythme cardiaque [24].

1.9. Analyse du Signal Phonocardiographie :

Les sons du cœur sont des vibrations sonores causées par les battements du cœur et le flux sanguin qui traverse ses cavités. Le phono cardiogramme PCG est le nom donné au signal enregistré.

La pression systolique et diastolique du myocarde, l'ouverture et la fermeture des valvules cardiaques, ainsi que l'effet de l'écoulement sanguin dans la paroi ventriculaire et les divers vaisseaux sanguins qui entourent le cœur, sont responsables de ces bruits cardiaques.

Quatre bruits cardiaques peuvent être identifiés à travers ce signal, à savoir B1, B2, B3 et B4. Les sons B1 et B2 sont audibles au début des phases systolique et diastolique respectivement. (Figure 1.14) [24].

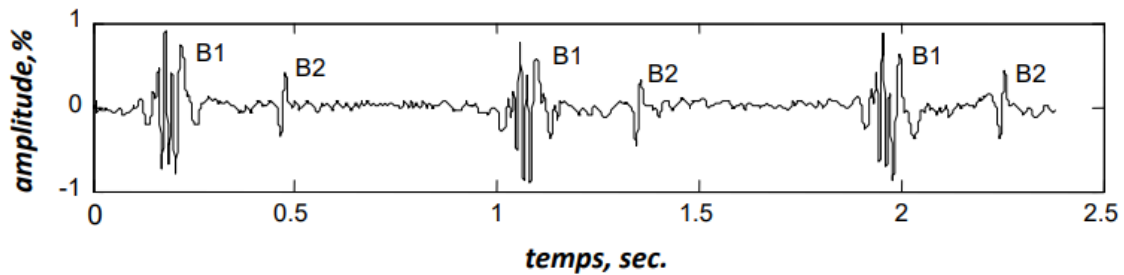


Figure 1.13: Signal Phonocardiographique normal.[24]

1.10. Description des Bruit cardiaques :

Le cœur produit normalement quatre bruits cardiaques : le bruit (B1) et (B2) qui se produisent à chaque cycle cardiaque, le bruit (B3) et (B4) avec des amplitudes bien inférieures aux deux premiers bruits. Ces deux éléments peuvent être des symptômes précoces d'une maladie ou parfois être associés à l'âge (enfance ou vieillesse) [25].

1.10.1. Bruits audibles :

Dans un cœur sain, seuls les premiers et les deuxièmes bruits (B1 et B2) sont évidents au stéthoscope, ces derniers ressemblent aux onomatopées "toc tac".

- **Le bruit initial (B1) :** atteint son niveau maximal, il est sourd. La contraction du myocarde au début de la systole et la fermeture des valves auriculo-ventriculaires (mitrale et tricuspide) sont responsables de cela.
- **Le deuxième bruit (B2) :** Le deuxième bruit marque la fin de l'activité ventilatoire. La raison du bruit réside dans la fermeture des sigmoïdes aortiques et pulmonaires. Le bruit et la fermeture se produisent lorsque, dans la première partie de la diastole, la pression intra-ventriculaire devient inférieure à la pression dans les gros vaisseaux artériels. Le deuxième bruit, plus court et plus sec à l'oreille que le premier, est perçu avec une intensité maximale au niveau de la base du cœur, aux trois espaces intercostaux gauche et droit [27].

Le B1 et le B2 sont séparés par deux silences [28] :

- ❖ Entre B1 et B2, il y a un léger silence qui correspond à la systole.
- ❖ Entre B2 et le B1 suivant, il y a un grand silence qui correspond à la diastole.

1.10.2. Bruits inaudibles :

- Le phono cardiogramme révèle l'ajout de petits éléments inaudibles à B1 : le bruit du sang lors de l'éjection et l'ouverture des sigmoïdes.
- **Le bruit troisième (B3) :** Le troisième bruit cardiaque est d'origine musculaire ou musculo-sanguine et coïncide avec la fin du remplissage rapide ventriculaire, il est sourd et réduit à deux ou trois oscillations de basse fréquence qui varie entre 27 et 70 hertz. Sa présence peut être physiologique observé chez les jeunes adultes en bonne santé en cas d'augmentation du débit cardiaque ou pathologique chez les adultes liées à La fonction ventriculaire gauche présente une altération grave [29].
- **Le quatrième bruit (B4) :** Il est rarement observé chez les individus normaux. C'est à la pointe du cœur et souvent entre la pointe et le sternum qu'il se registre. C'est le son qui traduit la contraction des oreilles [30].

1.10.3. Le battement du cœur :

La fréquence cardiaque est habituellement constante à 70-80 battements par minute. La fréquence de la respiration chez les jeunes est souvent variable, ce qui est normal et physiologique [31].

1.11. Généralités sur les signaux :

1.11.1. Definition du signal:

Le signal, qui provient du mot "signum", désigne un moyen de transmission d'informations. Cependant, en physique, le signal désigne le résultat de la mesure d'un phénomène physique qui permet de transférer une énergie d'un émetteur vers un récepteur.

La plupart des signaux découlent de la conversion d'un phénomène physique en un signal électrique détecté par un capteur ou un transducteur [32].

1.11.2. Le classement des signaux :

Les méthodes employées pour gérer des signaux ou étudier la réaction d'un système à un signal sont fortement influencées par les caractéristiques et les attributs de ces signaux.

Différents types de classification peuvent être utilisés pour décrire les signaux, tels que la classification dimensionnelle, fréquentielle, énergétique, morphologique et phénoménologique. Cette dernière partie de notre étude prend en compte l'évolution du signal au fil du temps [33].

Deux catégories sont donc identifiées dans la classification phénoménologique :

- ❖ Signaux déterministes.
- ❖ Signaux aléatoires.

1.11.3. Signaux Déterministes :

Les signaux certains sont également désignés comme étant parfaitement déterminés par la connaissance ou la mesure d'un nombre défini de paramètres.

Ces signaux peuvent être :

- **Périodiques** : composés d'un motif avec une durée appelée période T (exprimée en secondes).

Il s'agit de signaux dont l'amplitude se répète régulièrement.

- **Les signaux non périodiques ou impulsionnels** : sont des signaux transitoires non répétitifs qui montrent un phénomène dont l'énergie d'activation a été fournie à un moment précis et qui se dégrade dans les éléments dissipatifs du système [34].

1.11.4. Signaux Aléatoires :

En général, la majorité des signaux naturels sont aléatoires en raison de leur nature non reproductible et imprévisible. Parmi les signaux aléatoires, on retrouve les signaux reçus par un radar, la parole ou l'électrocardiogramme, ... [35].

Il s'agit de signaux dont le comportement temporel est complètement imprévisible et donc ne peuvent pas être décrits en mathématiques, ce qui signifie que leur description ne peut être réalisée qu'à travers des observations statistiques. Les signaux aléatoires sont caractérisés par des grandeurs dont les valeurs successives sont gérées par la loi de probabilité [36].

1.12. Conclusion :

Ce chapitre a permis de faire une synthèse des principaux aspects liés au stéthoscope médical. Après avoir défini l'instrument et retracé son historique, nous avons découvert les différents types de stéthoscopes et leur fonctionnement. L'anatomie du stéthoscope a été détaillée, ainsi que son rôle crucial dans l'auscultation cardiaque, où le cycle cardiaque et les bruits du cœur jouent un rôle central dans le diagnostic. Nous avons également abordé la notion de signal phonocardiographie et les caractéristiques des signaux captés. Ces éléments permettent de mieux comprendre et utiliser cet outil essentiel en médecine moderne.

● Références

- [1] -HAMZA CHERIF Lotf (2013). ANALYSE SPECTRO-TEMPORELLE DES COMPOSANTES INTERNES DU PREMIER ET SECOND BRUIT CARDIAQUE. [Thèse de Doctorat. Université Abou Bekr Belkaid de Tlemcen]
- [2] -Meghraoui, A. & Chala, K. (2017). Etude Et Realisation D'un Stethoscope Electronique. [Mémoire de Master, Université Abou Bekr Belkaid - Tlemcen].
- [3] - Benghalém, N. & Grazza, A. & Rechem, D. (2021). Etude Et Réalisation D'un Stéthoscope Médical Avec Arduino. [Mémoire de Master, Université Larbi Ben M'hidi - Om-el-bouaghi].
- [4] - SEGMANE Sandra & LAZLI Chahinez (2020). Portable system for Crackle and Wheeze detection from lung sounds using Machine Learning algorithmes. [Mémoire de Master. UNIVERSITE BADJI MOKHTAR – ANNABA].
- [5]- MAHAMMED OUSAID Ouezna & AMEYE Ali (2017). Réalisation d'un stéthoscope électronique à base d'un Microcontrôleur et un afficheur électronique. [Mémoire de Master. Université Mouloud Mammeri de Tizi-Ouzou].
- [6] - Kendouci, S. & Ikhlef, F. (2014). Conception Et Réalisation D'un Stéthoscope Electronique À Affichage Numérique [Mémoire de Master, Université Abou Bekr Belkaid - Tlemcen].
- [7]- MAHAMMED OUSAID Ouezna & AMEYE Ali (2017). Réalisation d'un stéthoscope électronique à base d'un Microcontrôleur et un afficheur électronique. [Mémoire de Master. Université Mouloud Mammeri de Tizi-Ouzou].
- [8] - Meghraoui, A. & Chala, K. (2017). Etude Et Realisation D'un Stethoscope Electronique. [Mémoire de Master, Université Abou Bekr Belkaid - Tlemcen].
- [9] - Kendouci, S. & Ikhlef, F. (2014). Conception Et Réalisation D'un Stéthoscope Electronique À Affichage Numérique [Mémoire de Master, Université Abou Bekr Belkaid - Tlemcen].
- [10] - Site web « Stéthoscope Obstétrical Pinard en Aluminium », Consulté le 19/02/2014 sur : https://starlcare.com/product/stethoscope-obstetrical-pinard-en-aluminium/?attachment_id=2574&download_file=10lpxkls3r5v2
- [11] - Kendouci, S. & Ikhlef, F. (2014). Conception Et Réalisation D'un Stéthoscope Electronique À Affichage Numérique [Mémoire de Master, Université Abou Bekr Belkaid - Tlemcen].
- [12]- MAHAMMED OUSAID Ouezna & AMEYE Ali (2017). Réalisation d'un stéthoscope électronique à base d'un Microcontrôleur et un afficheur électronique. [Mémoire de Master. Université Mouloud Mammeri de Tizi-Ouzou].
- [13] - Site-web « Comment fonctionne un stéthoscope ? ». Consulté le 18/02/2024 sur <https://www.mediprostore.com/c/12-fonctionnement-stethoscope>

- [14]- Mangione, S., & Nieman, L. Z. (1997). Cardiac auscultatory skills of internal medicine and family practice trainees: a comparison of diagnostic proficiency. *JAMA*, 278(9), 717-722. <https://doi.org/10.1001/jama.1997.03550090041030>
- [15] - Tortora, G. J., & Derrickson, B. (2017). Principles of anatomy and physiology (15th ed.). John Wiley & Sons.
- [16] - Netter, F. H., & Colacino, S. (1989). Atlas of human anatomy. Summit, NJ: Ciba-Geigy Corporation.
- [17]- Klabunde, R. E. (2011). Cardiovascular physiology concepts (2nd ed.). Lippincott Williams & Wilkins.
- [18] - Bartos, D. C., Grandi, E., & Ripplinger, C. M. (2015). Ion channels in the heart. *Comprehensive Physiology*, 5(3), 1423-1464. <https://doi.org/10.1002/cphy.c140069>
- [19]- Hall, J. E., & Hall, M. E. (2020). Guyton and Hall textbook of medical physiology (14th ed.). Elsevier Health Sciences.
- [20]- Pickering, T. G., Hall, J. E., Appel, L. J., Falkner, B. E., Graves, J., Hill, M. N., ... & Roccella, E. J. (2005). Recommendations for blood pressure measurement in humans and experimental animals: Part 1: Blood pressure measurement in humans: A statement for professionals from the Subcommittee of Professional and Public Education of the American Heart Association Council on High Blood Pressure Research. *Hypertension*, 45(1), 142-161. <https://doi.org/10.1161/01.HYP.0000150859.47929.8e>
- [21]- Goy, J. J., Stauffer, J. C., Schlaepfer, J., & Christeler, P. (2013). Electrocardiography (ECG). *Swiss Medical Weekly*, 143, w13760. <https://doi.org/10.4414/smw.2013.13760>
- [22]- Aehlert, B. (2011). ECGs made easy. Elsevier Health Sciences.
- [23]- Goy, J. J., Schlaepfer, J., & Christen, A. (2013). Précis d'électrocardiographie clinique. Médecine et Hygiène.
- [24]- Bayés de Luna, A. (2012). Clinical electrocardiography: a textbook. John Wiley & Sons.
- [25]- Hamza Mounir & Ziani Cherid Selmen (2014). Etude et réalisation d'un stéthoscope électronique. [Mémoire de Master. Université Abou Bakr Belkaid de Tlemcen].
- [26] - Boudghene Stambouli Zineb (2012). Classification des Signaux Phonocardiogrammes sur la Base de L'étude du Rapport SNR. [Mémoire de Magister. UNIVERSITE ABOU BAKR BELKAÏD-TLEMEN].
- [27] -Hamza Cherif, L. (2013). Analyse Spectro-temporelle Des Composantes Internes Du Premier Et Second Bruit Cardiaque. [Thèse de Doctorat, Université Abou Bekr Belkaid - Tlemcen].
- [28] - Meghraoui, A. & Chala, K. (2017). Etude Et Réalisation D'un Stethoscope Electronique. [Mémoire de Master, Université Abou Bekr Belkaid - Tlemcen].

[29] - BOURAOUI Nayad (2018). Analyse Temps-Fréquence pour la Segmentation et l'identification des Signaux Phonocardiographiques (PCG). [Thèse de Doctorat. Université Mohammed Seddik BENYAHIA – Jijel].

[30] - Hamza Cherif, L. (2013). Analyse Spectro-temporelle Des Composantes Internes Du Premier Et Second Bruit Cardiaque. [Thèse de Doctorat, Université Abou Bekr Belkaid - Tlemcen].

[31] - Houili abd elAziz (2014). Conception et réalisation d'un système d'acquisition du signal PCG. [Mémoire de Master. Université Mohamed Khider Biskra].

[32] - SEBTI OUASSINA (2020). Application de La Transformée de Fourier à court- terme (TFCT) sur les bruits cardiaques du PCG. [Mémoire de Master. Université Abou Bakr Belkaïd de Tlemcen].

[33] -SEBTI OUASSINA (2020). Application de La Transformée de Fourier à court- terme (TFCT) sur les bruits cardiaques du PCG. [Mémoire de Master. Université Abou Bakr Belkaïd de Tlemcen].

[34] - MEZIANI Fadia (2013). Analyse du degré de sévérité pathologique des signaux phono cardiogrammes (PCGs) par application des transformées d'ondelettes. [Thèse de Doctorat. UNIVERSITE ABOU BEKR BELKAID TLEMCEN].

[35] - MEZIANI Fadia (2013). Analyse du degré de sévérité pathologique des signaux phono cardiogrammes (PCGs) par application des transformées d'ondelettes. [Thèse de Doctorat. UNIVERSITE ABOU BEKR BELKAID TLEMCEN].

[36] -SEBTI OUASSINA (2020). Application de La Transformée de Fourier à court- terme (TFCT) sur les bruits cardiaques du PCG. [Mémoire de Master. Université Abou Bakr Belkaïd de Tlemcen].

Chapitre 2 :

Conception de Notre Stéthoscope

2.1. Introduction :

Aujourd'hui, l'électronique est de plus en plus remplacée par de l'électronique programmée. On parle aussi de système embarqué ou de l'informatique embarquée. Son but est de simplifier les schémas électroniques et par conséquent réduire l'utilisation de composants électroniques, réduisant ainsi le coût de fabrication d'un produit. Il en résulte des systèmes plus complexes et performants pour un espace réduit.

Dans ce chapitre dédié à Conception de Notre stéthoscope, nous présentons la conception proposée de l'appareil, y compris les différents composants nécessaires à l'étape de réalisation. Une étude détaillée des composants électroniques utilisés a également été présentée

En outre, nous aborderons les aspects ergonomiques et fonctionnels de la conception du stéthoscope, en soulignant l'importance de la polyvalence et de l'efficacité clinique du dispositif. Nous discuterons des considérations essentielles telles que le confort de l'utilisateur, la qualité audio, la connectivité et la convivialité de l'interface utilisateur. En combinant ces éléments, notre objectif est de créer un stéthoscope innovant qui répond aux besoins cliniques tout en exploitant les avantages de la technologie moderne.

2.2. Les constituants d'un stéthoscope à base d'Arduino

La plateforme à partir de laquelle notre circuit a été réalisé est constitué principalement de [1] :

- Capteur : Un microphone.
- Mise en forme :
 - Un amplificateur.
 - Un filtre passe-bas.
 - Un filtre passe-haut
- Acquisition du signal

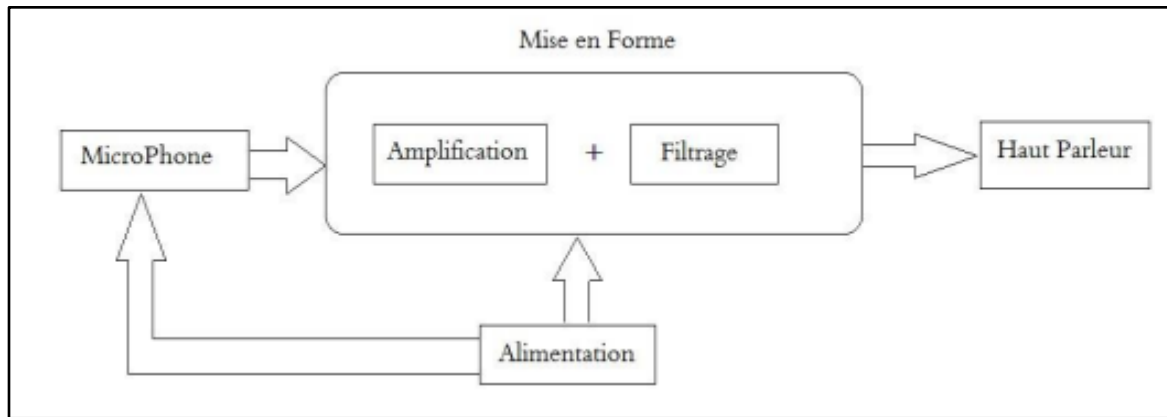


Figure 2.1 : Le schéma bloc du Stéthoscope électronique.[1]

2.2.1. Le capteur :

Un capteur est un dispositif qui transforme l'état d'une grandeur physique observée en une grandeur utilisable, exemple : une tension électrique, une hauteur de mercure, une intensité, la déviation d'une aiguille.... On fait souvent (à tort) la confusion entre capteur et transducteur : le capteur est au minimum constitué d'un transducteur.

Le capteur se distingue de l'instrument de mesure par le fait qu'il ne s'agit que d'une simple interface entre un processus physique et une information manipulable. Par opposition, l'instrument de mesure est un appareil autonome se suffisant à lui-même. Il dispose donc d'un affichage ou d'un système de stockage des données. Ce qui n'est pas forcément le cas du capteur.

Les capteurs sont les éléments de base des systèmes d'acquisition de données. Leur mise en œuvre est du domaine de l'instrumentation [2].

Le capteur utilisé dans notre projet est un microphone à le haut-parleur

Le microphone est un capteur qui permet de convertir un signal acoustique en signal électrique.

2.2.1.1. Types de capteurs sonores :

2.2.1.1.1. Le Microphone a contact (accéléromètre piézoélectrique) :

Un microphone de contact est un type de microphone conçu pour capter non pas les variations de la pression de l'air comme le fait un microphone acoustique traditionnel, mais les vibrations d'un matériau solide. En revanche, comme pour n'importe quel autre microphone,

ces vibrations sont converties en un signal permettant de restituer un son audible, qui peut être amplifié ou enregistré. Cette conversion est rendue possible par l'utilisation d'un transducteur présentant des propriétés piézo-électriques.

Ils sont extrêmement compacts compte tenu de leur plage de mesure. Leur construction rigide leur assure relativement une grande robustesse et résistance à la surcharge. Aucune fatigue ne se manifeste, même après des millions de sollicitations répétitives. De plus, leur sensibilité reste constante même après de multiples cycles de température [3].

2.2.1.1.2. Microphones dynamiques :

Les micros dynamiques sont l'un des types de microphones les plus robustes et les plus répandus aujourd'hui. Un micro dynamique est généralement utilisé en concert ou lors de l'enregistrement de genres vocaux plus emphatiques, comme le rock ou le hip-hop. Parmi les exemples courants de microphones dynamiques, citons le Shure SM57 ou le Sennheiser MD 421-II. Les micros sans fil sont généralement des micros dynamiques.

Contrairement à d'autres types de microphones, le micro dynamique peut survivre à une chute involontaire ou à l'usure normale d'un studio domestique. Ils sont conçus pour capter les bruits les plus forts, ce qui les rend parfaits pour le suivi des batteries, des guitares, etc. ainsi que des voix. Les micros dynamiques sont généralement les moins chers et ont tendance à être cardioïdes.

Les microphones dynamiques sont parfois appelés microphones dynamiques à bobine mobile, en référence au mouvement de la bobine conductrice à l'intérieur du microphone [4].

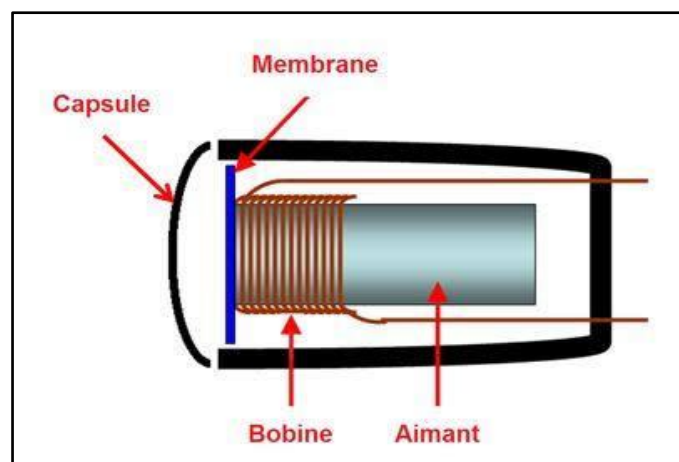


Figure 2.2 : Le microphone dynamique.[4]

2.2.1.1.3. Microphones à condensateur :

Les micros à condensateur, parfois appelés micros à condensateur, sont les plus puissants des micros de studio d'enregistrement vocal. Le micro à condensateur est conçu pour capter des voix claires et fluides, et il capte moins les basses fréquences que la plupart des micros dynamiques ou à ruban [5].

Le micro à condensateur nécessite une source d'alimentation externe pour le charger correctement. Dans la plupart des micros à condensateur, un diaphragme métallique chargé est attaché à une plaque métallique fixe. Les micros à condensateur sont assez délicats et peuvent être endommagés par un choc accidentel. Ces microphones doivent être stockés avec soin pour rester intacts.

Vous rencontrerez généralement deux catégories de microphones à condensateur : Les microphones à condensateur à petit diaphragme et les microphones à condensateur à grand diaphragme. Les microphones à condensateur à petit diaphragme sont généralement utilisés pour capter les sons des instruments en raison de leur excellente réponse en fréquence dans les aigus. Les micros à condensateur à grand diaphragme ont une réponse en fréquence assez bien équilibrée, ce qui les rend bien adaptés à l'enregistrement stéréo des voix.

De nombreux microphones à condensateur à grand diaphragme offrent une variété de directivités différentes, ce qui vous permet de régler votre microphone en fonction de l'utilisation que vous en faites. Dans la plupart des cas, vous utiliserez la directivité cardioïde pour capter les voix.

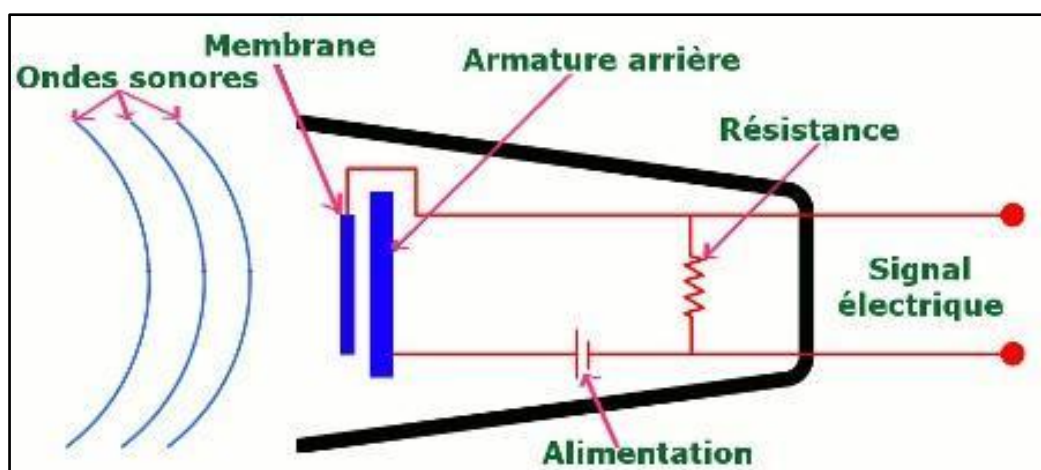


Figure 2.3 : Le microphone à condensateur.[5]

2.2.1.1.4. Le microphone Electret (ECM)

Le microphone à électret, également désigné sous le nom de microphone ECM (Electret Condenser Microphone), représente un dispositif de capture audio innovant largement employé dans une multitude d'applications, allant des téléphones portables aux équipements audio professionnels. Fonctionnant selon le principe du condensateur, ce capteur se compose d'une fine membrane, généralement en métal ou en plastique conducteur, positionnée à proximité d'une plaque fixe chargée électriquement. Entre les deux, un matériau électret maintient une charge électrique permanente.

Lorsque des ondes sonores atteignent la membrane du microphone, celle-ci se met à vibrer en réponse aux variations de pression acoustique. Ces vibrations modifient la distance entre la membrane et la plaque fixe, ce qui entraîne des changements dans la capacité électrique du condensateur. Ces variations de capacité sont ensuite converties en un signal électrique proportionnel aux fluctuations de pression acoustique, représentant fidèlement le son capté par le microphone [6].

Ce genre de microphone présente de nombreux atouts, incluant une grande sensibilité, une réponse en fréquence étendue et une faible distorsion, ce qui en fait un choix prisé pour l'enregistrement audio de haut niveau. De plus, les microphones à électret sont généralement compacts et peu gourmands en énergie, les rendant ainsi appropriés pour une variété d'applications, allant des dispositifs portables aux configurations audio professionnelles [7].

2.3. Le capteur réalisé :

Le capteur utilisé dans un stéthoscope pour convertir les sons internes du corps en signaux électriques est souvent un microphone à électret (ECM). Ce microphone spécialement conçu est placé à l'extrémité du stéthoscope qui est en contact avec la peau du patient.

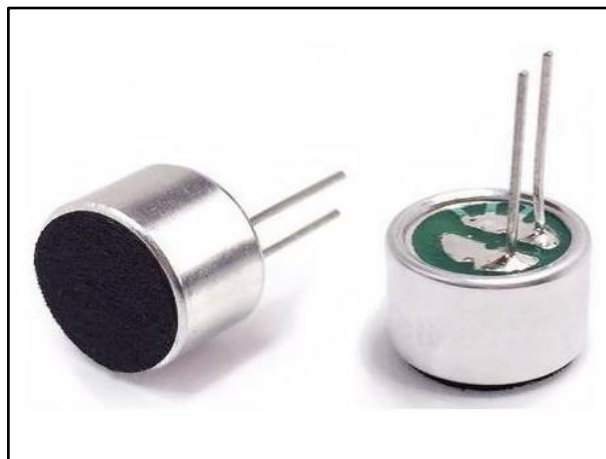


Figure 2.4 : Photos du capteur ECM.[7]

2.4. Le conditionnement du signal :

Le conditionnement du signal en instrumentation électronique revient à préparer un signal électrique pour qu'il soit utilisable par d'autres composants électroniques. Cela peut impliquer d'amplifier le signal s'il est faible, de filtrer les éléments indésirables, de le convertir en forme numérique, de le rendre linéaire si nécessaire, et de le calibrer pour assurer des mesures précises. En somme, c'est un processus crucial pour garantir la fiabilité et la qualité des données dans les systèmes d'instrumentation électronique [8].

2.5. Généralités sur la carte ARDUINO :

2.5.1. L'Arduino :

Le système Arduino est un outil pour fabriquer de petits ordinateurs qui peuvent capter et contrôler davantage de choses du monde matériel. C'est une plateforme open-source d'électronique programmée qui est basée sur une simple carte à microcontrôleur (de la famille AVR), et un logiciel, véritable environnement de développement intégré, pour écrire, compiler et transférer le programme vers la carte à microcontrôleur.

Arduino peut être utilisé pour développer des objets interactifs, pouvant recevoir des entrées d'une grande variété d'interrupteurs ou de capteurs, et pouvant contrôler une grande variété de lumières, moteurs ou toutes autres sorties matérielles. Les cartes électroniques peuvent être fabriquées manuellement ou bien être achetées préassemblées ; le logiciel de développement open-source peut être téléchargé gratuitement.

Le langage de programmation Arduino est une implémentation de Wiring, une plateforme de développement similaire, qui est basée sur l'environnement multimédia de programmation Processing.

Arduino est une plate-forme de prototypage d'objets interactifs à usage créatif constituée d'une carte électronique et d'un environnement de programmation.

Sans tout ne connaître ni tout comprendre de l'électronique, cet environnement matériel et logiciel permet à l'utilisateur de formuler ses projets par l'expérimentation directe avec l'aide de nombreuses ressources disponibles en ligne [9].

2.5.2. Carte Arduino :

Les cartes Arduino sont conçues pour réaliser des prototypes et des maquettes des cartes électroniques pour l'informatique embarquée. Ces cartes permettent un accès simple et peu coûteux à l'informatique embarquée. De plus, elles sont entièrement libres de droit, autant sur

l'aspect du code source (Open Source) que sur l'aspect matériel (Open Hardware). Ainsi, il est possible de refaire sa propre carte Arduino dans le but de l'améliorer ou d'enlever des fonctionnalités inutiles au projet. Le langage Arduino se distingue des langages utilisés dans l'industrie de l'informatique embarquée par sa simplicité. En effet, beaucoup de bibliothèques et de fonctionnalités de base occulte certains aspects de la programmation de logiciel embarquée afin de gagner en simplicité [10].

2.5.2.1. La carte électronique Arduino :

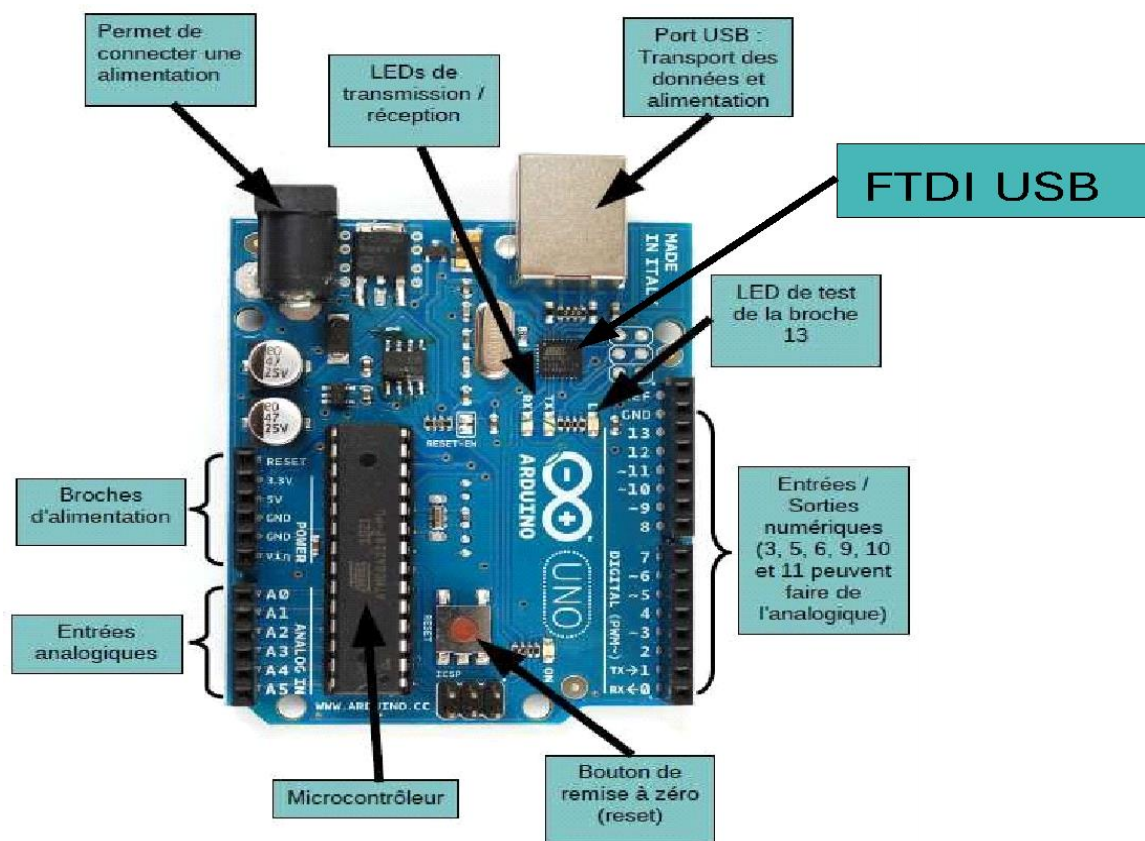


Figure 2.5 : La carte électronique Arduino.[11]

L'Arduino fournit un environnement de développement s'appuyant sur des outils open source comme interface de programmation. L'injection du programme déjà converti par l'environnement sous forme d'un code « HEX » dans la mémoire du microcontrôleur se fait d'une façon très simple par la liaison USB. En outre, des bibliothèques de fonctions "clé en main" sont également fournies pour l'exploitation d'entrées-sorties. Cette carte est basée sur un microcontrôleur ATmega 328 et des composants complémentaires. La carte Arduino contient une mémoire morte de 1 kilo. Elle est dotée de 14 entrées/sorties digitales (dont 6 peuvent être

utilisées en tant que sortie PWM), 6 entrées analogiques et un cristal à 16 MHz, une connexion USB et Possède un bouton de remise à zéro et une prise jack d'alimentation [11].

2.5.2.2. Les gammes de la carte Arduino :

Actuellement, il existe plus de 20 versions de module Arduino, nous citons l'Arduino UNO, l'Arduino Mini, l'Arduino Nano, l'Arduino Diecimila, et l'Arduino Mega2560. Parmi ces types, nous avons choisi une carte Arduino Mega (ATmega 2560). Elle contient beaucoup de dispositifs qui seront détaillée par la suite.

2.5.2.3. L'alimentation :

Pour fonctionner, la carte a besoin d'une alimentation. Le microcontrôleur fonctionnant sous 5V, la carte peut être alimentée en 5V par le port USB (en 2) ou bien par une alimentation externe (en 3) qui est comprise entre 7V et 12V. Cette tension doit être continue et peut par exemple être fournie par une pile 9V. Un régulateur se charge ensuite de réduire la tension à 5V pour le bon fonctionnement de la carte [12].

2.5.2.4. Description de la carte ARDUINO UNO :

La carte Arduino uno est la première version stable de carte Arduino. Elle possède toutes les fonctionnalités d'un microcontrôleur classique en plus de sa simplicité d'utilisation.

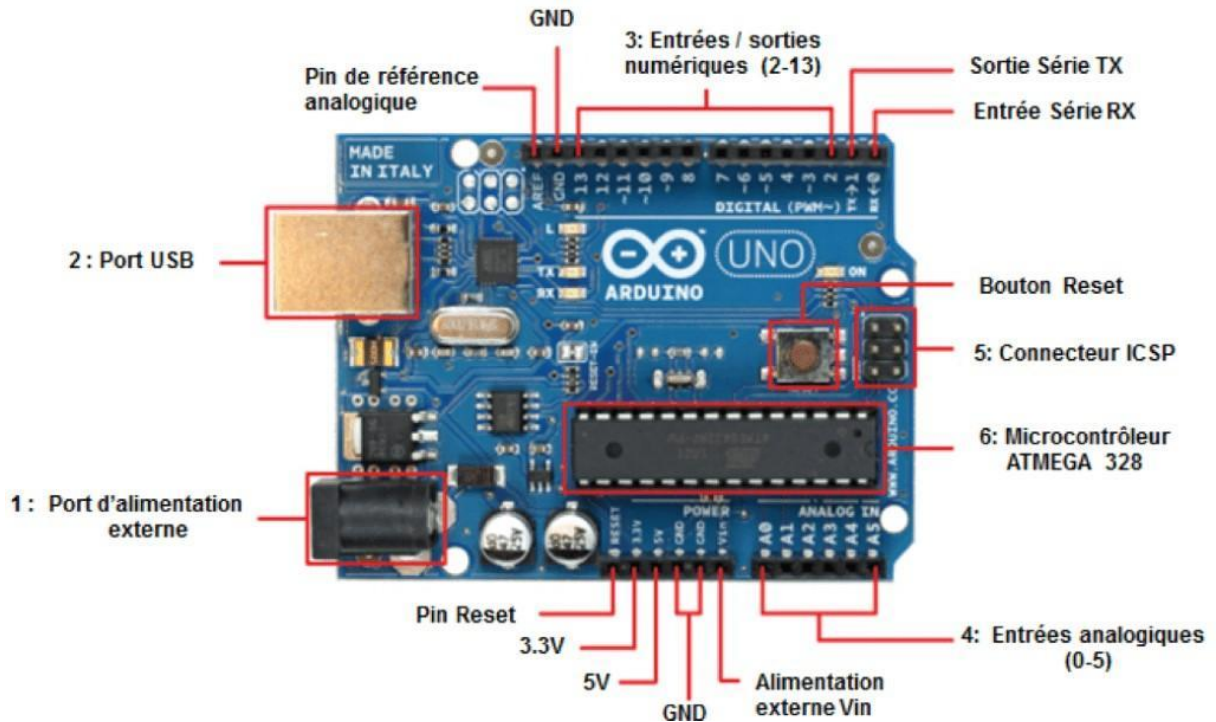


Figure 2.6 : Arduino Uno SMD

(Ou CMS en français pour Composant Monté en Surface).[13]

2.5.2.4.1. Caractéristique technique :

- Microcontrôleur : ATmega328
- Tension d'alimentation interne = 5V
- Tension d'alimentation (recommandée)= 7 à 12V, limites =6 à 20 V
- Entrées/sorties numériques : 14 dont 6 sorties PWM
- Entrées analogiques = 6 (avec une résolution de 10 bits => 1024 valeurs différentes)
- Courant max par broches E/S = 40 mA
- Courant max sur sortie 3,3V = 50mA
- Mémoire Flash 32 KB dont 0.5 KB utilisée par le bootloader*
- Mémoire EEPROM 1 KB
- Fréquence horloge = 16 MHz
- Dimensions = 68.6mm x 53.3mm

2.5.2.5. Avantage de la carte Arduino UNO :

L'avantage de cette carte c'est qu'elle n'a pas besoin de pilote pour faire la conversion FTDI USB/ Série, elle a juste un petit microcontrôleur ATmega 16U2 (pour la version 3) programmé comme convertisseur USB/Série.

L'intérêt principal des cartes Arduino est leur facilité de mise en œuvre. Arduino fournit un environnement de développement s'appuyant sur des outils open source. Le chargement du programme dans la mémoire du microcontrôleur se fait de façon très simple par port USB. En outre, des bibliothèques de facilité clé en main sont également fournies l'exploitation d'entrées sorties courantes : gestion des E/S TOR, gestion des convertisseurs ADC, génération de signaux PWM, exploitation de bus 12C, exploitation de servomoteurs...etc [13].

2.5.2.6. Catre de développement compatible Arduino nano USB :

La carte Arduino Nano est basée sur un ATmega328 cadencé à 16 MHz. Sa mémoire de 32 kB et son grand nombre d'E/S font de ce circuit compatible DIL30 un élément idéal pour les systèmes embarqués ou pour des applications robotiques nécessitant du multitâches. La Nano 3.0 peut se programmer avec le logiciel Arduino. Le contrôleur ATmega328 contient un bootloader qui permet de modifier le programme sans passer par un programmeur [14].



Figure2.7 : La carte Arduino Nano.[14]

2.5.2.7. Capacité de programmation de d'Arduino :

Le logiciel de programmation de la carte Arduino sert d'éditeur de code (langage proche du C). Une fois, le programme tapé ou modifié au clavier, il sera transféré et mémorisé dans la carte à travers de la liaison USB. Le câble USB alimente à la fois en énergie la carte et transporte aussi l'information ce programme appelé IDE Arduino.

Structure générale du programme (IDE Arduino) est Comme n'importe quel langage de programmation, une interface souple et simple est exécutable sur n'importe quel système d'exploitation Arduino basé sur la programmation en C.

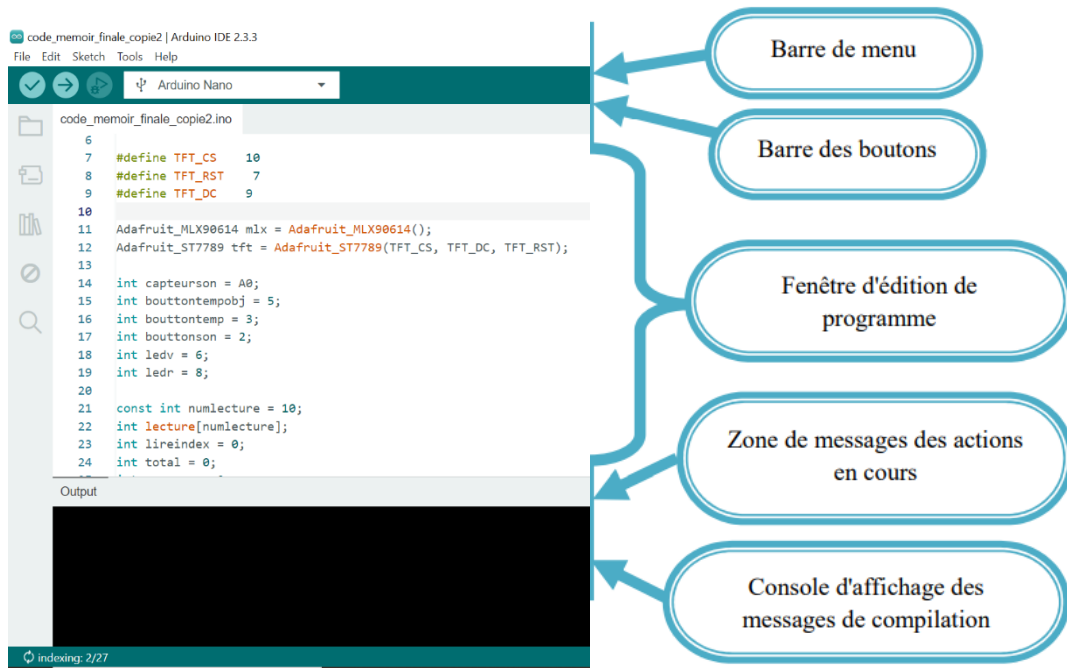


Figure 2.8 : Interface IDE Arduino.[14]

Avant d'envoyer un programme dans la carte, il est nécessaire de sélectionner le type de la carte (Arduino UNO) et le numéro de port USB (COM 3) comme à titre d'exemple cette figure suivante.



Figure 2.9: Paramétrage de la carte.[14]

Un programme Arduino est une suite d'instructions élémentaires sous forme textuelle (ligne par ligne). La carte lit puis effectue les instructions les unes après les autres dans l'ordre défini par les lignes de codes.

2.6. Les Accessoires de la carte Arduino :

La carte Arduino généralement est associée aux accessoires qui simplifient les réalisations.

2.6.1. Module thermomètre infrarouge GY-906 (capteur de température sans contact) :

Le module capteur de température sans contact GY-906 est un dispositif qui utilise un capteur infrarouge pour mesurer la température d'un objet sans avoir besoin d'un contact physique. Il est basé sur la technologie du thermomètre infrarouge et peut être utilisé dans diverses applications telles que la surveillance de la température corporelle, la mesure de la température des objets chauds ou froids, et le contrôle de la température dans les environnements industriels. Le GY-906 peut fournir des mesures précises et rapides de la température, ce qui le rend utile dans de nombreuses situations différentes [15].



Figure 2.10 : Module thermomètre infrarouge GY-906.[15]

2.6.1.1. Caractéristiques et avantages :

- Petite taille, faible coût.
- Monté sur une carte de dérivation avec deux types de broches.
- Résistances de traction 10k pour l'interface I2C avec cavaliers à souder en option.
- Facile à intégrer.
- Calibré en usine dans une large plage de températures :
- -40 ... + 125 ° C pour la température du capteur et
- -70 ... + 380 ° C pour la température de l'objet.
- Haute précision de 0,5 ° C sur une large plage de températures (0 ... + 50 ° C pour Ta et To) Étalonnage de haute précision (médicale).
- Résolution de mesure de 0,02 ° C.
- Versions à une et deux zones.
- Interface numérique compatible SMBus.
- Sortie PWM personnalisable pour une lecture continue.
- Adaptation simple pour les applications 8 ... 16V.
- Mode veille pour une consommation d'énergie réduite.
- Différentes options de package pour la polyvalence des applications et des mesures.
- Qualité automobile.

2.6.2. Écran TFT 240x240 1.5

2.6.2.1. Descriptions

Il s'agit d'un module d'affichage à cristaux liquides LCD IPS haute définition de 1,54 pouces. Sa puce de pilote est ST7789 et une sortie SPI.

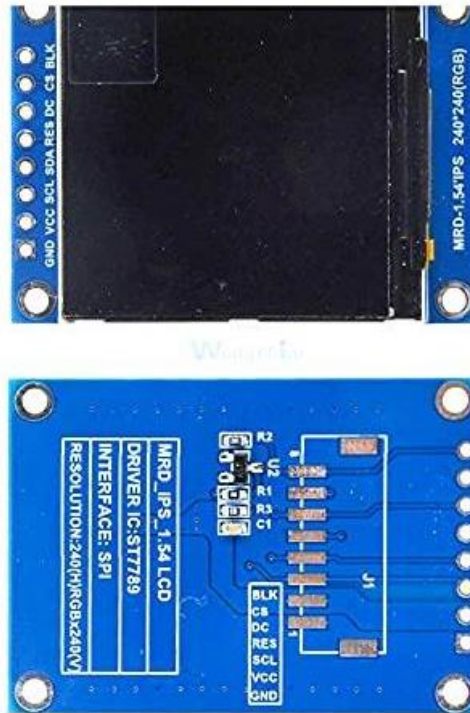


Figure 2.11 : module d'affichage à cristaux liquides LCD.[16]

2.6.2.2. Fonctionnalités :

- 1> Écran LCD IPS
- 2>. Haute définition
- 3> Sortie SPI
- 4> ajuster la direction d'affichage
- 5>. Vue complète

3 paramètres :

- 1>. Nom du produit : module d'affichage à cristaux liquides LCD IPS 1,54 pouces
- 2 > Tension de fonctionnement : 3,3 V
- 3. Taille de l'écran : 1,54 pouces
- 4>. Résolution : 240 * 240
- 5>. Type d'interface : sortie SPI
- 6>. Puce de contrôleur : ST7789
- 7. Nombre de broches : 8

8>. Température de fonctionnement : $-20^{\circ}\text{C} \sim 70^{\circ}\text{C}$

9>. Humidité de fonctionnement : $5\% \sim 95\% \text{ RH}$

10>. Taille du modèle : $44 * 32 * 4\text{mm}$

4. Broche commune :

GND : Alimentation négative

VCC : Alimentation d'entrée positive 3,3 V

SCL : Terminal SPI pour horloge

SDA : Terminal de données SPI

RES : Terminal de réinitialisation de l'écran OLED (nécessite une réinitialisation après la mise sous tension)

DC : Terminal de sélection de commande/données

CS : Signal de déclenchement (niveau bas disponible)

BLK : Contrôle de la lumière noire (niveau bas disponible)

2.6.3. Amplificateur audio LM386

2.6.3.1. Description :

Le LM386 est un amplificateur de puissance conçu pour être utilisé dans des applications grand public à basse tension. Le gain est réglé en interne sur 20 pour maintenir le nombre de pièces externes bas, mais l'ajout d'une résistance externe et d'un condensateur entre les broches 1 et 8 augmentera le gain à n'importe quelle valeur de 20 à 200. Les entrées sont référencées à la masse tandis que la sortie polarise automatiquement à la moitié de la tension d'alimentation. La puissance absorbée au repos n'est que de 24 milliwatts lorsqu'elle fonctionne à partir de 6 volts, ce qui rend le LM386 idéal pour un fonctionnement sur batterie [16].

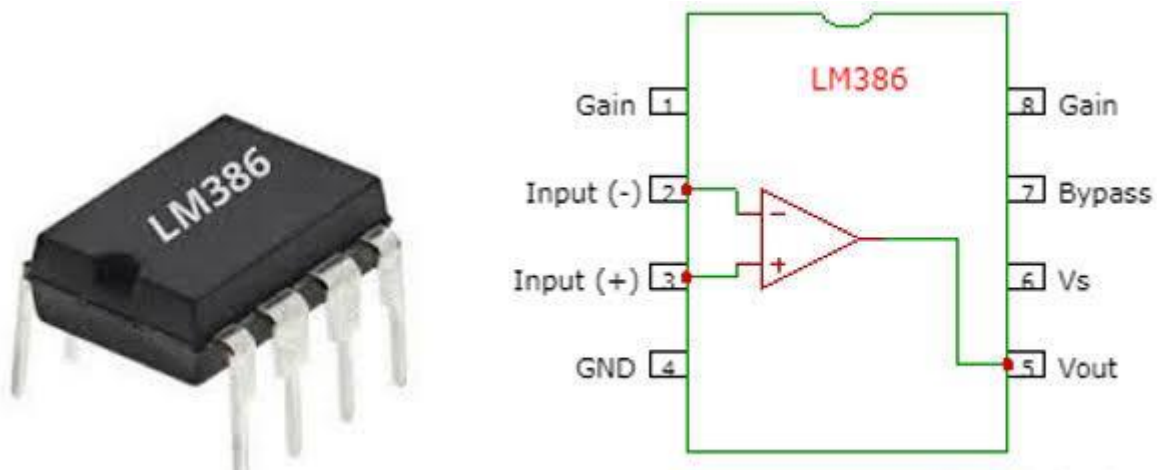


Figure 2.12 : Amplificateur audio LM386. [16]

2.6.3.2. CARACTÉRISTIQUES :

Fonctionnement de la batterie

Parties externes minimales

Large plage de tension d'alimentation : 4V – 12V ou 5V – 18V

Drain de courant de repos faible : 4mA

Gains de tension de 20 à 200

Entrée référencée au sol

Tension de repos de sortie à centrage automatique

Faible distorsion : 0,2% ($AV = 20$, $VS = 6\text{ V}$, $RL = 8\ \Omega$, $PO = 125\text{ mW}$, $f = 1\text{ kHz}$)

2.6.4. Microphone MAX9814

Ce capteur de son comprend un microphone à électret de 20 à 20 KHz. Pour l'amplification, il utilise un MAX9814 qui réduit le bruit provenant de l'alimentation. Le son obtenu est donc vraiment bon. Il a également un contrôle de gain automatique.

Le centre de ce capteur est l'amplificateur MAX9814 a une série d'options configurables. Par défaut, le niveau de gain maximal est de 60 dB, mais il peut varier de 40 à 50 dB en contournant les broches Gain, VCC et GND. Vous pouvez également modifier l'attaque / le relâchement de 1 : 4000 à 1 : 2000 ou 1 : 500 [17].



Figure 2.13: Microphone MAX9814.[17]

2.6.4.1. Caractéristiques :

1. Tension d'alimentation : courant 2.7v-5.5v @ 3mA
2. Sortie : 2 Vpp sur une polarisation de 1,25 V
3. Réponse en fréquence : 20Hz - 20 KHz
4. Attaque et taux de relâchement programmables
5. Gain automatique, sélectionnable maximum de 40 dB, 50 dB ou 60 dB
6. Faible densité de bruit en entrée de 30 nV /
7. Faible THD : 0,04%
8. Taille du panneau : 14 mm x 22,5 mm

2.6.5. Les boutons :

Les boutons sont des éléments électroniques qui servent à faire marcher ou fermer un appareil ou à gérer certaines fonctions. Ils peuvent se présenter sous forme mécanique ou tactile et offrent la possibilité d'effectuer des commandes ou des actions spécifiques dans un système.

2.6.6. . Baffle :

Un baffle est un appareil qui transforme les données électriques en sons perçus. On le retrouve fréquemment dans les dispositifs audios afin d'améliorer la qualité du son et de fournir un son clair à l'utilisateur.

2.6.7. . Les switches (interrupteurs) :

Les interrupteurs jouent un rôle essentiel dans l'ouverture ou la fermeture d'un circuit électrique. Ces dispositifs peuvent servir à modifier l'état du circuit (allumé/éteint) ou à orienter le flux d'électricité entre divers points d'un appareil.

2.6.8. Bouton de volume :

Le bouton de volume est un accessoire qui permet de régler le volume sonore des appareils électroniques. En général, il peut être rotatif ou tactile et offre à l'utilisateur la possibilité de modifier le volume en fonction de ses besoins.

2.6.9. . Batterie :

La batterie est une batterie rechargeable ou non, qui fournit l'électricité indispensable au fonctionnement des appareils portables et permet à l'appareil de fonctionner sans avoir besoin d'être connecté à une source d'alimentation externe.

2.6.10. Module Chargeur de batterie :

Le chargeur de batterie est un élément qui permet de recharger les batteries rechargeables d'un dispositif. En fournissant un courant adéquat, il permet de recharger la batterie lorsque son niveau d'énergie est bas et de prolonger sa durée de vie.

2.7. Considérations ergonomiques dans la conception du stéthoscope :

Lors de la conception d'un stéthoscope, plusieurs facteurs ergonomiques doivent être pris en compte afin d'assurer son confort et son efficacité pour les professionnels de la santé. Voici quelques-unes de ces considérations :

2.7.1. Facteurs humains :

L'ergonomie du stéthoscope prend en compte les caractéristiques physiques et cognitives des utilisateurs pour une utilisation optimale. La taille et la forme des mains et des doigts, la position et l'angle d'utilisation du stéthoscope, la force de préhension et de pression, l'acuité auditive et la sensibilité tactile, la fatigue musculaire et l'endurance, ainsi que l'interprétation des sons auscultés et la discrimination des bruits cardiaques et pulmonaires sont autant de facteurs à prendre en compte[18].

2.7.2. Conception ergonomique :

La forme et les dimensions du stéthoscope doivent être adaptées à la taille des mains, avec une poignée et un pavillon confortable. Le poids doit être léger et la répartition équilibrée pour une utilisation prolongée sans fatigue. Les angles d'inclinaison de la tête et du pavillon doivent être optimisés pour une utilisation confortable.

Le choix des matériaux est crucial pour l'ergonomie. Les surfaces doivent être douces et antidérapantes pour une meilleure prise en main, et hypoallergéniques pour éviter les irritations cutanées. La résistance aux chocs et à l'usure est également importante pour garantir la durabilité du stéthoscope.

La fonctionnalité du stéthoscope est un élément clé de l'ergonomie. La membrane et la bague d'auscultation doivent être disponibles en différentes tailles pour s'adapter à différentes zones du corps. Le tuyau doit être flexible et résistant pour une manipulation aisée. Un système d'amplification des sons réglable peut être utile pour les utilisateurs ayant une acuité auditive réduite.

2.7.3. Évaluation ergonomique :

L'évaluation de l'ergonomie d'un stéthoscope est essentielle pour garantir son efficacité et son confort. Des tests utilisateurs peuvent être menés pour mesurer la performance et la satisfaction des utilisateurs, et identifier les points d'amélioration. La modélisation numérique permet de simuler l'utilisation du stéthoscope et d'optimiser sa conception.

2.7.4. Normes et standards :

Des normes et standards existent pour garantir l'ergonomie des stéthoscopes. La norme ISO 22953 définit les exigences ergonomiques pour les stéthoscopes, tandis que la norme ANSI S12.6 établit une méthode d'essai pour l'acoustique des stéthoscopes.

2.7.5. Optimisation de la polyvalence et de l'efficacité clinique du stéthoscope :

Le stéthoscope, instrument essentiel du diagnostic médical, peut être optimisé pour une meilleure polyvalence et efficacité clinique. L'amélioration de la performance acoustique est essentielle. Cela implique l'utilisation de membranes et bagues d'auscultation de différentes tailles et matériaux, de tuyaux optimisés et de systèmes d'amplification des sons réglables avec filtrage du bruit. L'ajout de fonctionnalités innovantes est crucial. La conversion numérique des sons permet l'enregistrement et l'analyse pour un diagnostic plus précis, tandis que la connectivité Bluetooth offre une synchronisation avec les applications mobiles et l'intégration

aux systèmes d'information hospitaliers. Des fonctionnalités d'apprentissage automatique peuvent assister à l'interprétation des sons et détecter des anomalies cardiaques et pulmonaires.

L'ergonomie et le design doivent être soignés, avec une adaptation à la morphologie des utilisateurs, des matériaux doux et résistants, et un poids léger. La durabilité et la maintenance sont importantes, avec des matériaux résistants et des pièces interchangeables. Enfin, la formation et l'éducation des utilisateurs sont essentielles pour une utilisation optimale du stéthoscope et une connaissance des dernières technologies [20].

2.8. Conclusion :

A travers ce chapitre nous avons présenté *STRUCTURE DE L'APPAREIL ET LES COMPOSANTS UTILISE*, nous avons plongé au cœur du processus de recherche et de développement nécessaire à la réalisation d'un stéthoscope médical multifonctionnel. En explorant en détail les caractéristiques techniques d'Arduino ainsi que ses capacités de programmation, nous avons découvert comment cette technologie pouvait être exploitée pour créer un dispositif médical sophistiqué et polyvalent. Nous avons également passé en revue les différents composants matériels et logiciels indispensables à la fabrication d'un tel stéthoscope, en mettant l'accent sur leur fonctionnement et leur intégration harmonieuse dans le dispositif final.

De plus, nous avons abordé les aspects ergonomiques et fonctionnels de la conception du stéthoscope, en soulignant l'importance de la polyvalence et de l'efficacité clinique du dispositif.

● Références

- [1] -BELABBAS E, & KERROUCHE M, (2017). Etude et Réalisation d'une Carte D'Acquisition Pour Les Signaux Physiologiques. [Mémoire de Master. UNIVERSITE KASDI MERBAH-OUARGLA].
- [2] -BENDADA A, & MANSOURI K, (2022). Conception et réalisation d'un système de localisation et de télésurveillance cardiaque. [Mémoire de Master. Université Mohamed Larbi Ben M9hidi - Oum El Bouaghi].
- [3] -Benosman H, (2021). Capteurs et Mesures en Télécommunications. [Mémoire de Licence. UNIVERSITE ABOU BAKR BELKAID, TLEMCEN].
- [4] -BENSAFA F, & HADJI H, (2019). Réalisation d'une balance électronique. [Mémoire de Master. Université Aboubakr Belkaïd-Tlemcen].
- [5] -DEHIMI B, & AOUIA E, (2018). Etude, Adaptation et Réalisation d'un Système Electronique pour sauver de vie des Infarctus "Accident Cardiaque". [Mémoire de Master. UNIVERSITE MOHAMED BOUDIAF - M'SILA].
- [6] -GHALLOUS C, & DACI M, (2022). ELABORATION D'UN CAPTEUR ELECTROCHIMIQUE POUR LA DETECTION DU NITRATE DANS L'EAU. [Thèse de doctorat. UNIVERSITE KASDI MERBAH OUARGLA].
- [7] -GUENFOUD L, & MOUZARINE C, (2018). Conception et réalisation d'un système du contrôle à distance de la qualité de l'air. [Mémoire de Master. UNIVERSITE MOULOUD MAMMERI DE TIZI-OUZOU].
- [8] -HAOUILI R, (2019). *Sécurisation d'une maison à l'aide d'un détecteur de mouvement*. 2019. [Thèse de doctorat. UNIVERSITE BADJI MOKHTAR ANNABA].
- [9] -KETREB I, & LAKBAL A, (2019). Conception et réalisation d'un système de sécurité pour une maison à base de communication Arduino GSM. [Mémoire de Master. UNIVERSITÉ MOULOUD MAMMERI DE TIZI-OUZOU].
- [10] -KHOUIDMI H, (2018). Systèmes Embarqués & Systèmes Temps Réel. https://www.univ-chlef.dz/ft/wp-content/uploads/2020/04/TP_S_Embarqu%C3%A9.pdf.
- [11] -KRAMA A, & GOUGUI A, (2015). Etude et réalisation d'une carte de contrôle par Arduino via le système Androïde. [Mémoire de Master. UNIVERSITE KASDI MERBAH OUARGLA].
- [12] -LARBI M, & HADJ KORICHI H, (2018). Réalisation d'un tensiomètre holter. [Mémoire de Master. Université Abdelhamid Ibn Badis de Mostaganem].

- [13] -LATRECHE S, & BOUZID K, (2016). Etude et Réalisation d'un système photovoltaïque à base d'une carte Arduino uno. [Mémoire de Master. UNIVERSITE KASDI MERBAH OUARGLA].
- [14] -LEHSAINI I, & BENDIMERAD A, (2015). Etude et réalisation d'une plateforme d'acquisition micro contrôlée et de transmission Bluetooth du signal ECG sur Smartphone. [Mémoire de Master. Université Abou Bakr Belkaïd de Tlemcen].
- [15] -MEZIANI, M, et al, (2022). Contributions aux processus d'adaptation multimédia.
- [16] -MIGLIORE O, (2016). Analyser la prosodie musicale du punk, du rap et du ragga français (1977-1992) à l'aide de l'outil informatique. [Thèse de doctorat. Université Paul Valéry-Montpellier 3].
- [17] -MOHAMMED M, & Houamed A, (2018). Un Radar De Recul à Ultrason. [Mémoire MASTER. UNIVERSITE KASDI MERBAH – OUARGLA].
- [18] -RÉVEILLAC J, (2022). *Enregistrement et traitement de la voix 1 : Historique et généralités*. ISTE Group, Vol 1.
- [19] -SULEIMAN M, (2008). Conception d'un capteur optoélectronique par interférométrie à réinjection optique pour la démodulation des signaux de fibres optiques à réseaux de Bragg. [Thèse de Doctorat. Université de Toulouse].
- [20] -Waveshare. (n.d.). 1.3inch OLED display HAT for Raspberry Pi, 128x64 pixels, SPI/I2C interface. Consulté le 10/05/2024 sur https://www.waveshare.com/wiki/1.3inch_OLED_HAT.

Chapitre 3

Réalisation Pratique

3.1. Introduction

Le stéthoscope est un outil médical le plus ancien et le plus utilisés pour entendre et contrôler les sons du corps. Mais avec les avancées technologiques actuelles, la version traditionnelle de cet instrument médicale a progressivement évolué vers des systèmes électroniques, qui ont une précision plus améliorer et des capacités de traitement du signal plus développer. Le **stéthoscope électronique** permet nous de capturer et d'amplifier les sons corporels, tels que les battements du cœur ou les bruits pulmonaires, mais aussi de les analyser et de les visualiser en temps réel sur des interfaces visuelles.

Le thermomètre infrarouge est devenu un outil essentiel pour mesurer la température à distance, sans contact direct avec l'objet ou la surface. Ce type de thermomètre fonctionne en captant le rayonnement infrarouge émis par un corps et en convertissant cette énergie en une lecture de température précise. Utilisé dans divers domaines tels que la santé, l'industrie, et même dans notre maison.

Ce chapitre se portera sur les étapes de réalisation de notre stéthoscope électronique multi fonction qui combine entre le stéthoscope et le thermomètre infrarouge. Il détaille les techniques effectués, le matériel utilisé. Nous examinerons en particulier la capture de la température et le signal sonore, son amplification, et sa transmission vers un dispositif de traitement et de visualisation.

L'objectif final est de développer un dispositif médical pratique, fiable, accessible et efficace pour les professionnels de la santé, et même pour l'usage général.

3.2. La réalisation pratique du stéthoscope multi fonction (Le circuit réalisé)

Dans cette section, nous allons détailler la réalisation pratique du stéthoscope électronique multi fonction. Le circuit est conçu autour d'un microphone MAX9814 pour capturer les sons corporels, en particulier les battements du cœur, avec une amplification fournie par un amplificateur LM386. Ce dernier est connecté à un haut-parleur ou bien un sortie Jack pour Kitman pour une sortie audio claire. Et un capteur de température infrarouge MLX90614 pour capturer la température corporelle. Des résistances et condensateurs sont utilisés pour ajuster et stabiliser le signal, tandis que des switches et boutons permettent d'activer ou de désactiver

certaines fonctionnalités. Enfin un écran TFT 240*240 de 1.54 pouce est utilisé pour l'affichage des données et des signaux en temps réel, offrant une interface visuelle pour l'utilisateur.

Le circuit du stéthoscope électronique multi fonction inclut également une batterie avec un circuit rechargeable et un afficheur de pourcentage pour assurer une alimentation portable et continue du dispositif. Ce choix permet de rendre le stéthoscope autonome et facile à transporter, sans dépendre d'une alimentation externe. La batterie alimente à la fois le microphone MAX9814, l'amplificateur LM386, le capteur de température MLX90614, l'écran TFT, ainsi que les autres composants. Le circuit de recharge garantit que la batterie peut être rechargée facilement lorsque nécessaire, prolongeant ainsi la durée de vie du dispositif.

3.2.1. Composants utilisés

- Microphone MAX9814
- Amplificateur LM386
- Haut-parleur
- Sortie Jack pour Kitman
- Capteur de température MLX90614
- Écran TFT :
- Résistances et condensateurs
- Boutons et switches
- Batterie rechargeable

3.2.2. Schéma fonctionnel du projet

Un schéma fonctionnel du projet a été élaboré pour visualiser les connexions entre les différents composants. Ce schéma a servi de guide lors de la réalisation sur la plaque d'essai. Il montre comment le microphone, l'amplificateur, le haut-parleur, la prise Jack, le capteur de température et l'écran TFT sont interconnectés, ainsi que les chemins de connexion pour la batterie rechargeable

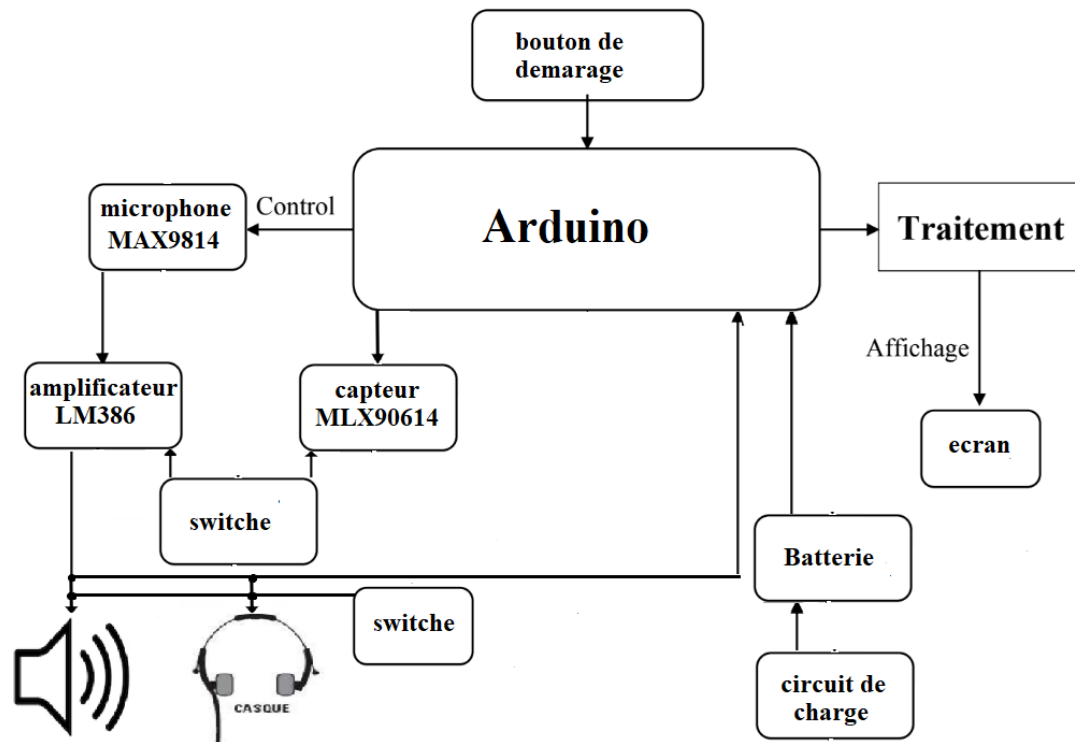


Figure 3.1: Schéma fonctionnel de notre projet

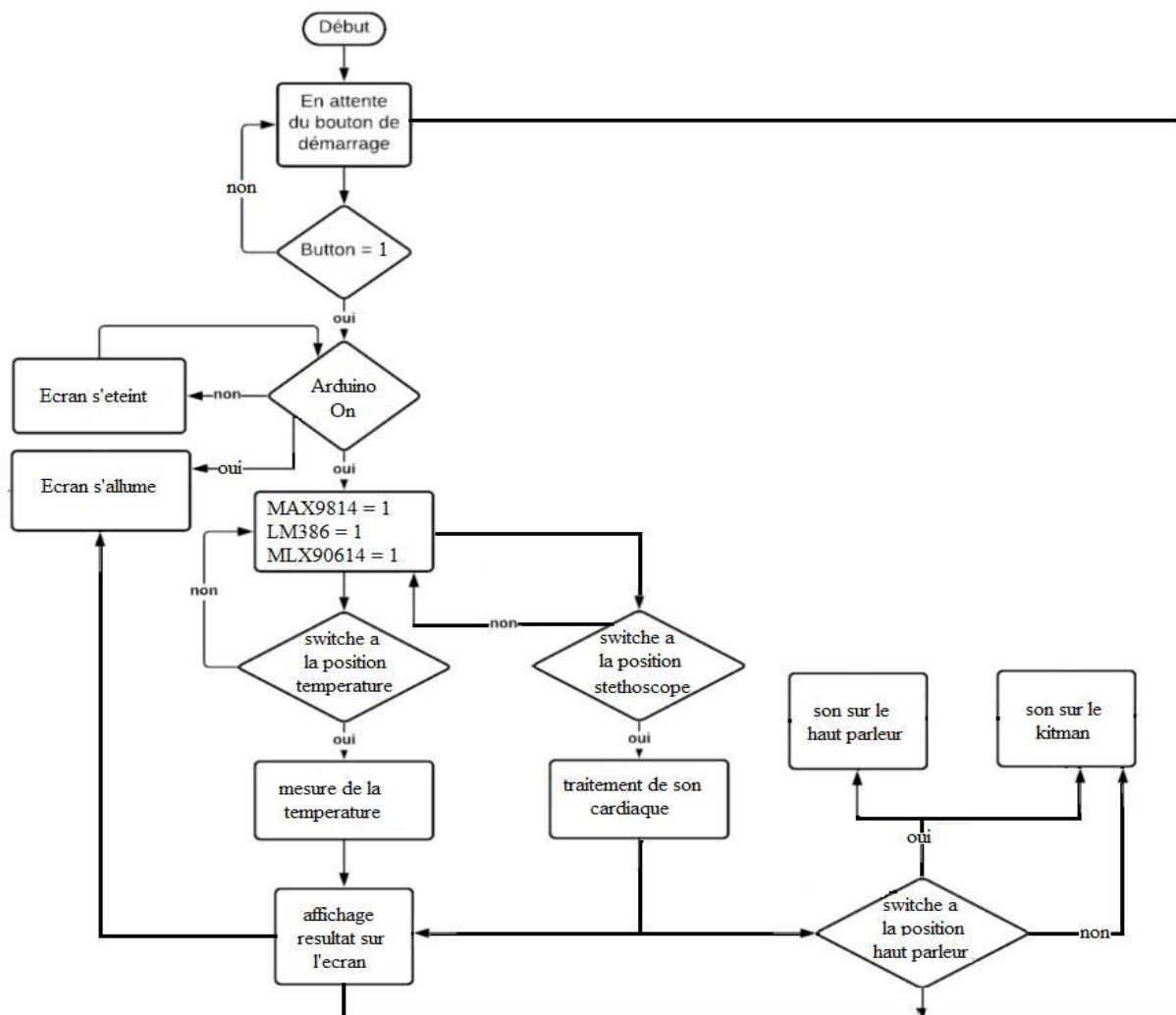
3.2.3. Montage et tests

Le montage du circuit a été effectué sur une plaque d'essai pour faciliter les ajustements et les modifications. Après avoir connecté tous les composants selon le schéma, des tests initiaux ont été menés pour vérifier la fonctionnalité du circuit. Chaque composant a été testé séparément, et des ajustements ont été faits pour optimiser la qualité du signal et la performance globale du stéthoscope.

3.2.4. Validation

Les premiers tests ont montré que le stéthoscope capte les sons cardiaques avec une précision satisfaisante. L'amplification fournie par le LM386 a permis d'entendre clairement les battements du cœur, tandis que l'affichage sur l'écran TFT a permis de visualiser le signal en temps réel. Ces résultats ont validé la conception du circuit et son adéquation à l'objectif fixé.

3.3. L'organigramme de fonctionnement de stéthoscope multi fonction réalisé



3.4. Réalisation sur plaque d'essai

La construction du stéthoscope a commencé par le montage sur une plaque d'essai, permettant des ajustements faciles. Chaque composant a été soigneusement placé et connecté selon le schéma électrique. Le microphone a été positionné pour optimiser la capture des sons, et l'amplificateur a été relié pour renforcer le signal. Les tests initiaux ont permis de valider les connexions et d'ajuster les valeurs des résistances et des condensateurs afin d'optimiser la qualité audio.

CHAPITRE 03 : RÉALISATION PRATIQUE

En complément de la partie sonore, un **capteur de température infrarouge MLX90614** a été ajouté pour mesurer la température corporelle sans contact.



Figure 3.2: le logo de l'appareil à fabriquer lors de son démarrage

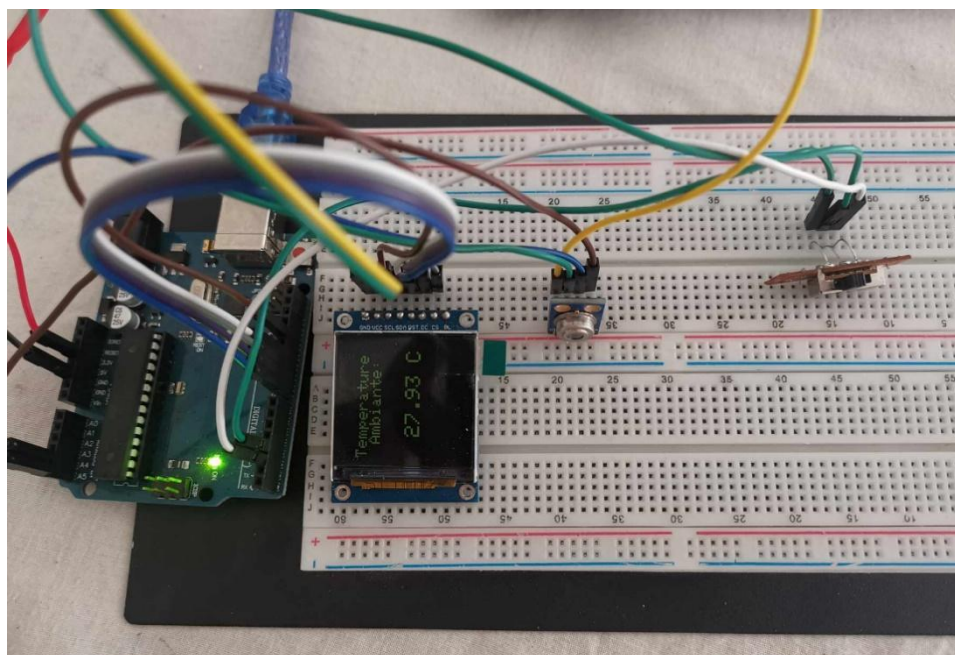
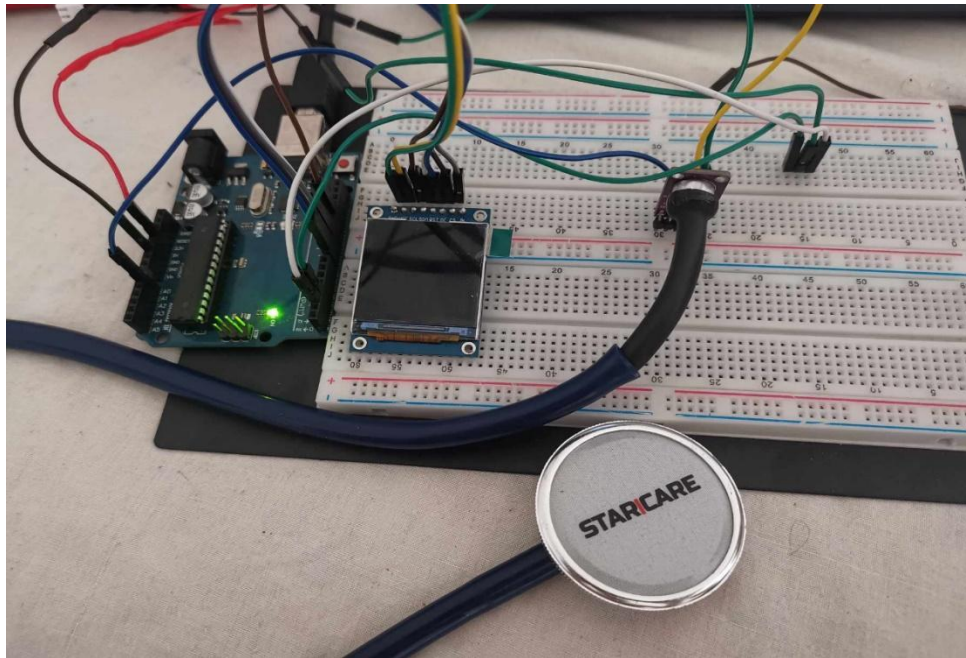
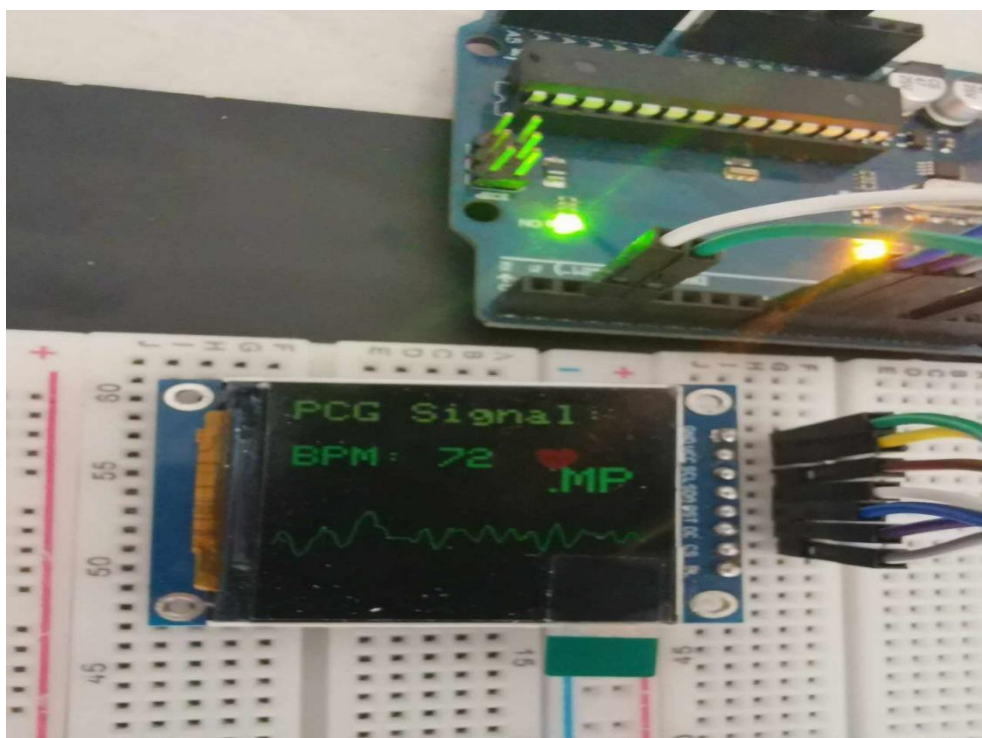


Figure 3.3: Mesure de température pris par capteur MLX90614



(a)

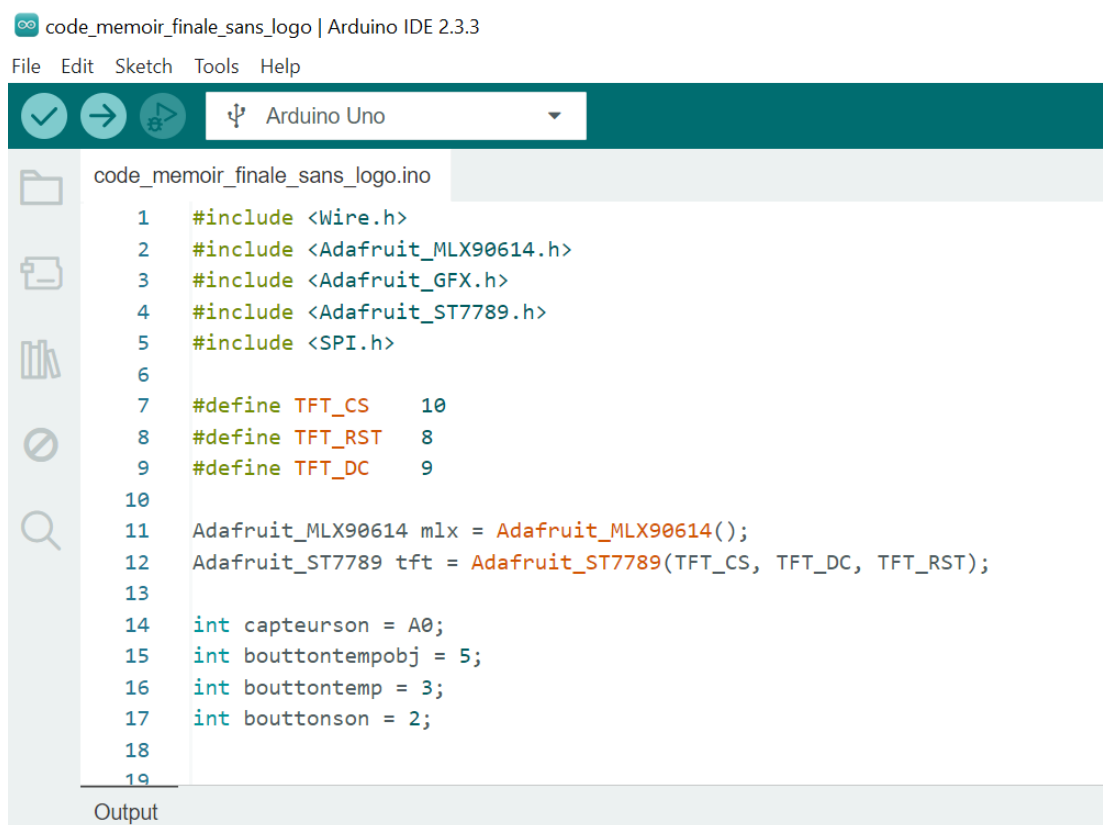


(b)

Figure 3.4 : Signal capter par le microphone MAX9814

3.5. Le code d'ARDUINO

Le programme développé pour l'Arduino gère l'ensemble du système. Il initialise le microphone MAX9814 et l'amplificateur LM386, traite le signal audio et au même temps traite le signal de la température capturer par le **MLX90614** et les affiche sur l'écran TFT. Le code inclut également des fonctions pour le contrôle des boutons, permettant d'activer ou de désactiver certaines fonctionnalités. Des algorithmes de traitement de signal assurent une réactivité immédiate, garantissant que les données sont captées et affichées sans délais.



```
code_memoir_finale_sans_logo | Arduino IDE 2.3.3
File Edit Sketch Tools Help
[Icons] Arduino Uno
code_memoir_finale_sans_logo.ino
1  #include <Wire.h>
2  #include <Adafruit_MLX90614.h>
3  #include <Adafruit_GFX.h>
4  #include <Adafruit_ST7789.h>
5  #include <SPI.h>
6
7  #define TFT_CS    10
8  #define TFT_RST    8
9  #define TFT_DC    9
10
11  Adafruit_MLX90614 mlx = Adafruit_MLX90614();
12  Adafruit_ST7789 tft = Adafruit_ST7789(TFT_CS, TFT_DC, TFT_RST);
13
14  int capteurson = A0;
15  int boutontempobj = 5;
16  int boutontemp = 3;
17  int boutonson = 2;
18
19
Output
```

Figure 3.5: Le code d'Arduino

3.6. Signal PCG détecté par notre stéthoscope électronique multifonction

Nous avons effectué un test sur un cœur humain et nous avons produit le signal visualisé sur l'écran est illustré dans la figure suivante qui montre la qualité de signal PCG obtenu.

3.7. La température détectée par notre stéthoscope électronique multifonction

Nous avons effectué un test sur un corps humain et nous avons pris la température visualisée sur l'écran est illustré dans la figure suivante qui montre la température ambiante et de l'objet (corps humain).



Figure 3.6: affichage de la température d'objet détecté

3.8. Le son obtenue (test de validation de notre réalisation)

Les tests de validation ont permis d'obtenir un son clair et cohérent. Le son restitué par le haut-parleur (ou via le kitman grâce à la sortie jack) correspond parfaitement aux attentes pour un stéthoscope électronique, permettant d'entendre distinctement les battements cardiaques.

Grâce à l'amplification fournie par le LM386, les sons captés par le microphone MAX9814 sont amplifiés avec précision, sans distorsion notable. Le système permet de différencier les phases du battement cardiaque, telles que le bruit du souffle ou les sons systoliques et diastoliques. Ces résultats confirment que le circuit est fonctionnel et capable de fournir des données audios fiables pour une analyse précise des bruits cardiaques.



Figure 3.7: affichage du résultat de la température ambiante sur l'écran de l'appareil

3.9. La température obtenue (test de validation de notre réalisation)

Les tests de validation ont permis d'obtenir des mesures de température précises et fiables à l'aide du capteur infrarouge MLX90614. Les résultats affichés sur l'écran TFT correspondent aux attentes, montrant une précision adéquate pour des applications médicales.

Le capteur a détecté les variations de température sans contact, et les données recueillies ont été comparées à des valeurs de référence pour confirmer l'exactitude des mesures. Que ce soit pour la température corporelle ou pour des objets environnants, le système a démontré sa capacité à fournir des lectures stables et cohérentes, confirmant ainsi la fiabilité de l'intégration du capteur MLX90614 dans notre stéthoscope électronique.

3.10. Résultats et interprétation

Les résultats obtenus démontrent que le stéthoscope électronique multi fonction fonctionne efficacement, captant et amplifiant les sons cardiaques de manière satisfaisante. L'affichage sur l'écran TFT permet une interprétation facile des données. Les sons cardiaques sont clairement restitués, et des comparaisons avec des enregistrements de référence ont montré que le dispositif répond aux standards attendus pour un stéthoscope. Cependant, quelques interférences

mineures ont été détectées lors des premiers tests, mais elles ont été atténuées par des ajustements dans le circuit et l'amplification.

En ce qui concerne la mesure de la température, le capteur infrarouge MLX90614 a fourni des données fiables et précises. Les mesures de la température corporelle ont été comparées à des thermomètres médicaux standards, confirmant la précision du capteur. La lecture sans contact a permis une acquisition rapide et fluide des données, ajoutant une dimension supplémentaire à l'utilisation du stéthoscope électronique. Les valeurs obtenues sont facilement lisibles sur l'écran TFT et offrent une vue d'ensemble des paramètres vitaux du patient.

Ces résultats confirment que l'intégration de la température et de l'audio dans le dispositif fonctionne de manière harmonieuse, rendant le stéthoscope électronique polyvalent et adapté à une utilisation médicale plus large.

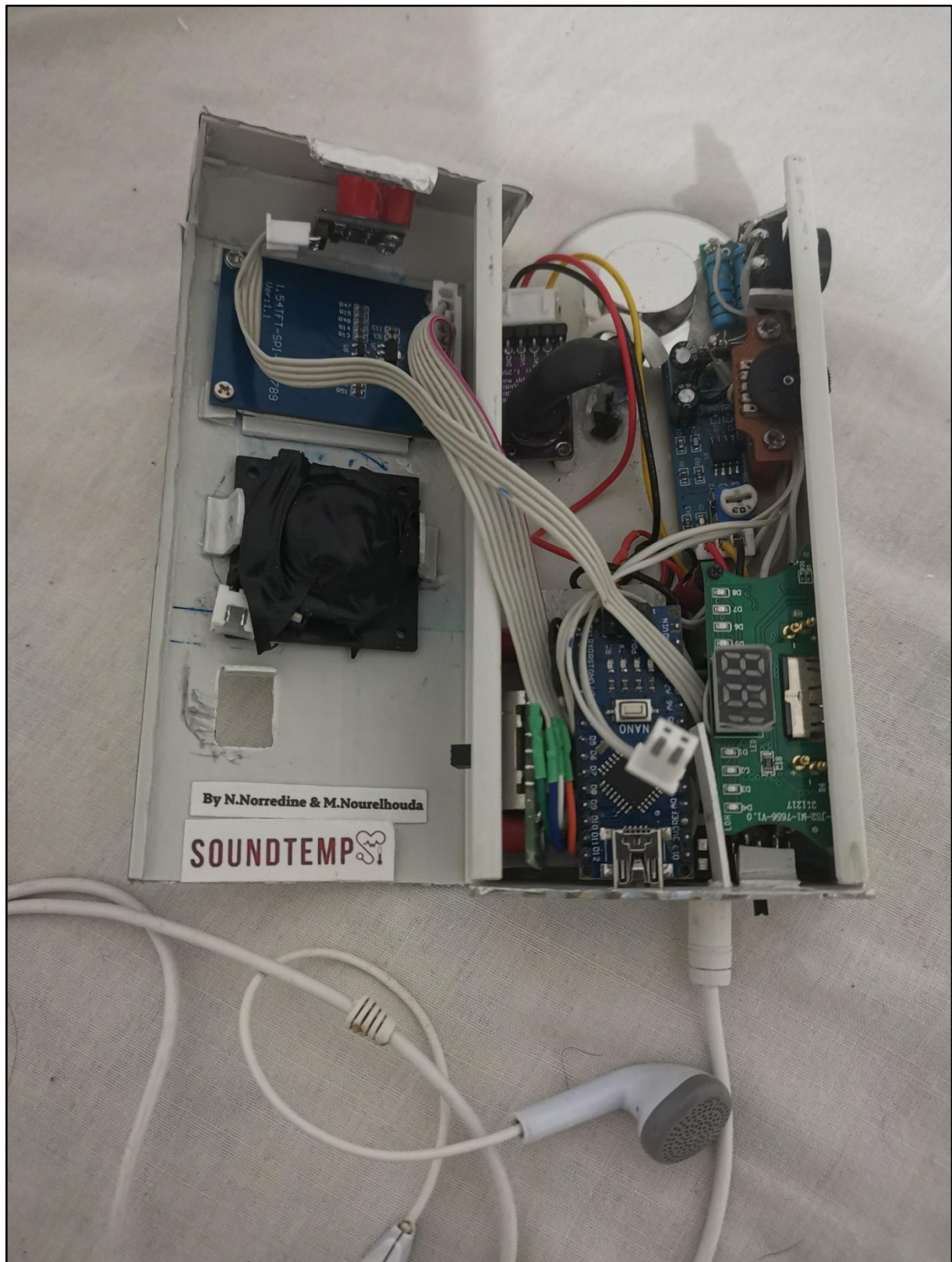


Figure 3.8: : Circuit réalisée avec Stéthoscope



Figure3.9 : La boite final du notre stéthoscope

3.11. Outre utilisation du stéthoscope électronique

En plus de son utilisation principale pour ausculter les battements cardiaques, ce stéthoscope électronique multi fonction pourrait être adapté pour d'autres applications médicales, comme la détection des bruits pulmonaires. Grâce à l'ajout du capteur MLX90614, il est également capable de mesurer la température corporelle sans contact, ce qui élargit son champ d'application au suivi de la fièvre ou à la surveillance de l'état thermique des patients.

Cette fonctionnalité de mesure de la température pourrait être exploitée pour créer un dispositif multifonctionnel permettant à la fois la détection des sons cardiaques et pulmonaires, ainsi que la prise de température, offrant ainsi un outil complet pour les professionnels de santé.

De plus, il serait possible d'ajouter des fonctionnalités telles que l'enregistrement des données audio ou la connectivité sans fil (Bluetooth, Wi-Fi) pour la transmission des données (son et température) à des dispositifs externes. Ces améliorations augmenteraient les applications potentielles du dispositif dans les domaines médical et scientifique, facilitant la télémédecine ou le suivi à distance des patients

3.12. Conclusion

Ce chapitre a permis de présenter en détail la réalisation pratique de notre stéthoscope électronique multi fonction, en intégrant les différents composants électroniques essentiels, tels que le microphone MAX9814, l'amplificateur LM386, le capteur de température infrarouge MLX90614, et l'écran TFT pour l'affichage des données. Les tests de validation ont montré que le dispositif fonctionne de manière fiable, avec une bonne captation et amplification des sons cardiaques, ainsi que des mesures précises de température corporelle.

L'analyse des résultats a confirmé la robustesse du système, bien que des ajustements aient été nécessaires pour minimiser les interférences initiales. Les données audio et thermiques obtenues sont conformes aux standards attendus pour un usage médical, offrant des perspectives prometteuses pour des applications plus larges.

L'ajout d'options comme la connectivité sans fil ou l'enregistrement des données pourrait encore enrichir les fonctionnalités du stéthoscope électronique, en le rendant polyvalent et adapté aux besoins modernes des professionnels de la santé.

Conclusion générale et perspectives

Cette étude nous a permis de suivre un parcours complet allant de la découverte des concepts fondamentaux du stéthoscope médical jusqu'à la conception et la réalisation pratique d'un stéthoscope électronique multifonctionnel. À travers le premier chapitre, nous avons revisité l'histoire et l'évolution de cet instrument essentiel dans le diagnostic clinique, tout en présentant les mécanismes de base qui en font un outil incontournable pour les professionnels de la santé.

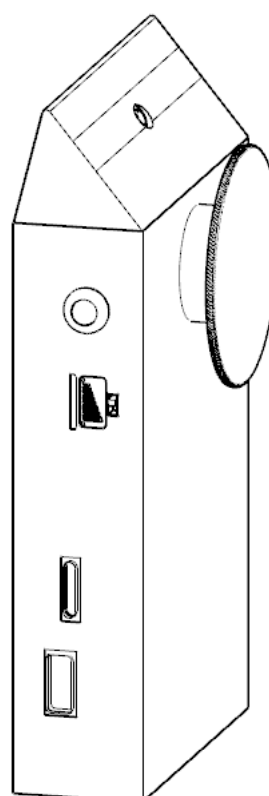
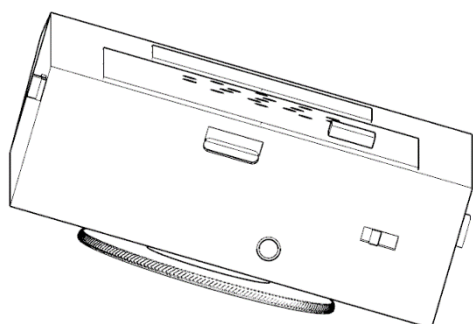
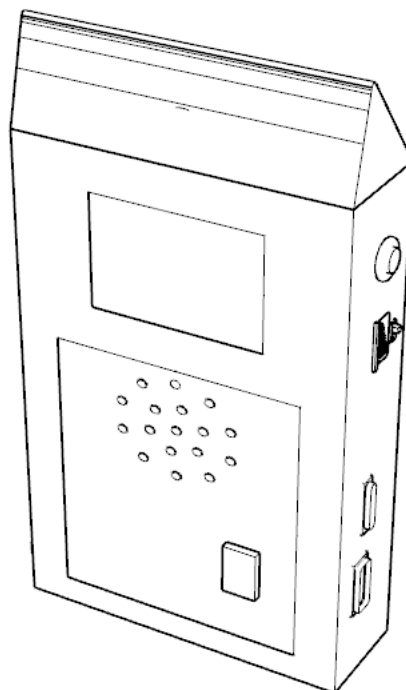
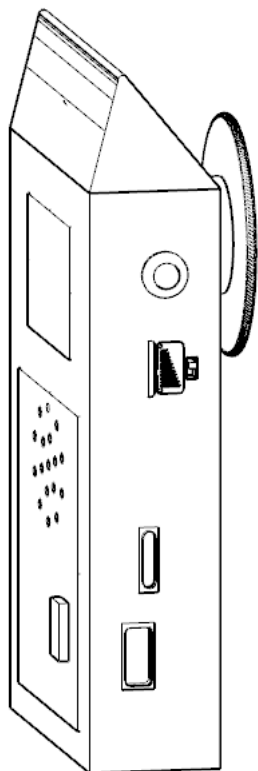
Le deuxième chapitre a mis en exergue la structure et les composantes techniques du stéthoscope électronique que nous avons conçu, notamment en utilisant la carte Arduino. Ce travail de conception a nécessité une réflexion approfondie sur les capacités techniques et la programmation du dispositif, tout en veillant à répondre aux exigences ergonomiques et cliniques modernes.

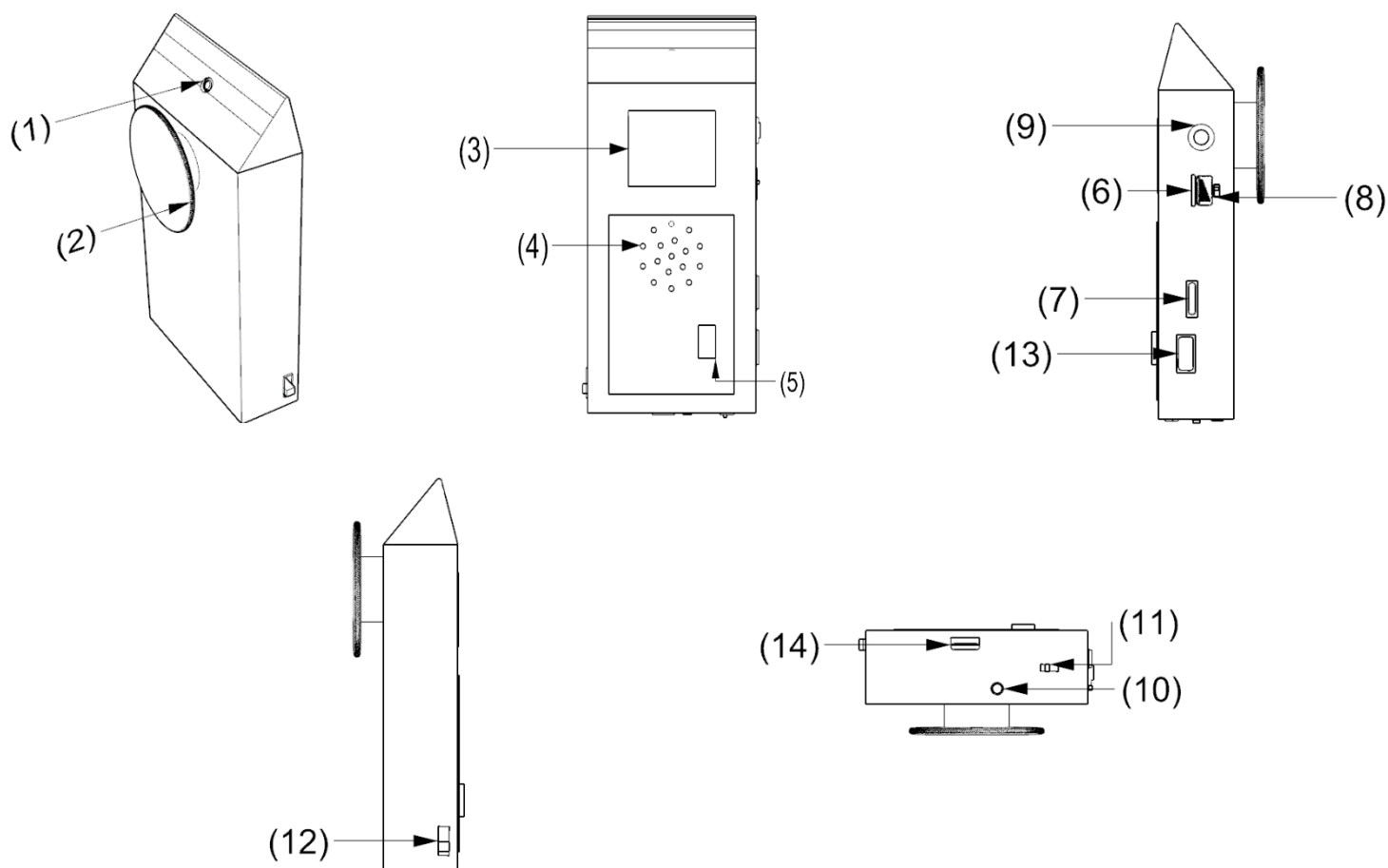
Enfin, le troisième chapitre a illustré la mise en œuvre pratique du dispositif, depuis l'écriture du code jusqu'à l'assemblage des différents composants. Cette phase de réalisation a révélé plusieurs défis techniques, mais aussi des opportunités d'innovation, en particulier en matière de polyvalence et de fiabilité. Le stéthoscope électronique, équipé d'un thermomètre sans contact, offre des fonctionnalités avancées, contribuant ainsi à améliorer l'expérience diagnostique.

Nous avons rencontré quelques défis lors du développement de l'appareil en utilisant l'Arduino, en raison de ses limitations. Nous envisageons de passer à des composants plus performants comme l'ESP32, qui offre une meilleure connectivité (Wi-Fi et Bluetooth) et une performance accrue, améliorant ainsi l'efficacité et les capacités de l'appareil.

À l'avenir, nous prévoyons d'élargir les fonctionnalités de l'appareil pour inclure plusieurs outils de diagnostic, tels que l'ajout d'un otoscope et l'intégration de l'intelligence artificielle pour analyser automatiquement et avec précision les données médicales. Nous envisageons également d'ajouter une lampe torche ainsi que d'autres composants pour faciliter le diagnostic des patients. Ces améliorations feront de l'appareil un outil polyvalent et complet pour le secteur de la santé.

ANNEXE 1





N ^o . d'Eléments	Eléments	N ^o . d'Eléments	Eléments
(1)	Thermomètre infrarouge	(8)	Switch (écouteurs haut-parleur ou kettmân)
(2)	Stéthoscope	(9)	Bouton de température
(3)	Écran	(10)	Port pour écouteurs
(4)	Baffle	(11)	Interrupteur marche/arrêt
(5)	Afficheur de Batterie	(12)	Interrupteur de mode (stéthoscope ou thermomètre)
(6)	Bouton de volume	(13)	Port de charge
(7)	Connecteur	(14)	Mini USB port

ANNEXE 2

Evaluation et Avis des clients sur notre projet

DOCTEUR DJAMAA Mohamed Amine

Médecin généraliste

الحكيم جمعة محمد أمين

طبيب عام

Echographie Gle et gynéco-obstétrique

N° inscription ordre des médecins 20/10/100

Rapport médical

Au jour du 06/10/2024 et au niveau de notre cabinet, on a procédé à l'essai de l'appareil « stéthoscope électronique multifonctions » avec les ingénieurs MR **Naimi Noureddine** et Melle **Mohamed Fatma Nour Elhouda**.

L'utilisation du stéthoscope avec kit-man ou avec hautparleur s'est avéré plus facile et plus audible du stéthoscope classique.

Par ailleurs l'option qui facilite encore la tâche est celle du thermomètre a infra-rouge qui s'active en un seul clic et qui comparer au thermomètre classique, les résultats sont satisfaisants.

Les autres options que les ingénieurs espèrent ajouter a cet appareil faciliteront sans doute la tâche du médecin et lui font gagner un temps précieux au cours des consultations.

Finalement, l'appareil aura inchaa ALLAh un impact positif sur la vie professionnelle du médecins (qualité de travail, temps, et qualité son) et de ce fait sur la qualité de consultation du malade.

DR. DJAMAA MA
MEDECINE GENERALE

Rapport

Le 2024 06 06 s'est présentée à notre niveau
 M^r: Naïmi Noureddine et M^{lle}: Mohammed Nour
 El Honda accompagnés d'un appareil médical
 englobant: (un stéthoscope + un thermomètre).

Présentation:

un boîtier léger comportant une pièce métallique
 pourvue d'une membrane que l'on applique sur la peau
 du patient, cette membrane mise en vibration par les
 sons et bruits corporels, un orifice pour l'insertion
 du thermomètre, bouton d'allumage, bouton de fonction
 (stétho / thermo), afficheur numérique, haut parleur,
 orifice pour écouteurs.

Remarque: boîtier léger, pratique, portatif, l'écran
 numérique affiche l'activité cardiaque et signal PCG
 avec trace.

Appareil intéressant et facilitant le recours à deux
 instruments nécessaires pour la consultation médicale
 bonne continuation

2024 06 06

Dr. Aouissat M.A.
 Médecin Généraliste

Projet :Stéthoscope multifonction avec thermomètre sans contact

Membres :Naïmi Norrdine, Mohammed Fatma Nour El Houda

Domaine : Médecine, innovation technologique

Date : 07/10/2024 . Saida

En tant que médecin en service de maternité de wilaya de Saida, j'ai eu l'occasion d'examiner le projet de stéthoscope multifonction avec thermomètre sans contact développé par l'équipe de recherche ci-dessus. Ce projet représente une avancée prometteuse dans le domaine de la santé, particulièrement pour les services de maternité.

Mon avis sur le projet :

- Précision du diagnostic
- Facilité d'utilisation
- Polyvalence de l'appareil

Je suis convaincue que le stéthoscope multifonction avec thermomètre sans contact serait un ajout précieux à notre arsenal médical en maternité. Il combine précision, rapidité et polyvalent, ce qui est essentiel pour offrir les meilleurs soins possibles aux femmes enceintes et aux nouveau-nés. Ce projet a le potentiel d'améliorer significativement la qualité des soins et l'expérience des patients en milieu hospitalier.

Bon courage et bonne continuation


Dr. SEDJAL KH
Docteur en Médecine

saida le:29/09/2024

Rapport d'une pharmacie sur l'absence de l'appareil médical innovant sur le marché algérien et son appréciation du projet

En tant que pharmacien, nous tenons à exprimer notre admiration pour ce projet innovant, réalisé par l'équipe composée de **Naïmi Norrdine** et **Mohammed Fatma Nour El Houda**, qui combine un stéthoscope électronique et un thermomètre sans contact en un seul appareil. Lorsque l'équipe nous a demandé de rechercher la disponibilité de ce type d'appareil dans les pharmacies et le marché algériennes, nos recherches approfondies ont confirmé que cet appareil n'est pas disponible sur le marché local.

Cependant, après avoir pris connaissance des détails de ce projet et observé les vastes possibilités qu'il offre, nous avons été impressionnés par son efficacité et son utilité pratique. Cet appareil apporte une amélioration évidente au travail des médecins et renforce la qualité du diagnostic médical.

Nous sommes convaincus qu'il attirera beaucoup d'attention en Algérie grâce à ses fonctionnalités avancées.

Je vous souhaite une bonne continuation et réussite dans vos projet innovant

