

**MINISTÈRE DE L'ENSEIGNEMENT SUPÉRIEUR ET DE LA RECHERCHE
SCIENTIFIQUE**

**UNIVERSITÉ MOULOUD MAMMERI, TIZI-OUZOU
FACULTÉ DE GENIE ELECTRIQUE ET INFORMATIQUE
DÉPARTEMENT DE GENIE BIOMEDICAL**



Mémoire de fin d'études

En vue de l'obtention du diplôme de MASTER en

Génie Biomédical

Présentée par :

MOUFFEK Sabrina

IAZZOURENE Melissa

**Etude et réalisation d'un stéthoscope électronique en vue
de l'évaluation de la pression artérielle**

Soutenu publiquement, le 02/ 10 / 2025, devant le jury composé de

Mr. Meddour Cherif	UMMTO	Président
Mr. HOCINI Farid	UMMTO	Promoteur
Mr. OULDOUALI Samy Hassani	UMMTO	Co-Promoteur
Mr. BOUZID-DAHO Abdellatif	UMMTO	Examineur

Année universitaire 2024/2025

Dédicace

De plus profond de mon cœur je dédie ce modeste travail à tous ceux qui me sont très chères.

A mon cher Papa ta force, ton amour et ton soutien m'ont toujours inspiré. Même si tu n'es plus à mes côtés aujourd'hui, ton souvenir m'a donné la motivation et la persévérance nécessaires pour accomplir ce projet. Ce mémoire, je te le dédie avec toute ma gratitude et mon amour éternel, Paix à ton âme.

A ma douce Maman, ton amour inconditionnel, tes encouragements et ta présence bienveillante m'ont donné la force de toujours aller de l'avant. Ce mémoire est le fruit de tes précieux conseils et de ton soutien infini avec tout mon amour que je te le dédie ce travail. Merci d'avoir toujours cru en moi.

A mes frères et sœurs Mourad tu as toujours été mon idole dans la vie, Safia qui est ma source de douceur, Nacer mon vrai symbole de force et de sensibilité au même temps, Yasmina qui est mon inspiration d'innocence, et d'aide à chaque obstacle, Yacine qui n'a jamais hésiter à me protéger et m'aimer, Hakim qui est mon partenaire dans tout étape de ma vie, et Ghania mon âme sœur et mon fondement d'amour et de soutiens. Je vous remercie de plus profond de mon cœur d'avoir été là pour moi à chaque situation vous êtes le vrai trésor de ma vie

A mes adorables bijoux Mohand, Léo et ma petite princesse Nelya vous êtes ma source du bonheur et de joie, et à vous mes adorables cousines Yasmine et Nesrine, que je considère comme sœurs et que j'aime infiniment, vous êtes ma source inépuisable d'amour, et de bonheur.

A mon cher oncle Karim, qui n'a jamais hésité à m'aider merci d'avoir toujours été présent.

À mes belles-sœurs Nacera et Maya, véritables symboles de fraternité, merci d'avoir enrichi notre famille de votre présence.

Sans oublier mes amies, pour leur aide et encouragement, et exclusivement à mon binôme Melissa, devenue une sœur que la vie m'a offerte, je ne cesserai jamais d'être reconnaissante de t'avoir rencontrée et choisie ; ton amitié, ton soutien et ta présence bienveillante resteront pour toujours gravés dans mon cœur.

Sabrina

Dédicace

Je dédie ce modeste travail

Au meilleur des pères et à ma très chère maman qu'ils trouvent en moi la source de leur fierté qui ne cessent de me donner avec amour le nécessaire pour que je puisse arriver à ce que je suis aujourd'hui.

Que dieu les protège et que la réussite soit toujours à ma portée pour que je puisse vous combler de bonheur.

A ma chère grand-mère, source infinie d'amour. Merci pour tes prières, ta tendresse qui m'accompagnent à chaque étape de ma vie.

A mon frère et ma sœur, merci d'avoir toujours été là pour moi, pour votre amour et vos encouragements. Et à toute la famille.

A mes meilleures amies Akila, Wissam, Celia, Chahinaz et Lydia, pour votre aide et votre soutien moral.

A ma binôme d'amour, plus qu'une partenaire de travail, une véritable sœur. Merci pour ta complicité, ton soutien et tous ces moments partagés, entre rire, stress et réussite.

A ma meilleure Tiziri, ma confidente, merci d'avoir toujours été là, de partager mes joies comme mes peines, et de rendre chaque moment plus beau.

Et la fin, à une personne très chère à mon cœur, merci pour ton soutien, ta présence qui m'ont donné la force d'avancer.

Melissa

Remerciement

C'est avec une profonde gratitude que nous tenons à exprimer nos remerciements à toutes les personnes qui, de près ou de loin, ont contribué à la réalisation de ce travail.

Nous exprimons nos sincères remerciements à nos encadrants, M. Samy Hassani OULD OUALI et M. Farid HOCINI, pour leur disponibilité, leurs orientations pertinentes, leur accompagnement constant ainsi que pour la qualité de leurs conseils, qui ont été d'une grande valeur tout au long de ce projet.

Nous remercions également les membres du jury pour l'attention portée à ce mémoire, ainsi que pour le temps et l'intérêt qu'ils lui ont consacrés.

Nos remerciements vont enfin à l'ensemble des enseignants du département de Génie Biomédical de l'UMMTO, dont l'encadrement, le dévouement et l'appui pédagogique ont largement contribué à l'enrichissement de notre formation et à l'aboutissement de ce parcours académique.

Table des matières

I. Introduction générale :	vi
Chapitre I.....	7
Généralités	7
Introduction	1
1. Anatomie du cœur	1
Figure I.1 : Coupe en logeur d'un cœur humain.....	1
2. Le cycle cardiaque	2
Figure I.2: Les cycles cardiaques.....	2
2.1 La systole : phase de contraction cardiaque	2
2.2 La diastole : phase de relaxation cardiaque	3
3. Tension artérielle	3
Figure I. 3 : Circulation sanguine et pression artérielle exercée sur la paroi des artères. 4	4
4. Fonctionnement de la tension artérielle	4
4.1 Les deux phases de la tension artérielle :	4
5. Facteurs influençant la tension artérielle	5
6. Mécanismes de régulation de la tension artérielle	5
7. La normale de la tension artérielle	6
7.1 Valeurs de tension artérielle normale	6
7.2 Les catégories de la tension artérielle selon les lignes directrices de l'AHA	6
8. Méthodes de mesure	7
9. Les méthodes de mesures	9
9.1 Méthodes Invasives	9
Figure I. 4 : La méthode Cathétérissassions artérielle.....	9
9.2 Méthodes Non Invasives :	9
Figure I. 5: Méthode Oscillométrique.....	10
Figure I. 6: Méthode Auscultatoire.	10
Figure I. 7 : Méthode Photo-pléthysmographique	11
Figure I. 9 : Méthode du Temps de Transit du pouls	12
10 Appareils de mesure	13
Figure I. 10 : Brassard avec stéthoscope.	14
Figure I. 11: Tensiomètre électronique.	14
Figure I. 12: photopléthysmographe	16
11 Le signal phonocardiographique et les bruits cardiaques	17
Figure I. 13: Le signal PCG.....	17
11.1 Composants du Signal Phono cardiographique	18
11.2 Murmures cardiaques	18
11.3 Analyse du signal	19
11.4 Méthodes d'Enregistrement du Signal Phonocardiographique	19
11.5 Applications Cliniques de la Phonocardiographie	19
11.6 Pathologies Associées aux Bruits Cardiaques	20
12 Le stéthoscope	20

12.1 Origine et Histoire du Stéthoscope	20
12.2 Composants du Stéthoscope	20
Figure I. 14: Composants d'un stéthoscope	20
12.3 Types de Stéthoscopes	21
Figure I. 15: Les différents type de stéthoscope	22
Conclusion	23
Chapitre II.....	24
Stéthoscope électronique	24
Introduction.....	25
1. Principe de fonctionnement	25
2. Les types de stéthoscopes électroniques	25
2.1 Stéthoscope électronique amplificateur	26
Figure II.1: Stéthoscope électronique amplificateur.....	26
2.2 Stéthoscope électronique à traitement du signal	26
Figure II.2:stéthoscope électronique à traitement du signal	26
2.3 Stéthoscope numérique ou numérique connecté	27
Figure II.3: Stéthoscope numérique ou numérique connecté	27
3 La chaîne d'acquisition d'un stéthoscope électronique	27
Figure II.4: Chaîne d'acquisition d'un stethoscope electronique	28
3.1 Le capteur	28
3.2 Les caractéristiques pour le bon choix d'un amplificateur :	29
3.3 Les caractéristiques pour le bon choix d'un filtre :	30
4 Applications cliniques et avantages du stéthoscope électronique :	31
4.1 Amélioration de la qualité du diagnostic	31
4.2 Suivi des patients à distance (télémédecine)	31
4.3 Utilisation en milieu bruyant ou critique	32
4.4 Formation médicale et apprentissage assisté	32
5 Avantages et limites actuels du stéthoscope électronique	32
Avantages :	32
Limites :	33
6 Perspectives d'évolution :	34
Conclusion :.....	35
CHAPITRE III	36
Introduction :	36
1 Conception du circuit électronique (cardiaque)	36
1.1 Capteur acoustique (microphone)	36
Figure III. 1: Photo d'un microphone ECM.....	36
Figure III. 2: Les éléments nécessaires pour le capteur des bruits cardiaques.....	37
1.2. Le signal capté avant amplification :	37
Figure III. 3Le signal avant Amplification	37
2. Étape d'amplification (AOP)	37
Figure III. 4 : Image d'un Amplificateur audio LM386	38
Figure III. 5: Image du schéma électronique avec l'amplificateur audio LM386	39

Figure III. 6: Image du circuit de capteur cardiaque sur Proteus	41
Figure III. 7: Montage du circuit de capteur cardiaque sur plaque d'essai	41
Figure III. 8 : Image du signal après amplification.....	42
3. Conception du circuit électronique (Pression)	42
Figure III. 9: Image d'un capteur de pression HX710B	43
Figure III. 10: Image d'un amplificateur AD620	45
Figure III. 11: Image du circuit de pression sur Proteus	48
4. Acquisition des signaux par la carte Arduino:.....	49
5. Le résultat sur l'oscilloscope :	50
Figure III. 13 : Le graphe cardiaque et de pression en phase de gonflage et de dégonflage	50
6. Algorithme du programme:	51
7. Le résultat obtenu sur Arduino :	52
Figure III. 14 :Image du signal obtenu sur traceur Arduino.....	52
Conclusion :.....	53
Conclusion générale	54
Références bibliographie.....	56
Résumé :	59
Abstract:	59
Agzul:.....	Erreur ! Signet non défini.

Liste des tableaux

Tableau 1 : La phase de gonflage avant amplification	59
Tableau 2 : La phase de dégonflage avant amplification	59
Tableau 3 : Phase de gonflage	60
Tableau 4 : Phase de dégonflage	60

Liste d'abréviation

AHA : l'American Heart Association

AVC : accidents vasculaires cérébraux

CAN : Convertisseur analogique numérique

ECG : Électrocardiogramme

IA : Intelligence artificielle

SRAA : Le système rénine-angiotensine-aldostérone

MEMS : Micro-Electro-Mechanical Systems

mmHg : millimètres de mercure

OMS : l'Organisation mondiale de la santé

PAD : pression artérielle diastolique

PAM : pression artérielle moyenne

PAS : pression artérielle systolique

PCG : phono cardiogramme

PP : pression différentielle

PPG : photopléthysmographe

Introduction générale

Introduction générale

I. Introduction générale :

La santé cardiovasculaire occupe une place centrale dans la médecine moderne, en raison du rôle primordial que jouent le cœur et les vaisseaux sanguins dans le maintien de l'équilibre vital de l'organisme. Parmi les paramètres physiologiques les plus surveillés, la pression artérielle constitue un indicateur fondamental dans le diagnostic et la prévention de nombreuses pathologies, notamment l'hypertension artérielle, considérée comme un facteur de risque majeur des maladies cardiovasculaires. Un suivi régulier, précis et fiable de cette mesure est donc essentiel pour assurer une meilleure prise en charge des patients et contribuer à la prévention des complications cardiovasculaires.

Avec l'évolution rapide des technologies biomédicales, les dispositifs de mesure connaissent un développement considérable. Les méthodes classiques, bien qu'efficaces, présentent certaines limites en termes de précision, de confort et de facilité d'utilisation. Dans ce contexte, notre projet s'inscrit dans une démarche d'innovation visant la conception et la réalisation d'un stéthoscope électronique capable de participer à l'évaluation de la pression artérielle, en combinant les principes de la physiologie, de l'électronique et de l'informatique embarquée.

Pour atteindre cet objectif, nous avons subdivisé notre travail en trois chapitres complémentaires. Le premier chapitre est consacré aux généralités. Il présente les bases physiologiques nécessaires à la compréhension du fonctionnement du système cardiovasculaire, en décrivant l'anatomie du cœur, le rôle des vaisseaux sanguins et les différentes phases du cycle cardiaque. Ce chapitre aborde également la notion de pression artérielle, ses mécanismes de régulation, les facteurs qui l'influencent ainsi que les méthodes de mesure existantes. Enfin, il introduit le stéthoscope dans sa forme classique, en détaillant son principe de fonctionnement et son rôle dans l'auscultation médicale.

Le deuxième chapitre s'intéresse au stéthoscope électronique. Il constitue le cœur de la conception de notre projet. Dans ce chapitre, nous présentons la chaîne d'acquisition du signal, depuis la détection des sons physiologiques jusqu'à leur traitement. Nous détaillons le choix du capteur électroacoustique utilisé, en mettant en évidence ses caractéristiques et son adaptation aux besoins du projet. Nous expliquons également les critères ayant guidé la sélection des filtres et des amplificateurs afin d'obtenir un signal propre, exploitable et représentatif des sons cardiaques et artériels. Ce chapitre expose ainsi les aspects techniques et théoriques liés à la conception électronique du dispositif.

Enfin, le troisième chapitre est consacré à la réalisation pratique et à l'exploitation des résultats. Il décrit les différentes étapes de mise en œuvre du montage électronique, depuis la simulation du schéma sous le logiciel Proteus jusqu'à la réalisation matérielle sur plaque d'expérimentation. Nous présentons le rôle du microcontrôleur Arduino dans l'acquisition, le traitement et l'affichage du signal. Ce chapitre inclut également l'analyse des signaux obtenus après acquisition, leur interprétation et une discussion sur la performance du système conçu.

Ce travail s'inscrit dans une approche à la fois pédagogique et scientifique. Il illustre la manière dont la combinaison de l'électronique, de l'informatique et des sciences biomédicales peut donner naissance à un outil innovant, capable d'améliorer la précision et la facilité des mesures physiologiques. De plus, il ouvre la voie à de futures améliorations, notamment à travers l'intégration d'outils intelligents d'analyse automatisée, offrant ainsi des perspectives prometteuses pour le développement de dispositifs médicaux plus performants et accessibles.

Chapitre I

Généralités

Introduction

La mesure de la tension artérielle est essentielle pour prévenir et diagnostiquer les maladies cardiovasculaires, notamment l'hypertension et l'hypotension. Depuis les premières mesures au mercure au XIX^e siècle jusqu'aux tensiomètres électroniques oscillométriques des années 1970-1980, les dispositifs ont beaucoup évolué. Aujourd'hui, on trouve des tensiomètres au bras (plus précis), au poignet (plus pratiques), ainsi que des systèmes de surveillance continue comme le Holter. Les objets connectés intègrent désormais des capteurs PPG et ECG, mais leur précision reste limitée. Les recherches actuelles portent sur des technologies sans brassard (infrarouge, ultrasons, radar), associées à l'IA et à la connectivité pour un suivi en temps réel. Ces innovations promettent une prise en charge plus personnalisée, mais nécessitent encore une validation clinique rigoureuse avant une adoption massive c'est-à-dire une homologation.

1. Anatomie du cœur

Le cœur humain est un organe musculaire situé dans la cavité thoracique, composé de quatre cavités : deux oreillettes (droite et gauche) et deux ventricules (droit et gauche), séparées par un septum. Il est entouré d'une membrane protectrice appelée péricarde et constitué de trois couches : l'endocarde, le myocarde (couche musculaire) et le péricarde. Le cœur comporte quatre valves (tricuspide, pulmonaire, mitrale et aortique) qui régulent le flux sanguin et empêchent le reflux. Il assure deux circulations : la circulation pulmonaire, qui transporte le sang désoxygéné vers les poumons, et la circulation systémique, qui distribue le sang oxygéné vers le reste du corps. Le système de conduction cardiaque, incluant le nœud sino-auriculaire (pacemaker naturel), le nœud auriculo-ventriculaire, et les faisceaux de Purkinje, coordonne les battements du cœur. Le sang est pompé par la contraction des ventricules (systole) et se remplit pendant la relaxation (diastole), permettant une circulation continue du sang à travers les artères et les veines. [1]

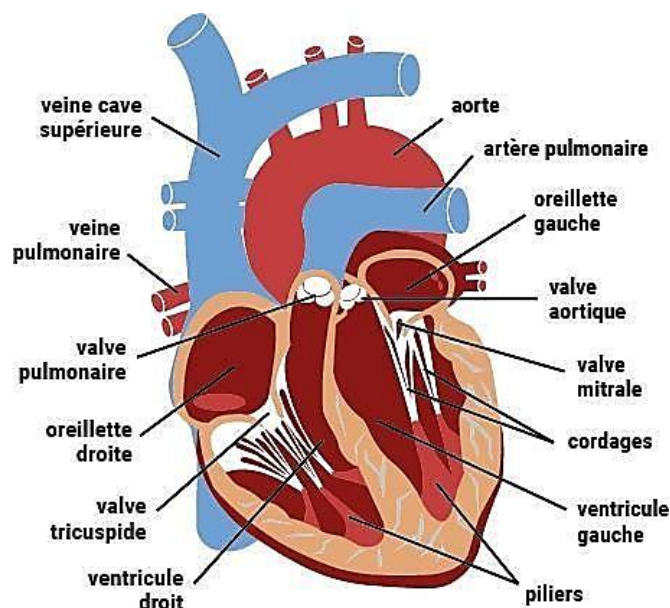


Figure I.1 : Coupe en logeur d'un cœur humain

2. Le cycle cardiaque

Le cycle cardiaque est une séquence complexe d'événements qui se déroule sur environ 0,8 seconde et qui est essentiel au pompage du sang à travers le cœur et le reste du corps. Il est constitué de deux phases principales, la systole et la diastole, chacune ayant plusieurs sous- phases critiques pour le bon fonctionnement du système circulatoire.[2]

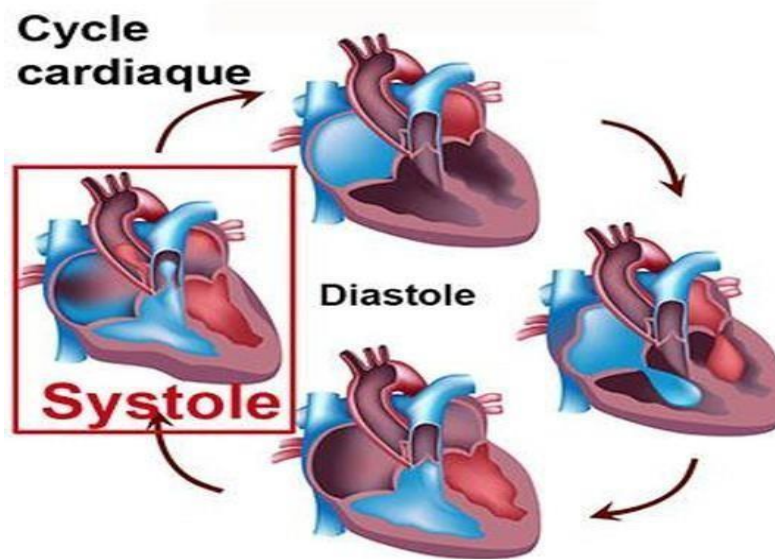


Figure I.2: Les cycles cardiaques.

2.1 La systole : phase de contraction cardiaque

La systole représente la phase où les ventricules du cœur se contractent pour expulser le sang vers les artères pulmonaires (vers les poumons) et l'aorte (vers le reste du corps). Elle se divise en deux phases :

Contraction auriculaire : Avant que la contraction ventriculaire n'ait lieu, les oreillettes se contractent pour assurer le remplissage maximal des ventricules. Cette contraction est orchestrée par l'activité électrique qui part du nœud sinusal, se propageant aux oreillettes pour les stimuler. Pendant cette phase, les valves auriculo-ventriculaires (la valve mitrale à gauche et la valve tricuspide à droite) sont ouvertes, permettant au sang des oreillettes de passer dans les ventricules. La contraction auriculaire est rapide et se termine juste avant le début de la contraction ventriculaire, ajoutant environ 20% du volume sanguin nécessaire pour remplir les ventricules.

Contraction ventriculaire (systole ventriculaire) : Une fois que les ventricules sont remplis, ils commencent à se contracter. La contraction des ventricules augmente la pression dans les ventricules, et cette pression dépasse celle des oreillettes. Cela entraîne la fermeture des valves auriculo-ventriculaires (mitrale et tricuspide), empêchant le reflux de sang vers les oreillettes. La pression continue d'augmenter dans les ventricules jusqu'à ce qu'elle soit supérieure à celle dans les artères pulmonaires et l'aorte. À ce moment-là, les valves sigmoïdes (la valve pulmonaire et la valve aortique) s'ouvrent, permettant au sang d'être éjecté dans la circulation. Le sang est expulsé du ventricule droit vers les poumons via l'artère pulmonaire, et du ventricule gauche vers le reste du corps via l'aorte. Cette phase de contraction ventriculaire est appelée éjection systolique, et dure environ 0,2 seconde. [2]

2.2 La diastole : phase de relaxation cardiaque

La diastole représente la phase de relaxation du cœur, au cours de laquelle les ventricules se remplissent de sang pour le prochain cycle de contraction. Elle commence immédiatement après la fin de la systole et se divise en plusieurs phases :

Relaxation isovolumétrique : À la fin de l'éjection : du sang, les ventricules commencent à se détendre, ce qui provoque une chute de la pression à l'intérieur des ventricules. Cependant, les valves sigmoïdes se ferment pour empêcher le sang de revenir dans les ventricules. Cette phase est appelée relaxation isovolumétrique, car bien que les ventricules se relâchent, leur volume de sang reste constant puisqu'aucune valve n'est encore ouverte.

Remplissage ventriculaire rapide : Lorsque la pression dans les ventricules devient inférieure à celle dans les oreillettes, les valves auriculo-ventriculaires (mitrale et tricuspide) s'ouvrent. Le sang des oreillettes s'écoule alors librement dans les ventricules. Ce processus est connu sous le nom de remplissage passif ou remplissage ventriculaire rapide. Pendant cette phase, environ 70% du volume nécessaire pour remplir les ventricules est injecté dans ces cavités cardiaques.

Contraction auriculaire (fin de la diastole) : En parallèle au remplissage ventriculaire, les oreillettes se contractent à nouveau pour assurer le dernier 20 à 30% du volume sanguin nécessaire dans les ventricules. Cette contraction est contrôlée par le nœud sinusal, et elle permet d'assurer un remplissage optimal des ventricules, prêt à commencer un nouveau cycle. Une fois que les ventricules sont remplis, la diastole ventriculaire prend fin, et le cycle cardiaque recommence avec une nouvelle systole. [2]

3. Tension artérielle

La tension artérielle, ou pression artérielle, est la force exercée par le sang contre les parois des artères au fur et à mesure qu'il circule dans le système circulatoire. Elle est un indicateur essentiel de la santé cardiovasculaire et est souvent utilisée pour évaluer le risque de maladies graves, telles que les accidents vasculaires cérébraux, les infarctus du myocarde et l'insuffisance rénale. La tension artérielle est composée de deux valeurs : la pression systolique, qui représente la force exercée lorsque le cœur se contracte et pompe le sang dans les artères, et la pression diastolique, qui correspond à la pression exercée lorsque le cœur se relâche entre deux battements. Une pression artérielle normale se situe généralement autour de 120/80 mmHg, bien que les valeurs puissent varier en fonction de l'âge, du mode de vie et de l'état de santé général. Des niveaux constamment élevés de pression artérielle, connus sous le nom d'hypertension, peuvent endommager progressivement les vaisseaux sanguins et les organes vitaux, tandis qu'une pression trop basse, ou hypotension, peut entraîner une mauvaise circulation sanguine et des symptômes tels que des vertiges, de la fatigue ou des évanouissements. Le suivi de la tension artérielle est donc crucial pour détecter précocement tout déséquilibre et permettre une intervention appropriée. Les facteurs influençant la tension artérielle incluent l'alimentation, l'exercice physique, le stress, la génétique, et l'existence de maladies sous-jacentes comme le diabète ou les troubles rénaux.[3]

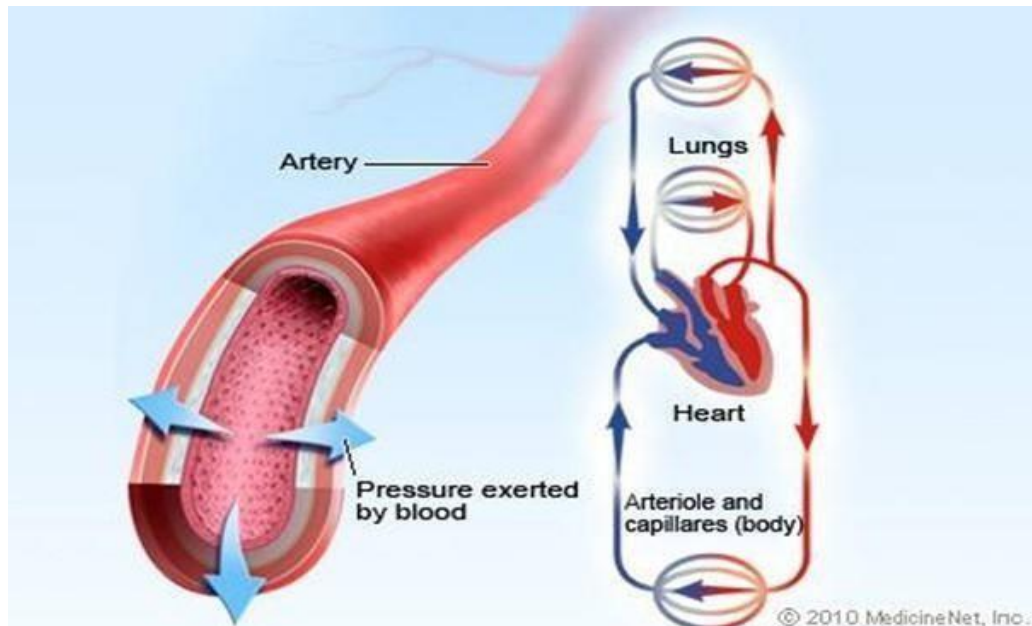


Figure I. 3 : Circulation sanguine et pression artérielle exercée sur la paroi des artères.

4. Fonctionnement de la tension artérielle

La tension artérielle correspond à la pression exercée par le sang sur les parois des artères lorsqu'il est pompé par le cœur comme déjà cité. Elle est un indicateur crucial de la santé cardiovasculaire, reflétant la force avec laquelle le cœur éjecte le sang dans la circulation sanguine et la résistance des vaisseaux à l'écoulement de ce sang. Le fonctionnement de la tension artérielle repose sur un équilibre complexe entre plusieurs facteurs, dont la contraction cardiaque, l'élasticité des artères, la viscosité du sang, ainsi que la régulation par des mécanismes nerveux et hormonaux.[3]

4.1 Les deux phases de la tension artérielle :

La tension artérielle se mesure en deux valeurs : la pression systolique et la pression diastolique, chacune correspondant à une phase spécifique du cycle cardiaque.

4.1.1 Pression systolique

La pression systolique est la pression maximale exercée sur les parois des artères lorsque les ventricules du cœur se contractent pour éjecter le sang dans les artères. Cette phase est appelée la systole. Pendant la systole, la contraction des ventricules augmente la pression dans les cavités ventriculaires, ce qui entraîne l'ouverture des valves sigmoïdes (aortique et pulmonaire), permettant au sang d'être expulsé dans la circulation. La pression systolique atteint son pic juste après l'éjection du sang dans l'aorte et l'artère pulmonaire. Cette pression est généralement plus élevée que la pression dans les veines et dans les artères périphériques, car elle reflète l'effort nécessaire pour faire circuler le sang à travers le système artériel.[4]

4.1.2 Pression diastolique

La pression diastolique est la pression minimale exercée sur les parois artérielles, mesurée pendant la phase de relaxation du cœur, appelée diastole. Durant cette phase, les ventricules se détendent et se remplissent de sang provenant des oreillettes. La pression diastolique est plus basse que la pression systolique car, pendant la diastole, les ventricules sont au repos et aucun sang n'est éjecté dans les artères. Cependant, la pression artérielle doit rester suffisante pour

garantir une perfusion continue des organes et des tissus. Cette pression est en grande partie déterminée par la résistance vasculaire périphérique (résistance à l'écoulement du sang dans les artères).[4]

5. Facteurs influençant la tension artérielle

Débit cardiaque : Le débit cardiaque, soit la quantité de sang que le cœur éjecte par minute, joue un rôle clé dans la régulation de la tension artérielle. Ce débit est déterminé par la fréquence cardiaque (nombre de battements par minute) et le volume systolique (quantité de sang éjectée à chaque battement). Si le débit cardiaque augmente, comme dans des situations de stress ou d'effort physique, la pression artérielle peut augmenter.

La résistance vasculaire périphérique : La résistance offerte par les artères aux flux sanguins est un autre facteur majeur. Cette résistance dépend principalement du diamètre des artères. Lorsqu'elles se contractent (vasoconstriction), la résistance augmente, ce qui élève la pression artérielle. Inversement, la dilatation des artères (vasodilatation) réduit la résistance et, par conséquent, la pression artérielle.

Le volume sanguin : Le volume total de sang circulant dans le corps influence également la tension artérielle. Un volume sanguin trop élevé (par exemple, en cas de rétention de sel et d'eau par les reins) peut augmenter la pression artérielle en augmentant le volume de sang qui doit être pompé par le cœur. À l'inverse, une perte de volume sanguin, comme lors d'une hémorragie, peut entraîner une baisse de la pression artérielle.

L'élasticité des vaisseaux sanguins : Les artères doivent être suffisamment élastiques pour se dilater lors de l'éjection du sang et se contracter pour aider à maintenir la pression pendant la diastole.

La perte d'élasticité des artères, souvent liée à l'âge ou à des conditions pathologiques comme l'athérosclérose, peut entraîner une élévation de la pression artérielle, car les artères rigides offrent plus de résistance au flux sanguin.

La viscosité du sang : La viscosité du sang, influencée par la quantité de globules rouges et de protéines plasmatiques, affecte également la pression artérielle. Un sang plus épais (plus visqueux) augmente la résistance au flux sanguin, ce qui peut augmenter la pression artérielle. [6]

6. Mécanismes de régulation de la tension artérielle

Le corps humain dispose de plusieurs mécanismes pour réguler la tension artérielle et maintenir un équilibre entre les différents facteurs :

Le système nerveux autonome : Le système nerveux sympathique et parasympathique joue un rôle important dans la régulation à court terme de la pression artérielle. Le système sympathique peut augmenter la fréquence cardiaque et provoquer une vasoconstriction, tandis que le système parasympathique ralentit la fréquence cardiaque et favorise la vasodilatation.

Le système rénine-angiotensine-aldostérone (SRAA) : Ce système hormonal régule la pression artérielle à moyen et long terme. En cas de chute de pression artérielle, le rein sécrète de la rénine, qui active la réaction chimique produisant l'angiotensine II, une substance qui provoque la vasoconstriction et stimule la sécrétion d'aldostérone, une hormone qui augmente

la rétention de sodium et d'eau, ce qui augmente le volume sanguin et, par conséquent, la pression artérielle.

Le réflexe barorécepteur : Les barorécepteurs, situés principalement dans les carotides et l'aorte, détectent les variations de la pression artérielle et envoient des signaux au cerveau pour ajuster la fréquence cardiaque et la résistance vasculaire, afin de maintenir la pression dans des limites normales.[5]

7. La normale de la tension artérielle

La tension artérielle normale fait référence à la plage de valeurs dans laquelle la pression sanguine d'un individu est considérée comme saine et optimale. Cette plage est généralement définie par les organisations de santé telles que l'Organisation mondiale de la santé (OMS) et l'American Heart Association (AHA). La tension artérielle est mesurée en millimètres de mercure (mmHg) et comprend deux valeurs : la pression systolique (la pression maximale lors de la contraction du cœur) et la pression diastolique (la pression minimale lorsque le cœur se relâche entre les battements). Une tension artérielle normale permet au cœur de pomper le sang efficacement à travers les artères, garantissant une circulation sanguine appropriée et une perfusion adéquate des organes vitaux.[4]

7.1 Valeurs de tension artérielle normale

Les valeurs de référence de la tension artérielle normale sont généralement les suivantes : Pression systolique : 90-120 mmHg

Pression diastolique : 60-80 mmHg

Ainsi, une pression artérielle normale est typiquement 120/80 mmHg, où le premier nombre représente la pression systolique et le second, la pression diastolique. Cependant, ces valeurs peuvent légèrement varier d'un individu à l'autre en fonction de l'âge, du sexe, du mode de vie et de l'état de santé général. [4]

7.2 Les catégories de la tension artérielle selon les lignes directrices de l'AHA

L'American Heart Association (AHA) définit plusieurs catégories de tension artérielle pour classer les individus en fonction de leurs mesures, en se basant sur les valeurs systoliques et diastoliques :

Tension artérielle normale

Pression systolique : Moins de 120 mmHg

Pression diastolique : Moins de 80 mmHg

Une tension artérielle dans cette plage est considérée comme idéale pour une santé cardiovasculaire optimale. Les personnes ayant une pression artérielle normale sont moins susceptibles de développer des maladies cardiovasculaires ou des accidents vasculaires cérébraux. [4]

Élévation de la tension artérielle

Pression systolique : 120-129 mmHg

Pression diastolique : Moins de 80 mmHg

Bien que cette plage indique une pression légèrement élevée, elle ne correspond pas encore à une hypertension clinique. Cependant, elle est un facteur de risque pour le développement d'une hypertension à l'avenir et pour d'autres maladies cardiaques. Une attention particulière au mode de vie (alimentation, exercice physique, gestion du stress) est souvent recommandée pour éviter que cette condition ne devienne plus grave.

Hypertension de stade 1

Pression systolique : 130-139 mmHg

Pression diastolique : 80-89 mmHg

Ce stade correspond à un début d'hypertension, et des interventions telles que des modifications du mode de vie et, dans certains cas, des médicaments, peuvent être nécessaires pour contrôler la pression artérielle et éviter des complications graves, comme les maladies cardiaques et les AVC. [4]

Hypertension de stade 2

Pression systolique : 140 mmHg ou plus

Pression diastolique : 90 mmHg ou plus

À ce stade, la pression artérielle est considérée comme élevée, et il est crucial de commencer un traitement médical pour la contrôler. L'hypertension de stade 2 expose les individus à un risque significatif de développer des affections cardiovasculaires graves, telles que les maladies cardiaques, les insuffisances rénales et les AVC. [4]

Hypertension hypertensive crise

Pression systolique : Plus de 180 mmHg

Pression diastolique : 90 mmHg ou plus

À ce stade, la pression artérielle est considérée comme élevée, et il est crucial de commencer un traitement médical pour la contrôler. L'hypertension de stade 2 expose les individus à un risque significatif de développer des affections cardiovasculaires graves, telles que les maladies cardiaques, les insuffisances rénales et les AVC. [4]

8. Méthodes de mesure

Les différents types de tension artérielle

Lorsqu'on parle de la pression artérielle, plusieurs types de mesures sont couramment utilisés pour décrire les différentes variations de pression pendant le cycle cardiaque. Ces types sont : la pression artérielle systolique (PAS), la pression artérielle diastolique (PAD), la pression différentielle (PP), et la pression artérielle moyenne (PAM). Chacune de ces mesures a sa propre signification et est utilisée pour évaluer l'état du système cardiovasculaire.

8.1.1 Pression Artérielle Systolique (PAS)

La pression artérielle systolique correspond à la pression maximale dans les artères, mesurée pendant la phase de contraction des ventricules cardiaques (la systole), lorsque le sang est expulsé du cœur vers les grandes artères (comme l'aorte). C'est la valeur la plus élevée que la pression artérielle atteint au cours du cycle cardiaque.

Valeur normale : La PAS est généralement considérée comme normale lorsqu'elle est inférieure à 120 mmHg.

Signification clinique : La PAS reflète la force et l'efficacité avec lesquelles le cœur pompe le sang dans les artères. Une PAS élevée (hypertension systolique) peut indiquer un risque accru de maladies cardiovasculaires, telles que les accidents vasculaires cérébraux (AVC), les infarctus du myocarde (crises cardiaques), et les insuffisances cardiaques. [4]

8.1.2 Pression Artérielle Diastolique (PAD)

La pression artérielle diastolique représente la pression dans les artères lorsque le cœur se trouve en phase de relaxation entre deux battements (la diastole), c'est-à-dire pendant que les ventricules se remplissent de sang en provenance des oreillettes. Elle est mesurée lorsque le sang cesse de s'écouler du cœur vers les artères.

Valeur normale : La PAD est généralement considérée comme normale lorsqu'elle est inférieure à 80 mmHg.

Signification clinique : La PAD est un indicateur de la résistance vasculaire périphérique, c'est-à-dire la force que les parois des artères exercent contre le flux sanguin lorsque le cœur est au repos. Une PAD élevée peut également être un signe de maladies cardiovasculaires, telles que l'hypertension, l'athérosclérose, ou des troubles du système vasculaire. [4]

8.1.3 Pression Artérielle Différentielle (PP)

La pression différentielle est la différence entre la pression artérielle systolique (PAS) et la pression artérielle diastolique (PAD). Elle est calculée en soustrayant la PAD de la PAS :

$$PP = PAS - PAD$$

Valeur normale : La PP normale se situe généralement autour de 40 mmHg, bien qu'elle puisse varier en fonction de l'âge et des conditions de santé.

Signification clinique : La pression différentielle donne une indication de la rigidité des artères. Une pression différentielle élevée peut indiquer une perte d'élasticité des artères, souvent observée avec l'âge ou dans des conditions comme l'athérosclérose. Une pression différentielle trop basse peut indiquer une mauvaise fonction cardiaque, une hypoperfusion, ou des troubles circulatoires. [4]

8.1.4 Pression Artérielle Moyenne (PAM)

La pression artérielle moyenne est une valeur qui représente la pression moyenne exercée sur les parois des artères tout au long du cycle cardiaque. Elle est calculée à partir de la PAS et de la PAD, en prenant en compte que la diastole dure plus longtemps que la systole. La formule standard utilisée pour calculer la PAM est :

$$PAM = PAD + 1/3(PP) = 2/3(PAD) + 1/3(PAS)$$

Valeur normale : La PAM normale se situe généralement autour de 70 à 105 mmHg.

Signification clinique : La PAM est un indicateur de la perfusion tissulaire et de l'oxygénation des organes vitaux. Elle est particulièrement utile pour évaluer l'efficacité de la circulation sanguine. Une PAM trop basse peut indiquer un risque de perfusion inadéquate des organes (comme le cerveau, les reins, et le cœur), ce qui peut entraîner des défaillances

organiques. Une PAM élevée peut signaler un risque de complications liées à l'hypertension. [4]

9. Les méthodes de mesures

9.1 Méthodes Invasives

Les méthodes invasives de mesure de la tension artérielle impliquent l'introduction d'un dispositif dans le corps pour mesurer directement la pression dans les artères. Ces méthodes sont souvent utilisées dans des situations critiques où des mesures précises et continues sont nécessaires.

Cathétérissations artérielle (ou mesure directe intra-artérielle) : Cette méthode consiste à insérer un cathéter dans une artère (généralement l'artère radiale ou fémorale) pour mesurer la pression directement dans la circulation artérielle. Un transducteur est connecté au cathéter pour convertir la pression artérielle en un signal électronique qui est ensuite enregistré. Bien que cette méthode fournisse des mesures précises et continues, elle est invasive et comporte des risques d'infection et de complications liées à la procédure. Elle est principalement utilisée en milieu hospitalier ou lors d'interventions chirurgicales. [7]

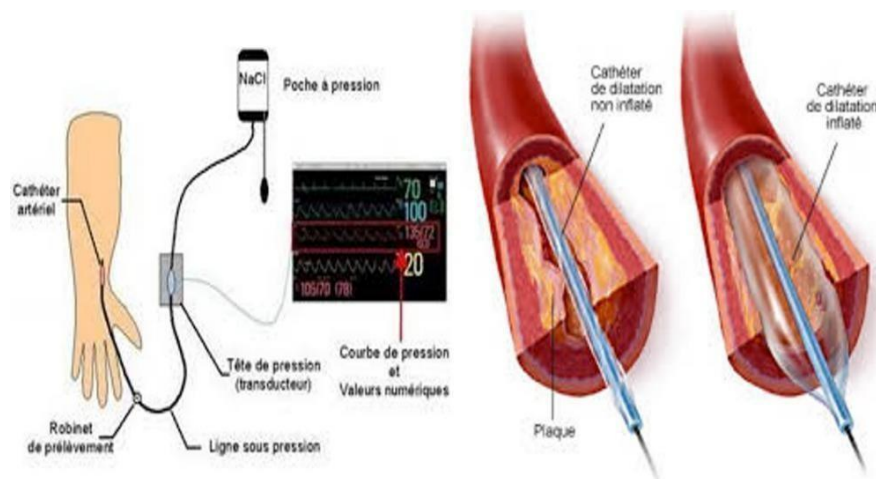


Figure I. 4 : La méthode Cathétérissations artérielle.

9.2 Méthodes Non Invasives :

Les méthodes non invasives sont les plus couramment utilisées pour mesurer la tension artérielle, car elles ne nécessitent pas d'intervention dans le corps et sont relativement simples à utiliser. Ces méthodes incluent plusieurs techniques basées sur des principes physiques et biologiques différents. [7]

9.2.1 Méthode Oscillométrique

La méthode oscillométrique repose sur la détection des oscillations dans les parois des artères à chaque battement cardiaque. Ces oscillations sont captées par un capteur situé dans un brassard gonflable, qui est appliqué autour du bras du patient. Lorsque le brassard est dégonflé, des oscillations apparaissent à mesure que le sang traverse l'artère sous pression, et un algorithme analyse ces oscillations pour déterminer les valeurs systolique et diastolique. [7]

Avantages : Cette méthode est rapide, facile à utiliser et ne nécessite pas de stéthoscope. Elle est couramment utilisée dans les tensiomètres électroniques.

Inconvénients : Elle peut être moins précise que la méthode auscultatoire, en particulier chez les patients présentant des rythmes cardiaques irréguliers ou des mouvements importants.

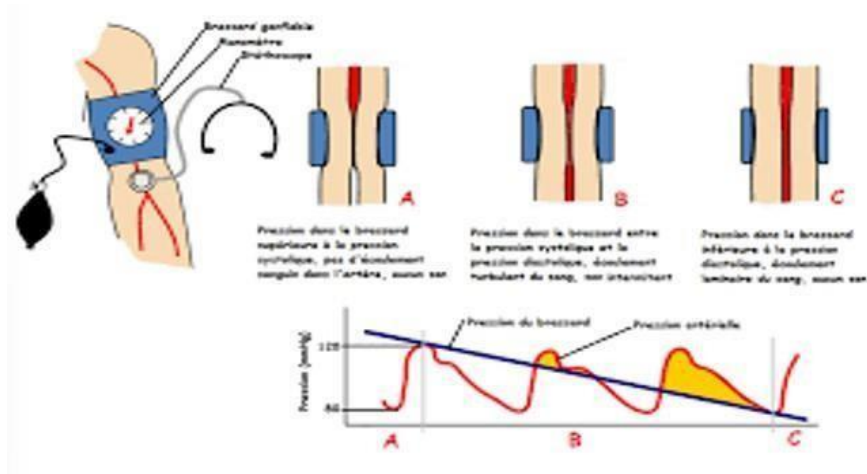


Figure I. 5: Méthode Oscillométrique.

9.2.2 Méthode Auscultatoire

La méthode auscultatoire est l'une des techniques les plus courantes pour mesurer la pression artérielle. Elle repose sur l'écoute des bruits de Korotkoff à l'aide d'un stéthoscope pendant que le brassard est dégonflé autour du bras du patient. Les bruits de Korotkoff correspondent aux sons produits par les pulsations du sang dans l'artère brachiale lorsque la pression du brassard est progressivement relâchée. [7]

Avantages : Cette méthode est bien établie et est généralement précise, surtout lorsqu'elle est effectuée par un professionnel de la santé expérimenté.

Inconvénients : Elle nécessite une certaine habileté et est moins pratique pour les mesures continues.

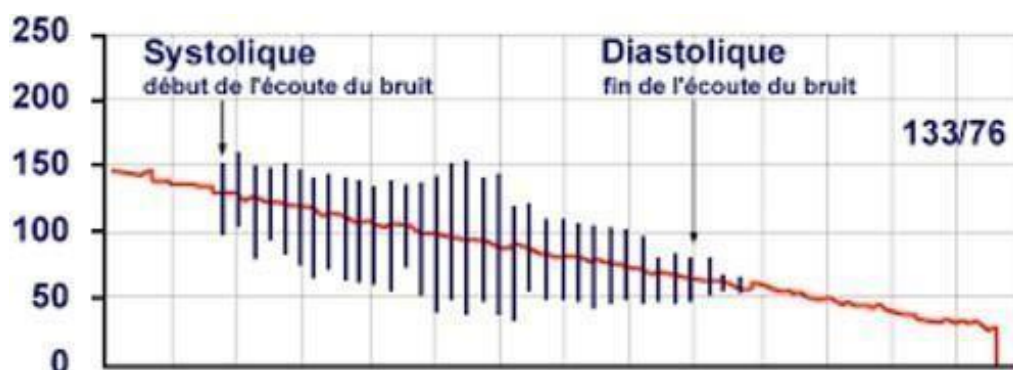


Figure I. 6: Méthode Auscultatoire.

9.2.3 Méthode Tonométrique

La méthode tonométrique mesure la pression artérielle en évaluant la rigidité de l'artère. Un tonomètre utilise un capteur pour appliquer une pression douce sur l'artère, mesurant la force nécessaire pour maintenir la compression. Cette méthode permet de déterminer indirectement la pression artérielle en fonction de la réponse de l'artère à la pression appliquée. [7]

Avantages : Elle permet d'obtenir des mesures précises, particulièrement utile pour évaluer la rigidité artérielle, ce qui est un indicateur de la santé cardiovasculaire.

Inconvénients : Elle peut être difficile à utiliser sur certains patients, notamment ceux qui ont une peau très épaisse ou des artères très petites.

9.2.4 Méthode Photo-pléthysmographique

La photo-pléthysmographie (PPG) utilise un capteur optique pour mesurer les variations de volume sanguin dans les vaisseaux sous la peau, à l'aide de lumière infrarouge. Cette méthode permet d'analyser la réponse des vaisseaux sanguins aux variations de pression, ce qui peut être utilisé pour estimer la pression artérielle. [7]

Avantages : Elle est non invasive et peut être utilisée pour des mesures continues, sans besoin de contact direct avec l'artère.

Inconvénients : Elle nécessite des équipements spécialisés et peut être influencée par des facteurs externes comme la température et la qualité du signal.

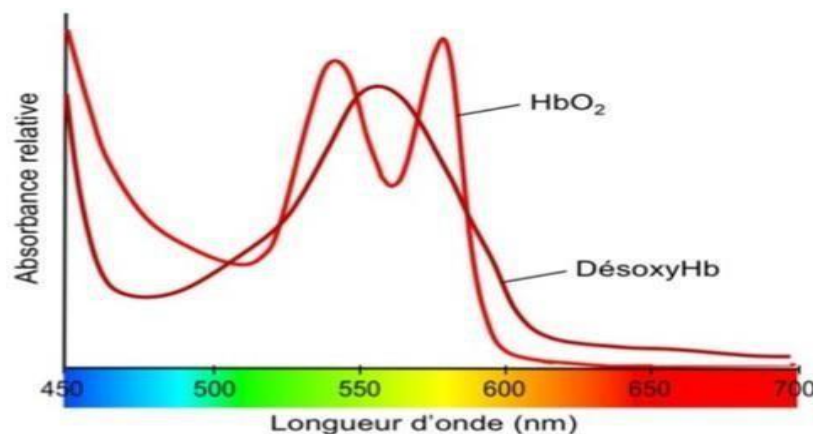


Figure I. 7 : Méthode Photo-pléthysmographique

9.2.5 Méthode de Clampage du Volume

Le clampage du volume est une technique qui implique l'application d'un brassard à un certain niveau de pression et la mesure de la résistance à l'écoulement sanguin. Cette méthode peut être utilisée pour évaluer la pression artérielle en fonction du volume sanguin et des propriétés élastiques des artères. [7]

Avantages : Elle est relativement simple à mettre en œuvre et peut être utilisée pour des études physiologiques approfondies.

Inconvénients : Elle est moins courante et nécessite des appareils spécialisés pour effectuer des mesures précises.

9.2.6 Méthode de la Vitesse de l'Onde de Pouls

La vitesse de l'onde de pouls mesure la vitesse à laquelle l'onde de pression (générée par les battements cardiaques) se propage le long des artères. Plus les artères sont rigides, plus la vitesse de l'onde est élevée. Cette méthode peut fournir des informations sur la rigidité artérielle et la santé cardiovasculaire. [7]

Avantages : Elle permet une évaluation plus complète de la santé vasculaire et de la rigidité artérielle.

Inconvénients : Elle nécessite des équipements spécialisés et n'est pas aussi largement utilisée que d'autres méthodes.

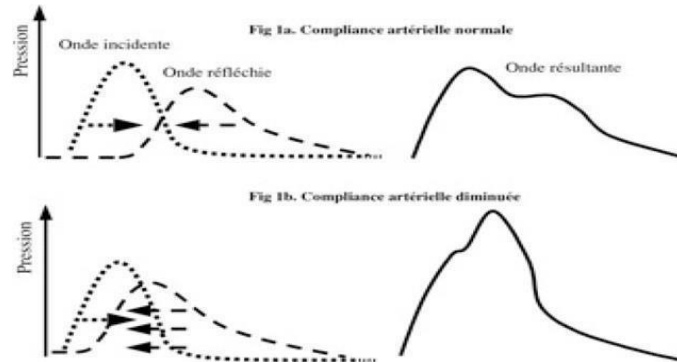


Figure I. 8 : Méthode de la Vitesse de l'Onde de Pouls.

9.2.7 Méthode du Temps de Transit du Pouls

Le temps de transit du pouls mesure le délai entre le moment où le cœur envoie un signal (le battement) et celui où cette onde de pression atteint un autre point du corps, généralement le pied. Le temps de transit est influencé par la rigidité des artères et peut être utilisé pour évaluer la santé cardiovasculaire.

Avantages : Elle fournit des informations sur la santé des artères et la vitesse de propagation des ondes de pression.

Inconvénients : Elle est plus complexe et nécessite des dispositifs de mesure spécialisés.

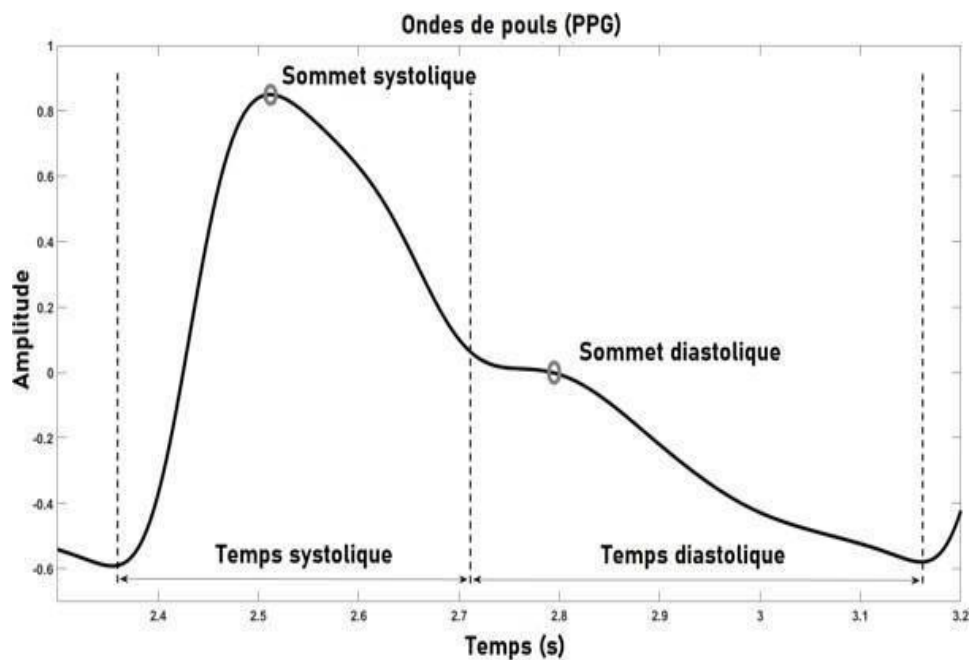


Figure I. 9 :Méthode du Temps de Transit du pouls

9.2.8 Méthodes Basées sur des Techniques Innovantes

_Sismocardiographie : Cette méthode mesure les vibrations générées par les battements cardiaques à l'aide de capteurs sensibles aux mouvements. Ces vibrations sont utilisées pour estimer la pression artérielle et analyser la fonction cardiaque.

Avantages : Elle est non invasive et peut être utilisée pour des mesures continues.

Inconvénients : Elle est encore en phase de développement et n'est pas couramment utilisée dans la pratique clinique.

_Balistocardiographie : Cette méthode mesure les forces générées par le mouvement du corps lorsque le cœur pompe le sang. En analysant ces mouvements, il est possible d'estimer la pression artérielle et la fonction cardiaque.

Avantages : Elle est non invasive et peut être utilisée pour surveiller la fonction cardiaque à distance.

Inconvénients : Elle nécessite des équipements spécialisés et est principalement utilisée pour la recherche.

_Amplification Eulerienne : Cette technique utilise des capteurs sophistiqués pour détecter et amplifier les mouvements du corps causés par les battements cardiaques. Elle permet d'analyser la fonction cardiaque et la pression artérielle à l'aide de modèles mathématiques complexes.

Avantages : Elle peut offrir une évaluation précise de la fonction cardiaque et de la circulation sanguine.

Inconvénients : Elle est encore en développement et nécessite des technologies avancées. [7]

10 Appareils de mesure

Les appareils de mesure de la tension artérielle sont essentiels pour surveiller la santé cardiovasculaire, diagnostiquer les troubles liés à l'hypertension, et suivre les traitements médicaux. Ces appareils varient par leur méthode de fonctionnement, leur précision, et leur usage spécifique. Voici une présentation détaillée des différents types d'appareils de mesure de la tension artérielle que vous avez mentionnés :

Composants :

Brassard gonflable : Il est placé autour du bras de patient et gonflé pour créer une pression qui bloque l'écoulement du sang dans l'artère brachiale. Il est généralement fabriqué en tissu ou en plastique.

Manomètre : C'est un dispositif qui mesure la pression dans le brassard. Il peut être analogique (avec un cadran) ou numérique.

Stéthoscope : Utilisé pour écouter les bruits de Korotkoff qui sont émis par les pulsations du sang lorsque la pression du brassard est relâchée.

Méthode de mesure : La mesure se fait par auscultation, où le clinicien écoute les bruits de Korotkoff au fur et à mesure que le brassard se dégonfle. La première apparition du bruit correspond à la pression systolique (PAS), et la disparition du bruit correspond à la pression diastolique (PAD).

Avantages :

Très précis lorsqu'il est utilisé correctement.

Le modèle classique est abordable et largement utilisé dans les établissements médicaux.

Inconvénients :

Nécessite un professionnel de santé expérimenté pour obtenir des mesures fiables. Il peut être difficile à utiliser sur des patients agités ou pour des mesures rapides. [8]



Figure I. 10 : Brassard avec stéthoscope.

- **Tensiomètre électronique**

Le tensiomètre électronique est un appareil automatisé qui gonfle et dégonfle le brassard et mesure la pression artérielle sans nécessiter de stéthoscope. Ces appareils sont souvent utilisés pour des mesures à domicile et dans les cliniques.



Figure I. 11: Tensiomètre électronique.

Composants :

Brassard gonflable : Comme dans le sphygmomanomètre traditionnel, il est utilisé pour créer une pression dans l'artère.

Capteur électronique : C'est le composant principal qui détecte les variations de pression dans l'artère au fur et à mesure du dégonflage du brassard.

Affichage numérique : Affiche directement la pression systolique et diastolique, souvent accompagnée d'autres indicateurs comme la fréquence cardiaque.

Méthode de mesure : Le tensiomètre électronique fonctionne généralement selon le principe de l'oscillométrie, où les fluctuations de pression sont analysées pour estimer la tension artérielle systolique et diastolique.

Avantages :

Facile à utiliser, avec des résultats rapides et automatiques. Idéal pour un usage à domicile.

Les modèles modernes offrent des fonctions supplémentaires comme la mémorisation des mesures et la possibilité de détecter des arythmies cardiaques.

Inconvénients :

Moins précis que le sphygmomanomètre classique, surtout chez les personnes ayant des rythmes cardiaques irréguliers.

Les appareils bon marché peuvent ne pas être aussi fiables. [8]

- **Tonomètre**

Le tonomètre est un appareil qui mesure la pression artérielle à travers la détection de la rigidité des artères. Il est souvent utilisé pour des mesures plus spécialisées et peut être basé sur différents principes, notamment la tonométrie application.

Composants :

Capteur tonométrique : Un petit dispositif qui appuie sur la peau (en général, au niveau de l'artère radiale ou du poignet) pour mesurer la force de l'artère sous pression.

Écran ou manomètre : Affiche la pression artérielle à partir des données recueillies par le capteur.

Méthode de mesure : La pression artérielle est estimée en mesurant la force exercée par le capteur sur l'artère et en analysant la manière dont l'artère réagit à cette pression.

Avantages :

Fournit une estimation fiable de la pression artérielle, particulièrement pour évaluer la rigidité artérielle.

Utilisé dans des milieux de recherche ou dans le suivi des conditions cardiovasculaires.

Inconvénients :

Moins couramment utilisé dans les pratiques quotidiennes.

Nécessite un appareil coûteux et spécialisé. [9]

- **Photopléthysmographe**

Le photopléthysmographe (PPG) est un appareil qui utilise des impulsions lumineuses pour détecter les changements dans le volume sanguin sous la peau. Il est souvent utilisé dans la mesure indirecte de la pression artérielle, en particulier dans des contextes non invasifs et à des fins de surveillance.



Figure I. 12: photopléthysmographe

Composants :

Capteur optique : Il émet de la lumière infrarouge pour pénétrer la peau et détecte la variation du volume sanguin.

Unité de traitement : Analyse les données lumineuses pour déterminer les variations de pression artérielle en fonction de la réponse vasculaire et à mesure du dégonflage du brassard.

Méthode de mesure : Le capteur optique mesure les variations du flux sanguin pendant chaque battement cardiaque. Ces informations sont utilisées pour estimer la pression artérielle.

Avantages :

Non invasif et pratique pour des mesures continues. Peut être intégré dans des dispositifs portables.

Inconvénients :

La précision dépend de nombreux facteurs comme la température ou la position du capteur. Peut ne pas être aussi fiable que d'autres méthodes de mesure directe.

[19]

- **Holter (Mesure ambulatoire de la pression artérielle)**

Le Holter est un dispositif portable qui enregistre la pression artérielle du patient pendant une période prolongée, généralement 24 à 48 heures. Il est utilisé pour surveiller les fluctuations de la pression artérielle au cours de la journée et pendant les activités normales du patient.

Composants :

Brassard gonflable : Similaire à ceux utilisés dans les tensiomètres électroniques.

Appareil enregistreur : Il est fixé au patient, généralement autour de la taille, et enregistre les mesures à intervalles réguliers.

Méthode de mesure : Le brassard est automatiquement gonflé et dégonflé à intervalles réguliers pour mesurer la pression artérielle tout au long de la journée.

Avantages :

Permet une surveillance continue de la pression artérielle pendant les activités normales du patient.

Utile pour détecter des anomalies de la pression artérielle qui peuvent ne pas être évidentes lors d'une consultation clinique.

Inconvénients :

Peut-être inconfortable pour le patient, car il porte l'appareil pendant 24 heures ou plus. Le brassard peut être bruyant lorsqu'il se gonfle.[11]

11 Le signal phonocardiographique et les bruits cardiaques

La phonocardiographie est une méthode d'enregistrement des bruits cardiaques générés lors de la contraction et du relâchement du cœur. Cela se fait à l'aide d'un microphone ou d'un capteur acoustique qui capte les sons produits par les valves cardiaques et le flux sanguin à travers les différentes cavités cardiaques. Ces sons sont ensuite amplifiés, enregistrés et analysés pour détecter d'éventuelles anomalies cardiaques.[12]

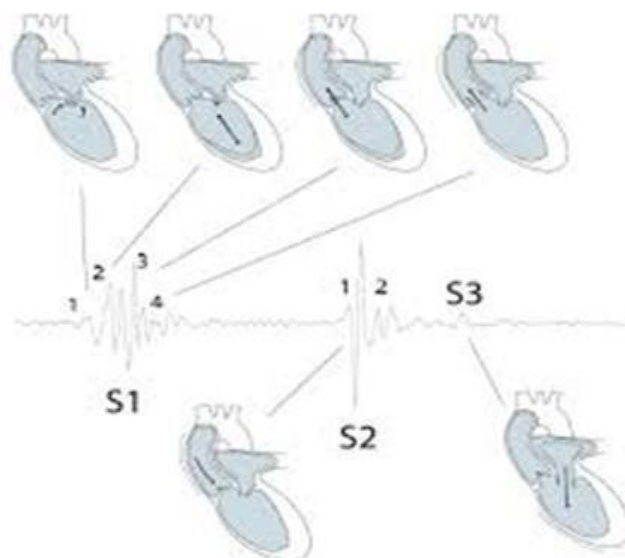


Figure I. 13: Le signal PCG.

11.1 Composants du Signal Phono cardiographique

Le signal phonocardiographique est principalement constitué des bruits cardiaques suivants :

- **Bruit S1 (Premier bruit cardiaque) :**

Origine : Ce bruit est causé par la fermeture des valves mitrale et tricuspide à la fin de la systole auriculaire, juste avant le début de la contraction ventriculaire.

Caractéristiques : Le bruit S1 est plus prononcé et plus bas, souvent entendu comme un « lub ».

Fréquence : Le S1 a une fréquence basse, généralement entre 25 et 45 Hz.

Durée : Relativement plus longue que S2.

- **Bruit S2 (Deuxième bruit cardiaque) :**

Origine : Ce bruit est dû à la fermeture des valves aortique et pulmonaire à la fin de la systole ventriculaire, marquant la fin de la contraction ventriculaire.

Caractéristiques : Le bruit S2 est plus aigu et plus court, souvent entendu comme un « dub ».

Fréquence : Le S2 a une fréquence plus élevée, entre 50 et 90 Hz.

Durée : Moins long que S1 et plus bref.

- **Bruit S3 (Troisième bruit cardiaque) :**

Origine : Ce bruit est souvent associé à un remplissage rapide du ventricule, notamment chez les personnes jeunes ou en cas de défaillance cardiaque congestive.

Caractéristiques : Il est perçu comme un bruit supplémentaire, souvent décrit comme un « gallop ».

Fréquence : Il est généralement à une fréquence basse.

Interprétation clinique : Peut-être pathologique dans certains cas (insuffisance cardiaque) .

- **Bruit S4 (Quatrième bruit cardiaque)**

Origine : Ce bruit résulte de la contraction auriculaire, généralement lorsque l'oreillette tente de remplir un ventricule rigide (souvent dû à l'hypertrophie ventriculaire).

Caractéristiques : Souvent entendu avant S1, il a aussi un son de « gallop », mais généralement plus faible.

Fréquence : Fréquence plus basse.

Interprétation clinique : Peut indiquer une pathologie cardiaque sous-jacente, comme l'hypertrophie ventriculaire.[12]

11.2 Murmures cardiaques

Les murmures cardiaques sont des bruits supplémentaires, généralement produits par un flux sanguin turbulent à travers les valves cardiaques ou des structures cardiaques.

Origine : Ils peuvent être liés à des anomalies des valves cardiaques (insuffisance ou sténose), des défauts dans le septum cardiaque ou des troubles du flux sanguin.

Classification des murmures :

Murmures systoliques : Se produisent pendant la systole (la phase de contraction du cœur).

Murmures diastoliques : Se produisent pendant la diastole (la phase de relaxation du cœur).

Murmures continus : S'entendent tout au long du cycle cardiaque.

Caractéristiques des murmures :

Intensité : Les murmures peuvent varier de légers (grade 1) à forts (grade 6).

Durée : Ils peuvent durer toute la durée de la systole ou de la diastole.

Tonalité : Les murmures peuvent être aigus, graves ou soufflants, selon la cause sous-jacente.[12]

11.3 Analyse du signal

Le signal phonocardiographique, une fois capté, est traité pour extraire les informations pertinentes. Il peut être visualisé sous forme d'un graphique représentant l'amplitude des sons cardiaques en fonction du temps. Ce signal est analysé pour détecter des anomalies dans les bruits cardiaques ou identifier des pathologies spécifiques telles que les murmures cardiaques, les bruits supplémentaires, et d'autres dysfonctionnements.

Amplitude : Le niveau sonore de chaque bruit cardiaque.

Fréquence : La fréquence des différents bruits (S1, S2, S3, S4).

Timing : Le moment où chaque bruit survient par rapport au cycle cardiaque.

Bruit de fond : Parfois, des bruits de fond (bruits respiratoires, artériels, etc.) peuvent interférer avec le signal.[12]

11.4 Méthodes d'Enregistrement du Signal Phonocardiographique

Les méthodes modernes d'enregistrement du signal PCG incluent l'utilisation de micro-phones à haute sensibilité, souvent placés sur la paroi thoracique du patient. Les dispositifs peuvent inclure :

Stéthoscopes électroniques : Stéthoscopes numériques dotés de capteurs sensibles à la pression sonore.

Microsphères piezoélectriques : Pour capter des vibrations sonores dans des bandes de fréquence spécifiques.

Capteurs acoustiques : Utilisés dans des dispositifs portables ou des systèmes de surveillance à distance. [12]

11.5 Applications Cliniques de la Phonocardiographie

Le signal phonocardiographique est un outil précieux dans le diagnostic et le suivi des pathologies cardiaques. Il permet de détecter :

Des murmures cardiaques anormaux.

Des anomalies dans la fermeture des valves cardiaques (insuffisance ou sténose).

La présence de bruits supplémentaires, tels que S3 et S4, qui peuvent indiquer des pathologies sous-jacentes. [12]

11.6 Pathologies Associées aux Bruits Cardiaques

Insuffisance mitrale ou tricuspide : Les murmures systoliques dus à la régurgitation des valves.

Sténose aortique ou pulmonaire : Les murmures systoliques en raison du rétrécissement des valves.

Insuffisance cardiaque congestive : La présence de bruit S3 ou S4, indiquant une défaillance du ventricule gauche ou droit.

Problèmes de conduction cardiaque : Parfois, des bruits irréguliers peuvent être entendus en raison de troubles dans le système de conduction cardiaque. [12]

12 Le stéthoscope

Le stéthoscope est l'un des instruments médicaux les plus utilisés pour l'auscultation du cœur, des poumons et d'autres organes internes. Il permet aux professionnels de santé d'écouter les sons internes du corps, et en particulier les bruits cardiaques, pour poser des diagnostics. [13]

12.1 Origine et Histoire du Stéthoscope

Le stéthoscope a été inventé par René Laennec en 1816, un médecin français. Il a créé le premier modèle en bois, après avoir eu l'idée de poser une feuille de papier sur la poitrine d'un patient pour entendre les bruits cardiaques. Depuis, l'instrument a évolué pour devenir plus léger et plus sophistiqué. Le stéthoscope moderne a un design à deux branches, avec une membrane (ou pavillon) et un embout pour l'auscultation.

12.2 Composants du Stéthoscope



Figure I. 14: Composants d'un stéthoscope.

Les stéthoscopes modernes se composent généralement de quatre parties principales :

Le pavillon (ou tête)

Il est le composant qui capte les sons du corps.

Types de pavillons :

Membrane (plate et souple) : Captation des sons de haute fréquence (ex. bruits cardiaques, murmures pulmonaires).

Cloche (concave) : Captation des sons de basse fréquence (ex. bruits de faible intensité, murmures cardiaques).

Les stéthoscopes modernes ont souvent une tête double, permettant de basculer entre la membrane et la cloche.

12.2.1 Les tubes

Généralement en caoutchouc ou PVC, ces tubes transmettent le son du pavillon vers les écouteurs.

La longueur des tubes peut varier, mais elle est souvent d'environ 55 à 70 cm pour assurer une bonne transmission du son.

12.2.2 Les écouteurs (embouts)

Ces parties entrent en contact avec les oreilles du médecin.

Ils sont souvent en mousse ou en silicone, ce qui permet d'obtenir une bonne isolation acoustique et un confort d'utilisation.

Ils sont conçus pour s'adapter à la forme de l'oreille et réduire les bruits extérieurs.

12.2.3 Le tube de transmission

Il relie les écouteurs aux tubes et fait partie intégrante de la transmission des sons captés par le pavillon

12.3 Types de Stéthoscopes

Il existe plusieurs types de stéthoscopes, chacun adapté à des besoins spécifiques :

12.3.1 Stéthoscopes acoustiques

Ce sont les modèles classiques qui fonctionnent uniquement par la transmission acoustique des sons. Ils sont utilisés pour écouter les bruits cardiaques, respiratoires et intestinaux.

12.3.2 Stéthoscopes électroniques

Capteurs numériques : Ces stéthoscopes sont équipés de microphones et d'amplificateurs électroniques pour capter et amplifier les sons, ce qui peut aider à écouter des bruits faibles ou discrets. Ils permettent aussi l'enregistrement et l'analyse des sons.

Fréquence d'échantillonnage : Les stéthoscopes électroniques peuvent avoir une fréquence d'échantillonnage de 40 000 Hz ou plus pour capturer des sons très subtils.

Ces modèles peuvent aussi être équipés de filtres pour isoler certains sons spécifiques, comme les bruits cardiaques ou pulmonaires.

12.3.3 Stéthoscopes de diagnostic spécialisé

Stéthoscopes pour cardiologie : Spécialement conçus pour améliorer la détection des bruits cardiaques et des murmures. Ils sont souvent équipés de pavillons plus sensibles et de tubes plus longs.

Stéthoscopes pour pédiatrie : Utilisés pour ausculter les enfants, ils ont souvent des pavillons plus petits pour mieux capter les sons dans les petites cavités thoraciques. [13]



Figure I. 15: Les différents type de stéthoscope.

Utilisation du stéthoscope

Le stéthoscope est principalement utilisé pour écouter les bruits suivants :

12.3.3.1 Bruits cardiaques :

S1 et S2 (premier et deuxième bruits cardiaques) : Les bruits systoliques et diastoliques peuvent être entendus pour évaluer la fonction cardiaque et la présence d'éventuelles anomalies.

12.3.3.2Murmures cardiaques : Les bruits de turbulence causés par des défauts dans les valves cardiaques, tels que la sténose aortique ou l'insuffisance mitrale.

12.3.3.3Bruits supplémentaires (S3 et S4) : Le bruit S3, souvent un signe d'insuffisance cardiaque, ou S4, associé à l'hypertrophie ventriculaire.

12.3.3.4Bruits pulmonaires : Utilisé pour écouter les bruits respiratoires et détecter des pathologies comme la pneumonie, l'asthme, ou l'emphysème. Râles crépitant, sibilantes, frottements pleuraux peuvent être entendus.

12.3.3.5Bruits intestinaux : L'auscultation permet aussi de vérifier la fonction intestinale et de détecter des bruits anormaux, comme ceux associés aux obstructions ou aux infections gastro-intestinales. [15]

12.4 Caractéristiques techniques du stéthoscope

Fréquence de réponse :

Les stéthoscopes modernes ont une réponse en fréquence allant généralement de 20 Hz à 2 000 Hz, ce qui leur permet de capter une large gamme de sons corporels.

Isolation acoustique :

L'isolation est cruciale pour éliminer les bruits ambiants et permettre une auscultation plus précise. La qualité des écouteurs et des tubes joue un rôle essentiel dans cette isolation.

Poids :

Les stéthoscopes peuvent peser entre 100 et 200 grammes, selon les modèles et les matériaux utilisés.
[15]

Conclusion

Ce premier chapitre a permis d'établir les fondements théoriques indispensables à la compréhension de ce travail. Nous avons tout d'abord abordé l'anatomie du cœur et le rôle central qu'il joue dans la circulation sanguine, ce qui nous a permis de mieux saisir l'origine et la dynamique de la pression artérielle. Ensuite, nous avons présenté les notions générales relatives à cette dernière, en insistant sur son importance clinique et sur les différentes méthodes de mesure mises au point au fil du temps.

Par ailleurs, l'étude du signal PCG et du fonctionnement du stéthoscope classique, a permis de mettre en évidence la relation étroite entre l'auscultation cardiaque et l'évaluation de l'état hémodynamique d'un patient. Ces éléments constituent ainsi une base essentielle pour aborder les chapitres suivants.

Chapitre II

Stéthoscope électronique

Introduction

L'auscultation, pratique essentielle en médecine depuis l'invention du stéthoscope en 1816, souffre des limites du modèle acoustique (faible amplification, subjectivité, absence d'archivage). Pour y remédier, le stéthoscope électronique a vu le jour, intégrant capteurs, amplification, filtres et parfois connectivité sans fil. Il permet une écoute plus précise, l'enregistrement et l'analyse différée des sons, ouvrant la voie à l'assistance informatique et à l'IA. Fruit de l'ingénierie biomédicale, de l'électronique et de l'informatique médicale, il transforme progressivement la pratique clinique malgré des défis d'accessibilité et de formation. Ce chapitre analysera son architecture, ses principes de fonctionnement, ses atouts et limites, ainsi que ses perspectives d'évolution dans la télémédecine et les systèmes intelligents d'aide au diagnostic.

1. Principe de fonctionnement

Le principe de fonctionnement du stéthoscope électronique repose sur une succession d'étapes qui transforment les vibrations mécaniques produites par le corps humain en signaux numériques interprétables. Tout commence par la détection des sons physiologiques — cardiaques, pulmonaires ou intestinaux — grâce à un capteur électroacoustique. Ce capteur, souvent basé sur une technologie piézoélectrique ou un microphone MEMS, capte les ondes de pression issues des structures internes du patient.

Ces vibrations sont ensuite converties en signaux électriques analogiques, qui sont immédiatement soumis à une amplification et à un filtrage analogique pour améliorer la qualité du signal utile. À ce stade, le bruit ambiant et les interférences mécaniques sont atténués. Le signal est ensuite numérisé grâce à un convertisseur analogique-numérique (CAN), ce qui permet son traitement par des algorithmes embarqués. Le résultat final peut être restitué à l'utilisateur sous forme audio via des écouteurs, mais aussi affiché sous forme de courbes temporelles ou spectrales sur un écran intégré ou sur une application connectée. [16]

2. Les types de stéthoscopes électroniques

Le stéthoscope électronique est un dispositif médical avancé conçu pour capter, amplifier, filtrer et, parfois, analyser numériquement les sons physiologiques émis par le corps humain. Selon les fonctionnalités intégrées, la technologie d'acquisition ou l'usage visé, on distingue plusieurs types de stéthoscopes électroniques, qui diffèrent par leur conception, leur niveau de traitement du signal et leur capacité à interagir avec d'autres systèmes.

2.1 Stéthoscope électronique amplificateur

Il s'agit du type le plus simple et le plus courant. Ce stéthoscope capte les sons biologiques à l'aide d'un capteur (souvent un microphone électret ou piézoélectrique), puis les amplifie via un circuit électronique. L'objectif est ici de rendre les sons physiologiques plus audibles pour le praticien, notamment en cas de bruit ambiant, ou pour les patients présentant des bruits faibles. Ce type n'effectue généralement pas d'analyse avancée du signal, mais améliore considérablement la clarté d'écoute. [17]



Figure II.1: Stéthoscope électronique amplificateur

2.2 Stéthoscope électronique à traitement du signal

Ce modèle intègre, en plus de l'amplification, un système de filtrage analogique ou numérique permettant de supprimer les bruits parasites ou de sélectionner certaines bandes de fréquence spécifiques (par exemple, les sons cardiaques ou pulmonaires). Ces filtres peuvent être configurables par l'utilisateur, offrant une écoute ciblée. Ce type de stéthoscope est particulièrement utile pour améliorer la qualité du diagnostic, notamment dans les environnements bruyants ou lorsque les sons physiologiques sont subtils. [18]



Figure II.2: stéthoscope électronique à traitement du signal

2.3 Stéthoscope numérique ou numérique connecté

Le stéthoscope numérique représente une évolution technologique majeure. Il convertit le signal acoustique en un signal numérique à l'aide d'un convertisseur analogique-numérique (CAN), ce qui permet un traitement avancé du signal via un microcontrôleur ou un microprocesseur embarqué. Ces dispositifs offrent des fonctionnalités telles que l'enregistrement des sons, leur visualisation sous forme de phonogrammes (ou spectrogrammes), le partage en temps réel via Bluetooth ou Wi-Fi, ou encore l'intégration à des systèmes d'intelligence artificielle pour l'aide au diagnostic. Ils sont largement utilisés en télémédecine, en formation médicale, et dans les recherches cliniques. [19]



Figure II.3: Stéthoscope numérique ou numérique connecté

3 La chaîne d'acquisition d'un stéthoscope électronique

La chaîne d'acquisition d'un stéthoscope électronique correspond à l'ensemble des étapes permettant de transformer un son physiologique en un signal numérique exploitable. Elle débute par la captation du son, réalisée grâce à un capteur intégré (piézoélectrique, électret ou MEMS) qui convertit les vibrations mécaniques du corps en un signal électrique analogique.

Ce signal analogique est ensuite traité par un circuit d'amplification et de filtrage pour améliorer sa qualité et supprimer les bruits parasites. Il est ensuite converti en signal numérique par un convertisseur analogique-numérique (CAN), permettant un traitement informatique plus avancé.

Enfin, le signal numérique est analysé par un microcontrôleur embarqué. Celui-ci peut

appliquer des algorithmes de traitement du signal, voire d'intelligence artificielle, avant de restituer les résultats via écouteurs ou interface graphique, ou de les transmettre vers d'autres dispositifs via Bluetooth,

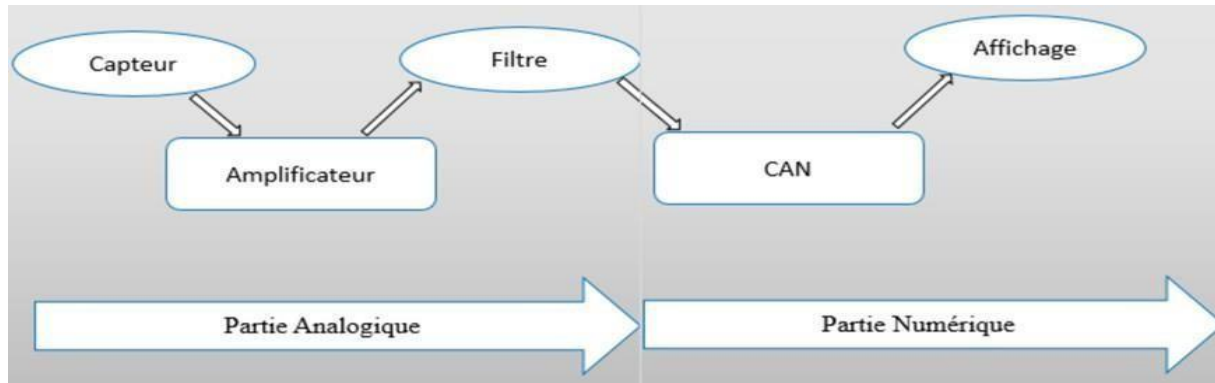


Figure II.4: Chaîne d'acquisition d'un stéthoscope électronique

3.1 Le capteur

Le capteur est l'élément initial et essentiel de la chaîne d'acquisition du stéthoscope électronique. Son rôle principal est de capter les vibrations mécaniques produites par les sons physiologiques du patient — tels que les bruits cardiaques ou respiratoires — et de les convertir en un signal électrique analogique. Ce signal constitue la matière première sur laquelle reposera l'ensemble du traitement ultérieur. La sensibilité, la fidélité de la restitution et la bande passante du signal capté dépendent directement du type et de la qualité du capteur utilisé. Et on distingue différents types de capteurs :

3.1.1 Le capteur piézoélectrique

Le capteur piézoélectrique repose sur la propriété de certains matériaux cristallins, comme le quartz ou des céramiques piézoélectriques, qui génèrent une tension lorsqu'ils sont soumis à une pression mécanique. Dans le contexte du stéthoscope électronique, ce type de capteur est placé sous une membrane vibrante, qui réagit aux ondes sonores émises par le corps. Les piézoélectriques sont très sensibles, peu coûteux et faciles à intégrer. Ils sont particulièrement efficaces pour capter des sons à haute fréquence ou de faible intensité, comme certains souffles cardiaques. Toutefois, leur sensibilité aux chocs et aux interférences mécaniques peut constituer un inconvénient.

3.1.2 Le microphone électret

Le microphone électret est une version miniaturisée du microphone à condensateur. Il utilise une membrane fine polarisée en permanence par une charge électrostatique

intégrée. Lorsque cette membrane vibre sous l'effet d'un son, elle modifie la capacité du système, produisant un signal électrique. Ce type de capteur est très répandu dans l'électronique audio et offre une bonne fidélité de restitution, notamment

dans les basses fréquences, ce qui est utile pour les bruits cardiaques graves. Toutefois, il est plus sensible aux bruits ambiants et nécessite un certain soin d'intégration pour limiter les perturbations externes.

3.1.3 Le capteur MEMS (Micro-Electro-Mechanical Systems)

Les capteurs MEMS représentent une technologie de pointe, issue de la microélectronique. Ces dispositifs miniaturisés intègrent, sur une même puce, des éléments mécaniques mobiles (comme une membrane ou un pont suspendu) et des composants électroniques de détection. Leur principal avantage réside dans leur compacité, leur faible consommation d'énergie et leur excellente stabilité. Dans un stéthoscope, les capteurs MEMS peuvent capter une large gamme de fréquences avec une bonne précision et sont particulièrement adaptés aux appareils portables et connectés. Leur production en masse permet également un bon rapport qualité-prix.

3.1.4 Le capteur à fibre optique

Moins courant mais très prometteur, le capteur à fibre optique repose sur la détection des variations de lumière transmises à travers une fibre en réponse à des vibrations mécaniques. Lorsqu'un son provoque une déformation de la fibre ou de son environnement, cela modifie l'intensité ou le chemin du signal lumineux, qui peut ensuite être interprété comme un signal acoustique. Ces capteurs sont totalement insensibles aux interférences électromagnétiques, ce qui est un atout dans les environnements hospitaliers complexes. De plus, ils sont très précis et peuvent fonctionner sur de longues distances. Leur coût élevé et leur besoin en instrumentation optique spécifique limitent toutefois leur usage grand public à ce jour. [20]

3.2 Les caractéristiques pour le bon choix d'un amplificateur :

3.2.1 Gain adapté

L'amplificateur doit offrir un gain suffisant pour rendre les signaux biologiques exploitables, sans atteindre la saturation. Un gain ajustable est recommandé afin de s'adapter à la variabilité des sons physiologiques (bruits cardiaques, pulmonaires, etc.).

3.2.2 Faible bruit de fond (Low Noise)

Comme les signaux captés sont de très faible amplitude, l'amplificateur doit produire le moins de bruit électronique possible. Un faible rapport signal/bruit est essentiel pour

garantir la clarté et la fidélité du signal.

3.2.3 Bande passante adaptée

L'amplificateur doit couvrir la gamme de fréquences utile en auscultation, généralement de 20 Hz à 1000 Hz. Une bande trop étroite risque de tronquer certaines composantes importantes du signal, tandis qu'une bande trop large pourrait introduire des interférences.

3.2.4 Bonne linéarité

Il est crucial que la relation entre l'entrée et la sortie reste proportionnelle sur toute la plage de fonctionnement. Cela évite les distorsions qui pourraient fausser l'interprétation clinique.

3.2.5 Faible consommation énergétique

Dans les dispositifs portables ou autonomes (sur batterie), l'amplificateur doit consommer peu d'énergie. Les amplificateurs à faible courant de repos sont donc préférés.

3.2.6 Compatibilité avec les autres composants

L'amplificateur doit s'adapter aux caractéristiques du reste du circuit, notamment les impédances d'entrée/sortie, les niveaux de tension, et la technologie utilisée (analogique, numérique ou mixte).

3.3 Les caractéristiques pour le bon choix d'un filtre :

Type de filtre approprié : Le choix du type dépend de l'objectif

Passe-bas : pour atténuer les hautes fréquences (bruits parasites, interférences).

Passe-haut : pour éliminer les très basses fréquences (souffles, mouvements).

Passe-bande : pour isoler une bande spécifique, par exemple entre 20 Hz et 1000 Hz, où se trouvent la plupart des sons physiologiques.

Réjecteur de bande (notch) : pour supprimer des fréquences précises, comme les interférences à 50/60 Hz du secteur électrique.

Bande passante ciblée : Le filtre doit couvrir exactement la plage fréquentielle des signaux d'intérêt :

Pour les sons cardiaques : 20 Hz à 150 Hz. Pour les

sons pulmonaires : jusqu'à 1000 Hz.

Une bande trop étroite peut éliminer des détails importants, tandis qu'une bande trop large introduit des bruits indésirables.

Pente d'atténuation (roll-off) : La rapidité avec laquelle le filtre atténue les fréquences hors bande. Une pente raide (filtre d'ordre élevé) permet de mieux isoler les signaux utiles, mais peut complexifier la conception ou introduire des distorsions de

phase.

Distorsion de phase minimale : Le filtre doit conserver la forme du signal d'origine. Des filtres à phase linéaire ou faible distorsion (comme les filtres de type Bessel) sont souvent préférés dans le domaine biomédical.

Faible bruit introduit : Le filtre ne doit pas amplifier ou générer de bruit électronique supplémentaire. Ceci est particulièrement crucial pour les signaux de faible amplitude issus des capteurs acoustiques.

4 Applications cliniques et avantages du stéthoscope électronique :

L'intégration de l'électronique et du traitement du signal dans les stéthoscopes modernes a ouvert de nouvelles perspectives cliniques et pratiques. Au-delà de l'amplification sonore, le stéthoscope électronique répond à des besoins croissants en précision diagnostique, en connectivité médicale et en formation, ce qui le rend de plus en plus incontournable dans la pratique médicale contemporaine.

4.1 Amélioration de la qualité du diagnostic

L'un des atouts majeurs du stéthoscope électronique réside dans sa capacité à améliorer significativement la qualité de l'auscultation. Grâce à l'amplification contrôlée, au filtrage fréquentiel, à la réduction active du bruit et à l'enregistrement des sons, les professionnels de santé peuvent détecter des anomalies subtiles, souvent imperceptibles avec un stéthoscope classique. Cette précision accrue est particulièrement utile dans le cas de souffles cardiaques légers, de crépitations pulmonaires fines ou de bruits artériels faibles. De plus, la possibilité de visualiser les signaux sous forme de spectrogrammes ou de phono cardiogrammes aide à une interprétation plus objective et à une documentation clinique fiable.

4.2 Suivi des patients à distance (télémédecine)

Les stéthoscopes électroniques dotés de modules de communication sans fil (Bluetooth, W I F I) permettent de transmettre les sons cardiaques ou pulmonaires en temps réel à des spécialistes situés à distance. Cette capacité de télésurveillance ou d'auscultation à distance est particulièrement utile dans les zones rurales, les structures de soins primaires ou en période de crise sanitaire, comme lors de la pandémie de COVID-19. Elle contribue à désengorger les hôpitaux tout en assurant un suivi médical régulier et de qualité. Certains modèles intègrent également des plateformes cloud pour l'archivage et la consultation différée des enregistrements, ce qui facilite le travail en équipe multidisciplinaire.

4.3 Utilisation en milieu bruyant ou critique

Dans les environnements bruyants — tels que les urgences, les services de réanimation, les hélicoptères médicaux ou les zones de catastrophe —, les stéthoscopes classiques montrent rapidement leurs limites. Le stéthoscope électronique, grâce à sa fonction de réduction active du bruit et à son niveau de sortie réglable, permet de préserver la qualité de l'auscultation dans ces conditions extrêmes. Cela garantit un diagnostic rapide et fiable, même en situation de stress ou de surcharge sonore, où chaque seconde peut être vitale.

4.4 Formation médicale et apprentissage assisté

Les fonctions d'enregistrement, de visualisation et de partage des sons rendent le stéthoscope électronique particulièrement utile dans les contextes pédagogiques. Les enseignants peuvent faire écouter à plusieurs étudiants un même son pathologique, expliquer visuellement ses caractéristiques (intensité, durée, fréquence), et les confronter à des cas cliniques variés. Cela favorise l'apprentissage par comparaison et améliore les compétences cliniques des futurs professionnels. Certains dispositifs offrent même des bases de données de sons pathologiques intégrées, servant de référence durant les cours pratiques.

5 Avantages et limites actuels du stéthoscope électronique

L'introduction du stéthoscope électronique dans la pratique médicale apporte un ensemble d'avantages significatifs, tant sur le plan clinique que technologique. Toutefois, certaines limites persistent et méritent d'être soulignées pour une évaluation objective de son utilisation.

Avantages :

Amplification ajustable des sons physiologiques :

Les stéthoscopes électro- niques permettent de moduler le niveau sonore perçu par l'utilisateur, facilitant l'écoute dans des contextes où les bruits corporels sont faibles ou difficiles à détecter.

Fonctionnalités numériques avancées :

Ils offrent la possibilité d'enregistrer, visualiser et analyser les signaux auscultatoires, ce qui permet une documentation objective, une comparaison dans le temps et un suivi précis de l'évolution clinique du patient.

Réduction de la subjectivité du diagnostic :

En fournissant des données mesurables et reproductibles, ces dispositifs limitent les

interprétations uniquement auditives et subjectives, améliorant ainsi la fiabilité des diagnostics, notamment entre différents praticiens.

Adaptabilité à des environnements variés :

Grâce à leur capacité de filtrage et de réduction active du bruit, ils sont efficaces même dans des milieux perturbés comme les urgences, les services de réanimation, ou les transports médicaux.

Partage rapide et sécurisé des données :

La connectivité permet de transférer les enregistrements audio à d'autres professionnels de santé en temps réel ou en différé, facilitant le travail collaboratif, le deuxième avis médical, et la télémédecine.

Limites :**Coût relativement élevé**

Le prix d'un stéthoscope électronique reste nettement supérieur à celui d'un modèle classique, ce qui peut limiter son adoption dans certaines structures de soins ou chez les praticiens indépendants.

Dépendance à une source d'énergie

Ces appareils nécessitent une batterie ou une alimentation électrique. Une autonomie insuffisante peut devenir un obstacle dans les contextes d'urgence ou en l'absence de recharge disponible.

Courbe d'apprentissage

Certains praticiens rencontrent des difficultés à s'adapter à l'interface numérique, notamment lorsqu'elle est complexe ou lorsqu'ils ne sont pas familiarisés avec les technologies de santé connectée.

Sensibilité accrue au positionnement et aux interférences

Une mauvaise application du capteur ou la présence de bruits ambiants mal filtrés peut compromettre la qualité de l'auscultation, ce qui nécessite une certaine rigueur d'utilisation.

Besoin de formations spécifiques

L'interprétation des signaux visuels ou numériques, l'utilisation des outils d'analyse, et l'intégration dans des plateformes de télésanté exigent une formation initiale et continue pour être pleinement efficaces. [21]

6 Perspectives d'évolution :

Le stéthoscope électronique est au cœur des innovations médicales modernes. Plusieurs axes de recherche et de développement promettent d'améliorer considérablement ses performances et ses usages dans un avenir proche.

Intelligence artificielle et diagnostic assisté

L'intégration d'algorithmes d'IA, s'appuyant sur de vastes bases de données d'enregistrements cliniques, permet d'envisager des systèmes de reconnaissance automatique de pathologies à partir de sons cardiaques ou pulmonaires. Cela pourrait offrir un outil d'aide à la décision performante, en particulier pour les jeunes praticiens ou dans les régions à faible densité médicale.

Miniaturisation des dispositifs

Les progrès en microélectronique favorisent la création de stéthoscopes plus compacts, plus légers et plus discrets, intégrables dans les blouses médicales ou portables en continu par les patients. Cette portabilité améliore l'ergonomie et permet un usage prolongé en télésurveillance.

Interfaçage multimodal

Les futurs modèles pourraient être associés à d'autres capteurs biomédicaux (électrocardiogramme, SpO₂, capteurs de température, accéléromètres), offrant une auscultation enrichie par des données complémentaires pour une évaluation globale de l'état du patient.

Interopérabilité et standardisation

Le respect des normes internationales permet une intégration fluide dans les systèmes d'information hospitaliers (SIH), les dossiers médicaux électroniques (DME) et les plateformes de télé-médecine, améliorant ainsi la continuité des soins.

Automatisation du suivi médical

Les stéthoscopes électroniques sont appelés à s'insérer dans des systèmes de surveillance en temps réel, notamment pour les pathologies chroniques (insuffisance cardiaque, BPCO, etc.), en déclenchant des alertes automatiques en cas d'anomalie détectée.

Conclusion :

Le stéthoscope électronique s'impose aujourd'hui comme un dispositif médical de nouvelle génération, alliant technologie de capteurs, traitement du signal et connectivité. À travers ses différentes typologies, ses multiples applications cliniques et ses avantages fonctionnels, il témoigne de la manière dont l'ingénierie biomédicale contribue à améliorer la précision du diagnostic et l'accessibilité des soins. Malgré certaines limites actuelles – notamment en termes de coût, d'ergonomie ou de formation – ses perspectives d'évolution sont particulièrement prometteuses, notamment grâce à l'intégration de l'intelligence artificielle, de systèmes connectés et d'approches multimodales. Ce cadre théorique constitue le socle indispensable à la compréhension du fonctionnement et des enjeux liés au stéthoscope électronique. Il prépare ainsi le terrain pour le chapitre suivant, qui sera consacré à la conception et à la réalisation pratique d'un prototype fonctionnel, en s'appuyant sur les choix technologiques étudiés ici. À travers cette mise en œuvre, l'objectif sera d'explorer concrètement les contraintes techniques, les étapes de développement et les performances attendues de ce type de dispositif dans un contexte d'application réelle.

CHAPITRE III

Réalisation pratique

Introduction :

Dans ce chapitre, nous présentons la partie pratique de notre projet qui consiste en la réalisation d'un stéthoscope électronique. L'objectif est de mettre en œuvre la chaîne d'acquisition complète permettant de capter, amplifier, filtrer et traiter le signal acoustique cardiaque. Nous détaillerons successivement les principaux blocs fonctionnels de notre montage, depuis le capteur acoustique jusqu'au système d'acquisition et d'affichage basé sur Arduino.

1 Conception du circuit électronique (cardiaque)

1.1 Capteur acoustique (microphone)

D'après ces caractéristiques, on a opté vers l'utilisation d'un microphone à électret ECM. Ce choix est aussi consolidé par la grande disponibilité de ce type de capteur dans le magasin de composants électroniques au niveau d'un magasin de composant électronique.

Ce type de Microphone a été utilisé pour la détection des bruits cardiaques ce qui est illustré dans la figure (3.1) Ce microphone ECM a été inséré mécaniquement dans l'extrémité de pavillon d'un stéthoscope pour acquérir les sons cardiaques comme illustré dans les figures (3.2), ce dernier transporté à l'amplificateur.



Figure III.1: Photo d'un microphone ECM

Caractéristiques:

Tension d'alimentation : entre 1,5 V et 10 V (souvent 2 à 5 V)

Impédance de sortie : entre 2,2 k Ω et 10 k Ω **Sensibilité :** de -44 dB à - 52 dB (à 1 kHz, 1 Pa)

Réponse en fréquence : 20 Hz à 20 kHz **Directivité :** omnidirectionnelle (par défaut)

Dimensions : diamètre typique de 4 à 10 mm



Figure III. 2: Les éléments nécessaires pour le capteur des bruits cardiaques

1.2. Le signal capté avant amplification :

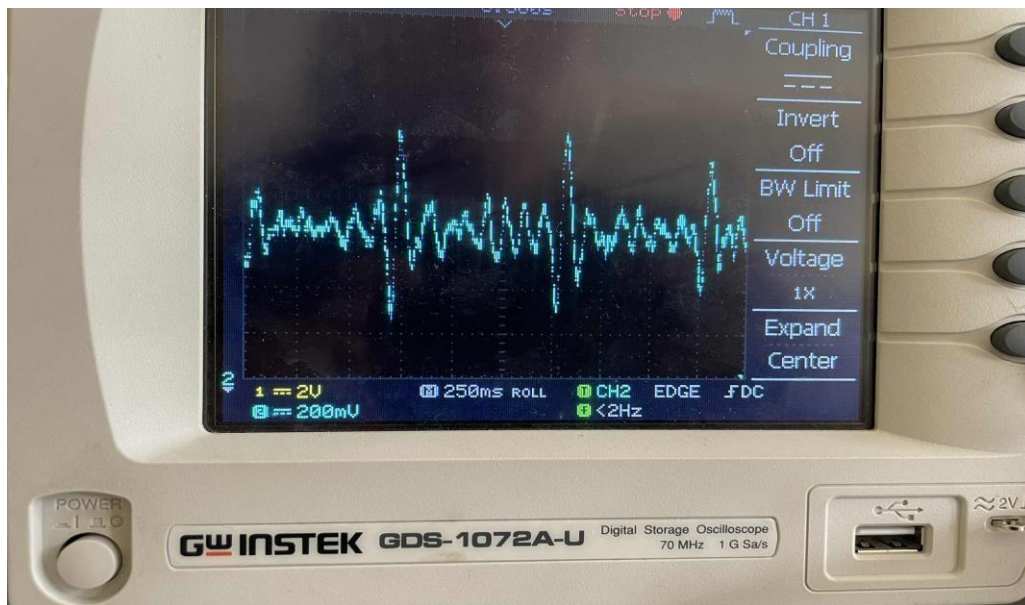


Figure III. 3 Le signal avant Amplification

La Figure 22 correspond au signal brut délivré directement par le capteur sans traitement. On observe que l'amplitude du signal est relativement faible et noyée dans le bruit, ce qui le rend difficile à exploiter directement pour la détection des battements cardiaques.

2. Étape d'amplification (AOP)

Le signal délivré par le microphone est de très faible amplitude et nécessite une amplification. Pour cela, nous avons utilisé un amplificateur opérationnel **LM386**.

Le gain est fixé par **un condensateur** et il permet d'amplifier le signal de quelques volts à une amplitude exploitable.

L'objectif de cette étape est donc de rendre le signal suffisamment fort pour qu'il puisse être traité efficacement par la suite

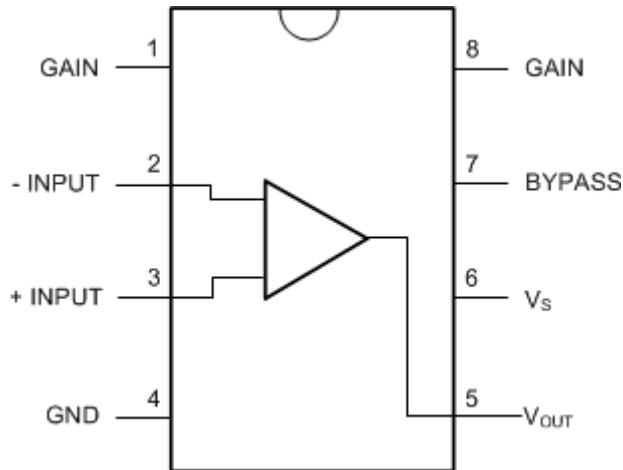


Figure III. 4 : Image d'un Amplificateur audio LM386

Le LM386 amplifie le son entrant d'un facteur 200. Tous les amplificateurs ont besoin d'une tension continue pour fonctionner. Le LM386 nécessite une tension continue comprise entre 4 et 12 volts. Le signal sonore à amplifier est placé sur les bornes 2 et 3. Le signal sonore amplifié sort ensuite par la borne 5. Après quelques condensateurs et une résistance pour filtrer les parasites éventuels, nous connectons les haut-parleurs pour reproduire le son amplifié. [22]

- **Les principales caractéristiques du LM386 sont les suivantes :**

Nécessite très peu de composants externes.

Fonctionne avec une large plage de tensions d'alimentation. Consomme un courant faible (environ 4 mA).

Offre un gain de tension ajustable de 20 à 200. Dispose d'une entrée référencée à la masse.

Assure un faible taux de distorsion. [22]

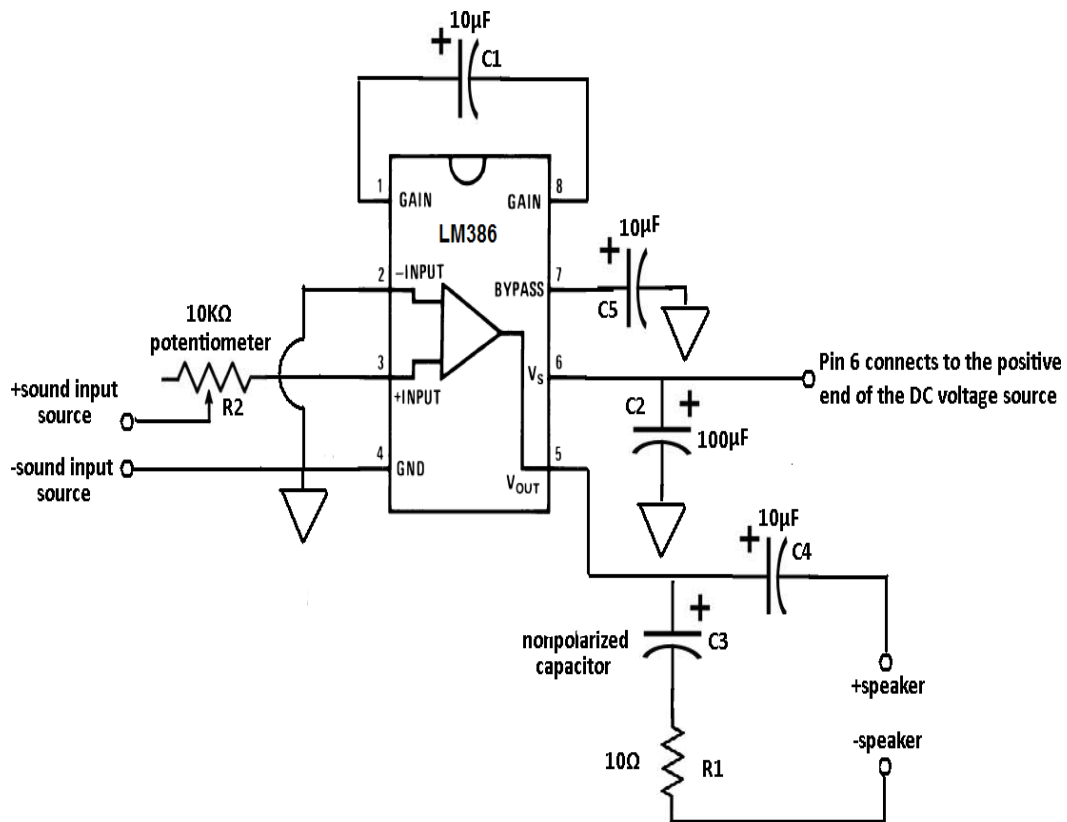


Figure III. 5: Image du schéma électronique avec l'amplificateur audio LM386

La figure suivante montre le schéma électrique de l'amplificateur que nous avons utilisé.

Explication des composants externes :

C1 : Ce condensateur sert à ajuster le gain de l'amplificateur opérationnel. Placé à cet endroit, il permet d'atteindre le gain maximal, soit **200** dans ce montage. Ainsi, la tension de sortie est amplifiée 200 fois par rapport à la tension d'entrée.

C2 : Il joue le rôle de condensateur de filtrage. Lors de variations brusques de tension ou de courant dans l'alimentation, il atténue ces perturbations en lissant le signal, ce qui réduit le bruit transmis à l'ampli-op.

C3 : Fonctionnant comme une réserve de courant, il se charge lorsque la demande est faible et se décharge pour compenser les pointes de consommation, stabilisant ainsi la sortie.

C4 : C'est un condensateur de couplage. Il bloque toute composante continue à la sortie de l'amplificateur LM386 et ne laisse passer que le signal alternatif (sonore).

C5 : Ce condensateur améliore la stabilité de l'amplificateur LM386 et prévient les phénomènes d'oscillation, qui pourraient sinon altérer le signal sonore.

Potentiomètre (**R2**= 10k) entre ces bornes pour régler le gain de tension donc il nous aide pour varier le volume.

1.2. Étape de Filtrage :

La partie dédiée au filtrage de notre signal comporte un filtre passe-haut, réalisé à l'aide d'un circuit RC simple comme illustré dans la figure. Ce filtre permet d'éliminer les basses fréquences indésirables et d'améliorer la qualité du signal exploité pour la suite de notre traitement.

La fréquence de coupure est déterminée par la relation suivante :

$$F_c = \frac{1}{2\pi \cdot RC}$$

En choisissant un condensateur de **C = 10 μF** et une résistance de **R = 1kΩ**, on obtient :

$$F_c = \frac{1}{2\pi \cdot (1 \cdot 10^3) \cdot (10 \cdot 10^{-6})} \approx 15,9 \text{ Hz}$$

Ainsi, la fréquence de coupure de notre filtre est proche de **16 Hz**, ce qui est conforme aux besoins de notre application.

Les valeurs des composants adoptées sont donc :

$$\mathbf{C = 10 \mu F}$$

$$\mathbf{R = 1 K\Omega}$$

- **Le schéma réalisé sur Proteus :**

Avant la réalisation pratique de notre montage, nous avons utilisé le logiciel **Proteus** afin de simuler et valider le fonctionnement du schéma électronique. Cette étape nous a permis de vérifier la cohérence du circuit et de corriger d'éventuelles erreurs avant la mise en œuvre réelle.

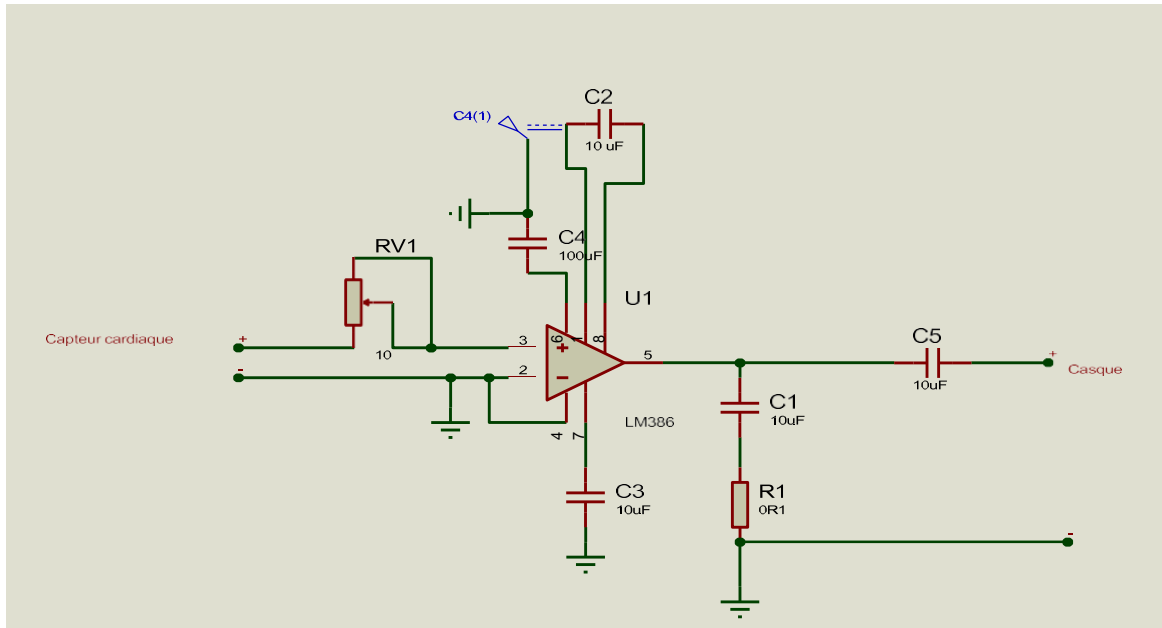


Figure III. 6: Image du circuit de capteur cardiaque sur Proteus

- Après réalisation :

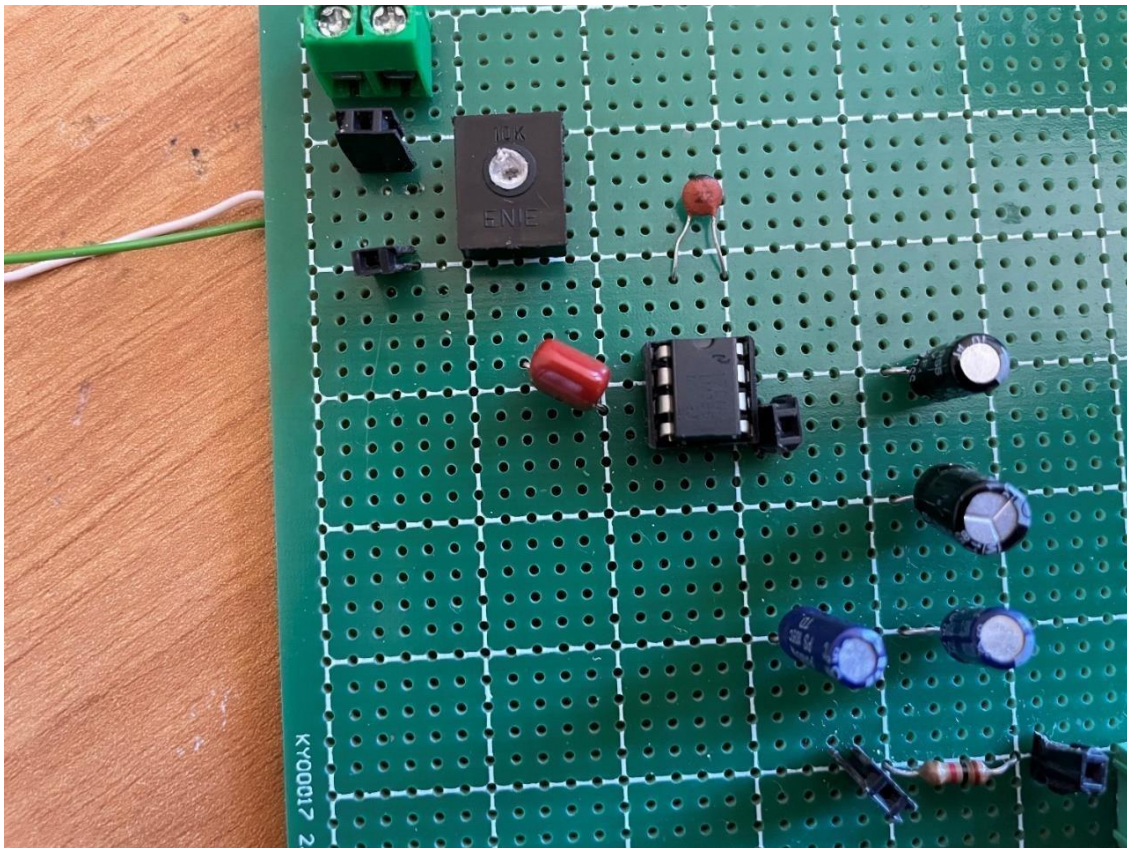


Figure III. 7: Montage du circuit de capteur cardiaque sur plaque d'essai .

- Le signal après amplification :

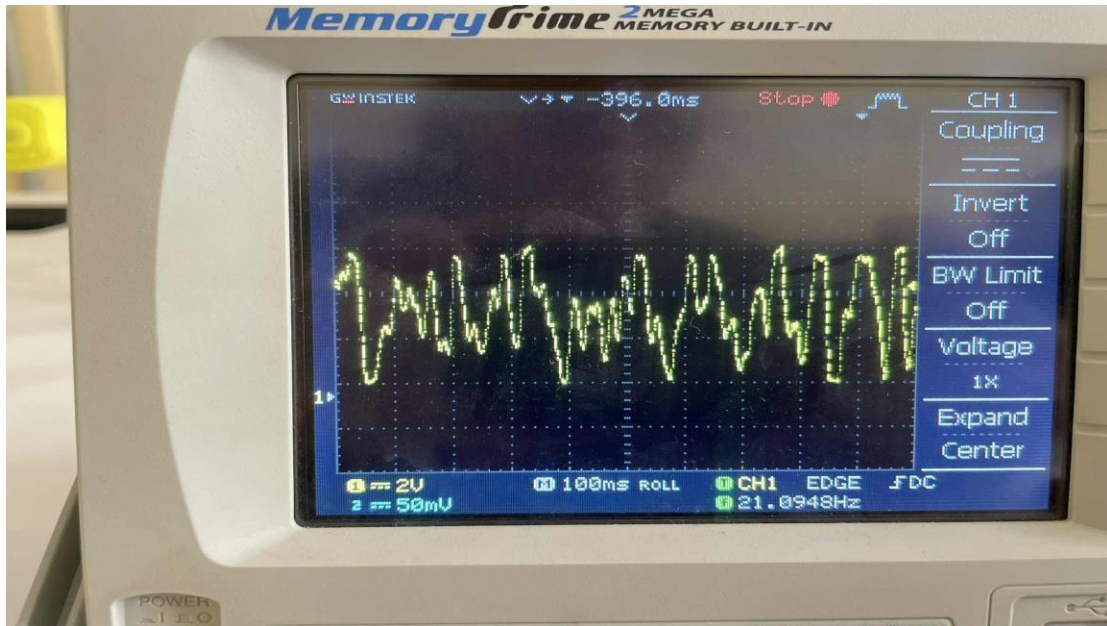


Figure III. 8 : Image du signal après amplification

La **Figure 3.8** illustre le même signal après passage par l'amplificateur opérationnel. On constate une nette amélioration de l'amplitude ainsi qu'une meilleure visibilité des variations caractéristiques liées aux battements cardiaques.

- Dans une seconde phase de notre réalisation, nous avons intégré un capteur de pression afin de permettre la mesure de la pression artérielle. Ce capteur est placé à l'intérieur d'un brassard similaire à celui utilisé dans les tensiomètres classiques. Lors du gonflage puis du dégonflage du brassard, le capteur enregistre la variation de pression exercée sur l'artère brachiale.

Le signal issu de ce capteur est ensuite transmis à la carte Arduino via une entrée analogique, ce qui permet de suivre en temps réel l'évolution de la pression. L'association des données de pression avec les sons cardiaques détectés par le stéthoscope électronique offre la possibilité de déterminer les pressions systolique et diastolique, et donc de mesurer la pression artérielle de manière fiable.

3. Conception du circuit électronique (Pression)

a. Capteur de pression

Le **capteur de pression HX710B** est un module de mesure conçu pour convertir une variation de pression en un signal numérique exploitable par un microcontrôleur.

Il intègre un transducteur sensible aux faibles variations de pression, ainsi qu'un convertisseur analogique-numérique (ADC) haute résolution de 24 bits avec un amplificateur faible bruit.

Grâce à sa précision et à sa compatibilité avec les microcontrôleurs comme l'Arduino, ce capteur est particulièrement adapté aux applications de mesure de pression artérielle à l'aide d'un brassard, mais peut également être utilisé pour la détection de niveau de fluide ou la mesure de pressions d'air. [23]



Figure III. 9: Image d'un capteur de pression HX710B

i. Les principales caractéristiques du capteur de pression HX710B

- **Plage de mesure** : 0 à 40 kPa (300mmHg), adaptée à la détection de pressions de faible amplitude comme celles exercées dans un brassard de tensiomètre.
- **Précision linéaire** : 0,25 % de l'échelle pleine (FS), garantissant une mesure fiable et stable.
- **Convertisseur analogique-numérique (ADC)** : résolution de 24 bits intégrée, offrant une grande finesse dans la lecture des signaux.
- **Amplificateur à faible bruit (PGA)** : gain fixe de 128 lorsque la broche VREF est connectée à 5 V, ce qui correspond à une tension d'entrée différentielle de ± 20

mV.

- **Alimentation** : fonctionne avec une large plage de tension comprise entre 2,6 V et 5,5 V.
- **Horloge interne** : le module dispose de sa propre horloge, ce qui évite de recourir à un oscillateur externe pour le microcontrôleur.
- **Applications possibles** : détection de la pression artérielle, mesure de niveaux de fluide ou de pressions d'air à l'aide d'un tube souple relié au capteur. [23]

b. Étape d'amplification (AOP)

Afin d'amplifier le signal issu du capteur de pression, nous avons choisi l'amplificateur instrumentation **AD620**. Ce circuit intégré est largement utilisé dans les applications biomédicales en raison de ses performances et de sa simplicité de mise en œuvre.

i. L'AD620 présente plusieurs avantages :

Il offre un **gain programmable** au moyen d'une seule résistance externe, ce qui permet d'adapter facilement l'amplification selon les besoins de l'application.

Il se distingue par une **faible consommation d'énergie**, ce qui le rend adapté aux systèmes embarqués.

Son **faible bruit** et sa **grande précision** en font un choix idéal pour amplifier des signaux de faible amplitude tels que ceux issus d'un capteur de pression.

Sa structure différentielle permet de **rejeter les interférences et le bruit commun**, améliorant ainsi la qualité du signal acquis.

Dans notre projet, l'AD620 a été configuré avec une résistance **R_g**, ce qui fixe un gain définie.

Cette amplification permet d'augmenter l'amplitude du signal fourni par le capteur HX710B, afin qu'il puisse être ensuite traité efficacement par la carte Arduino pour l'estimation des pressions systolique et diastolique. [24]

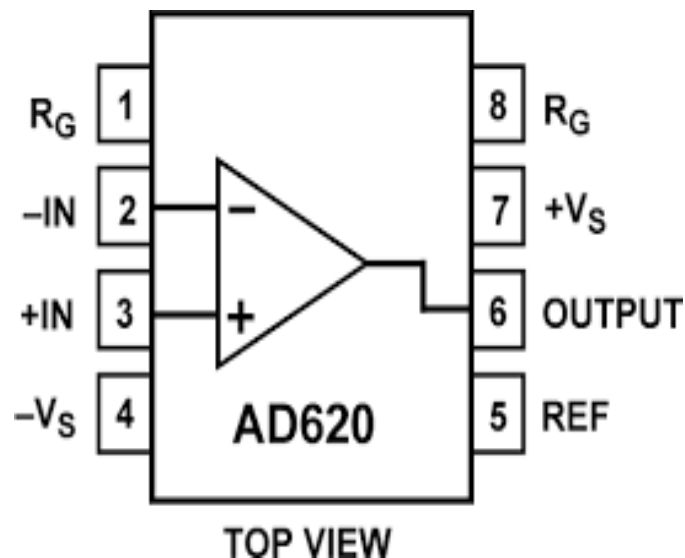


Figure III. 10: Image d'un amplificateur AD620

ii. Connexion de l'AD620 dans notre montage

La **sortie positive du capteur** est reliée à l'entrée non-inverseuse de l'AD620 (**broche 3**).

La **sortie négative du capteur** est reliée à l'entrée inverseuse (**broche 2**).

La **broche 4** est connectée à la masse (**GND**).

L'alimentation de l'AD620 est assurée par la **broche 7**, reliée à **+5V**.

Le **gain de l'amplificateur** est défini par une résistance externe de **R_g** placée entre la **broche 1** et la **broche 8**.

La **broche 6** constitue la sortie de l'AD620, sur laquelle on récupère le signal amplifié. [24]

Calcul de la résistance R_g :

On a le gain d'AD620 est définie par :

$$G = 1 + \frac{49,5K\Omega}{R_g}$$

On veut **G=50** par ce que le signal à la sortie du capteur est d'ordre de quelques millivolts donc :

$$R_g = \frac{49,5K\Omega}{50-1} \approx 1k\Omega$$

c. Caractérisation du capteur avant et après amplification :

Le tableau suivant nous montre les valeurs de la pression artérielle en fonction de tension avant et après amplification

i. Avant amplification :

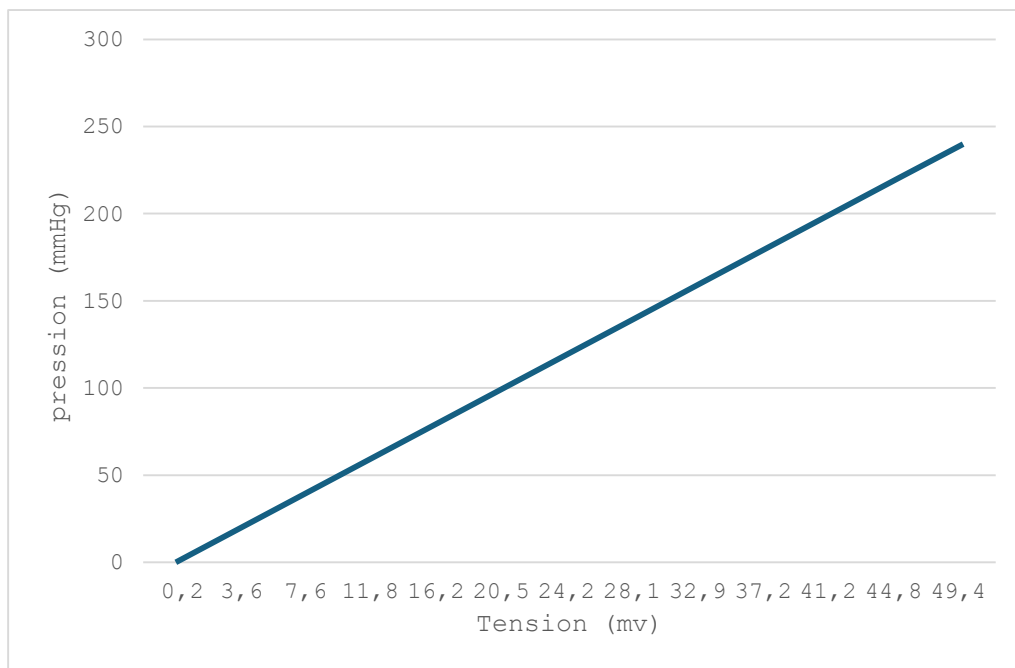
Tableau 1 : La phase de gonflage avant amplification

P (mmHG)	0	20	40	60	80	100	120	140	160	180	200	220	240
V (mv)	0,2	3,6	7,6	11,8	16,2	20,5	24,2	28,1	32,9	37,2	41,2	44,8	49,4

Tableau 2 : La phase de dégonflage avant amplification

P (mmHG)	0	20	40	60	80	100	120	140	160	180	200	220	240
V (mv)	0,3	3,4	7,6	12,2	16,2	20,1	24,2	28,2	32,5	37,4	40,6	44,8	49,8

Remarque : On remarque que les valeurs des deux tableaux sont presque symétriques.



Graph 3.1- La phase de gonflage et dégonflage avant amplification

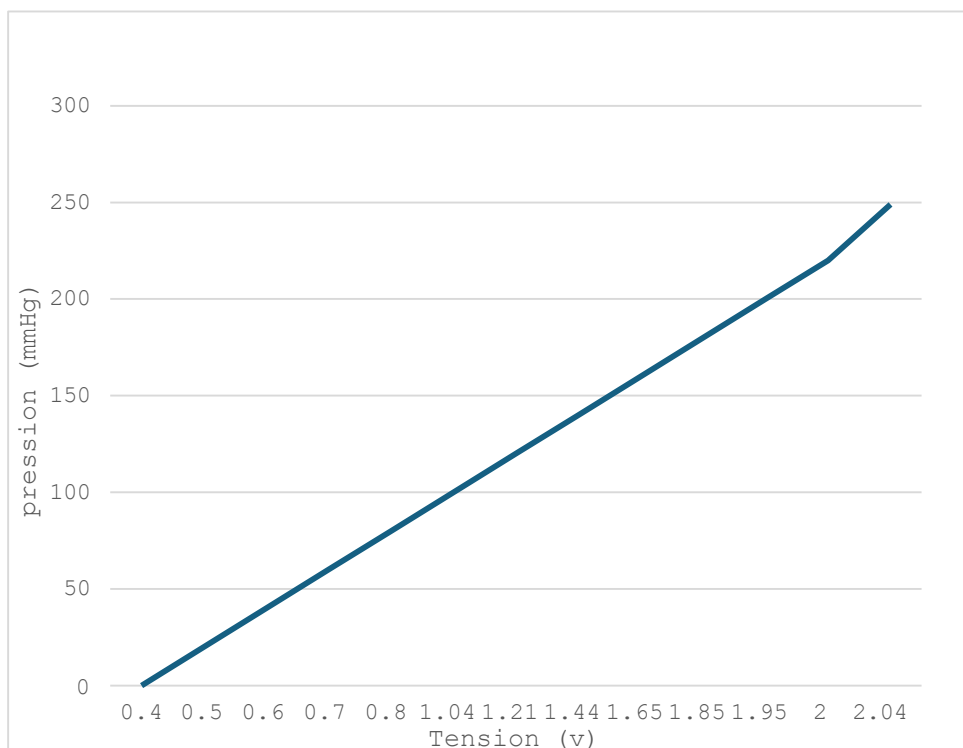
ii. Après amplification :

Tableau 3 : Phase de gonflage

P (mmHG)	0	20	40	60	80	100	120	140	160	180	200	220	240
V (v)	0,4	0,5	0,6	0,67	0,8	1,0	1,2	1,4	1,6	1,8	1,9	2,0	2,0

Tableau 4: Phase de dégonflage

P (mmHG)	0	20	40	60	80	100	120	140	160	180	200	220	240
V (v)	0,4	0,5	0,6	0,6	0,8	1,0	1,2	1,4	1,6	1,8	1,9	2,0	2,0



Graphe 3.2- La phase de gonflage et dégonflage après amplification

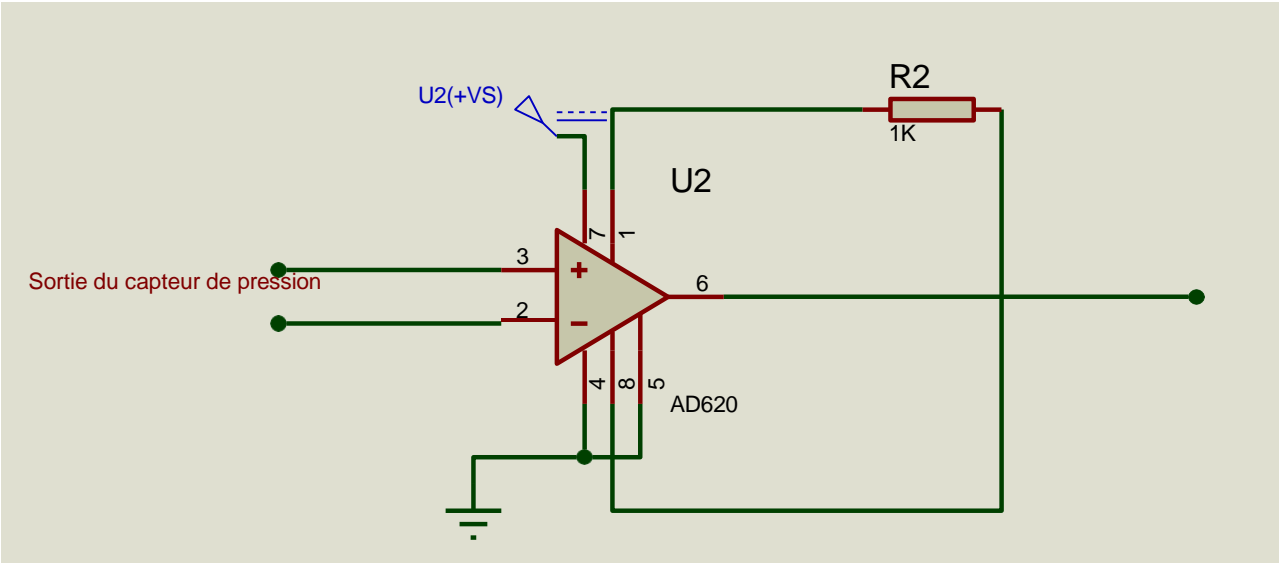


Figure III. 11: Image du circuit de pression sur Proteus

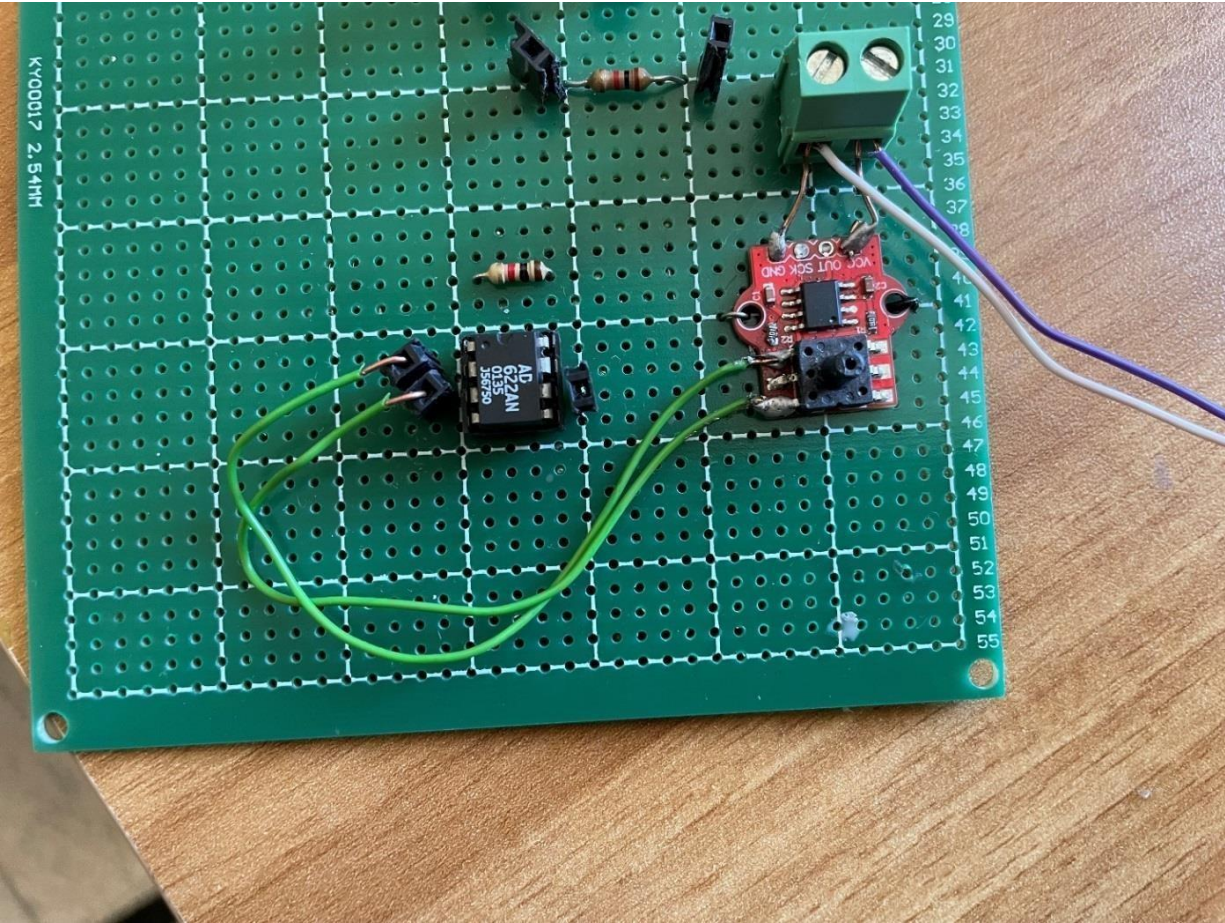


Figure 12 : Montage de circuit de pression sur plaque d'essai

4. Acquisition des signaux par la carte Arduino:

Dans notre système, la carte **Arduino (ATMEGA)** est utilisée comme unité d'acquisition et de traitement.

Deux capteurs sont connectés à ses entrées analogiques :

Le **signal acoustique**, provenant du microphone et conditionné par le LM386, est appliqué sur l'entrée analogique **A0**.

Le **signal de pression**, amplifié par l'AD620, est appliqué sur l'entrée analogique **A1**.

L'Arduino est équipé d'un **convertisseur analogique-numérique (CAN) de 10 bits** qui transforme les signaux analogiques en valeurs numériques comprises entre 0 et 1023, pour une tension d'entrée de 0 à 5V. Ainsi, chaque échantillon correspond à une résolution d'environ 4,9mV.

Le programme développé permet de lire en continu les deux entrées analogiques. Les valeurs obtenues sont ensuite **transmises via le port série** pour affichage et analyse sur PC.

5. Le résultat sur l'oscilloscope :

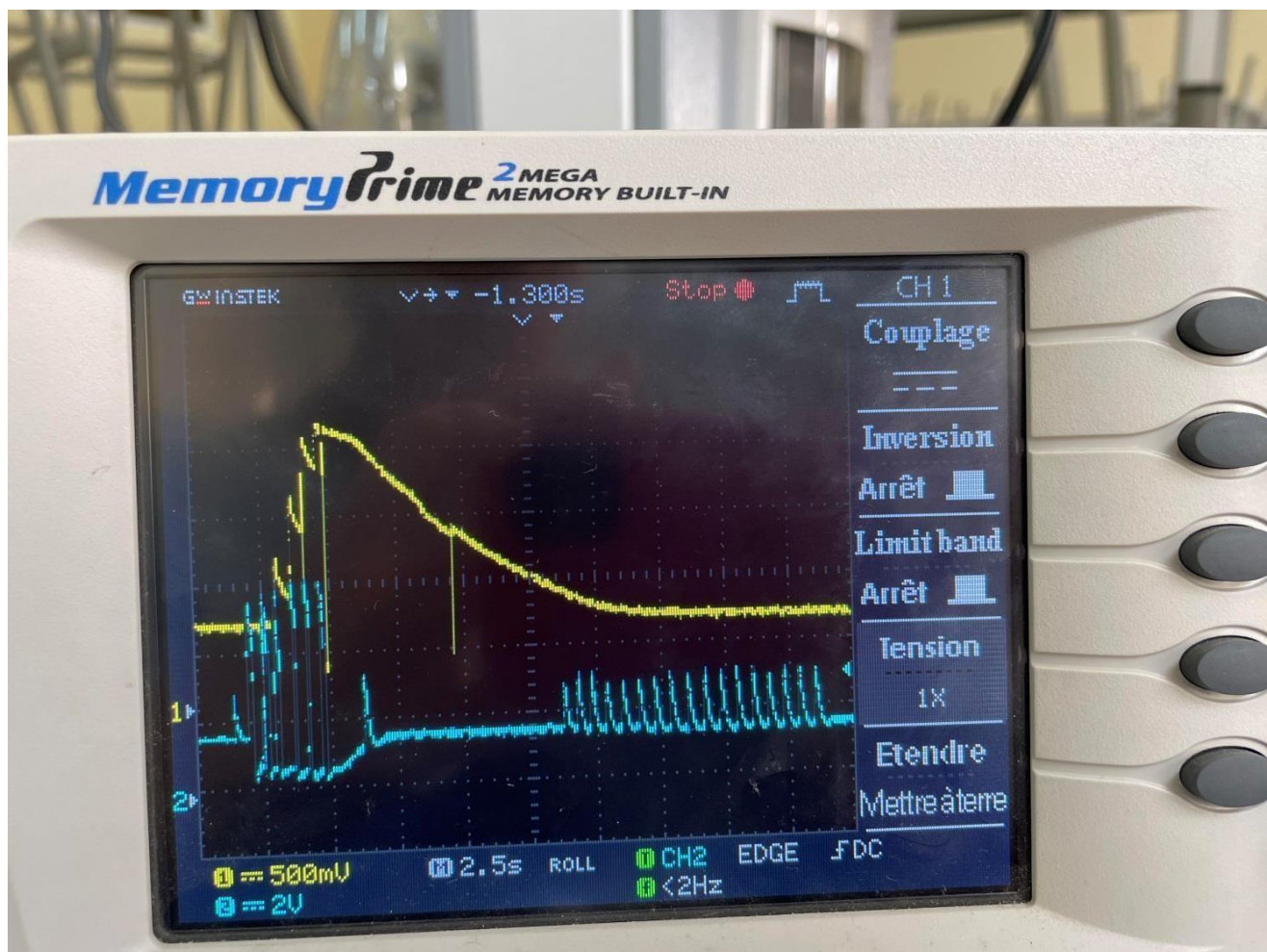
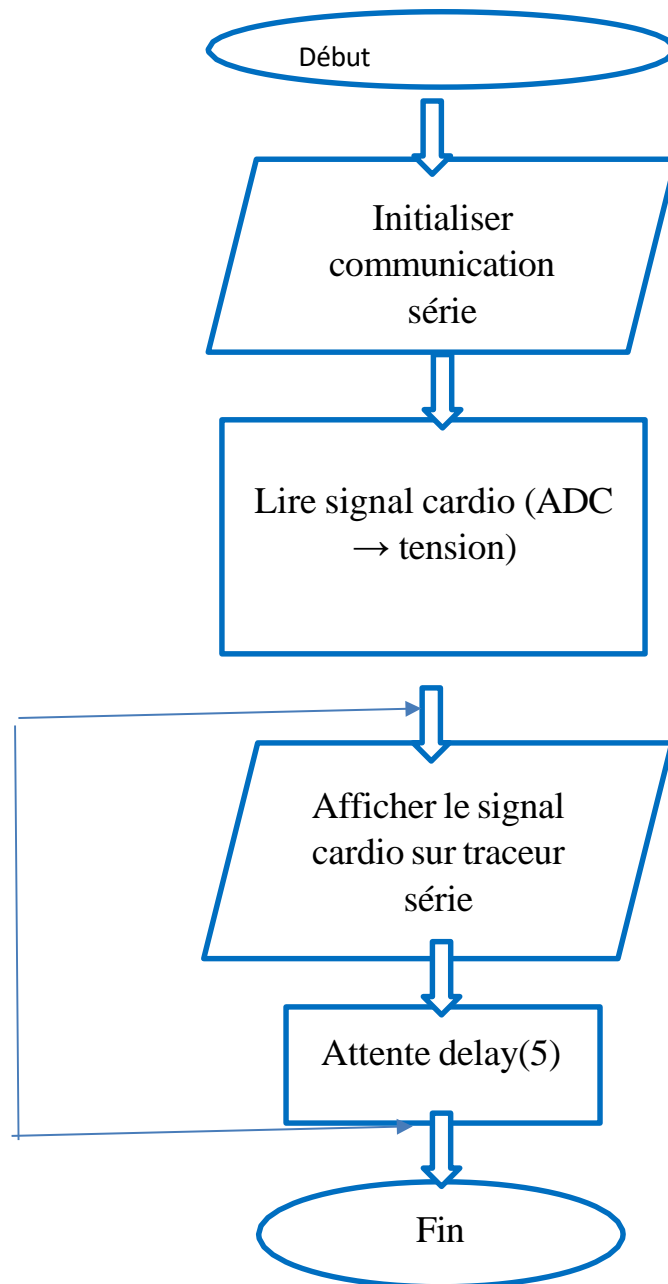


Figure III. 13 : Le graphe cardiaque et de pression en phase de gonflage et de dégonflage

Les graphes montrent la phase de gonflage et de dégonflage, avec des pics cardiaques bien définis, ce qui nous permet facilement d'estimer la pression systolique et la pression diastolique.

6. Algorithme du programme:



7. Le résultat obtenu sur Arduino :

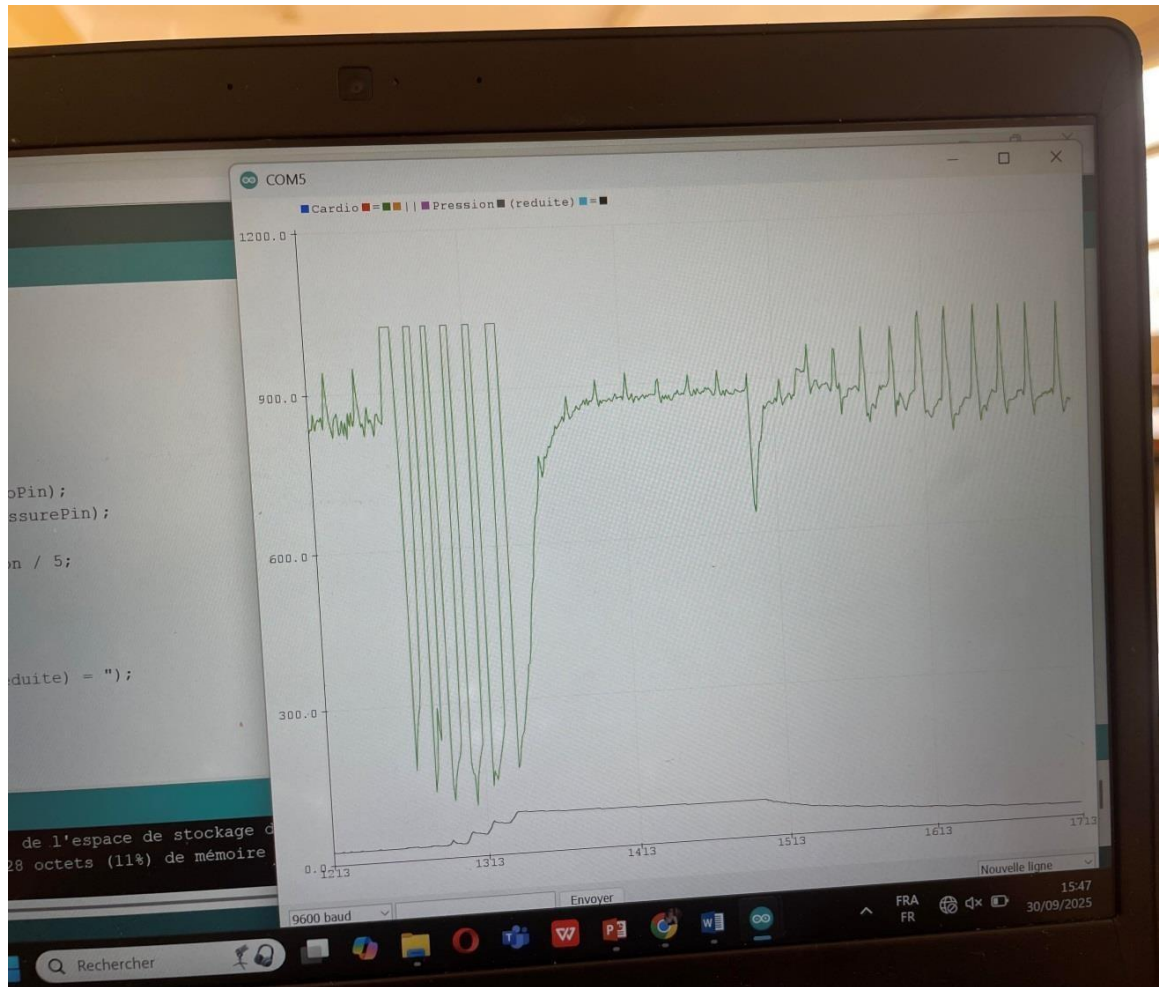


Figure III. 14 :Image du signal obtenu sur traceur Arduino

_Le graphe affiché sur le moniteur série illustre la variation du signal cardiaque et celui de pression mesurés par les capteurs reliés à la carte Arduino.

_ Après application du filtrage exponentiel et du recentrage dynamique, le signal apparaît plus lisse et exploitable.

_ Les oscillations observées représentent les battements cardiaques, ce qui facilite son traitement ultérieur.

_ Cette étape de visualisation est essentielle car elle permet de valider le bon fonctionnement de la chaîne d'acquisition (capteur → conditionnement → Arduino → affichage).

_ Ce signal servira de base pour les futures étapes de détection des pics cardiaques et de corrélation avec la pression artérielle.

Conclusion :

Dans ce chapitre, nous avons présenté en détail les parties analogique et numérique de notre stéthoscope électronique, permettant à la fois la mise en forme et l'acquisition du signal phonocardiographique. Ce travail nous a permis d'explorer et d'implémenter les différents blocs fonctionnels d'un tel dispositif, en assurant un traitement fiable du signal cardiaque. L'intégration de ces deux aspects, analogique et digital, offre ainsi une base solide pour l'utilisation du stéthoscope électronique dans la détection des pressions artérielles systolique et diastolique.

Conclusion générale

Conclusion générale

Ce projet de fin d'étude avait pour objectif la conception et la réalisation d'un stéthoscope électronique destiné à l'évaluation de la pression artérielle. Pour y parvenir, nous avons étudié et implémenté à la fois la partie analogique, assurant la mise en forme et le conditionnement du signal, et la partie numérique, dédiée à l'acquisition, au traitement et à l'affichage des données. Cette complémentarité a permis d'obtenir un système capable de capter les bruits cardiaques, de générer un signal phonocardiographique exploitable et de l'utiliser pour déterminer de manière fiable les pressions systolique et diastolique.

La réalisation pratique de ce dispositif nous a offert une meilleure compréhension du fonctionnement global d'un stéthoscope électronique et de ses différentes étapes, allant de la détection du signal physiologique à son interprétation numérique. L'intégration de la chaîne complète a également mis en évidence l'importance du filtrage et du traitement numérique pour améliorer la qualité du signal et assurer la précision de la mesure de la pression artérielle. Les résultats obtenus démontrent la faisabilité d'un tel appareil, qui pourrait constituer une alternative moderne aux dispositifs classiques de mesure, tout en offrant de nouvelles perspectives d'évolution. À terme, ce stéthoscope électronique pourrait être amélioré par l'intégration de fonctions avancées, telles que l'alerte automatique en cas d'anomalie cardiaque, l'enregistrement et l'analyse à distance dans un cadre de télémédecine, ou encore l'adaptation à d'autres signaux biomédicaux.

En conclusion, ce travail représente une étape significative vers la conception d'outils médicaux intelligents, accessibles et fiables, et constitue une base solide pour des recherches et développements futurs dans le domaine de la surveillance cardiovasculaire.

Références bibliographie

Références bibliographie

- [1] <https://www.chuv.ch/fr/transplantation/cto-home/patients-et-familles/coeur/anatomie-et-physiologie>
- [2] <https://www.kenhub.com/fr/library/physiologie-fr/cycle-cardiaque>
- [3] https://www.ncbi.nlm.nih.gov/books/NBK268/?utm_source
- [4] https://fr.wikipedia.org/wiki/Pression_art%C3%A9rielle
- [5] https://www.ncbi.nlm.nih.gov/books/NBK538509/?utm_source
- [6] https://courses.lumenlearning.com/suny-ap2/chapter/blood-flow-blood-pressure-and-resistance-no-content/?utm_source
- [7] https://derangedphysiology.com/main/cicm-primary-exam/cardiovascular-system/Chapter-752/invasive-and-non-invasive-measurement-blood-pressure?utm_source
- [8] https://www.nature.com/articles/s41371-022-00693-x?utm_source
- [9] <https://www.nidek.fr/tonometres/>
- [10] <https://viasonix.com/fr/vasculaire-angiologie/lecture-de-la-photo-plethysmographie/>
- [11] <https://www.american-hospital.org/examen/mesure-ambulatoire-de-la-pression-arterielle-mapa>
- [12] <https://dspace.univ-temouchent.edu.dz/bitstream/123456789/2719/1/Segmentation%20d%E2%80%99un%20signal%20Phonocardiogramme%20PCG.pdf>
- [13] https://mediworld.co.uk/blogs/stethoscopes/different-parts-of-the-stethoscope-and-their-functions?utm_source
- [14] https://emsmuseum.org/collections/archives/stethoscopes/stethoscopes/?utm_source
- [15] https://www.physio-pedia.com/Auscultation?utm_source
- [16] <https://en.wikipedia.org/wiki/Stethoscope>
- [17] <https://www.girodmedical.com/stethoscope-littmann-electronique-3100.html>
- [18] http://www.telemedecine-alsace.fr/stetho/stethos_hardware.htm
- [19] <https://nmmedical.fr/products/stethoscope-numerique-3mtm-littmann-core-digital?variant=49187629203755>
- [20] <https://forum.digikey.com/t/microphone-sound-sensors-types-functionality-and-applications/44389>
- [21] https://journals.lww.com/jpcs/fulltext/2018/04020/electronic_stethoscopes_brief_review_of_clinical.3.aspx?utm_source
- [22] <https://www.dzduino.com/lm386-amplificateur-de-puissance-audio->

Résumé :

Résumé :

Ce mémoire de fin d'étude présente la conception et la réalisation d'un **stéthoscope électronique** destiné à l'évaluation de la **pression artérielle**. L'étude débute par une partie théorique consacrée au fonctionnement du système cardiovasculaire, au cycle cardiaque et aux principes de la mesure de la tension artérielle. Nous avons également abordé les différents facteurs influençant la pression artérielle ainsi que les dispositifs classiques et modernes utilisés dans sa mesure.

Sur le plan pratique, nous avons développé un dispositif basé sur un **microcontrôleur Arduino**, associé à des capteurs électroacoustiques et de pression, permettant de capter et de traiter les sons cardiaques et vasculaires. Avant la réalisation matérielle, une **simulation du circuit électronique a été effectuée sous Proteus** afin de valider le schéma et d'anticiper d'éventuelles erreurs.

Enfin, la mise en œuvre expérimentale a permis d'obtenir un prototype fonctionnel, capable de contribuer à la mesure de la pression artérielle d'une manière simple et accessible. Ce travail illustre l'importance de l'intégration des outils électroniques et informatiques dans le domaine biomédical, ouvrant ainsi la voie à des améliorations futures, notamment par l'ajout de systèmes intelligents d'analyse et de diagnostic assisté.

Abstract:

This final year dissertation presents the design and creation of an electronic stethoscope for measuring blood pressure. In practical terms, we have developed a device based on an Arduino microcontroller, combined with electroacoustic and pressure sensors, which can capture and process heart and vascular sounds. This work illustrates the importance of integrating electronic and computer tools in the biomedical field, paving the way for future improvements to this project, in particular through the addition of intelligent analysis and assisted diagnosis systems.

ملخص

تقدم هذه الأطروحة النهائية تصميم وإنشاء سماعة طبية إلكترونية لقياس ضغط الدم وبشكل ملموس، قمنا بتطوير جهاز يعتمد على متحكم دقيق Arduino في التقاط ومعالجة أصوات القلب والأوعية الدموية مقترن بأجهزة استشعار كهروصوتية وضغط يوضح هذا العمل أهمية دمج الدوات الإلكترونية والحاسوبية في المجال الطبي الحيوي، مما يمهد الطريق لتحسينات مستقبلية لهذا المشروع، ل سيما من الل إضافة أنظمة التحليل الذكي والمساعدة في التشخيص

