

République Algérienne Démocratique et Populaire
Ministère de l'Enseignement Supérieur et de la Recherche Scientifique
Université Mouloud Mammeri de Tizi-Ouzou



Faculté De Génie Electrique et d'Informatique
Département de Génie biomédical



Mémoire de Fin d'Etudes de
MASTER ACADEMIQUE

Spécialité
Instrumentation Biomédicale

Filière
Génie Biomédical

Réaliser Par :
GUERRAB Mohamed Ourabah
BOUCHAKOUR Kamélia

Thème

Etude et réalisation d'un tensiomètre
(méthode oscillométrique)

Soutenu publiquement le : 23/09/2024, devant les jurys composés de :

Mr. OULD OUALI Samy

UMMTO

Promoteur

Mr. HOCINI Farid

UMMTO

Co-promoteur

Mr. KEDIM Mourad

UMMTO

Président

Mr. MEDDOUR Cherif

UMMTO

Examineur

2023/2024

Remerciements

Nous remercions Dieu le tout puissant de nous avoir donné le courage et la volonté de parvenir à la fin de notre parcours universitaire.

Nous tenons à remercier tous ceux qui nous aidé, conseillé et encouragé afin de réaliser ce modeste travail.

Nous tenons à remercier nos encadreurs, Mr. OULD OUALI et Mr. HOCINI Farid pour leur patience, et leurs précieux conseils qui ont constitué un rapport considérable sans lesquels ce travail n'aurait pas pu être mené au bon port. Qu'ils trouvent dans ce travail un hommage vivant à haute personnalité.

Nos vifs remerciements vont également aux membres du jury

A nos familles et nos amis qui par leur prière et leur encouragement on a pu surmonter tous les obstacles.

Dédicace 1

Je dédie ce modeste travail au meilleur des pères et ma très chère maman,
Ce travail est le fruit de vos sacrifices que vous avez consentis pour mon
éducation.

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

A ma chères sœurs SOFIA et mon frère KOCEILA, les mots ne suffisent guère
pour exprimer l'amour que je porte pour vous.

A mon cher mari GHILES, qui était toujours à mes cotées et surtout ma toujours
encouragé pour avancer

A mes chères petites cousines AMIRA et IMENE, LISA, ROMI et mes deux
amies SYLIA et NADIA je vous aime,

A mon cher binôme MOH

A tout ceux qui sont chers, aux personnes qui m'ont aidé et encouragé de près
ou de loin.

BOUCHAKOUR Kamélia

Dédicace 2

Je dédie ce travail à :

Ma mères, source de tendresse et d'amour pour son soutien tout le long de

Ma vie scolaire.

Mon père, qui m'a toujours soutenu et qui m'a fait tout possible pour

M'aider.

Mes frères, que j'aime beaucoup.

A mes amies

Tout qui m'a collaboré de près ou de loin à l'élaboration de ce travail.

Que Dieu leur accorde santé et prospérité.

GUERRAB Mohamed Ourabah

Sommaire

Remerciements	
Dédicace 1	
Dédicace 2	
Sommaire	
Liste des tableaux	
Liste des figures	
Les abréviations	
Introduction générale.....	14
Chapitre I : le cœur humain, la pression artérielle, les anomalies	
I.1 Introduction	Erreur ! Signet non défini.
I.2 Historique	Erreur ! Signet non défini.
I.3 Anatomie et physiologie du cœur.....	3
I.3.1 Anatomie du cœur humain.....	3
I.3.2 Fonction du cœur humain	4
I.4 Pression artérielle.....	6
I.4.1 Pression artérielle systolique.....	6
I.4.2 Pression artérielle diastolique	6
I.4.3 Pression Artérielle Différentielle (pression pulsée)	7
I.4.4 Pression artérielle moyenne	7
I.4.4.1 Débit cardiaque.....	7
I.4.4.2 Résistance vasculaire périphérique.....	8
I.5 Plage de pression	8
I.6 Hypertension artérielle	8
I.6.1 Définition	8
I.6.2 Causes de l'HTA.....	9
I.6.3 Les complications	10
I.7 Hypotension artérielle.....	10
I.7.1 Symptômes.....	11
I.7.2 Étiologies	11
I.8 Moyens et méthodes de mesure de la PA	11
I.8.1 Les Méthodes non-invasives (Indirectes)	11
I.8.1.1 Méthode auscultatoire.....	12
I.8.1.2 La méthode microphonique	13
I.8.1.3 Ultrasons.....	13
I.8.1.4 La méthode oscillométrique	14
I.8.2 Méthode invasive (directe)	14
I.8.2.1 La méthode de mesure avec le Cathéter	14
I.9 Conclusion.....	15
Chapitre II : structure et composants utilisés dans l'appareil	
II.1 Introduction	16
II.2 Les différentes parties d'un tensiomètre oscillométrique	16
II.2.1 Le brassard	16

II.2.1.1	Fonctionnement du brassard	17
II.2.2	Pompe à air	17
II.2.3	Orifice d'évacuation.....	18
II.2.4	Electrovanne.....	18
II.2.5	Interface utilisateur.....	19
II.3	Procédures et méthodes de détermination de la pression artérielle	19
II.3.1	Méthodes oscillométriques de détermination de la pression artérielle	19
II.3.2	Les trois principales méthodes d'estimation de la PA oscillométrique[31] [32] [33].....	20
II.3.2.1	Méthode d'amplitude maximale.....	20
II.3.2.2	Méthode dérivée	21
II.3.2.3	Méthode à rapport fixe	21
II.4	Présentation du matériel utilisé dans notre projet	22
II.4.1	Carte ESP32	22
II.4.1.1	Introduction	22
II.4.1.2	Les Caractéristiques techniques de la carte ESP32	23
II.4.1.3	Brochage de la carte ESP32.....	23
II.4.2	Bouton de démarrage	25
II.4.2.1	Fonctionnalité du bouton de démarrage	25
II.4.3	Choix capteur de pression MPS20N0040D	25
II.4.3.1	Capteur de pression : MPS20N0040D.....	25
II.4.3.2	Description du module HX710B	25
II.4.3.3	Évaluation du HX710B	26
II.4.3.4	Récupération et exploitation du MPS20N0040D	26
II.4.3.5	Description du capteur MPS20N0040D	26
II.4.3.6	Caractéristiques techniques	26
II.4.4	Pompe.....	28
II.4.4.1	Caractéristiques techniques [18].....	28
II.4.5	Électrovanne.....	29
II.4.5.1	Caractéristiques techniques [19].....	29
II.4.6	Les filtres.....	30
II.4.6.1	Le filtre passe-bas	30
II.4.6.2	Le filtre passe-haut	30
II.4.7	Amplificateur d'instrumentation AD622	31
II.4.7.1	Caractéristiques de l'amplificateur AD622.....	32
II.4.8	Afficheur (écran EFT).....	33
II.4.8.1	Caractéristiques techniques de l'écran TFT	34
II.5	Conclusion	34
Chapitre III : Réalisation du Tensiomètre		
III.1	Introduction.....	35
III.2	Conception matérielle et électronique.....	35
III.2.1	Etude préalable du capteur MPS20N0040D	35
III.2.2	Justification du choix	36
III.2.3	Alimentation et intégration de la pompe et l'électrovanne avec l'ESP32.....	37
III.2.4	Bouton poussoir de démarrage	37
III.2.5	Circuit de conditionnement	38
III.2.5.1	Circuit d'amplification.....	38
III.2.5.2	Filtre passe bas	39

III.2.5.3	Filtre passe haut	44
III.3	Traitement numérique (programmation).....	48
III.3.1	Partie de la déclaration	48
III.3.2	Initialisation.....	49
III.3.3	Boucle principale.....	49
III.3.3.1	Lecture et filtrage des signaux	49
III.3.3.2	Gonflage et dégonflage automatique	53
III.3.3.3	Traitement des données capturées.....	53
III.4	Conclusion	58
Conclusion générale		64
Résumé		
BIBLIOGRAPHIE		

Liste des tableaux

Tableau I-1 valeur de la tension artérielle normale [7].....	08
Tableau II-1 Tableau des broches du capteur MPS20N0040D	28
Tableau II-2 Tableau des broches de l'AD622	32

Liste des figures

Figure I-1anatomie du cœur	03
Figure I-2fonctionnement du cœur	05
Figure I-3sphygmogramme	06
Figure I-4schéma du débit cardiaque.....	07
Figure I-5schéma des méthodes de mesure de la PA	11
Figure I-6méthode auscultatoire.....	12
Figure I-7Les phases de korotkoff (phase de dégonflage)	13
Figure I-8Doppler de poche.....	13
Figure I-9Exemple d'auto-tensiomètre doté d'un brassard a fixé sur le bras.....	14
Figure I-10la figure montre le dispositif de la mesure invasive de la pression artérielle	15
Figure II-1un brassard.....	16
Figure II-2Schéma intérieur d'un brassard.....	17
Figure II-3quelque pompe utiliser dans les tensiomètres	18
Figure II-4une électrovanne	18
Figure II-5 : (CP) la pression (mmHg) dans le brassard et (OMW) les oscillations obtenues après un filtrage passe haut [31]	19
Figure II-6une image représentante les différentes approches pour la mesure de la pression artérielle [30]	20
Figure II-7une image qui montre quelque élément sur l'esp32	22
Figure II-8brochage de la carte ESP32	24
Figure II-9un bouton poussoir	25
Figure II-10le module HX710B	25
Figure II-11Le capteur de pression MPS20N0040D	26
Figure II-12Le circuit interne du capteur.....	27

Figure II-13 La pompe a aire qu'on a utilisée	28
Figure II-14 L'électrovanne qu'on a utilisée	29
Figure II-15 l'amplificateur AD622	31
Figure II-16 Les broches de l'AD622.....	31
Figure II-17 Afficheur écran TFT	34
Figure III-1 montage qui montre le circuit de tuyauterie entre le capteur poire et manomètre, pour tester la linéarité du capteur.....	35
Figure III-2 point de mesure de la tension en fonction de la pression et sa droite de régression	36
Figure III-3 branchage du moteur e la pompe et l'électrovanne	37
Figure III-4 branchage du capteur	37
Figure III-5 le signale après l'amplification	39
Figure III-6 simulation du circuit Butterworth 4eme ordre avec la configuration Sallen.	43
Figure III-7 la réponse fréquentiel du filtre réaliser.....	43
Figure III-8 circuit du filtre passe haut Butterworth sur Proteus.....	46
Figure III-9 la réponse fréquentiel du filtre passe haut.....	46
Figure III-10 circuit d'amplification et de décalage du signale oscillométrique.....	47
Figure III-11 le programme sur Matlab qui nous permet de trouver la droite de régression	50
Figure III-12 point de lu sur l'esp32 en fonction de la pression et la droite de régression	51
Figure III-13 la figure nous montre le signa lu avec l'esp32 en rouge et le signale recentrer a 0/.....	54
Figure III-14 image qui montre l'affichage des piques max	54
Figure III-15 image qui montre l'affichage des piques min	55
Figure III-16 en bleu les pique maximum, en vert les pique minimum, en rouge leur somme et en violet l'enveloppe résultant.....	55

Figure III-17 Image qui montre la méthode des ratios fixe.....	56
Figure III-18 Image qui montre la méthode de la dérive	57
Figure III-19 l'image montre le résultat afficher avec l'encrant TFT	58
Figure III 20 dispositif expérimentale.....	62

Les abréviations

- AC** : Alternating Component (Composante Alternative)
- ADC** : Analog-to-Digital Converter (Convertisseur Analogique-Numérique)
- AV** : Auriculo-ventriculaire
- CAN** : Convertisseur Analogique-Numérique (ou Analog-to-Digital Converter en anglais)
- DC** : Débit Cardiaque
- DC** : Direct Component (Composante Continue)
- FC** : Fréquence Cardiaque
- Filtre PB** : Filtre Passe-Bande
- FRAM** : Ferroelectric Random Access Memory
- GPIO** : General-Purpose Input/Output (Entrée/Sortie à Usage Général)
- HTA** : Hypertension Artérielle
- I2C** : Inter-Integrated Circuit (Circuit Inter-Intégré)
- LCD** : Liquid Crystal Display (Affichage à Cristaux Liquides)
- MAP** : Micro-Electro-Mechanical Systems (MEMS) Accelerometer and Pressure sensor
- MCU** : Micro-Controller Unit
- MEMS** : Micro-Electro-Mechanical Systems (Systèmes Microélectromécaniques)
- OTP** : One-Time Programmable (Programmable Une Seule Fois)
- PA** : Pression Artérielle
- PA diff** : Pression Artérielle Différentielle
- PAD** : Pression Artérielle Diastolique
- PAM** : Pression Artérielle Moyenne
- PAS** : Pression Artérielle Systolique
- PWM** : Pulse Width Modulation (Modulation de Largeur d'Impulsion)
- RS** : Register Select (Sélection du Registre)
- RTC** : Real-Time Clock (Horloge en Temps Réel)
- RX** : "Receive" (Réception)
- SCL** : Serial Clock (Horloge Série)
- SDA** : Serial Data Line (Ligne de Données Série)
- SPI** : Serial Peripheral Interface (Interface Périphérique Série)
- TA** : Tension Artérielle
- TPU** : Thermoplastic Polyurethane (Polyuréthane Thermoplastique)

TX : "Transmit" (Transmission)

V DD : Alimentation du circuit

V SS : Masse électrique du circuit

VS : Volume Systolique

Introduction générale

Introduction générale

Le diagnostic et le traitement des pathologies nécessitent une approche rigoureuse. Il est essentiel que le médecin dispose non seulement de la compétence requise, mais également des équipements médicaux adéquats pour poser un diagnostic précis. L'innovation dans le domaine médical repose en grande partie sur les progrès de l'électronique, qui joue un rôle clé dans le développement de dispositifs médicaux. En effet, l'électronique est omniprésente dans de nombreuses applications, allant des appareils d'imagerie médicale aux capteurs portables, en passant par les implants. Ces dispositifs doivent répondre à des exigences strictes, parmi lesquelles la fiabilité et la miniaturisation figurent en tête de liste.

Le tensiomètre, outil utilisé traditionnellement par les médecins lors des consultations, permet de mesurer la pression artérielle. Cependant, pour diagnostiquer de manière efficace l'hypertension artérielle, l'automesure régulière de la pression devient un facteur clé. Cette pratique, également recommandée pour le suivi des patients sous traitement antihypertenseur, permet d'ajuster les soins en fonction des variations de la pression artérielle.

Dans le cadre de notre projet de fin d'études, nous avons pour objectif de concevoir et réaliser un tensiomètre permettant la mesure autonome de la pression artérielle à domicile. Ce dispositif vise à rendre les patients plus autonomes tout en offrant au médecin la possibilité d'analyser les données recueillies pour affiner le diagnostic et ajuster les traitements si nécessaire.

Ce mémoire s'articule autour de trois chapitres principaux. Le premier chapitre est consacré à une étude approfondie des pressions cardiaques, de leurs anomalies, ainsi que des différentes méthodes de mesure de la pression artérielle. Le deuxième chapitre consiste à présenter les composants électroniques utilisés dans notre projet, en détaillant leur rôle et leur fonctionnement. Enfin, le troisième chapitre est dédié au processus d'acquisition et de traitement des données, en expliquant les méthodes et techniques employées pour obtenir des mesures fiables et exploitables.

La conclusion de ce travail permettra de résumer les résultats obtenus, tandis qu'une bibliographie viendra clôturer ce mémoire en référencant les sources utilisées.

**Chapitre I : le cœur humain,
la pression artérielle, les
anomalies**

I.1 Introduction

Le cœur humain et sa relation avec la tension artérielle seront brièvement abordés dans ce chapitre. L'ensemble du système cardiovasculaire est constitué du cœur et du réseau vasculaire, et son rôle principal consiste à maintenir un flux sanguin continu et à maintenir une pression suffisante afin de fournir aux organes et aux tissus les nutriments dont ils ont besoin et de répondre à leurs besoins énergétiques, peu importe les conditions environnementales ou l'activité. Cette introduction à la cardiologie met l'accent sur les concepts fondamentaux pour saisir les chapitres qui suivent. Pour les personnes qui désirent approfondir leurs connaissances, il existe des informations supplémentaires détaillées.

I.2 Historique

Un tensiomètre est un instrument médical destiné à évaluer la tension artérielle, c'est-à-dire la pression exercée par le sang sur la paroi des artères. Elle date du XVII^e siècle, quand William Harvey a mis au jour les principes de la circulation sanguine. Stephen Hales a effectué les premières mesures directes de la pression artérielle au début du 18^{ème} siècle.

Des chercheurs tels que Jean-Léonard-Marie Poiseuille, Karl von Vierordt, Etienne-Jules Marey, et d'autres ont fait de nombreuses avancées importantes. Le premier tensiomètre à mercure a été inventé en 1896 par Scipione Riva-Rocci, ce qui a permis des mesures plus précises.

Mais c'est Nikolai Sergueïevitch Korotkov, en 1905, qui a bouleversé la mesure de la tension artérielle avec sa méthode auscultatoire, avec un brassard gonflable associé à un stéthoscope pour écouter les sons du flux sanguin et mesurer avec précision les pressions systolique et diastolique.

Plusieurs types de tensiomètres ont été créés au fil du temps, allant des manomètres mécaniques aux tensiomètres électroniques contemporains. Ils sont devenus très prisés en raison de leur facilité d'utilisation et de leur fiabilité, ce qui facilite l'automesure de la tension artérielle chez le grand public et les professionnels de santé, et joue un rôle crucial dans la prise en charge de l'hypertension [1].

I.3 Anatomie et physiologie du cœur

Le cœur joue un rôle essentiel dans le système cardiovasculaire. Dans la suite du chapitre, nous exposons l'anatomie et le fonctionnement électrique d'un cœur en bonne santé.

I.3.1 Anatomie du cœur humain

L'anatomie du cœur est essentielle à comprendre car cet organe joue un rôle central dans la circulation sanguine. Le cœur humain est divisé en plusieurs parties clés, notamment les cavités et les valvules cardiaques, qui collaborent pour assurer une circulation sanguine efficace dans le corps.

- **Oreillettes** : Le cœur comprend deux oreillettes, à savoir l'oreillette droite et l'oreillette gauche. L'oreillette droite reçoit le sang pauvre en oxygène venant du corps, tandis que l'oreillette gauche reçoit le sang riche en oxygène provenant des poumons.
- **Ventricules** : Il y a également deux ventricules, le ventricule droit et le ventricule gauche. Le ventricule droit pompe le sang pauvre en oxygène vers les poumons pour l'oxygénation, tandis que le ventricule gauche pompe le sang riche en oxygène vers tout le corps.
- **Valvules cardiaques** : Les cavités du cœur sont reliées entre elles et aux grandes artères par quatre valvules principales : la valvule tricuspide, la valvule mitrale, la valvule pulmonaire et la valvule aortique. Ces valvules agissent comme des portes, contrôlant le flux sanguin et assurant qu'il circule dans une seule direction. [2].

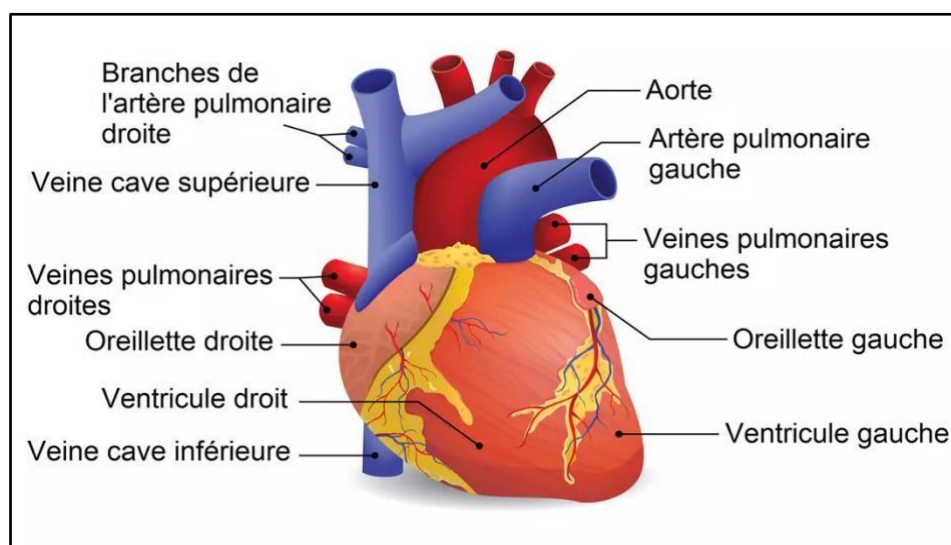


Figure I-1 anatomie du cœur

I.3.2 Fonction du cœur humain

Le cœur, organe vital du corps humain, assure la circulation sanguine en pompant le sang à travers un réseau complexe de vaisseaux sanguins. Cette fonction est réalisée grâce à une série de contractions rythmées et coordonnées des différentes cavités du cœur. Voici une description détaillée de ce processus :

❖ Retour du sang appauvri en oxygène au cœur

-Oreillette droite : Le sang pauvre en oxygène, qui a circulé dans le corps pour fournir des nutriments et récupérer les déchets, revient au cœur par deux grandes veines : la veine cave supérieure et la veine cave inférieure. La veine cave supérieure draine le sang de la partie supérieure du corps (tête, cou, bras), tandis que la veine cave inférieure draine le sang de la partie inférieure du corps (abdomen, jambes).

-Remplissage et contraction : Une fois l'oreillette droite remplie de sang, elle se contracte, augmentant la pression à l'intérieur de la cavité.

❖ Passage du sang vers les poumons

-Valvule tricuspide : La contraction de l'oreillette droite ouvre la valvule tricuspide, permettant au sang de s'écouler dans le ventricule droit.

-Ventricule droit : Une fois rempli, le ventricule droit se contracte, générant une forte pression qui ferme la valvule tricuspide et ouvre la valvule pulmonaire.

-Valvule pulmonaire et artère pulmonaire : Le sang est alors poussé à travers la valvule pulmonaire dans l'artère pulmonaire, qui transporte le sang appauvri en oxygène vers les poumons.

❖ Oxygénation du sang dans les poumons

-Poumons : Dans les poumons, le sang libère le dioxyde de carbone et capte l'oxygène dans les alvéoles pulmonaires. Ce processus d'échange gazeux est essentiel pour oxygéner le sang.

❖ Retour du sang oxygéné au cœur

-Veines pulmonaires : Le sang désormais riche en oxygène revient au cœur par les veines pulmonaires, qui débouchent dans l'oreillette gauche.

-Oreillette gauche : Comme pour l'oreillette droite, l'oreillette gauche se remplit de sang oxygéné et se contracte, augmentant la pression dans cette cavité.

❖ Distribution du sang oxygéné dans le corps

-**Valvule mitrale** : La contraction de l'oreillette gauche ouvre la valvule mitrale, permettant au sang de passer dans le ventricule gauche.

-**Ventricule gauche** : Le ventricule gauche a les parois les plus épaisses et les plus fortes du cœur, car il doit pomper le sang à travers tout le corps. Lorsqu'il se contracte, il ferme la valvule mitrale et ouvre la valvule aortique.

-**Valvule aortique et aorte** : Le sang est expulsé du ventricule gauche dans l'aorte, la plus grande artère du corps. L'aorte distribue le sang oxygéné à tous les organes et tissus par un vaste réseau d'artères et de capillaires.

❖ Cycle de retour

-**Circulation systémique** : Le sang oxygéné circule à travers le corps, délivrant de l'oxygène et des nutriments aux cellules et recueillant les déchets métaboliques. Après avoir traversé les capillaires, le sang, maintenant appauvri en oxygène, est collecté par les veines et retourné au cœur via les veines caves supérieure et inférieure, et le cycle recommence [2].

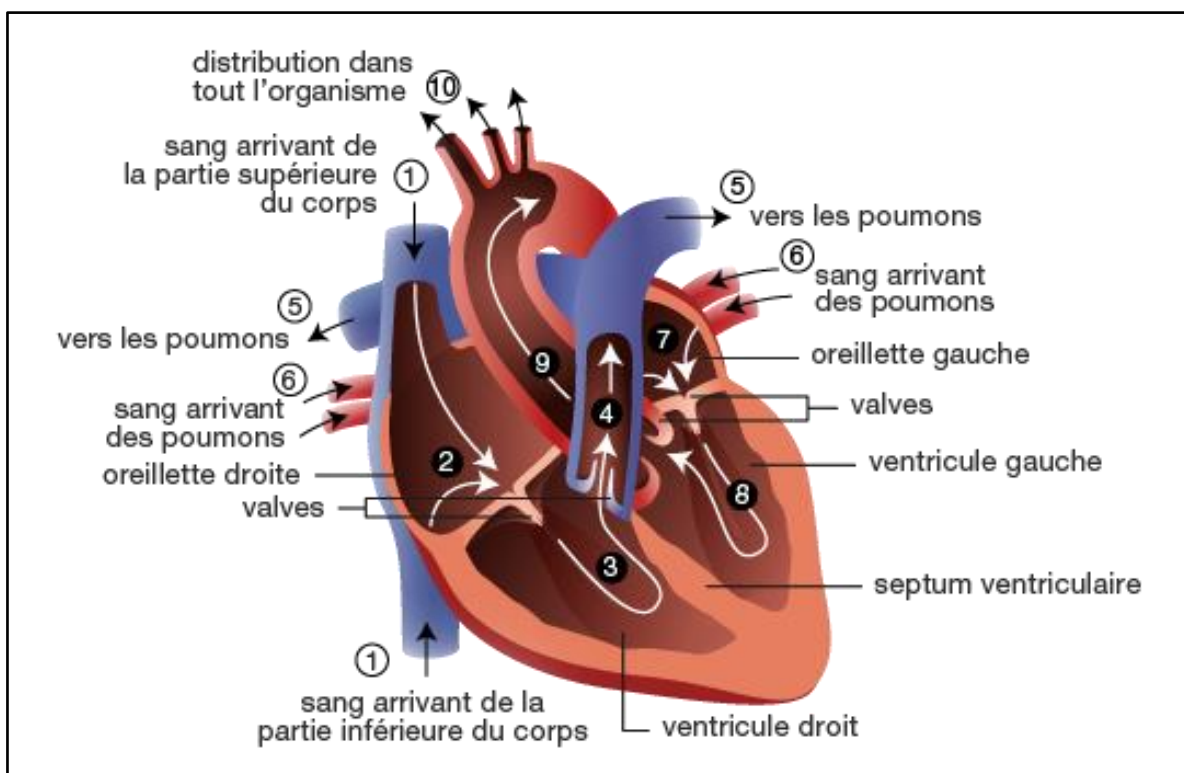


Figure I-2 fonctionnement du cœur

I.4 Pression artérielle

La pression artérielle (également appelée tension artérielle, TA) est la force latérale exercée par le sang par unité de surface pariétale. Elle joue un rôle crucial dans l'apport d'oxygène et de nutriments aux organes du corps, et son maintien et son contrôle sont essentiels pour les flux liquidiens dans les tissus et l'élimination des déchets par les reins. On peut mesurer la pression artérielle en millimètres ou centimètres de mercure (mm Hg ou cm Hg). Elle fluctue selon le rythme cardiaque, c'est-à-dire selon la systole et la diastole, selon une courbe appelée sphygmogramme (figure 5), réalisée à l'aide du sphygmographe. Dans l'aorte et les grosses artères, la PA atteint son maximum lors de la systole (contraction ventriculaire) et descendre à son niveau inférieur pendant la diastole (relaxation ventriculaire). C'est dans les petites artères que la pression du sang diminue considérablement, en raison de la résistance opposée à l'écoulement [3].

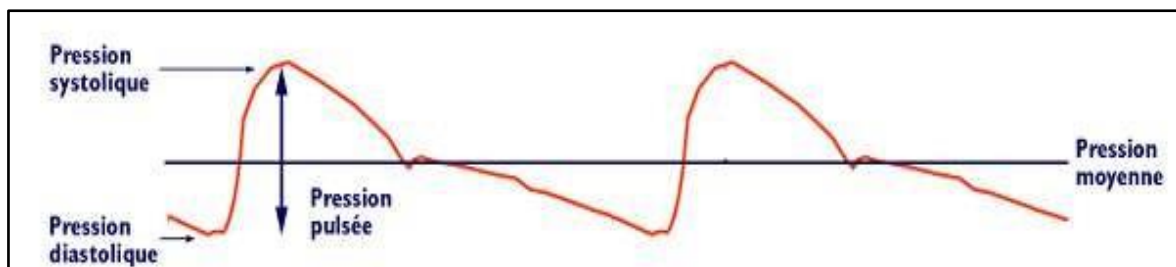


Figure I-3 sphygmogramme

Cette courbe nous permet de définir quatre notions importantes :

I.4.1 Pression artérielle systolique

Elle est influencée par le rythme d'éjection du ventricule gauche, c'est-à-dire le volume sanguin éjecté du cœur, la souplesse des parois artérielles (connue sous le nom de compliance artérielle) et les ondes de réflexion périphériques. En améliorant le débit cardiaque, la pression systolique augmente également. Les résistances artérielles augmentent, à la fois, la pression systolique et la pression diastolique [4].

I.4.2 Pression artérielle diastolique

La diastole correspond à la phase où le cœur se relâche après avoir contracté. On qualifie la diastole ventriculaire de libération des ventricules et la diastole auriculaire de libération des oreillettes. La pression dans les ventricules (gauche et droit) diminue pendant la diastole ventriculaire par rapport au maximum qu'elle avait atteint pendant la systole. La valvule mitrale

s'ouvre lorsque la tension du ventricule gauche est inférieure à celle de l'oreillette gauche, et le ventricule gauche se remplit du sang qui s'était accumulé dans l'oreillette gauche [5].

I.4.3 Pression Artérielle Différentielle (pression pulsée)

La sensation de pouls est provoquée par la pression différentielle (PA diff), c'est-à-dire la disparité entre le PAS et la PAD. Il est souvent essentiel de palper le pouls, par exemple, pour évaluer un état de choc compensé avec un pouls frappé et un état de choc décompensé avec un pouls filant. On peut également l'utiliser afin de déterminer l'efficacité du massage cardiaque pendant une réanimation.

$$PP = PAS - PAD \dots\dots (1)$$

I.4.4 Pression artérielle moyenne

La pression artérielle moyenne correspond à une pression théorique qui garantirait un flux sanguin constant dans tout l'organisme tout au long des cycles cardiaques.

$$PAM = (PAS + 2 \times PAD) / 3 \dots\dots (2)$$

I.4.4.1 Débit cardiaque

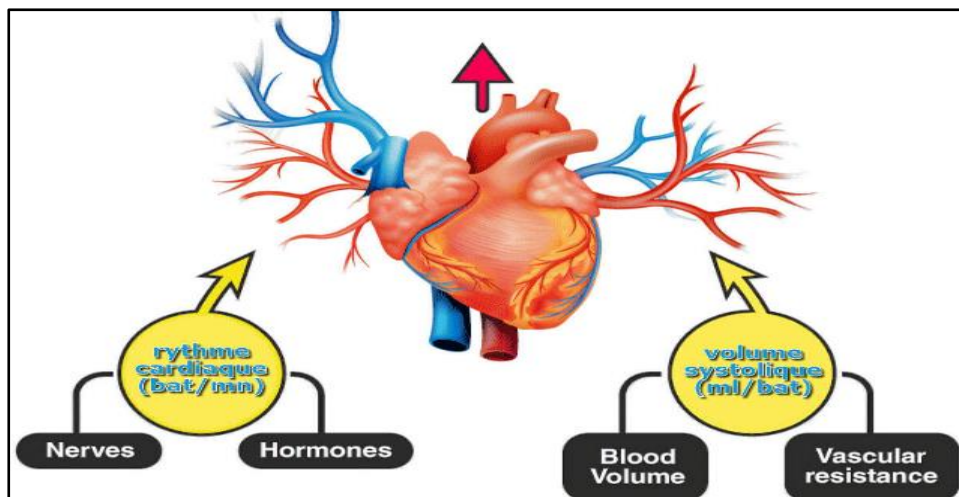


Figure I-4 schéma du débit cardiaque

La quantité de sang propulsée par le ventricule gauche en une minute est appelée débit cardiaque, avec une moyenne de 5,5 litres. On le calcule en utilisant le volume systolique (VS), la quantité de sang expulsée par le ventricule gauche à chaque contraction (70-80 mL), en multipliant la fréquence cardiaque (FC) et le nombre de battements par minute.

$$DC \text{ (ml/minute)} = VS \text{ (ml/battement)} \times FC \text{ (battements/minute)} \dots\dots\dots (3)$$

Lorsque le cœur pompe de manière plus intense, le rythme cardiaque augmente, ce qui entraîne une augmentation de la pression artérielle [4].

I.4.4.2 Résistance vasculaire périphérique

La résistance périphérique est la résistance des vaisseaux sanguins à l'écoulement du sang, principalement exercée par les artérioles. En changeant de diamètre, elles régulent la résistance périphérique, la pression artérielle et le débit sanguin tissulaire. Cette résistance augmente avec la tonicité nerveuse ou l'épaississement des parois artérielles dues à l'âge [6].

I.5 Plage de pression

Tableau I-1 valeur de la tension artérielle normale [7].

Catégorie	Systolique (mm Hg)	Diastolique (mm Hg)
Optimal	< 120	< 80
Normal	< 130	< 85
Subnormal	130-139	85-89
Hypertension Grade 1	140-159	90-99
Hypertension Grade 2	160-179	100-109
Hypertension Grade 3	≥ 180	≥ 110

I.6 Hypertension artérielle

L'hypertension artérielle, ou HTA, se caractérise par une augmentation excessive de la pression artérielle. Le malade atteint d'une HTA est un individu hypertendu.

I.6.1 Définition

La mesure de la pression artérielle doit être effectuée en position assise ou allongée, après une période de repos de 5 à 10 minutes. Il faut que les valeurs soient élevées à trois reprises différentes afin de pouvoir parler d'hypertension artérielle (ou HTA). Le médecin évalue :

- La tension artérielle systolique, également appelée PAS.
- L'indice de pression artérielle diastolique ou PAD.

- La pression artérielle moyenne PAM est calculée en se basant sur les deux premiers coefficients.

On considère que la tension artérielle est préalable à une hypertension artérielle lorsque la pression artérielle systolique est comprise entre 120 et 139 mm Hg et/ou la pression artérielle diastolique dépasse 80 et 89 mm Hg.

En réalité, la définition de l'hypertension artérielle repose sur « l'acceptabilité » d'un risque et non sur la « normalité » d'une valeur. L'hypertension artérielle n'est donc pas considérée comme une maladie, mais plutôt comme un facteur de risque qui, soigné, permet d'éviter, dans une certaine mesure, des complications. La tension artérielle élevée accroît le risque et il est préférable d'avoir des niveaux de tension artérielle les plus bas possibles. Toutefois, l'Organisation mondiale de la santé (OMS) a établi des limites, en prenant en considération à la fois les risques de tension et les désavantages associés aux traitements. On considère donc une tension comme normale :

-Lorsque la pression artérielle systolique est inférieure à 140 millimètres de mercure (Hg)

-Et lorsque la pression artérielle diastolique est inférieure à 90 mm Hg [8].

I.6.2 Causes de l'HTA

- L'hypertension artérielle (HTA) est essentielle dans 90 % des cas, sans cause connue. Dans 10 % des cas, elle est secondaire à des causes potentiellement guérissables. Les facteurs de risque statistiquement liés à l'HTA incluent :
- **Âge** : La pression systolique augmente avec l'âge, tandis que la diastolique diminue après 60 ans. Moins de 2 % des moins de 20 ans souffrent d'HTA, contre plus de 40 % des plus de 60 ans.
- **Sexe** : Les hommes ont une pression artérielle plus élevée que les femmes jusqu'à 50 ans, puis cette tendance s'inverse.
- **Hérédité** : L'HTA a une composante génétique significative.
- **Nourriture** : L'excès de sel contribue à l'HTA.
- **Poids** : L'indice de masse corporelle est fortement lié à la pression artérielle. La perte de poids réduit l'HTA chez les obèses.
- **Diabète** : Les diabétiques ont généralement une pression artérielle plus élevée.

- **Stress** : Le stress intense augmente temporairement la pression artérielle ; le stress chronique peut contribuer à l'HTA.
- **Travail physique** : L'effort physique augmente temporairement la pression, mais les personnes actives ont généralement une pression artérielle plus basse que les sédentaires [9].

I.6.3 Les complications

Lorsque l'hypertension artérielle (HTA) n'est pas traitée, des complications peuvent survenir. Il convient de souligner que l'HTA n'est pas une maladie en soi, mais un facteur de risque. Sa présence n'est ni nécessaire ni suffisante pour prédire le développement de maladies chez un individu. Toutefois, au sein d'une population, l'HTA représente un défi majeur de santé publique, même si sa capacité prédictive des problèmes vasculaires est limitée à l'échelle individuelle.

Les complications peuvent inclure :

- **Effets mécaniques sur les vaisseaux sanguins** : L'augmentation de la pression artérielle peut entraîner la rupture des vaisseaux sanguins et provoquer des hémorragies.
- **Effets mécaniques sur le cœur** : La pompe cardiaque fonctionne à haute pression sur une longue période, ce qui peut entraîner des dommages.
- **Formation ou croissance de l'athérome** : Cela peut entraîner une obstruction progressive des artères.

Ces complications concernent principalement le cœur, le cerveau et les reins [10].

I.7 Hypotension artérielle

L'hypotension se produit lorsque la tension sanguine descend en dessous de 90 mmHg pour la valeur maximale. Elle peut être de deux types : l'hypotension orthostatique, qui est une chute de tension due à un lever rapide, et l'hypotension postprandiale, qui est une baisse de pression après un repas, car le sang se dirige vers le système digestif pour faciliter l'assimilation des nutriments. L'hypotension devient problématique lorsqu'elle est accompagnée de symptômes tels que faiblesse, étourdissement ou évanouissement.

I.7.1 Symptômes

La fatigue, les vertiges en position debout et un voile noir peuvent être des signes de l'hypotension. Elle a la capacité de désamorcer la pompe cardiaque à l'extrême lors du collapsus. Une pression artérielle inférieure à 50 mm Hg est considérée comme extrêmement grave [11].

I.7.2 Étiologies

L'hypotension peut indiquer une diminution totale du volume sanguin, causée par une hémorragie, ou relative, en raison d'une diminution des résistances périphériques. Il est possible que l'hypotension soit causée par une baisse du niveau de potassium dans le sang [11].

I.8 Moyens et méthodes de mesure de la PA

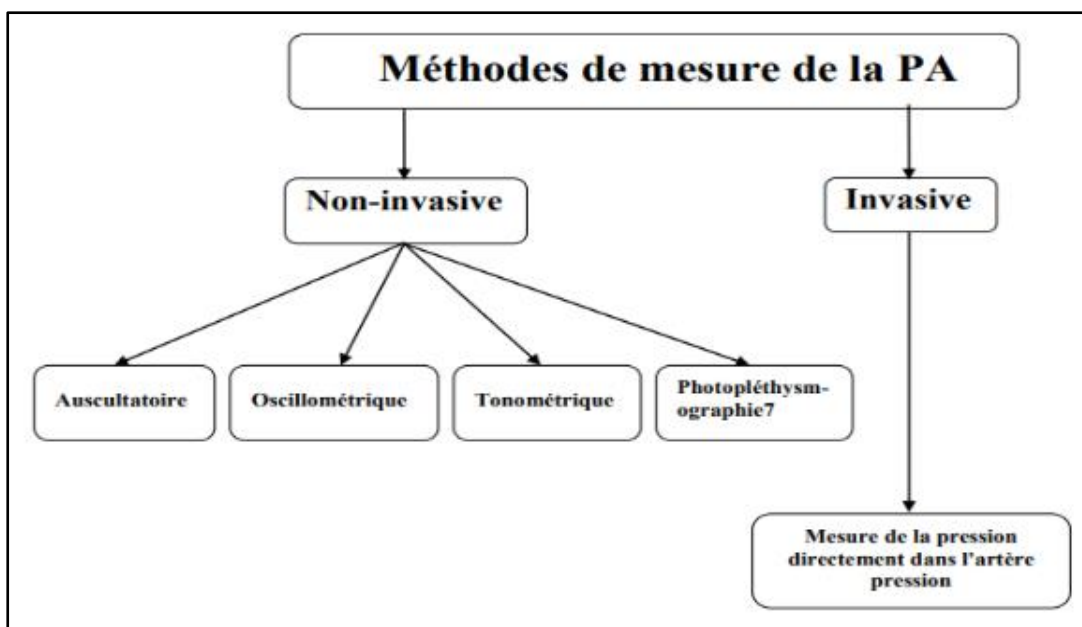


Figure I-5 schéma des méthodes de mesure de la PA

La pression artérielle (PA) correspond à l'impact du sang sur les parois des artères. Même si l'unité de mesure internationale est le pascal (Pa), le millimètre de mercure (mm Hg) est utilisé dans le domaine médical, où 1 Pa équivaut à $7,5 \times 10^{-3}$ mm Hg. On peut effectuer cette mesure de façon invasive, directement dans l'artère, ou non invasive. (Voir Figure 5)

I.8.1 Les Méthodes non-invasives (Indirectes)

Différentes techniques non invasives peuvent être utilisées pour évaluer la PA. Parmi les diverses méthodes, nous nous concentrerons sur la méthode Oscillométrique.

I.8.1.1 Méthode auscultatoire

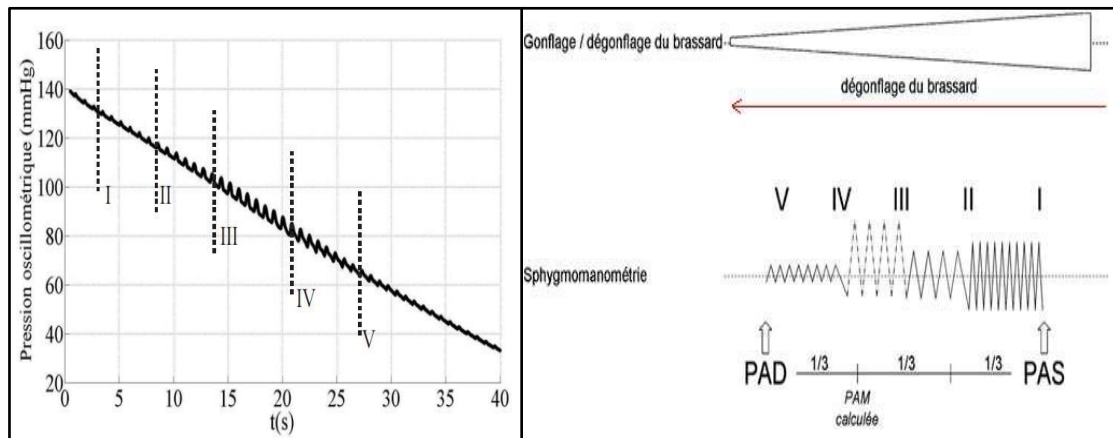
L'auscultation des bruits artériels de Korotkoff est la méthode traditionnelle de mesure de la pression artérielle, découverte en 1905 par Korotkoff lui-même. Le pouls radial disparaît lorsque le brassard est gonflé à un niveau supérieur à la pression systolique. Un stéthoscope est placé sur l'artère humérale juste en dessous du brassard pour écouter en dégonflant progressivement le brassard. On enregistre la pression artérielle systolique (PAS) lors de l'émergence des premiers bruits (phase 1) et la pression artérielle diastolique (PAD) lors de la disparition totale des bruits (phase 5). La durée d'ouverture de l'artère pendant chaque battement cardiaque est donnée par les phases intermédiaires. Malgré sa complexité, cette méthode demeure la référence en raison de sa fiabilité et de sa précision [12].



Figure I-6 méthode auscultatoire

Les sons peuvent être décomposés en cinq phases :

- **Phase I** : apparition de petits coups secs, d'intensité croissante (occlusion de l'artère : Blocage de la circulation sanguine).
- **Phase II** : les bruits deviennent prolongés et intenses, soufflants.
- **Phase III** : les bruits deviennent encore plus intenses et vibrants.
- **Phase IV** : les bruits deviennent brusquement plus faibles et assourdis.
- **Phase V** : les bruits disparaissent (circulation sanguine normale) [13].



I.8.1.2 La méthode microphonique

Figure I-7 Les phases de korotkoff (phase de dégonflage)

Il s'agit de la méthode issue de la méthode directe d'auscultation. Elle repose sur la reconnaissance des sons de KOROTKOFF à l'aide d'un microphone situé en face de l'artère examinée.

I.8.1.3 Ultrasons

Un appareil Doppler de poche est un dispositif portable à ultrasons principalement utilisé pour mesurer la pression artérielle en analysant le flux sanguin dans les vaisseaux. Compact et léger, il est facile à transporter et pratique pour des mesures rapides et discrètes en milieu clinique ou à domicile. Il est souvent équipé de sondes interchangeables de différentes fréquences (comme 8 MHz pour les applications vasculaires) et peut inclure un écran pour afficher les mesures ainsi qu'un haut-parleur intégré pour écouter les signaux vasculaires. Généralement alimenté par des piles, il offre une autonomie suffisante pour plusieurs heures d'utilisation continue. Cet appareil est essentiel pour surveiller la santé cardiovasculaire et détecter les battements cardiaques fœtaux durant la grossesse [27] [28].



Figure I-8 Doppler de poche

I.8.1.4 La méthode oscillométrique

Les auto-tensiomètres, de plus en plus utilisés par les particuliers et dans le domaine médical



Figure I-9 Exemple d'auto-tensiomètre doté d'un brassard à fixé sur le bras

en raison de leur simplicité d'utilisation, emploient la méthode oscillométrique, qui a été développée pour surmonter les difficultés techniques de la méthode auscultatoire. Ces dispositifs, qu'ils soient semi-automatiques ou automatiques, réduisent les risques d'erreurs liées à l'utilisateur en automatisant le gonflage et le dégonflage du brassard.

La mesure de la pression artérielle (PA) est réalisée par le traitement numérique de signale des oscillations de pression causées par les mouvements des parois artérielles lorsque le brassard se dégonfle. Cela se fait avec des algorithmes basés sur différente méthode, les plus populaires sont les algorithmes d'amplitude maximale, de dérivée et de rapport fixe [26], cette méthode sera expliquée en détail dans le chapitre suivant.

I.8.2 Méthode invasive (directe)

La méthode invasive de mesure de la pression artérielle, également connue sous le nom de mesure de la pression artérielle intra-artérielle, consiste à insérer un cathéter directement dans une artère. Cette technique permet une surveillance continue et précise de la pression artérielle, ce qui est particulièrement crucial dans les situations critiques telles que les soins intensifs et les interventions chirurgicales.

I.8.2.1 La méthode de mesure avec le Cathéter

Elle commence par l'insertion d'un cathéter artériel dans une artère périphérique, typiquement l'artère radiale ou fémorale, en respectant des conditions stériles pour réduire le risque d'infection. Une fois le cathéter en place, il est connecté à un système de tubulures remplies de

sérum physiologique hépariné, qui est lui-même relié à un transducteur de pression. Ce transducteur convertit les variations de pression en signaux électriques [29].

Avant d'effectuer les mesures, il est essentiel de calibrer le système. Cela implique de définir le zéro de référence en mettant en contact la chambre du transducteur avec l'air ambiant, afin d'éliminer toute pression résiduelle. Après cette calibration, la pression artérielle est mesurée en continu, et les données sont affichées en temps réel sur un moniteur, permettant une surveillance constante des variations de pression [28].

Il est également crucial de surveiller régulièrement le site d'insertion pour détecter toute complication potentielle, telle qu'une infection ou une thrombose. De plus, les tubulures doivent être purgées régulièrement pour éviter la formation de bulles d'air, qui pourraient altérer la précision des mesures.

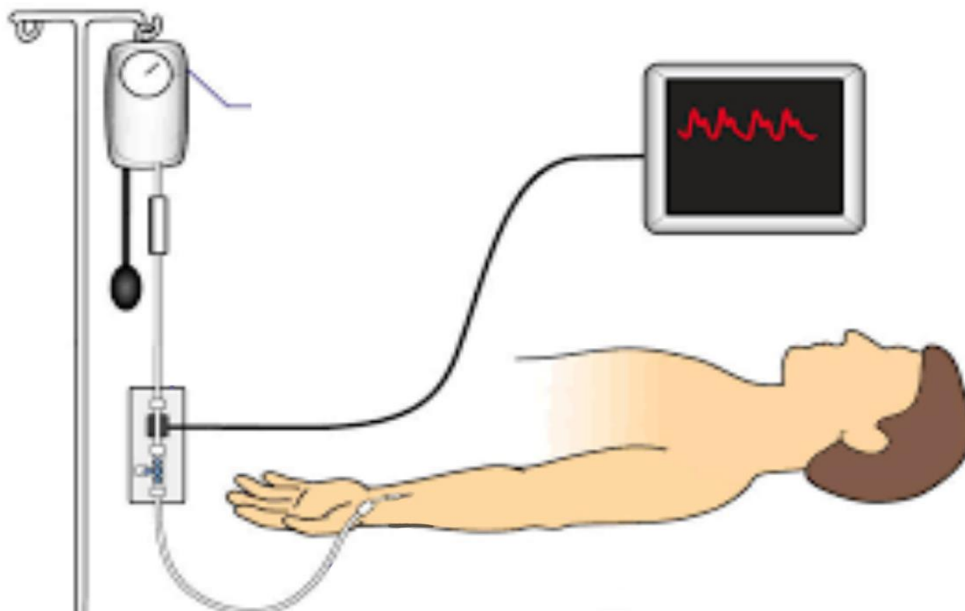


Figure I-10 la figure montre le dispositif de la mesure invasive de la pression artérielle

I.9 Conclusion

Dans ce chapitre a présenté l'évolution des méthodes de mesure de la pression artérielle, en soulignant les avancées clés comme le tensiomètre à mercure et la méthode de Korotkoff. Il a également expliqué l'anatomie du cœur et les notions de pression artérielle (systolique, diastolique, et moyenne), ainsi que leurs implications sur le système cardiovasculaire. Enfin, les différents types de tension artérielle et les méthodes de mesure ont été explorés, posant ainsi les bases pour la conception d'un tensiomètre électronique.

Chapitre II : structure et composants utilisés dans l'appareil

II.1 Introduction

Dans ce chapitre, nous allons présenter en détail les principaux composants d'un tensiomètre et expliquer leur rôle respectif dans le fonctionnement de l'appareil. Nous exposerons également les différentes méthodes de détermination des paramètres de la pression artérielle, à savoir la pression systolique (PAS), la pression diastolique (PAD) et la pression artérielle moyenne (PAM). Enfin, nous décrirons les composants que nous utiliserons pour la réalisation de notre dispositif

II.2 Les différentes parties d'un tensiomètre oscillométrique

II.2.1 Le brassard

Un brassard est un tissu enveloppé autour du bras, généralement placé au-dessus de la manche. Il se compose de deux parties principales. La première est une poche d'air extensible, entourée d'une enveloppe non élastique qui maintient la poche en place autour du bras du patient. Les brassards sont disponibles en plusieurs tailles adaptées aux différentes circonférences de bras, telles que : petites (17-22 cm), moyennes (22-32 cm) et grandes (32-42 cm). Utiliser la taille appropriée est essentiel pour garantir des mesures précises de la pression artérielle [17].

Le brassard doit être capable de supporter une pression allant jusqu'à 300 mmHg afin d'assurer des mesures fiables. Sa vessie gonflable, en caoutchouc ou en TPU (Thermoplastic Polyurethane), doit pouvoir se gonfler et se dégonfler rapidement et de manière contrôlée, garantissant ainsi des lectures précises tout en offrant un confort optimal au patient.



Figure II-1un brassard

II.2.1.1 Fonctionnement du brassard

Au début de la mesure, une pompe gonfle la vessie du brassard pour appliquer une pression uniforme autour du bras du patient. Cette compression bloque temporairement la circulation sanguine dans les artères, entraînant des fluctuations causées par la propulsion du sang à chaque battement cardiaque. Pour transmettre le signal au capteur, les fabricants utilisent un circuit de tuyauterie hermétique, composé de tubes semi-rigides. Ces tubes permettent de conduire l'onde jusqu'au capteur avec une faible atténuation, tout en assurant une bonne maniabilité pour les soignants et une liberté de mouvement pour le patient [17].

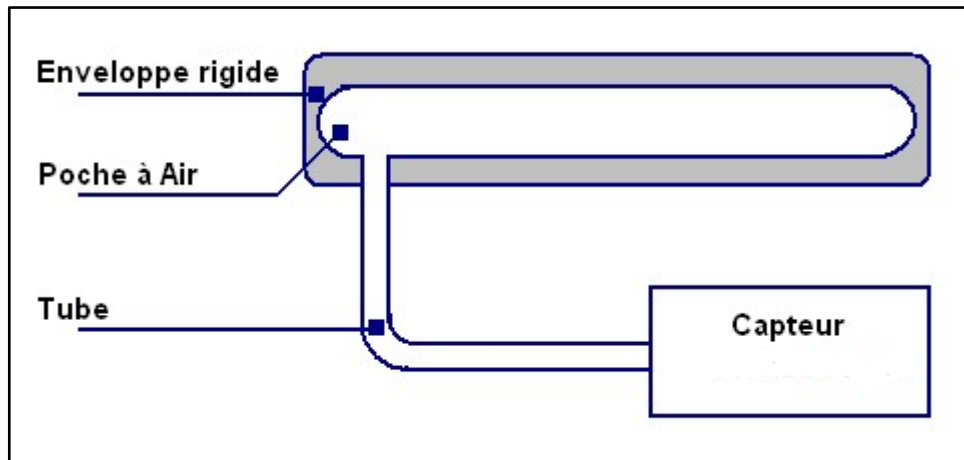


Figure II-2 Schéma intérieur d'un brassard

II.2.2 Pompe à air

La pompe a pour fonction de gonfler le brassard en y injectant de l'air. Elle est constituée de deux parties : un moteur à courant continu, généralement de 6 ou 3 volts, et un système mécanique, à membrane ou à cylindre, qui convertit le mouvement mécanique généré par le moteur en une pression d'air.

Elle est contrôlée électroniquement pour atteindre une pression cible prédéfinie, généralement entre 180 et 200 mmHg, afin de dépasser la pression systolique normale. Il est souhaitable que la pompe soit aussi silencieuse que possible tout en offrant un débit élevé, ce qui permet de réduire le temps de mesure grâce à un gonflage plus rapide. De plus, elle doit être capable de supporter une pression allant jusqu'à 300 mmHg pour garantir un fonctionnement optimal dans toutes les conditions de mesure.

Comme illustré dans la



figure ci-dessus, *Figure II-3quelque pompe utiliser dans les tensiomètres* il existe différentes pompes, et de différents principes de fonctionnement distinct et se présentant sous diverses formes et dimensions. Les petites pompes, en particulier, sont souvent utilisées dans les tensiomètres de poignet.

II.2.3 Orifice d'évacuation

Il s'agit d'un élément permanent dans le circuit pneumatique, crucial pour le dégonflage progressif. Ce dispositif n'est pas contrôlable ; c'est un petit bouchon métallique comportant un petit trou. Il permet le passage de l'air avec un débit faible, passant de 180 mmHg à 50 mmHg en 30 seconds a peu près. C'est également la partie où le signal est enregistré pour être traité.

II.2.4 Electrovanne

Une électrovanne est composée de deux parties principales : une bobine enroulée autour d'une carcasse et un cylindre métallique, en fer ou en matériau magnétique, qui peut se déplacer librement à l'intérieur. Lorsque la tension est appliquée à la bobine, le courant génère un champ

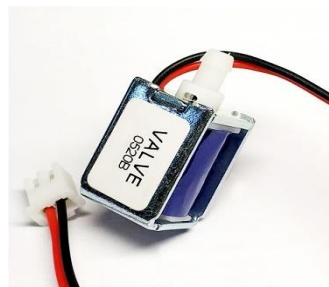


Figure II-4une électrovanne

magnétique qui attire le cylindre, permettant ainsi d'ouvrir ou de fermer l'électrovanne en fonction de sa position de repos.

Elle s'active au début de la mesure, en même temps que la pompe, pour isoler le circuit pneumatique de l'air ambiant. Puis elle s'éteint à la fin de la mesure, (la fin de la phase de dégonflage progressif). Son rôle est alors d'évacuer l'air restant dans le brassard, permettant ainsi de soulager le patient.

II.2.5 Interface utilisateur

L'interface utilisateur est la structure externe qui facilite la communication entre l'utilisateur et la machine. Elle permet d'afficher les résultats de la mesure de la pression artérielle (PAS, PAD) et du rythme cardiaque sur un écran, souvent de type LCD. Des boutons sont présents pour lancer la mesure, faire défiler les résultats ou consulter les mesures précédemment stockées, lorsque cette option est disponible. Certains tensiomètres intègrent également des alertes sonores pour indiquer si la pression est optimale ou anormale.

II.3 Procédures et méthodes de détermination de la pression artérielle

Les quatre éléments mentionnés précédemment – le brassard, la pompe, l'orifice d'évacuation et l'électrovanne – sont reliés entre eux par des tubes semi-rigides, convergeant vers un capteur de pression. Ce capteur convertit la pression exercée en un signal sous forme de tension. Ce signal est ensuite acheminé à travers un circuit de conditionnement, où il subit des étapes d'amplification et de filtrage. Enfin, il est traité par un microcontrôleur, chargé d'effectuer les calculs et le traitement numérique nécessaires

II.3.1 Méthodes oscillométriques de détermination de la pression artérielle

Elle repose sur l'enregistrement des oscillations du volume sanguin dans une artère, captées lors du gonflage et du dégonflage d'un brassard comme on peut le voir sur la figure suivante.

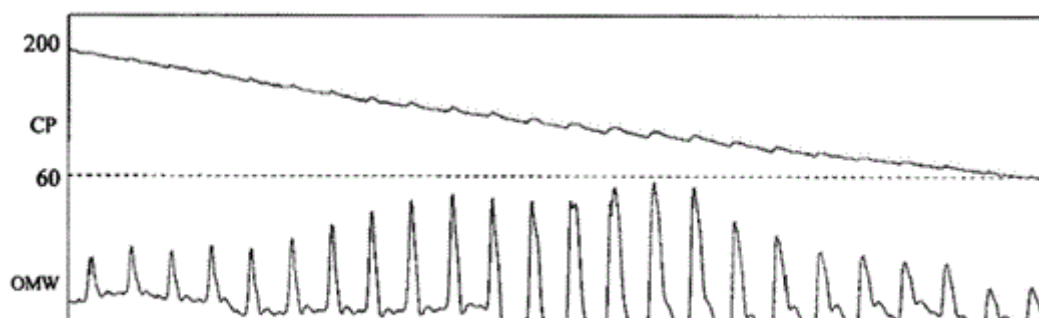


Figure II-5 : (CP) la pression (mmhg) dans le brassard et (OMW) les oscillations obtenues après un filtrage passe haut [31]

Ces oscillations, appelées oscillogrammes, sont obtenues par un filtre passe haut pour enlever la composante continue de la pression, sont ensuite analysées pour déterminer la PA systolique, la PA diastolique et la pression artérielle moyenne (PAM) à l'aide d'algorithmes spécifiques. Il existe trois principaux types d'algorithmes couramment utilisés. Il faut noter que ces méthodes sont basées sur une approche empirique plutôt que théorique. Autrement dit, ils ont probablement été développés à partir de mesures de référence de la pression artérielle plutôt que sur des principes fondamentaux. Cela rend difficile l'évaluation précise de leurs capacités et de leurs limites dans l'estimation de la pression artérielle [30]. Mais elles ont montré leur efficacité dans la pratique et sont intégrées dans la majorité des dispositifs commerciaux.

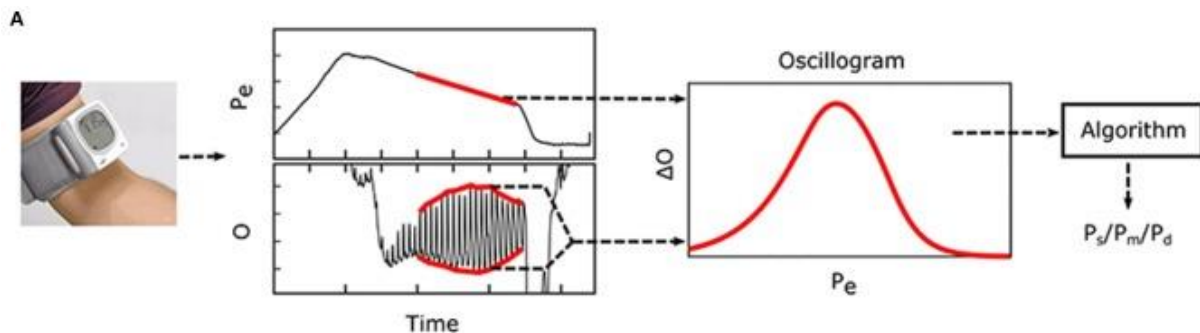
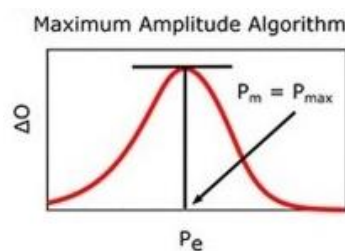


Figure II-6 une image représentant la courbe de la pression, les oscillations et l'enveloppe [30]

II.3.2 Les trois principales méthodes d'estimation de la PA oscillométrique [31] [32] [33]

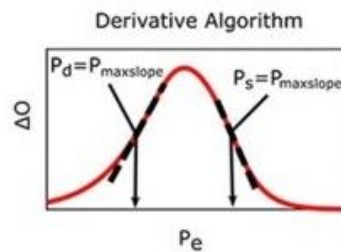
II.3.2.1 Méthode d'amplitude maximale

(Mauck et al, 1980) : Cette méthode estime la pression artérielle moyenne (PAM) comme étant la pression externe à laquelle l'amplitude des oscillations du volume sanguin est maximale. Elle repose sur le principe que la compliance de l'artère atteint un pic lorsque la pression transmurale (différence entre la PA et la pression externe) est proche de zéro.



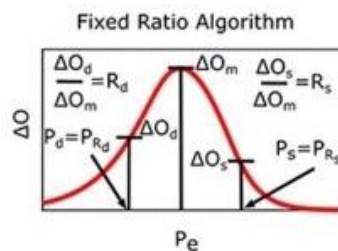
II.3.2.2 Méthode dérivée

(Drzewiecki et Bronzino, 2006) : Ici, la PA systolique et diastolique est estimée en fonction des variations de pente de l'oscillogramme. La PA systolique correspond au point où la pente est maximale, tandis que la PA diastolique correspond à la pente minimale. Cette méthode capture plus précisément les changements dynamiques dans l'artère lors du dégonflage du brassard.



II.3.2.3 Méthode à rapport fixe

(Geddes et al. 1982) : Cette méthode estime la PA systolique et diastolique à partir de rapports fixes basés sur l'amplitude maximale des oscillations. Typiquement, la PA systolique est déterminée lorsque l'amplitude des oscillations est une fraction (généralement 50 à 60 %) de l'amplitude maximale, tandis que la PA diastolique est déterminée à une fraction inférieure. C'est la méthode la plus utilisée, mais elle montre ses limites chez les personnes présentant une forte variabilité de la PA ou des artères rigides.



Bien que les appareils oscillométriques offrent une solution pratique pour la mesure de la pression artérielle, leur précision peut être compromise chez les personnes présentant une rigidité artérielle accrue, souvent due à l'âge ou à certaines pathologies. Ces limitations sont dues au fait que la méthode repose sur des moyennes de population, ce qui rend les résultats moins fiables pour des patients ayant des niveaux de pression artérielle anormaux, notamment ceux avec une pression différentielle élevée [32].

II.4 Présentation du matériel utilisé dans notre projet

II.4.1 Carte ESP32

II.4.1.1 Introduction

La carte ESP32 est une carte de développement électronique open-source basée sur un micro-

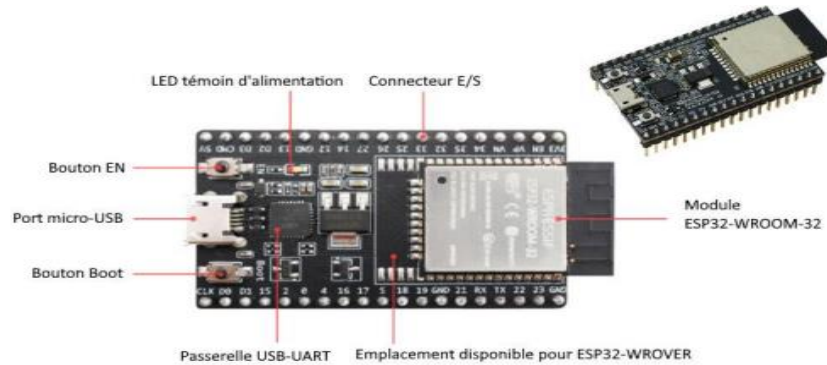


Figure II-7 une image qui montre quelque élément sur l'esp32

contrôleur ESP32 de chez Espressif Systems. Elle est particulièrement populaire dans les projets de domotique et d'IoT (Internet des Objets) en raison de ses fonctionnalités de connectivité sans fil (Wi-Fi et Bluetooth) et de sa grande puissance de calcul. [14].

La carte ESP32 est compatible avec une large gamme de langages de programmation, notamment C, C++, Python et MicroPython. Elle prend également en charge plusieurs frameworks de développement tels qu'Arduino, l'Espressif IoT Development Framework (ESP-IDF) et PlatformIO, ce dernier rendant son utilisation encore plus accessible [34].

Dans notre cas, nous avons opté pour PlatformIO, en programmant la carte ESP32 avec le langage Arduino, qui repose sur C et C++. Ce choix s'est avéré pratique, car nous avons déjà quelques bases en C et C++, ce qui nous a permis de maîtriser rapidement la programmation de l'ESP32.

Nous avons choisi l'ESP32 en raison de sa puissance de calcul et de ses nombreuses fonctionnalités, notamment la connectivité réseau via Wi-Fi et Bluetooth. Bien que nous n'ayons pas encore exploité pleinement ces capacités, nous envisageons d'améliorer notre projet à l'avenir en passant à ESP-IDF, le framework natif de l'ESP32, afin de tirer parti de toutes ses performances.

II.4.1.2 Les Caractéristiques techniques de la carte ESP32

- Microcontrôleur **ESP32** à double cœur avec un processeur principal à 160 MHz et un coprocesseur à 240 MHz
- Support de la connectivité Wi-Fi 802.11b/g/n et Bluetooth v4.2
- 32 Mo de mémoire flash et 520 Ko de mémoire RAM
- 34 broches d'entrée/sortie, dont 18 PWM et 8 entrées analogiques
- Support de l'OTP (One-Time Programmable) pour la mémoire flash et de la mémoire FRAM (Ferroelectric Random Access Memory)
- Alimentation via USB ou 3,3 V externe

II.4.1.3 Brochage de la carte ESP32

L'ESP32 dispose de 48 broches GPIO, dont 25 accessibles sur la carte. Voici un résumé des principales caractéristiques de ces broches :

➤ **Alimentation**

- 3V3 : Alimentation 3.3V.
- GND : Masse.

➤ **Broches Analogiques**

- 15 entrées analogiques (ADC).

➤ **PWM (Pulse Width Modulation)**

- 25 broches pour générer des signaux PWM.

➤ **Capteurs Capacitifs**

- 9 broches pour la détection de toucher.

➤ **Communication Série**

- SPI : Jusqu'à quatre bus SPI.
- I2C : Deux interfaces I2C (par défaut GPIO21 pour SDA et GPIO22 pour SCL).
- UART : Trois interfaces UART (par défaut GPIO1 pour TX et GPIO3 pour RX).

➤ **Broches SPI Flash**

- GPIO6 à GPIO11 pour la mémoire flash SPI (généralement non disponibles pour usage général).

➤ **Broches RTC**

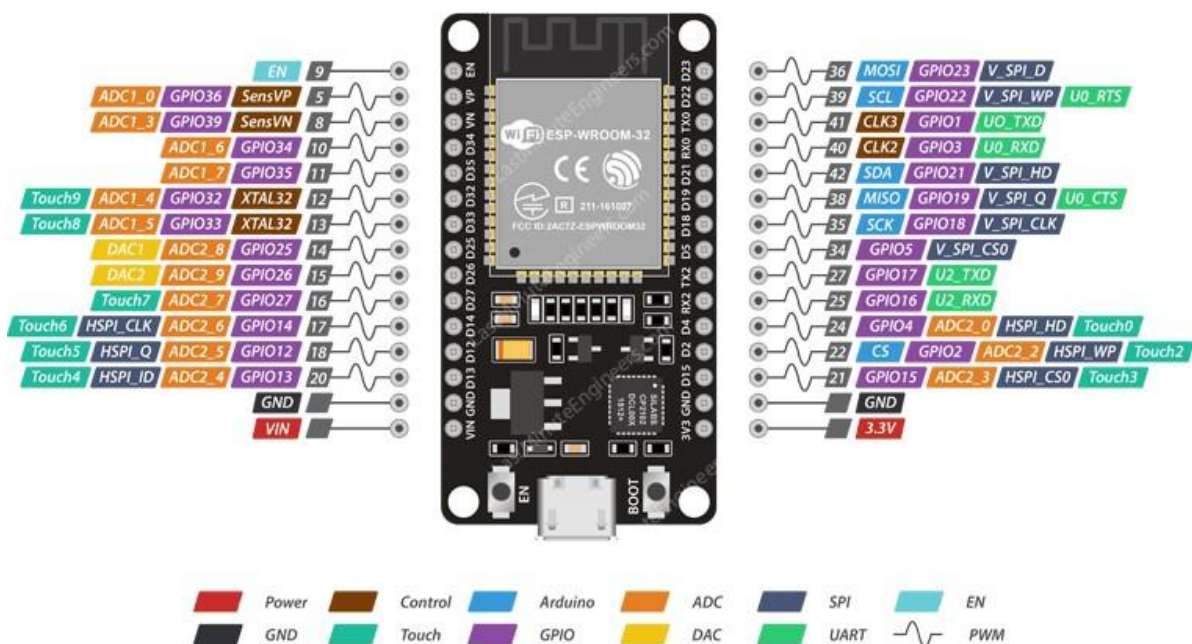
- Utilisées pour les opérations à faible consommation d'énergie.

➤ **Broches spécifiques :**

- EN : Réinitialisation lorsqu'elle est mise à LOW.

- BOOT : Mode de démarrage (flash mode) lorsqu'elle est maintenue à LOW pendant la réinitialisation.

Les broches de l'ESP32 sont polyvalentes et peuvent être reconfigurées selon les besoins de l'application [15].



ESP32 Dev. Board Pinout



Figure II-8brochage de la carte ESP32

II.4.2 Bouton de démarrage

Un bouton poussoir est un interrupteur qui, lorsqu'il est pressé, établit une connexion électrique pour envoyer un signal ou activer une fonction. Contrairement aux boutons à bascule, il revient automatiquement à sa position initiale lorsqu'il est relâché.



Figure II-9 un bouton poussoir

II.4.2.1 Fonctionnalité du bouton de démarrage

Dans notre projet, le bouton poussoir est utilisé pour démarrer la mesure de la pression artérielle. Lorsqu'il est enfoncé, il active la pompe pour gonfler le brassard et initie le processus de détection de la pression artérielle.

II.4.3 Choix capteur de pression MPS20N0040D

II.4.3.1 Capteur de pression : MPS20N0040D

Notre objectif est de mesurer la pression artérielle dans une plage de 0 à 300 mmHg, ce qui est largement suffisant pour nos besoins. Initialement, nous avons trouvé le module HX710B sur le marché.

II.4.3.2 Description du module HX710B

Le HX710B est un circuit qui intègre un capteur de pression analogique MPS20N0040D avec une plage de 0 à 40 kPa, ainsi qu'un convertisseur analogique-numérique (CAN) **HX710B** de précision 32 bits, ayant un gain fixe de 128 et une tension d'entrée à pleine échelle de ± 20 mV.



Figure II-10 le module HX710B

II.4.3.3 Évaluation du HX710B

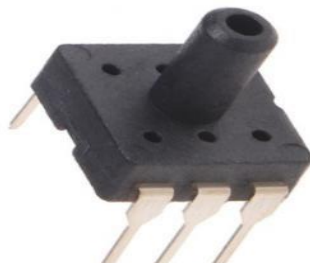
Après des essais, nous avons constaté que ce capteur est précis et génère peu de bruit. Cependant, le gain fixe du module ne permet pas de l'ajuster selon nos besoins spécifiques pour exploiter pleinement la plage de mesure souhaitée. De plus, étant donné que le module convertit les données en numérique, **il n'est pas possible de les filtrer avec des filtres analogiques.**

II.4.3.4 Récupération et exploitation du MPS20N0040D

Pour surmonter ces limitations, nous avons choisi de récupérer le capteur de pression MPS20N0040D du module HX710B, en l'utilisant sans son convertisseur numérique. Cette approche offre une plus grande flexibilité pour ajuster le gain et améliorer la qualité du signal. Elle nous permet également d'appliquer des techniques de filtrage analogique afin d'extraire le signal oscillométrique avant la conversion numérique.

II.4.3.5 Description du capteur MPS20N0040D

Le capteur de pression MPS20N0040D est un capteur piézorésistif. Dans ce capteur, quatre résistances sont placées sur un diaphragme en silicium afin de mesurer le résultat de la contrainte ou de la pression physique qui leur est appliquée. Tout changement perceptible de résistance est converti, via un circuit en pont de Wheatstone, en une tension de sortie [20]. Il mesure une plage de pression de 0 à 5,8 psi (40 kPa). Il utilise la technologie solide MEMS (*Micro-Electro-Mechanical Systems*) pour offrir une haute fiabilité à faible coût, capable de fonctionner dans une large gamme de températures. Il est idéal pour les applications automobiles (pression des pneus, capteurs MAP), industrielles (interrupteurs de frein pneumatique, manomètres numériques) et médicales (moniteurs de pression artérielle). Le capteur fournit un signal de sortie en mV avec une alimentation de 5V DC ou un courant constant de 1 mA et offre une précision linéaire de 0,25% pleine échelle.



*Figure II-11 Le capteur de pression
MPS20N0040D*

II.4.3.6 Caractéristiques techniques

- Pression maximale : 40 kPa (pression différentielle)

- Sortie : signal mV
- Alimentation en tension : 5VDC ou courant constant 1Ma
- Précision linéaire : 0,25 % FS
- Plage de pression mesurable : 580 PSIG, 40KPaG
- Alimentation : 5 VDC
- Impédance d'entrée : 4 – 6 K Ω
- L'impédance de sortie de 4 à 6 K Ω
- Température de fonctionnement : -40 – 85 °C
- Température de stockage : -40 – 125 °C
- Milieux accessibles, gaz propres, secs et non corrosifs
- Tension de polarisation : ± 25 mV
- Tension de sortie à pleine échelle : 50 – 100 mV
- Résistance du pont : 4 – 6 K Ω
- Linéarité : $\pm 0,3$ % FS
- Hystérésis : $\pm 0,7$ % FS
- Biais Coefficient de température : $\pm 0,08$ % de la pleine échelle / °c
- Coefficient de sensibilité à la température : -0,21 % FS/ °c*

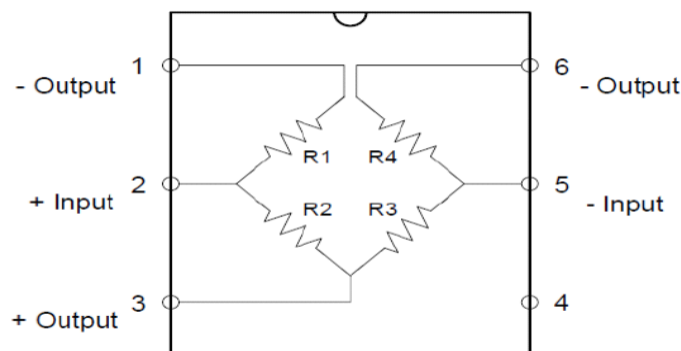


Figure II-12 Le circuit interne du capteur

Tableau II-1 Tableau des broches du capteur MPS20N0040D

Numéro de broche	Nom de la broche	Description
1 et 6	- Output	Sortie négative du capteur (les broches 6 et 1 doivent être court-circuités pour assurer un bon fonctionnement du capteur)
2	+ Input	Entrée positive (alimentation +5 VCC)
3	Vout +	Sortie positive du pont de Wheatstone
4	/	Non connecté
5	- Input	La masse 0V(GND)

II.4.4 Pompe

Nous avons besoin d'une pompe qui soit fiable, efficace, silencieuse et exempte de fuites d'air pour garantir le confort du patient. De plus, elle doit être suffisamment rapide pour gonfler le brassard rapidement. Pour répondre à ces exigences, nous avons choisi d'utiliser une pompe récupérée d'un vieux tensiomètre. Cette pompe est idéale pour notre application, notamment parce qu'elle est adaptée à notre alimentation et suffisamment rapide pour gonfler le brassard en quelques secondes. De plus, elle est silencieuse, ce qui est crucial pour le confort du patient.

II.4.4.1 Caractéristiques techniques [18]



Figure II-13 La pompe à air qu'on a utilisée

- Tension de fonctionnement : 6V DC.

- Débit : environ 2-3 litres par minute (L/min) à 6V.
- Pression maximale : Approximativement 300 mmHg.
- Consommation de courant : Environ 150-200 mA à 6V.
- Niveau de bruit : Faible, conçu pour minimiser le bruit pendant le fonctionnement.
- Poids : Environ 50-55 grammes.
- Dimensions : Compact, adapté à une intégration dans des dispositifs portables.

II.4.5 Électrovanne

Nous avons besoin d'une électrovanne capable de s'ouvrir et se fermer sans fuite d'air. Nous avons utilisé une électrovanne comme celle illustrée dans la figure suivante.



Figure II-14L'électrovanne qu'on a utilisée

II.4.5.1 Caractéristiques techniques [19]

- Tension de fonctionnement : 3,3V à 6,5V DC.
- Type : Tout-ou-rien (ON/OFF).
- Pression nominale : Jusqu'à 10 bar.
- Débit : Typiquement 0,1 à 2 L/s.
- Temps de réponse : Quelques millisecondes.
- Consommation de courant : 100 à 300 mA.
- Température de fonctionnement : -10°C à +50°C.
- Matériau du corps : Plastique, laiton, ou acier inoxydable.
- Connexions : Connexions de tuyaux standards (ex. : 1/8" NPT ou BSP).
- Durée de vie : Conçue pour des millions de cycles.

II.4.6 Les filtres

Le filtre passe-bande est conçu en utilisant deux filtres Butterworth : un filtre passe-haut et un filtre passe-bas, connectés en cascade. Cette configuration permet de bénéficier des caractéristiques de chaque filtre, offrant une réponse en fréquence plus précise et une bande passante mieux définie qu'un filtre à un seul stade. En combinant un filtre Butterworth passe-haut pour éliminer les fréquences basses indésirables et un filtre Butterworth passe-bas pour supprimer les fréquences hautes indésirables, le filtre passe-bande assure un large gain et améliore le rapport signal sur bruit de la sortie.

II.4.6.1 Le filtre passe-bas

Un filtre passe-bas Butterworth permet de laisser passer les fréquences en dessous d'une certaine fréquence de coupure et d'atténuer les fréquences au-dessus de cette fréquence de coupure, nous avons utilisé un filtre Butterworth de 4ème ordre.

II.4.6.1.1 Les caractéristiques techniques

- Réponse en amplitude plate dans la bande passante.
- La pente d'atténuation après la fréquence de coupure est déterminée par l'ordre du filtre. Plus l'ordre est élevé, plus la transition est rapide.

II.4.6.1.2 Applications

- Suppression du bruit haute fréquence dans les signaux.
- Lissage des signaux.
- Utilisé dans les systèmes de contrôle pour réduire les fluctuations rapides.

II.4.6.2 Le filtre passe-haut

Nous avons utilisé un filtre Butterworth de 4ème ordre pour le filtre passe-haut, ce qui permet de laisser passer les fréquences au-dessus d'une certaine fréquence de coupure et d'atténuer les fréquences en dessous de cette fréquence de coupure.

II.4.6.2.1 Les caractéristiques techniques

- Réponse en amplitude plate dans la bande passante.
- La pente d'atténuation avant la fréquence de coupure est déterminée par l'ordre du filtre. Plus l'ordre est élevé, plus la transition est rapide.

II.4.6.2.2 Applications

- Suppression des bruits basse fréquence, comme le bruit de fond.
- Utilisé pour détecter les changements rapides dans les signaux.
- Utilisé dans les systèmes audios pour éliminer les fréquences basses non désirées [22].

Un filtre de 4^{ème} ordre offre une meilleure sélectivité et une plus grande précision dans la séparation des fréquences désirées et indésirables.

II.4.7 Amplificateur d'instrumentation AD622

L'AD622 est un amplificateur à instrumentation fabriqué par Analog Devices. Conçu pour offrir des performances élevées à un coût abordable, il est facile à utiliser dans une grande variété d'applications. L'amplificateur AD622 est particulièrement adapté pour amplifier des signaux faibles en présence de bruit, ce qui est crucial pour les mesures de capteurs, les systèmes de conditionnement de signal et les instruments médicaux [23]. Dans notre application, il nous permettra d'amplifier efficacement le signal provenant du capteur, garantissant ainsi une lecture précise et stable.

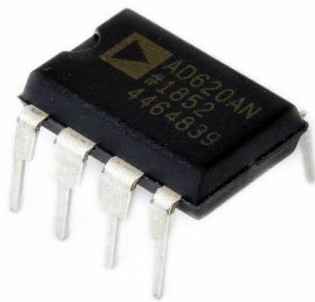


Figure II-15 l'amplificateur AD622

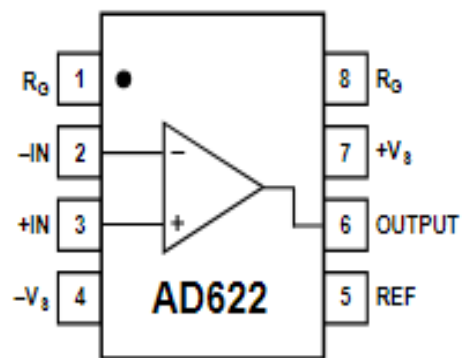


Figure II-16 Les broches de l'AD622

Tableau II-2 Tableau des broches de l'AD622

Numéro de broche	Nom des broches	Description
1 et 6	Rg	Broche de réglage du gain. Une résistance externe est connectée entre ces broches et pour définir le gain de l'amplificateur.
2	- Input	Entrée négative du signal différentiel. Cette broche reçoit l'un des signaux à amplifier.
3	+Input	Entrée positive du signal différentiel. Cette broche reçoit l'autre signal à amplifier.
4	-Vs	Alimentation positive (V-)
5	Ref	Broche de référence pour le décalage de sortie. Peut-être connectée à une tension de référence ou mise à la masse pour définir le niveau de sortie.
6	Output	Sortie de l'amplificateur. Le signal amplifié est disponible sur cette broche
7	+Vs	Alimentation positive (V+)

II.4.7.1 Caractéristiques de l'amplificateur AD622

- Facile à utiliser
- Solution économique
- Performance supérieure à celle des conceptions avec deux ou trois amplificateurs opérationnels.
- Gain unitaire sans résistance externe.
- Gains optionnels avec une seule résistance externe.

(Plage de gain : 2 à 1000)

- Large plage d'alimentation : $\pm 2,6 \text{ V}$ à $\pm 15 \text{ V}$.
- Disponible en boîtiers PDIP à 8 broches et SOIC_N à 8 broches.
- Faible consommation, courant d'alimentation maximal de 1,5 mA.

Performance DC

- Précision de gain de 0,15% : $G = 1$.
- Tension d'offset d'entrée maximale de $125 \mu\text{V}$.
- Dérive maximale de l'offset d'entrée de $1,0 \mu\text{V}/^\circ\text{C}$.
- Courant de polarisation d'entrée maximal de 5 Na.
- Rapport de réjection en mode commun minimum de 66 dB : $G = 1$.

Bruit

- Bruit de tension d'entrée de $12 \text{ nV}/\sqrt{\text{Hz}}$ à 1 kHz.
- Bruit de $0,60 \mu\text{V}$ crête à crête : 0,1 Hz à 10 Hz, $G = 10$.

Caractéristiques AC

- Bande passante de 800 kHz : $G = 10$.
- Temps de stabilisation de $10 \mu\text{s}$ à 0,1% : $G = 1$ à 100.
- Taux de montée de $1,2 \text{ V}/\mu\text{s}$.

II.4.8 Afficheur (écran EFT)

Un écran TFT (Thin-Film Transistor) est un type d'affichage à cristaux liquides (LCD) qui utilise des transistors à couche mince pour améliorer la qualité de l'image. Chaque pixel de l'écran TFT est contrôlé individuellement par un transistor, permettant un affichage plus précis et rapide des couleurs. Les écrans TFT sont connus pour leur haute résolution, leur large gamme de couleurs, leur temps de réponse rapide, et leur capacité à afficher des images nettes et claires. Ils sont couramment utilisés dans les téléviseurs, les écrans d'ordinateurs, les smartphones, et divers dispositifs électroniques embarqués en raison de leur performance supérieure et de leur fiabilité [24].



Figure II-17 Afficheur écran TFT

II.4.8.1 Caractéristiques techniques de l'écran TFT

- **Haute résolution** : Images nettes et détaillées.
- **Rapidité de réponse** : Réduction du flou de mouvement.
- **Large gamme de couleurs** : Images vives et réalistes.
- **Contrôle précis des pixels** : Amélioration du contraste et de la qualité d'image.
- **Compatibilité avec les microcontrôleurs** : Facile à piloter avec des microcontrôleurs comme l'ESP32.
- **Durabilité et fiabilité** : Conception robuste pour une utilisation prolongée.
- **Faible consommation d'énergie** : Idéal pour les appareils portables [25].

L'écran TFT un choix idéal pour une variété de projets, y compris les moniteurs de pression artérielle, où une représentation visuelle précise et claire des données est essentiel.

II.5 Conclusion

Dans ce chapitre, nous avons présenté la conception d'un appareil de mesure de la pression artérielle. Nous avons exploré les différentes approches pour déterminer les pressions artérielles et, enfin, nous avons examiné les composants nécessaires à la réalisation de l'appareil

Chapitre III :

Réalisation du Tensiomètre

III.1 Introduction

Dans ce chapitre de réalisation, nous allons présenter la du tensiomètre ainsi que la méthode employée pour mesurer la pression artérielle. Nous détaillerons également les différentes étapes suivies avant d'obtenir et d'afficher le résultat final.

III.2 Conception matérielle et électronique

III.2.1 Etude préalable du capteur MPS20N0040D

Pour nous assurer du bon fonctionnement du capteur, nous l'avons connecté dans un circuit de tuyauterie équipé d'une poire et d'un manomètre, comme illustré à la figure 1.

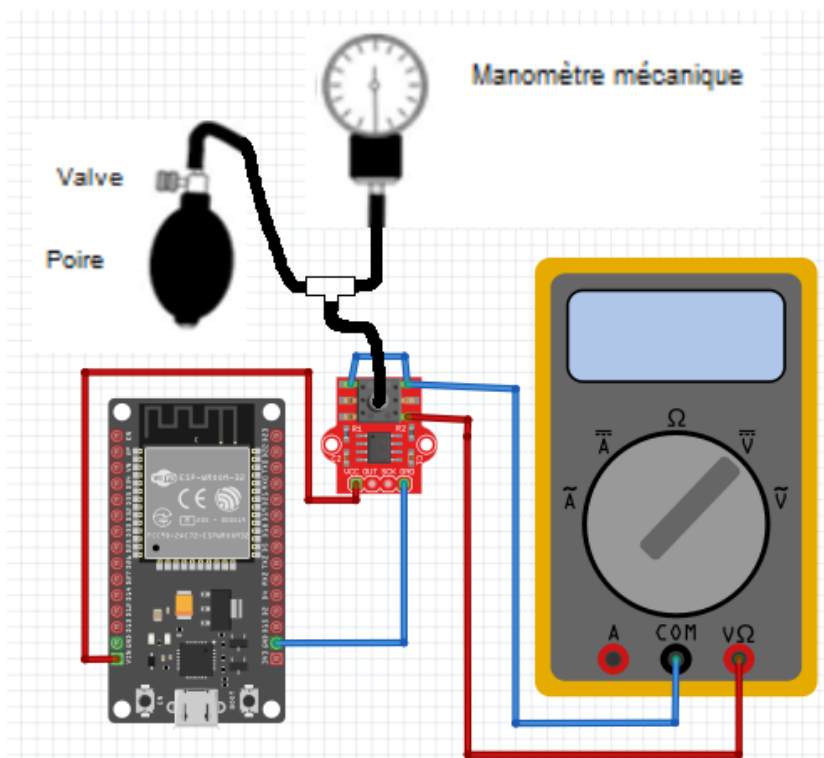


Figure III-1montage qui montre le circuit de tuyauterie entre le capteur poire et manomètre, pour tester la linéarité du capteur

Nous avons mesuré la tension de sortie entre les broches 1 et 3 à l'aide d'un multimètre, à intervalles de 20 mmHg. Les résultats obtenus sont présentés dans le tableau ci-dessous :

Pression (mmHg)	0	20	40	60	80	100	120	140	160	180	200	220	240	260	280	300
Output (mV)	5.2	9	13	16.5	20.5	24.3	28.3	31.8	37.7	39.7	43.6	47.2	50.9	54.6	57.3	62.2

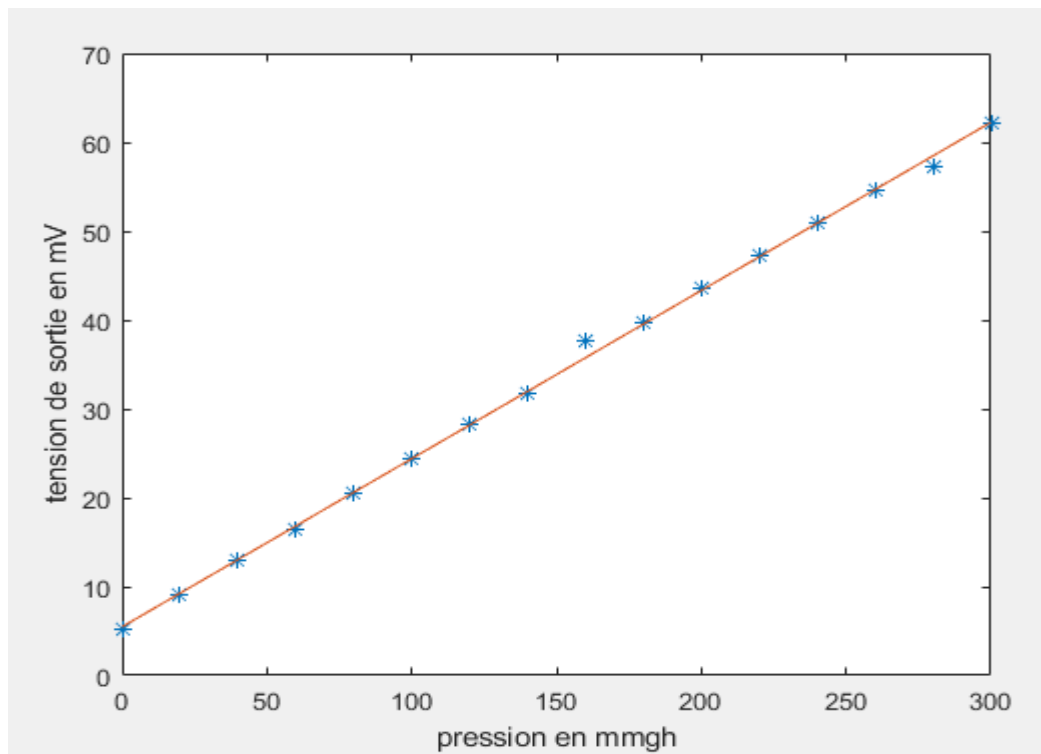


Figure III-2 point de mesure de la tension en fonction de la pression et sa droite de régression

En traçant le graphe de ces mesures, nous avons obtenu une droite, indiquant que la relation entre la pression et la tension de sortie est linéaire.

Cette linéarité confirme que le capteur fonctionne correctement et est approprié pour notre application de mesure de la pression artérielle.

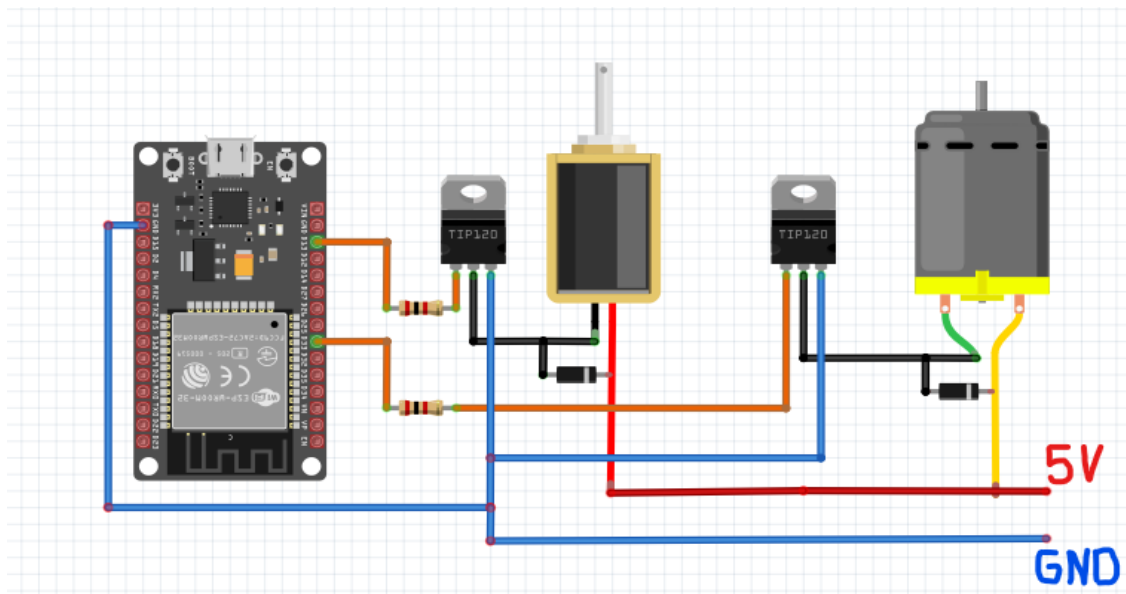
III.2.2 Justification du choix

Il existe plusieurs capteurs qui seraient adéquats pour notre projet, notamment le MPX5050 et le MPX2100, qui sont des capteurs différentiels performants. Cependant, ces capteurs ne sont pas disponibles et sont très coûteux.

Pour cette raison, nous avons opté pour le capteur MPS20N0040D. Ce capteur offre une bonne précision pour notre application et est facilement disponible à un coût raisonnable, ce qui le rend idéal pour notre projet de tensiomètre.

III.2.3 Alimentation et intégration de la pompe et l'électrovanne avec l'ESP32

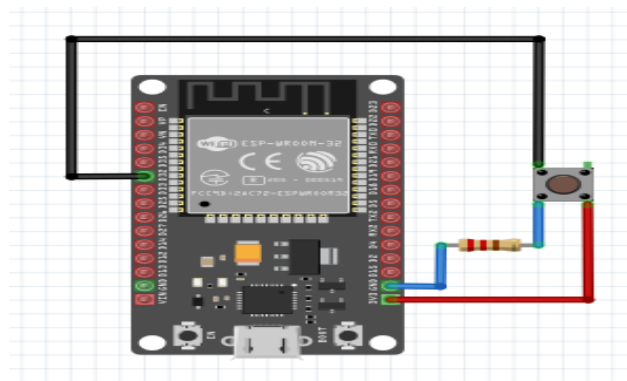
Pour contrôler un moteur ou une électrovanne, nous avons besoin d'un courant plus élevé que celui que l'ESP32 peut générer efficacement. Pour cela, nous utilisons un transistor en mode saturation, car nous avons besoin d'un contrôle basique pour simplement allumer ou éteindre la pompe et l'électrovanne comme la montre la figure suivante.



*Figure III-3*branchage du moteur e la pompe et l'électrovanne

III.2.4 Bouton poussoir de démarrage

Un bouton poussoir sera utilisé pour lancer le processus de mesure. Ce type de bouton est momentané, ce qui signifie qu'il revient à sa position initiale lorsque la pression est relâchée :



*Figure III-4*branchage du capteur

III.2.5 Circuit de conditionnement

L'objectif de cette section est de concevoir un circuit de conditionnement du signal qui permet d'obtenir un signal clair et adapté à la plage de tension d'entrée de l'ESP32. En effet, l'ESP32 à une tension d'entrée maximale de **3,3V**, il est donc nécessaire de conditionner le signal du capteur pour qu'il corresponde à cette plage. Pour ce faire, nous avons utilisé un circuit d'amplification suivi de deux étapes de filtrage : un filtre passe-bas Butterworth et un filtre passe-haut pour avoir le signal oscillométrique. Le but est de rendre le signal exploitable pour la suite du traitement numérique.

III.2.5.1 Circuit d'amplification

La première étape de notre circuit de conditionnement consiste à amplifier le signal provenant du capteur. Ce signal, représentant une pression entre 0 mmHg et 260 mmHg, doit être amplifié pour correspondre à une plage de tension comprise entre 0V et 3,3V, compatible avec l'entrée de l'ESP32. La tension mesurée pour une pression de 260 mmHg est de 54,6 mV.

Calculer le gain souhaitable :

$$\text{gain} = \frac{3300\text{mV}}{54.6\text{mV}} = 60,43$$

Nous avons donc besoin d'un gain d'environ **60** pour que le signal du capteur soit correctement amplifié et adapté à l'ESP32.

L'amplification du signal est réalisée à l'aide d'un amplificateur d'instrumentation AD622N. Le gain est donné par la formule suivante :

Calculer la résistance R_G :

En consultant la datasheet on a : $R_G = \frac{50,5 K}{\text{Gain}-1} \dots\dots\dots (4)$

$$R_G = \frac{50,5 K}{60,5 - 1} = 834,7 \Omega$$

Une résistance de 834 Ω est requise pour avoir un gain de 60. Pour avoir une résistance approximative a 834 Ω on peut associer 2 résistances en série, $R_1=550\text{ohm}$ et $R_2=270\text{ohm}$ en mesurant avec le multimètre le total on obtient 818 Ω , maintenant on peut calculer le gain.

$$\text{gain} = \frac{50,5 K}{R_G} + 1 = \frac{50500}{818} + 1 = 62,7$$

$$\text{gain} = 62,7$$

Ce gain de **62,7** est légèrement supérieur à celui que nous avons prévu, mais reste dans une marge acceptable pour notre application.

➤ **Vérification du gain avec les résultats pratiques**

Pour vérifier le fonctionnement de l'amplificateur, nous avons effectué plusieurs mesures de tension à l'entrée et à la sortie de l'amplificateur pour différentes valeurs de pression. Les résultats sont présentés dans le tableau suivant :

Pression (mmHg)	IN AD622	OUT A622	Vs/Ve
40	13	818	62.92
100	24.3	1520	62.55
160	37.7	2350	62.33
220	47.2	2940	62.28
280	57.3	3550	61.95

Comme on peut le constater, le gain reste stable pour différentes valeurs de pression, ce qui prouve que notre amplificateur fonctionne correctement et que les valeurs théoriques sont confirmées par les mesures pratiques.

III.2.5.2 Filtre passe bas

Après l'amplification, nous avons observé que le signal présentait encore beaucoup de bruit, comme le montre la figure ci-dessous qui représente le signal à l'entrée de l'esp32 venant directement du capteur de pression passant par l'amplificateur, afficher sur visuel studio l'aide de l'outil **teleplote**.

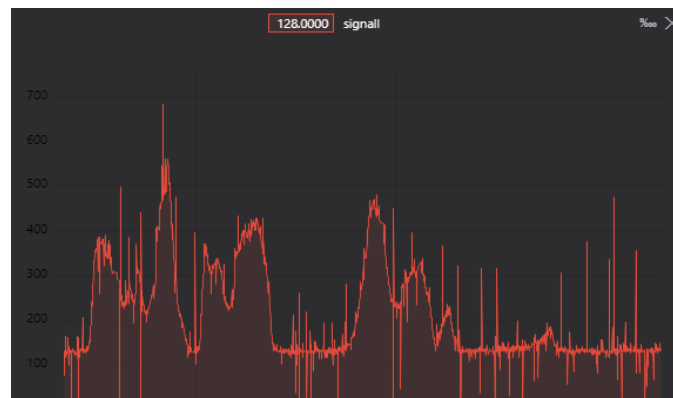


Figure III-5le signale après l'amplification

On voit que le signal a beaucoup de bruit, de plus dans notre réalisation toute fréquence supérieure à l'entour de 3Hz est indésirable et va rendre le traitement plus difficile, alors on a opté pour un filtre passe bas **Butterworth de 4-ème ordre**.

Pourquoi 3 Hz ? Parce que nous ne voulons pas perdre ou atténuer les oscillations présentes dans le signal de pression, qui seront abordées dans la section suivante.

Nous savons que la fréquence de coupure d'un filtre correspond à une atténuation de -3 dB. Nous avons donc décidé de choisir une fréquence de coupure de **5 Hz** afin de conserver une marge d'erreur, de sorte qu'à 3 Hz, le signal ne soit pas déjà atténué.

➤ Conception du filtre passe-bas

Le filtre passe-bas que nous avons conçu est basé sur deux cellules de **Sallen-Key** de 2-ème ordre. Chacune de ces cellules a un coefficient d'amortissement différent, en les associant on obtient une réponse fréquentielle plus plate dans la bande passante et une atténuation rapide après la fréquence de coupure. Et c'est pour cette qualité que nous avons choisi un filtre Butterworth.

➤ Calculer les valeurs des composants

Pour la première cellule on a le coefficient de qualité, $Q=1,84$, et $Q=0,76$ pour la 2ème cellule.

Et on a le coefficient d'amortissement $m^2 = \frac{C_2}{C_1} \dots \dots \dots (5)$ et $2m = Q$

Pour satisfaire les coefficients de qualité du filtre, le rapport entre C_1 et C_2 doit être comme suite :

$$C_1 = \frac{C_2}{m^2} \dots \dots \dots (6)$$

• Pour la première cellule

$$Q = 1,84 \text{ alors } m = \frac{Q}{2} ; m = 0,92$$

$$C_1 = \frac{C_2}{0,92^2}$$

En cherchant la meilleure combinaison de condensateurs qui respecte le rapport mentionné ci-dessus, tout en tenant compte de leur disponibilité sur le marché, nous avons trouvé les valeurs suivantes :

Si on prend $C_2 = 150\text{nF}$

$$C_1 = \frac{150\text{nF}}{0,92^2} = 178\text{nF}$$

Sur le marché on a la valeur de 180nF qui est proche de 178

➤ **Calculer la valeur des résistances**

En choisissant la fréquence de coupure à 5Hz on a :

$$2\pi f_c = \frac{1}{\sqrt{R_1 R_2 C_1 C_2}} \dots\dots\dots (7) \quad \text{Et} \quad \text{si} \quad R_1 = R_2 \quad \text{alors} \quad 2\pi f_c = \frac{1}{R\sqrt{C_1 C_2}}$$

$$R = \frac{1}{2\pi \times f_c \sqrt{C_1 C_2}} = \frac{1}{2\pi \times 5 \times \sqrt{180 \times 10^{-9} \times 150 \times 10^{-9}}}$$

$$R = \frac{1}{5,159} \times 10^6$$

$$R = 193K\Omega$$

Là on peut choisir 2 résistances de même valeur de 193 kΩ mais vu la non disponibilité de ces valeurs on peut choisir 2 résistances différentes de tel sorte que $R = \sqrt{R_1 R_2}$

Nous avons alors choisi **R1 = 180kΩ** et **R2 = 200kΩ**, ce qui donne une résistance équivalente de **189kΩ**. Cette valeur est suffisamment proche de celle calculée, ce qui valide notre choix.

Alors on prend les valeurs suivantes pour la première cellule :

- **C₁ = 180nF**
- **C₂ = 150nF**
- **R₁ = 180 KΩ**
- **R₂ = 200 KΩ**

Vérifions la fréquence de coupure avec ces valeurs

$$f_c = \frac{1}{2\pi \sqrt{R_1 R_2 C_1 C_2}} =$$

$$\frac{1}{2 \times 3,14 \sqrt{180000 \times 200000 \times 180 \times 10^{-9} \times 150 \times 10^{-9}}} = \frac{1}{0,1968} = 5,08Hz$$

- **Pour la 2-ème cellule**

$$Q = 0,76 \quad \text{alors} \quad m = \frac{Q}{2} ; m = 0,38$$

$$C_1 = \frac{C_2}{0,38^2}$$

Si on prend C₂ = 0,47uF

$$C_1 = \frac{0,47\mu F}{0,38^2} = 3,25\mu F$$

On a sur le marché la valeur de 3,3 μ F qui est proche de 3,25 μ F

➤ **Calculer la valeur des résistances ;**

Rappelons $f_c = 5\text{Hz}$:

$$R = \frac{1}{2\pi f_c \sqrt{C_1 C_2}} = \frac{1}{2\pi \times 5 \times \sqrt{0,47 \times 10^{-6} \times 3,3 \times 10^{-6}}}$$

$$R = \frac{1}{39,09} \times 10^6$$

$$R = 25,5\text{K}\Omega$$

La valeur 25,5 k Ω n'est pas disponible, alors on a choisi 2 résistances différentes

R1=15K et R2=43K ; qui donne une résistance équivalente de 25,4K k Ω

Les valeurs choisies pour la 2-ème cellule :

- **C3 = 3,3 μ F**
- **C4 = 0,47 μ F**
- **R3=15 K Ω**
- **R4=43 K Ω**

Vérifions la fréquence de coupure avec ces valeurs

$$f_c = \frac{1}{2\pi \sqrt{R_1 R_2 C_1 C_2}} =$$

$$\frac{1}{2 \times 3,14 \sqrt{15000 \times 43000 \times 3,3 \times 10^{-6} \times 0,47 \times 10^{-6}}} = \frac{1}{0,1986} = 5,03\text{Hz}$$

Voici le circuit final de notre filtre :

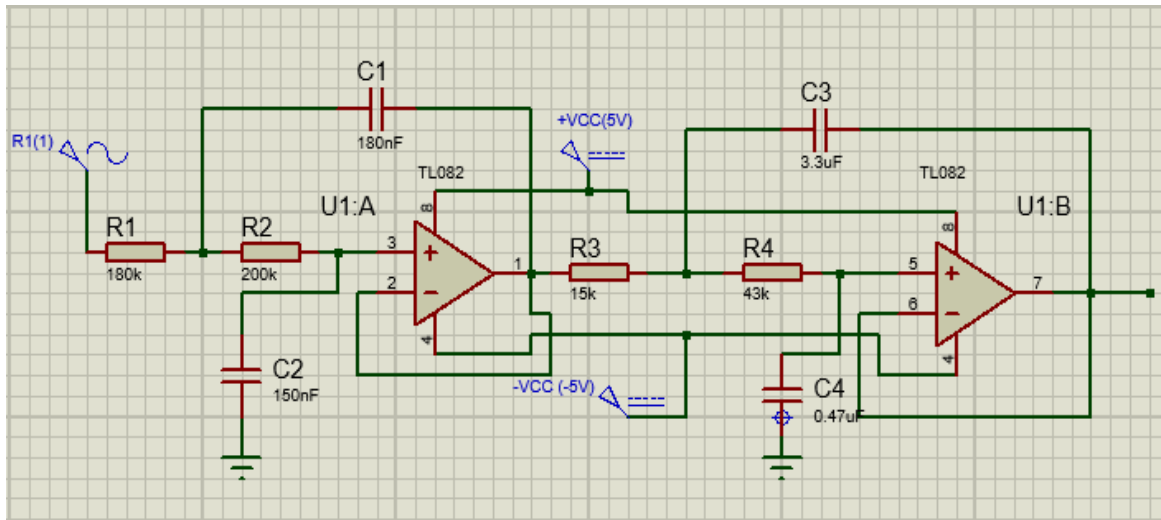


Figure III-6 simulation du circuit butterworth 4eme ordre avec la configuration sallen

Nous avons utilisé un amplificateur opérationnel TL082, un circuit intégré qui contient deux amplificateurs opérationnels.

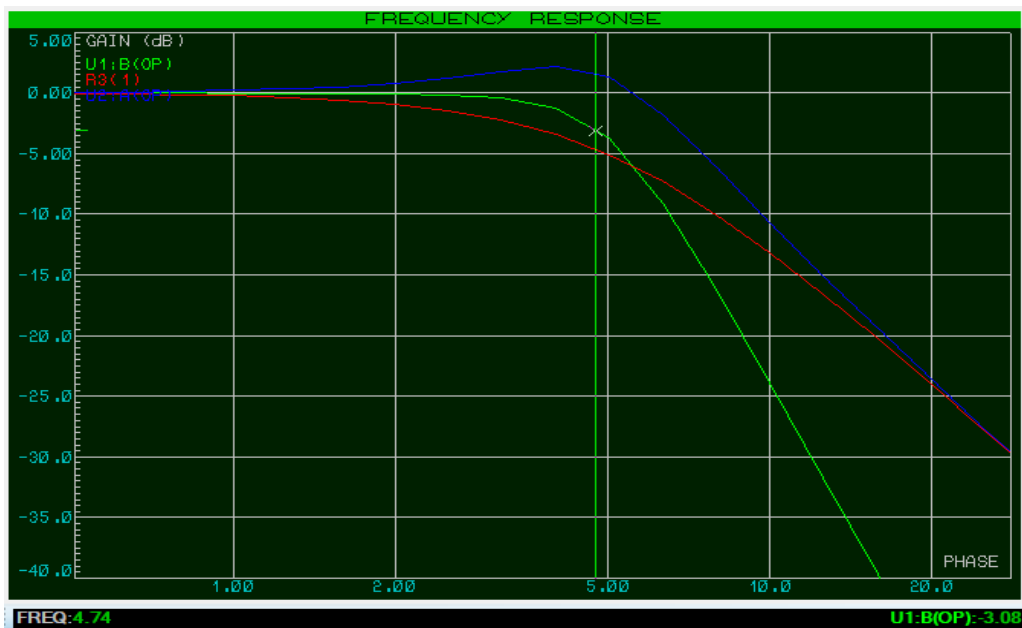


Figure III-7 la réponse fréquentiel du filtre réalisé

En utilisant la fonction d'affichage de la réponse fréquentielle sur Proteus, nous avons obtenu le résultat suivant.

Discutions des résultats

Sur le graphe, on observe trois courbes : en vert, la réponse fréquentielle de l'ensemble du circuit ; en rouge, la réponse fréquentielle de la première cellule ; et en bleu, celle de la deuxième cellule. Nous constatons que les deux cellules associées ont des coefficients d'amortissement différents, ce qui permet d'obtenir une réponse fréquentielle idéale. Le curseur indique qu'à une atténuation de -3 dB, la fréquence est de 4,75 Hz, ce qui est proche de notre objectif de 5 Hz, confirmant ainsi le bon fonctionnement de notre filtre. Ces résultats ont également été vérifiés expérimentalement.

III.2.5.3 Filtre passe haut

Pour déterminer les paramètres de la pression artérielle, il est nécessaire de les référer à des repères sur le signal oscillométrique. Il faut donc séparer ce signal de celui de la pression afin de pouvoir le traiter numériquement par la suite.

Nous avons donc choisi un filtre passe-haut de Butterworth du 4^e ordre, avec une fréquence de coupure à 0,3 Hz, afin d'éviter d'affecter la fréquence des oscillations correspondant à la fréquence cardiaque.

Conception du filtre

Nous avons utilisé le même montage que pour le filtre passe-bas, avec deux cellules de Sallen-Key, en inversant l'emplacement des résistances et des condensateurs comment le montre la figure suivante.

Calcul des composants

Contrairement à avant, nous avons maintenant une relation entre le coefficient d'amortissement et les résistances R1 et R2, définie comme suit

$$m^2 = \frac{R_1}{R_2} \dots \dots \dots (8)$$

En choisissant un condensateur $C = 47\mu\text{F}$ et en fixant la fréquence de coupure à $0,3\text{Hz}$, nous avons utilisé la formule suivante pour calculer la résistance :

$$2\pi f_c = \frac{1}{RC} \quad ; \quad R = \frac{1}{C \times 2\pi f_c} = \frac{1}{47 \times 10^{-6} \times 2 \times 3,14 \times 0,3} = \frac{1}{88,54} \times 10^6$$

$$R = 11,29 \text{ K } \Omega$$

Alors on a la résistante équivalente $\sqrt{R_1 \times R_2} = 11294\Omega$

➤ **Pour la première cellule** $Q = 1,84$ alors $m = \frac{Q}{2}$; $m = 0,92$

On multiplie $R \times 0,92$ pour avoir R1 et on divise $\frac{R}{0,92}$ pour avoir R2

Alors :

$$R_1 = R \times 0,92 = 11294 \times 0,92 = 10465 \approx 10\mathbf{K}\Omega$$

$$R_2 = \frac{R}{0,92} = \frac{11294}{0,92} = 12276 \approx 12\mathbf{K}\Omega$$

Alors on prend les valeurs suivantes pour la première cellule :

$$\mathbf{C1=C2=47\mu F}$$

$$\mathbf{R1=10 K\Omega}$$

$$\mathbf{R2=12 K\Omega}$$

Vérifier la fréquence de coupure avec les valeurs des composants choisis :

$$f_c = \frac{1}{2\pi \times C \sqrt{R_1 R_2}} = \frac{1}{2 \times 3,14 \times 47 \times 10^{-6} \sqrt{10000 \times 12000}} = \frac{1}{3,233} = 0,309\mathbf{Hz}$$

➤ **Pour la 2-ème cellule** $Q = 0,76$ alors $m = \frac{Q}{2}$; $m = 0,38$

On multiplie $R \times 0,38$ pour avoir R1 et on divise $\frac{R}{0,38}$ pour avoir R2

Alors

$$R_1 = R \times 0,38 = 11294 \times 0,38 = 4291 \approx 4,3\mathbf{K}\Omega$$

$$R_2 = \frac{R}{0,38} = \frac{11294}{0,38} = 29721 \approx 30\mathbf{K}\Omega$$

Alors on prend les valeurs suivantes pour la première cellule :

$$\mathbf{C1=C2=47\mu F}$$

$$\mathbf{R1=4,3 K\Omega}$$

$$\mathbf{R2=30 K\Omega}$$

Vérifier la fréquence de coupure avec les valeurs des composants choisis :

$$f_c = \frac{1}{2\pi \times C \sqrt{R_1 R_2}} = \frac{1}{2 \times 3,14 \times 47 \times 10^{-6} \sqrt{4300 \times 30000}} = \frac{1}{3,352} = 0,298\mathbf{Hz}$$

Voici le circuit simulé sur Proteus :

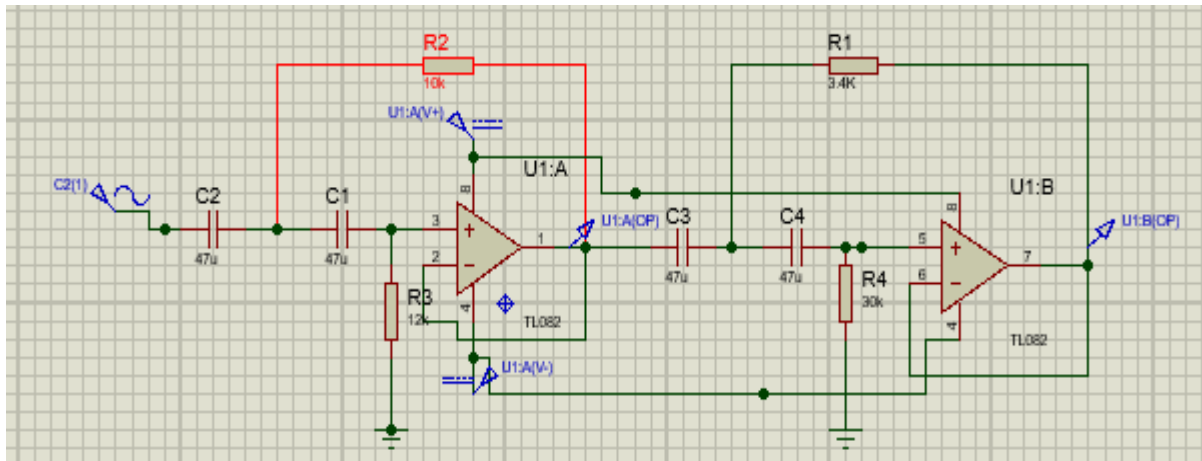


Figure III-8 circuit du filtre passe haut Butterworth sur Proteus



Figure III 9 la réponse fréquentiel du filtre passe haut

On observe clairement qu'à la fréquence de 0,3 Hz, le gain est de -3 dB, ce qui confirme le bon fonctionnement de notre filtre Butterworth.

Amplification et décalage du signal oscillométrique

Une fois que nous avons obtenu le signal oscillométrique, celui-ci présente des oscillations positives et négatives. Cependant, l'ESP32 ne peut pas lire les valeurs négatives, et les oscillations obtenues sont relativement faibles. Pour résoudre ces deux problèmes, nous avons décidé d'amplifier et de décaler le signal en utilisant un amplificateur d'instrumentation AD622.

Nous avons configuré l'amplificateur avec un gain de 23 pour augmenter l'amplitude des oscillations et rendre le signal plus exploitable en utilisant 2 résistances en parallèle $R_1=4,3$ et $R_2=4,3K$.

Ensuite, pour permettre à l'ESP32 de lire les valeurs négatives du signal, nous avons décalé ce dernier en y ajoutant une composante continue. Cela a été réalisé connectant une tension de 1V à la broche de référence (REF) de l'amplificateur, obtenue grâce à un diviseur de tension avec 2 résistances $R_1=1K$

Et $R_2=4,3K$ calculer comme suite.

$$U_{R2} = U \frac{R_1}{R_1 + R_2} \dots \dots \dots (9)$$

$$U_{R2} = 5 \times \frac{1}{1 + 4,3} = 0,94V$$

Ce décalage permet de convertir les parties négatives du signal en valeurs positives, les rendant compatibles avec l'ESP32, tout en maintenant l'intégrité du signal amplifié, l'image suivante montre le circuit.

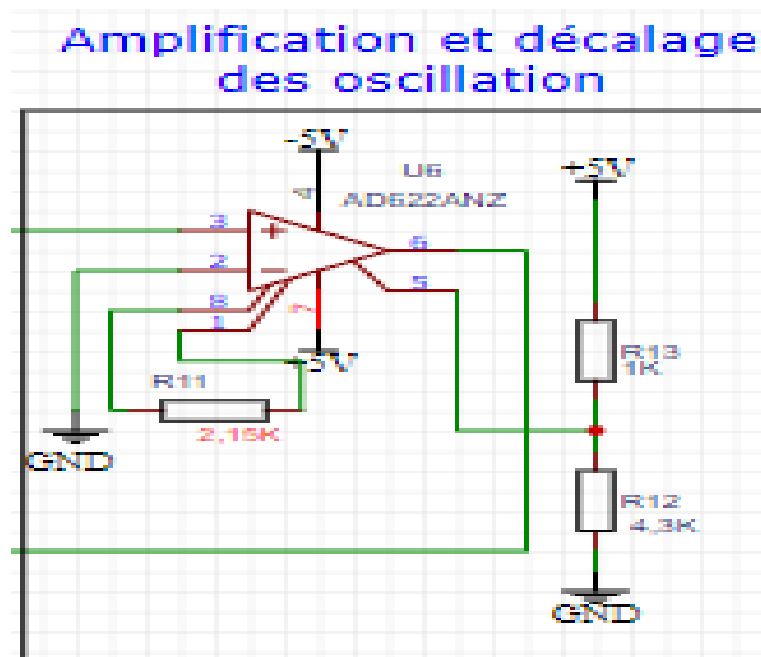
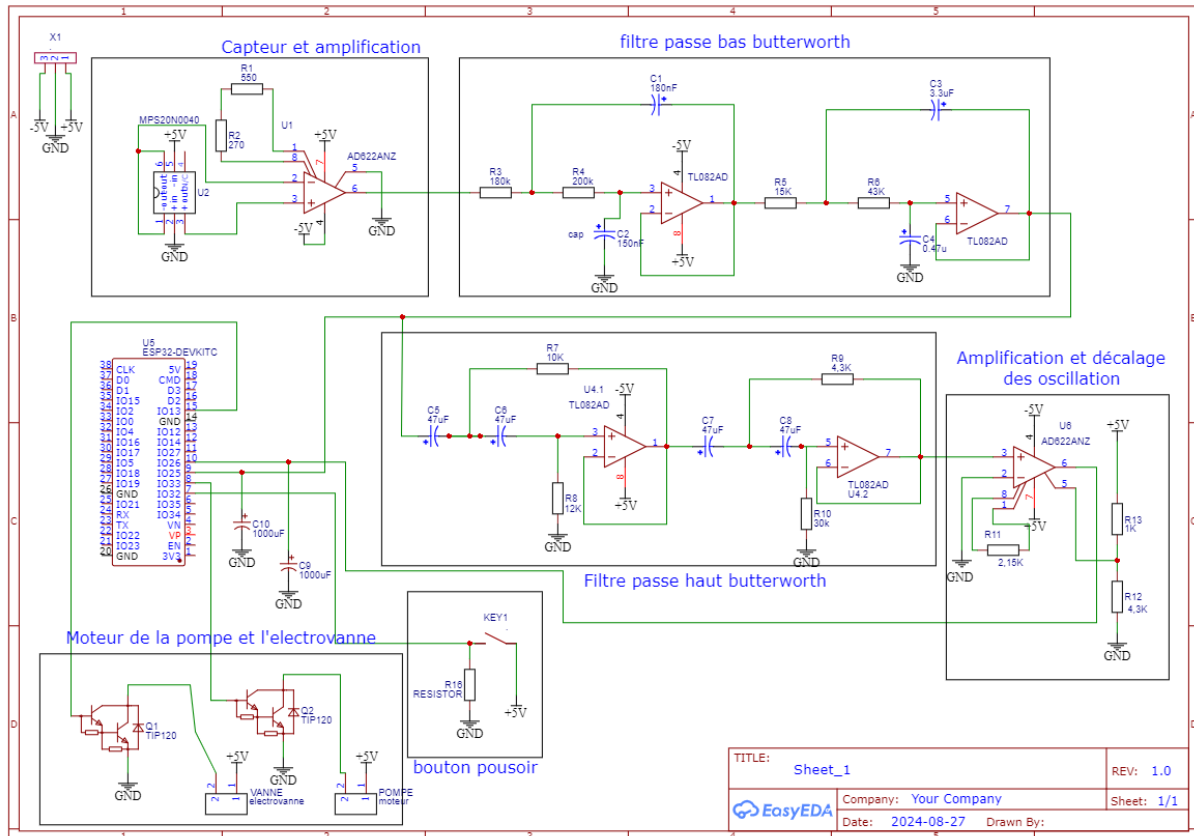


Figure III-10 circuit d'amplification et de décalage du signal oscillométrique

Circuit finale de notre projet



Le circuit ci-dessus inclut l'ensemble du circuit de conditionnement du signal, ainsi que le câblage du moteur, de l'électrovanne et du bouton.

III.3 Traitement numérique (programmation)

III.3.1 Partie de la déclaration

➤ Inclusion des bibliothèques

On a inclus d'abord la bibliothèque Arduino, qui permet de programmer l'ESP32 sur le framework PlatformIO. Ensuite, on a ajouté la bibliothèque Adafruit ILI9341 pour l'utilisation de l'écran TFT, puis la bibliothèque SPI, qui nous permet d'utiliser le protocole de communication SPI entre l'ESP32 et l'écran pour un échange de données rapide et efficace.

➤ Définition des broches

Les broches des signaux oscillométriques (pin_signall, pin_signall2), de la pompe, de la vanne, et du bouton sont définies.

➤ Variables globales

Plusieurs tableaux et variables sont initialisés pour stocker et traiter les signaux oscillométriques et de pression, comme `tab_o[]`, `tab_p[]`, et `tab_signall_0[]`.

III.3.2 Initialisation

Dans la fonction `setup()`, l'écran ILI9341 est initialisé avec les paramètres nécessaires pour afficher du texte en couleur. Un message est affiché pour inviter l'utilisateur à appuyer sur un bouton afin de démarrer la mesure. Les broches du système ont également été configurées en entrées et sorties selon leur rôle respectif : les broches des signaux, de la pompe et de la vanne sont définies comme des sorties, tandis que celles des capteurs et du bouton sont définies comme des entrées. Enfin, le moniteur série est initialisé pour permettre la visualisation des données en temps réel sur un ordinateur via le port série, facilitant ainsi le débogage et la supervision du fonctionnement du système.

III.3.3 Boucle principale

III.3.3.1 Lecture et filtrage des signaux

Dans la boucle principale (`void loop()`), le signal analogique provenant de capteur de pression et le signal oscillométrique sont lus en continu, filtrés, et affichés sur le moniteur série.

Signal de pression (`signall`) et oscillométrique (`signall2`)

Les lectures analogiques sont effectuées à partir des broches associées au capteur et la sortie du filtre passe haut.

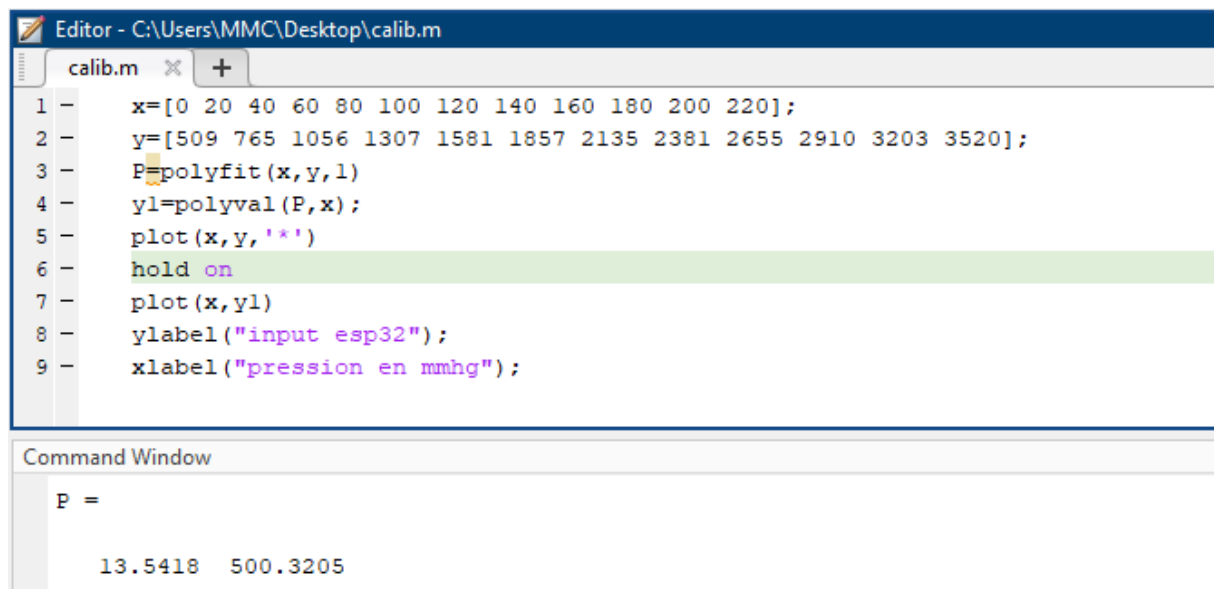
Notre capteur n'étant pas un capteur différentiel, cela pose un problème pour notre application. De plus, les valeurs qu'il donne au démarrage ne sont pas stables et changent après un certain temps. Pour garantir des mesures fiables, nous avons décidé d'ajuster le signal avant chaque mesure. Cela est essentiel pour tenir compte de la pression atmosphérique. À chaque nouvelle mesure, nous soustrayons une valeur de référence (`signal_T0`), qui correspond à la lecture initiale juste avant la mesure. Ensuite, nous convertissons cette valeur en pression à l'aide d'un facteur de calibration $a=16.6$, calculé ainsi.

Voici un tableau de pression mesurer avec un manomètre et à droite les valeurs afficher sur le moniteur série :

Pression (mmhg)	0	20	40	60	80	100	120	140	160	180	200	220
Input ESP32	510	765	1056	1307	1581	1857	2135	2381	2655	2920	3213	3520

Puis à l'aide de Matlab nous avons effectué un ajustement linéaire des données afin de déterminer la relation entre les variables sous forme d'une équation linéaire simple. Les données initiales, représentant la courbe obtenue, ont été ajustées à une droite de régression

linéaire en utilisant les fonctions polyfit et polyval. L'objectif de cet ajustement est de modéliser la relation entre la pression en mmhg et les valeurs à l'entrée de l'esp32 sous la forme d'une équation de droite $y = a \times x + b$, où 'a' représente la pente et b l'ordonnée à l'origine.



```

Editor - C:\Users\MMC\Desktop\calib.m
calib.m x +
1 - x=[0 20 40 60 80 100 120 140 160 180 200 220];
2 - y=[509 765 1056 1307 1581 1857 2135 2381 2655 2910 3203 3520];
3 - P=polyfit(x,y,1)
4 - y1=polyval(P,x);
5 - plot(x,y,'*')
6 - hold on
7 - plot(x,y1)
8 - ylabel("input esp32");
9 - xlabel("pression en mmhg");

Command Window
P =
    13.5418    500.3205
  
```

Figure III-11le programme sur Matlab qui nous permet de trouver la droite de régression

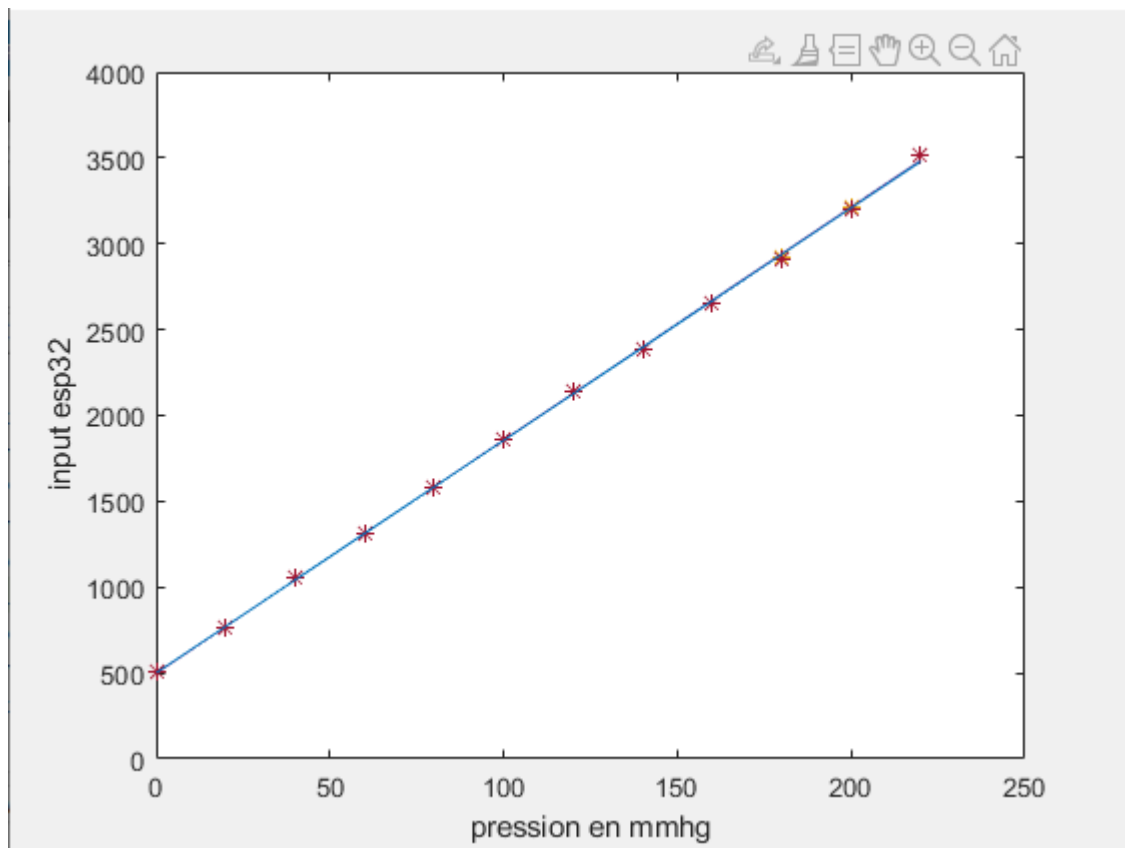


Figure III-12 point de lu sur l'esp32 en fonction de la pression et la droite de régression

Notre équation de droite sera alors $y = 13,54 \times x + 500$

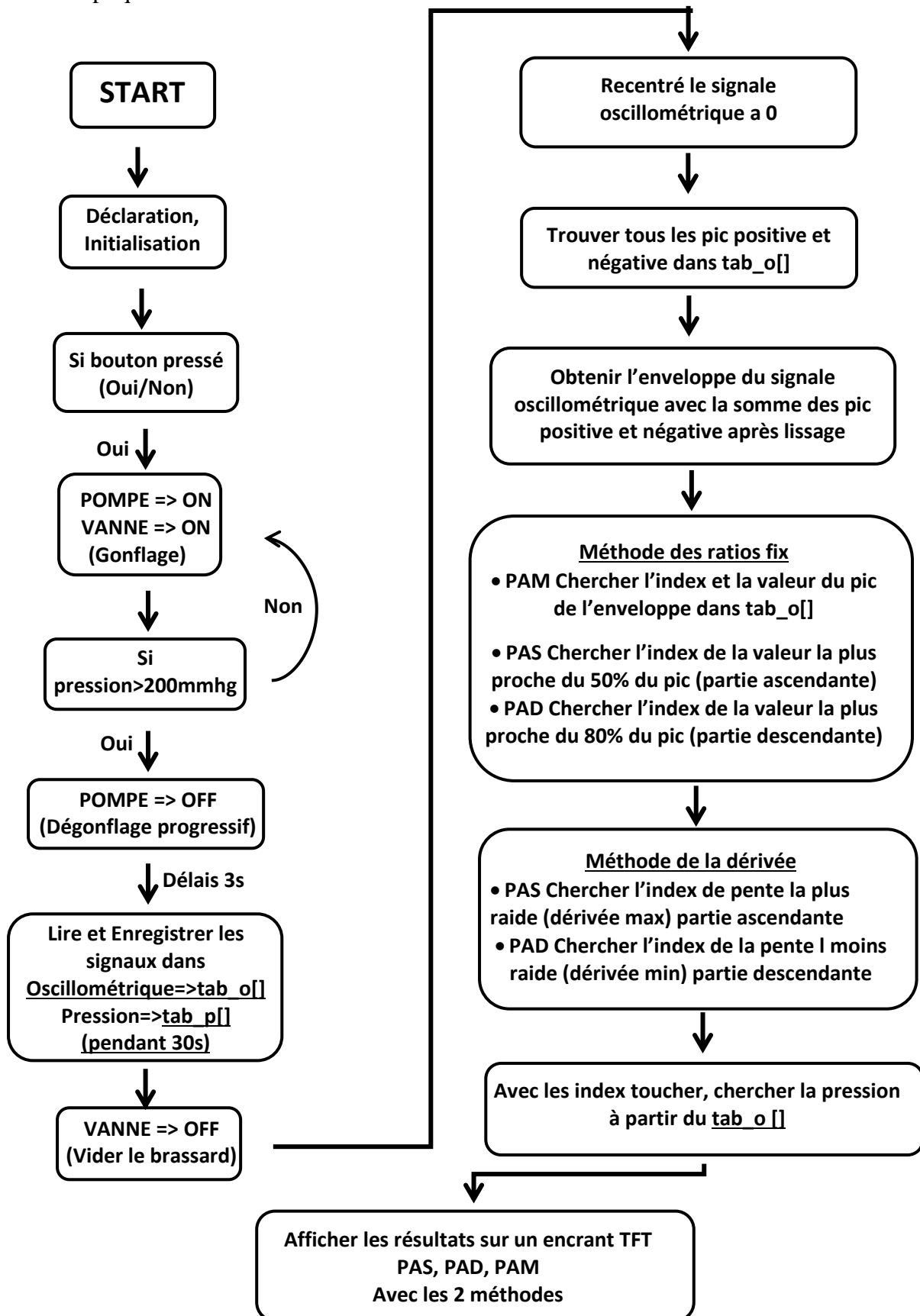
Les y sont les valeurs sur l'entrée de l'esp32 et les x est la pression en mmhg, alors si on veut déduire la pression à partir de l'entrée on peut utiliser la formule suivante,

$$x = \frac{y-500}{13,54} \dots\dots\dots (10)$$

Puisque l'ordonner à l'origine change à chaque fois alors on le remplacé avec (signal_T0).

Organigramme de programme :

Voici un organigramme qui résumé le programme de nous avons réalisé qui serais ensuite bien expliquer en détail.



➤ Filtrage avec la moyenne mobile

Un filtrage est appliqué à travers une moyenne mobile pour lisser les données des signaux (via les tableaux tab1 [] et tab2 []), améliorant la précision des lectures, la figure suivante montre le programme du filtrage.

Le filtre moyenneur fonctionne en calculant la moyenne des valeurs d'une fenêtre glissante, souvent appelée **fenêtre de données**. À chaque nouvelle mesure, la valeur la plus récente est ajoutée à cette fenêtre, tandis que la valeur la plus ancienne est supprimée. Ce processus permet de balayer et de lisser le signal en atténuant les variations rapides et le bruit, tout en suivant les tendances du signal de manière continue.

III.3.3.2 Gonflage et dégonflage automatique

Lorsque le bouton est appuyé, le processus de gonflage du brassard commence par la fermeture de l'électrovanne et le déclenchement immédiat de la pompe à l'aide d'un signal PWM via la fonction analogWrite (). Une fois que la pression atteint un seuil de (≥ 200), la pompe est éteinte progressivement à l'aide d'une boucle pour minimiser les grandes oscillations du signal oscillométrique.

Tandis que le système dégonfle lentement. Pendant ce temps, les données de pression et oscillométriques sont capturées filtré puis enregistrées dans des tableaux de 1000 échantillon, avec un temps d'échantillonnage de 30ms ce qui veut dire pendant 30seconde pour une analyse ultérieure voir la figure au-dessous.

III.3.3.3 Traitement des données capturées

Après l'enregistrement du signale, plusieurs étapes de traitement sont effectuées pour extraire les informations pertinentes des signaux capturés.

III.3.3.3.1 Décalage et soustraction de la moyenne

Le signal oscillométrique est d'abord recentré autour de zéro en soustrayant la moyenne des valeurs capturées. Cette moyenne est calculée en utilisant l'équation suivante :

$$\bar{x} = \frac{1}{n} \sum_{i=1}^n x_i \dots \dots \dots (11)$$

\bar{X} est la moyenne, x_i représente chaque valeur du signal, et n est le nombre total d'échantillons. En soustrayant cette moyenne de chaque valeur du signal, on obtient un signal recentré autour de zéro, ce qui permet de mieux isoler les oscillations.



Figure III-13 la figure nous montre le signal lu avec l'esp32 en rouge et le signal recentré à 0/

III.3.3.2 Détection des pics

Le programme identifie et enregistre les pics positifs et négatifs des oscillations et garde ces valeurs jusqu'aux nouveau pic, qui sont ensuite utilisés pour calculer l'enveloppe du signal oscillométrique. Cela est fait en comparant chaque point à ses voisins pour trouver les maxima et minima locaux.

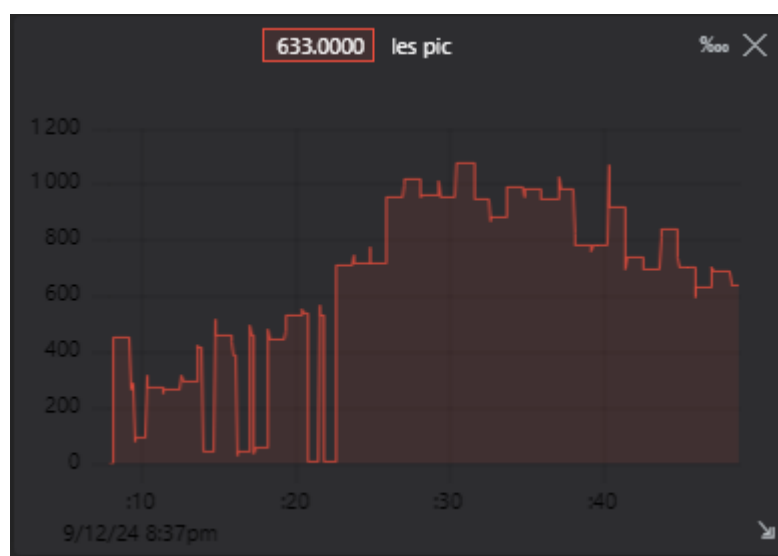


Figure III-14 image qui montre l'affichage des piques max

III.3.3.3 Obtention de l'enveloppe

L'enveloppe est obtenue en filtrant d'abord la courbe résultant des pics, qui semble représenter un signal carré. Ensuite, on calcule la somme des enveloppes supérieure et inférieure. C'est à partir de cette enveloppe que nous identifierons les points clés pour la mesure de la pression artérielle ultérieurement.



Figure III-15 image qui montre l'affichage des piques min



Figure III-16 en bleu les pique maximum, en vert les pique minimum, en rouge leur somme et en violet l'enveloppe résultant

III.3.3.3.4 Calcul des pressions (PAS, PAD, PAM)

Les pressions systolique (PAS), diastolique (PAD), et moyenne (PAM) sont calculées à partir de l'enveloppe filtrée du signal oscillométrique, nous allons utiliser 2 méthode différente.

Méthode des ratios fixes : Le pic maximal de l'enveloppe est identifié comme la pression

Comme le montre le programme, nous parcourons d'abord le tableau de l'enveloppe pour trouver la valeur maximale et en récupérer son l'index. Ensuite, dans la première partie de l'enveloppe, nous identifions la valeur la plus proche de la moitié du pic maximal en cherchant la valeur absolue la plus petite, et nous conservons l'index correspondant comme celui de la PAS. De même, dans la deuxième partie de l'enveloppe, nous effectuons une recherche de la valeur qui correspond au 80% du pique max pour déterminer l'index correspondant à la PAD. Enfin, nous assignons les valeurs de pression et leurs indices respectifs aux variables PAS, PAD et PAM.



Figure III-17 Image qui montre la méthode des ratios fix

Méthode de la dérivée discrète

Une seconde méthode utilise la dérivée discrète pour identifier les points de variation maximale de l'enveloppe, qui correspondent également aux pressions systolique et diastolique.

Le programme consiste à chercher la pente la plus raide sur la partie ascendante en calculant la dérivée, en prenant la différence entre deux valeurs espacées de 50 points, puis en la divisant par cet écart de 50. La valeur de la dérivée la plus grande est conservée comme étant le point de la PAS. Ensuite, on cherche la pente la plus faible dans la partie descendante en appliquant la même méthode, et on garde également l'index qui correspond à la PAD. Après qu'on a trouvé les index correspondant nous allons chercher leur valeur de pression qui correspond dans le tableau de pression.

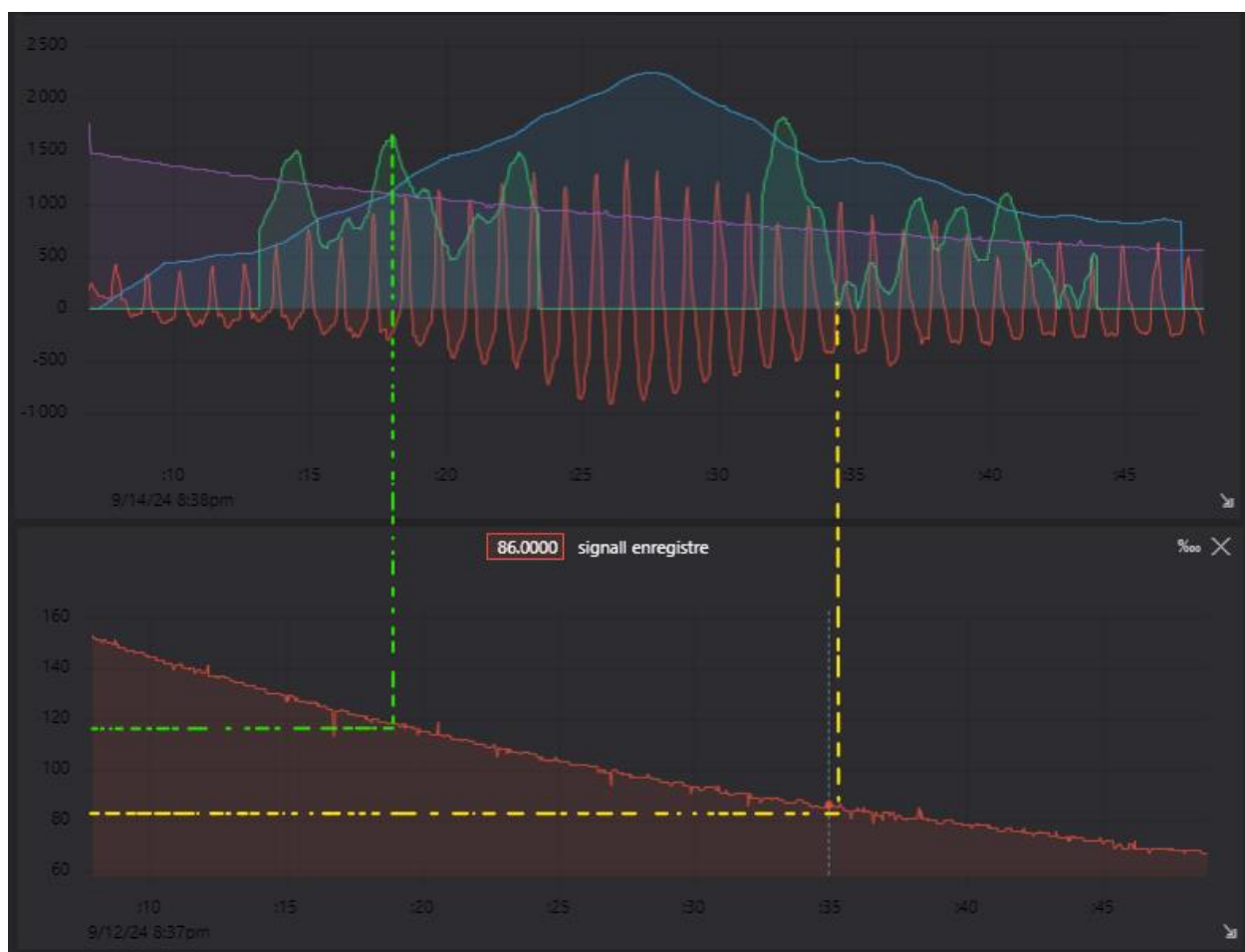


Figure III-18 Image qui montre la méthode du dérivé

III.3.3.3.5 Fréquence cardiaque

Le programme calcule également la fréquence cardiaque basée sur le nombre de pics détectés durant la mesure (battements par minute) et le multiplier par 2 pour trouver le nombre de battement pas minute puisque le signal a une durée de 30 secondes.

III.3.3.3.6 Affichage des résultats

Une fois les calculs terminés, les résultats des mesures de PAS, PAD, PAM, ainsi que la fréquence cardiaque, sont affichés à l'écran avec une comparaison entre les résultats des deux méthodes (ratios fixes et dérivées).

Le texte et les résultats sont mis en forme et affichés à des positions spécifiques sur l'écran pour une lecture claire et intuitive des valeurs par l'utilisateur.



Figure III-19 l'image montre le résultat afficher avec l'encrant TFT

III.4 Conclusion

En conclusion, ce chapitre a permis de mettre en œuvre les différents composants du tensiomètre, depuis le capteur de pression jusqu'à l'affichage des données. Les étapes de filtrage, d'amplification et de traitement du signal se sont révélées essentielles pour garantir des mesures précises, confirmant ainsi la fiabilité.

Test des résultats

Pour vérifier la fiabilité du tensiomètre que nous avons réalisé, nous avons effectué plusieurs mesures sur différents sujets. L'objectif est de comparer les résultats obtenus avec notre appareil à ceux obtenus par la méthode de référence, à savoir la méthode auscultatoire, qui est la méthode de référence utilisée pour les mesures non invasives de la pression artérielle.

Méthode de comparaison

Chaque sujet a fait l'objet de plusieurs mesures simultanées. D'une part, une mesure avec notre tensiomètre basé sur la méthode oscillométrique, et d'autre part, une mesure manuelle à l'aide d'un stéthoscope pour écouter les bruits de Korotkoff.

Les pressions systolique et diastolique ont été notées pour chaque mesure, et nous avons comparé les résultats obtenus avec notre appareil à ceux de la méthode auscultatoire.

Voici un tableau récapitulatif des résultats obtenus :

Oscillométrique				Osculation	
Ratios fix		Dérivé		Systolique (mmHg)	Diastolique (mmHg)
S	D	S	D		
SUJET 1					
116	89	116	93	119	89
118	90	118	93	120	88
121	94	120	93	121	87
SUJET 2					
108	78	109	83	107	79
108	79	112	80	109	80
110	80	113	84	113	80
110	81	115	82	114	84
110	81	114	83	116	84

Pour calculer le pourcentage d'erreur relative entre les mesures obtenues par notre tensiomètre et celles de la méthode de référence (auscultatoire), nous avons utilisé la formule suivante :

$$\text{Erreur relative (\%)} = \frac{(\text{Valeur mesure} - \text{valeur de référence})}{\text{valeur de référence}} \times 100$$

Cette formule nous permet de déterminer dans quelle mesure les résultats obtenus par le tensiomètre oscillométrique s'écartent de la méthode de référence.

Erreur relative (%) Systolique Ratio	Erreur relative (%) Diastole Ratio	Erreur relative (%) Systolique dérivé	Erreur relative (%) Diastole Dérivé
-2.52%	0.00%	-2.52%	4.49%
-1.67%	2.27%	-1.67%	5.68%
0.00%	8.05%	-0.83%	6.90%
0.93%	-1.27%	1.87%	5.06%
-0.92%	-1.25%	2.75%	0.00%
-2.65%	0.00%	0.00%	5.00%
-3.51%	-3.57%	0.88%	-2.38%
-5.17%	-3.57%	-1.72%	-1.19%

Erreurs moyennes calculées pour chaque méthode :

- **Méthode des ratios fixes**
 - Erreur systolique moyenne : -2.25 mmHg
 - Erreur diastolique moyenne : +0.125 mmHg
- **Méthode dérivée :**
 - Erreur systolique moyenne : -0.25 mmHg
 - Erreur diastolique moyenne : +2.5 mmHg

Évaluation des erreurs relative

En calculant les pourcentages d'erreur pour chaque sujet, nous avons pu observer plusieurs tendances :

- Les erreurs systoliques pour la méthode des ratios fixes varient généralement entre -3,5 % et 0 %, ce qui indique une légère sous-estimation des valeurs systoliques par rapport à la méthode de référence.
- Les erreurs diastoliques pour la méthode des ratios fixes sont, dans la plupart des cas, assez faibles, à l'exception d'un pic à 8 % pour un sujet peut être du a un mouvement.
- En ce qui concerne la méthode dérivée, les erreurs systoliques sont plus proches des valeurs de référence, avec des écarts relativement faibles (environ -2 % à 2 %).
- Les erreurs diastoliques dans la méthode dérivée varient plus largement, avec des pourcentages allant jusqu'à 6 % dans certains cas.

Analyse critique des résultats obtenus

Dans l'ensemble, les résultats obtenus montrent que le tensiomètre basé sur la méthode oscillométrique offre des mesures assez précises, en particulier pour la pression systolique, où les écarts sont modérés. La méthode dérivée semble plus précise pour les mesures systoliques, tandis que les mesures diastoliques affichent des écarts plus importants dans les deux méthodes. Cependant, les résultats peuvent encore être optimisés, notamment pour la pression diastolique, où les écarts par rapport à la méthode de référence sont parfois élevés. Ces variations peuvent être dues à des limitations dans l'étalonnage du système ou des facteurs physiologiques spécifiques à chaque sujet.

Cela ouvre des perspectives pour affiner encore le traitement numérique du signal oscillométrique afin de réduire les écarts, tout en conservant un fonctionnement fiable pour les mesures de la pression artérielle.

En conclusion

Ce chapitre a permis de mettre en œuvre les différents composants du tensiomètre, allant du capteur de pression à l'affichage des données. Les étapes de filtrage, d'amplification et de traitement du signal se sont révélées essentielles pour garantir des mesures fiables. À la suite de ces réalisations, des tests de mesure ont été effectués sur plusieurs sujets pour étudier les pourcentages d'erreur, et les résultats ont été prometteurs

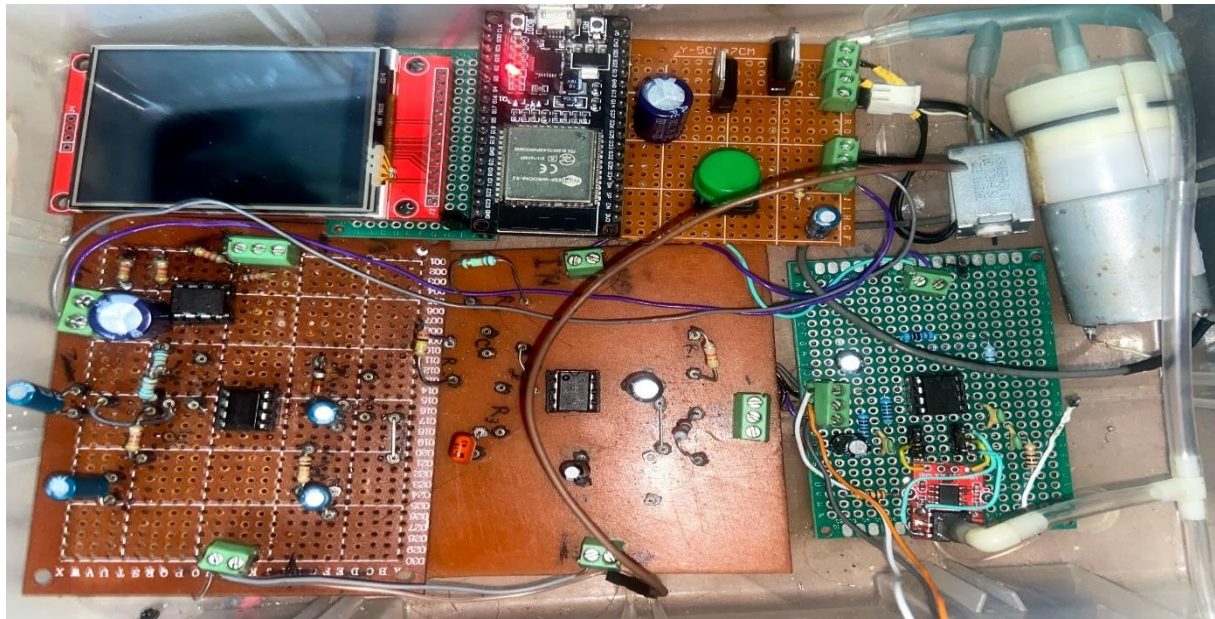


Figure III-20 dispositif expérimentale

Conclusion générale

Conclusion générale

Dans le cadre de ce projet, nous avons conçu et réalisé un tensiomètre fonctionnel basé sur la méthode oscillométrique. Après avoir étudié le fonctionnement du cœur humain et les principes de la pression artérielle, nous avons mis en œuvre un système capable de mesurer et d'analyser les oscillations de pression dans un brassard pour déterminer les pressions systolique et diastolique.

Nous avons suivi une démarche complète, allant de la conception du circuit de conditionnement, incluant l'amplification et le filtrage des signaux, jusqu'à la programmation du traitement numérique. Deux approches d'analyse ont été appliquées : la méthode des ratios fixes et celle de la dérivée, permettant de comparer les résultats obtenus avec ceux d'une mesure de référence basée sur la méthode auscultatoire.

Les tests effectués montrent que notre tensiomètre offre une précision satisfaisante pour la mesure de la pression systolique, avec des écarts modérés par rapport à la méthode de référence. Néanmoins, des améliorations sont encore possibles pour affiner la précision des mesures diastoliques, qui présentent parfois des écarts plus importants.

Ces résultats soulignent les avantages et les limites de notre système, mais ouvrent également la voie à des optimisations futures, notamment dans le traitement des signaux oscillométriques et l'étalonnage du système. L'intégration de ces améliorations pourrait faire de ce tensiomètre un dispositif encore plus fiable pour la mesure non invasive de la pression artérielle.

Résumé

Dans ce projet, nous avons conçu un tensiomètre basé sur la méthode oscillométrique, une technique largement utilisée pour la mesure de la pression artérielle. Nous avons ensuite réalisé un prototype fonctionnel permettant à toute personne de mesurer sa propre tension artérielle de manière autonome, sans nécessiter l'assistance d'un médecin ou d'un tiers. Ce dispositif peut être utilisé aussi bien dans des environnements médicaux que domestiques. Il mesure la pression artérielle et affiche les résultats sur un écran intégré. Le tensiomètre a été programmé selon les besoins spécifiques du projet à l'aide d'une carte ESP32, assurant une lecture précise et efficace des données.

Mots clés : Pression artérielle, tensiomètre, méthode oscillométrique, capteur de pression, ESP32, sphygmomanomètres.

Summary

In this project, we designed a blood pressure monitor based on the oscillometric method, a widely used technique for measuring blood pressure. We then developed a functional prototype that allows anyone to measure their own blood pressure autonomously, without the need for assistance from a doctor or anyone else. This device can be used both in medical environments and at home. It measures blood pressure and displays the results on an integrated screen. The blood pressure monitor was programmed according to the specific needs of the project using an ESP32 board, ensuring accurate and efficient data readings.

Keywords : Blood pressure, blood pressure monitor, oscillometric method, pressure sensor, ESP32, sphygmomanometer.

ملخص

في هذا المشروع، قمنا بتصميم جهاز قياس ضغط الدم بناءً على الطريقة التذبذبية، وهي تقنية تستخدم على نطاق واسع لقياس ضغط الدم. ثم قمنا بتطوير نموذج أولي وظيفي يسمح لأي شخص بقياس ضغط دمه بنفسه بشكل مستقل، دون الحاجة إلى مساعدة طبيب أو أي شخص آخر. يمكن استخدام هذا الجهاز سواء في البيئات الطبية أو المنزلية. يقوم بقياس ضغط الدم وعرض النتائج على شاشة مدمجة. تم برمجة جهاز قياس ضغط الدم وفقاً لاحتياجات المشروع باستخدام لوحة ESP32، مما يضمن قراءة دقيقة وفعالة للبيانات.

الكلمات المفتاحية: ضغط الدم، جهاز قياس ضغط الدم، الطريقة التذبذبية، مستشعر الضغط ESP32، مقياس ضغط الدم

BIBLIOGRAPHIE

[1] Distrimed.com. www.distrimed.com.

https://www.distrimed.com/tensiometre_son_histoire.php consulté le 07/04/2024.

[2] Comment fonctionne le cœur | Fondation des maladies du cœur et de l'AVC. Fondation des maladies du cœur et de l'AVC du Canada. <https://www.coeuretavc.ca/maladies-du-coeur/que-est-ce-que-les-maladies-du-coeur/comment-fonctionne-le-coeur>.

[3]- Dr Jean-Yves Handler, « Mesure de la pression artérielle », in MediPedia, http://fr.medipedia.be/hypertension/diagnostic/articles_mesure-pression-arterielle_539, page consulter le 13/05/ 2024.

[4] Fine NM. Insuffisance cardiaque. Édition professionnelle du Manuel MSD. Publièr08/09/2024. <https://www.msmanuals.com/fr/professional/troubles-cardiovasculaires/insuffisance-cardiaque/insuffisance-cardiaque>.

[5]- projet fin d'étude « tensiomètre électronique» université islamique de Liban faculté de génie département biomédical, 2006/2007.

[6] Delage V. Dictionnaire médical de l'Académie de Médecine. <https://www.academie-medecine.fr/ledictionnaire/index.php?q=r%C3%A9sistance%20vasculaire%20p%C3%A9riph%C3%A9rique>.

[7]Hypertensionartérielle.<https://sante.lefigaro.fr>.<https://sante.lefigaro.fr/sante/maladie/hypertension-arterielle/quelles-valeurs> consulter le 05/05/2024.

[8] Online, C. (n.d.). *L'hypertension artérielle : un fléau que l'on peut vaincre*. Copyright 2024 Europa Organisation. <https://www.cardio-online.fr/Actualites/A-la-une/hypertension-arterielle-fleau-on-peut-vaincre>.

[9] Georges FAHD " Création D'une Chaîne De Référence Pour La Mesure De La Pression Artérielle", Thèse De Doctorat En Mécanique Et Physique Des Fluides, Université AIX-MARSEILLE, France, 2012.

[10] Hypertension. Published March 16, 2023. <https://www.who.int/fr/news-room/fa-sheets/detail/hypertension>.

[11] Hypotension : définition, causes et traitements | Elsan. Elsan. <https://www.esan.care/fr/pathologie-et-traitement/maladies-generale/hypotension-causes-traitements>.

[12] Roland Asmar, Méthodes de Mesure de la Pression Artérielle, Hôpital Broussais, Paris 2010.

[13] <http://technolab.fr><https://entretien-voiture.ooreka.fr> astuce > voir > electro...r > L'ATmega328p et les AVR - Systèmes embarqués ...– LISIC.

[14] <https://catalog.us-east-1.prod.workshops.aws/workshops/5b127b2f-f879-48b9-9dd0-35aff98c7bbc/en-US/module1/esp32>.

[15] Xukyō. Vue d'ensemble du microcontrôleur NodeMCU ESP32. AranaCorp. Publié le 16 février 2024. <https://www.aranacorp.com/fr/vue-densemble-du-microcontroleur-nodemcu-esp32/> consulter le 05/06/2024.

[16] Teja R. Getting Started with ESP32 | Introduction to ESP32. ElectronicsHub USA. Publié le 5 avril 2024. <https://www.electronicshub.org/getting-started-with-esp32/#Introduction>.

[17] BRASSARD : Définition de BRASSARD. <https://www.cnrtl.fr/definition/brassard//0>

[18] <https://www.aliexpress.com/i/4000614635047.html>, consulter le 12/06/2024.

[19] Mini Electrovanne à Air 5V. <https://www.robot-maker.com>. <https://www.robotmaker.com/shop/moteurs-et-actionneurs/413-mini-electrovanne-a-air-5v-413.html>, consulter le 08/06/2024.

[20] MPS20N0040D Pressure Sensor Calibration with Arduino. <https://makersportal.com>. <https://makersportal.com/blog/2020/6/4/mps20n0040d-pressure-sensor-calibration-with-arduino>, consulter le 29/06/2024.

[21] <https://datasheetspdf.com/pdf-file/996460/ETC/MPS20N0040D-S/1>, consulter le 29/06/2024.

[22] TAIHTI.F projet fin d'étude «Etude et implantation d'un filtre RIF adaptatif sous VHDL» université Saad Dahlab de Blida faculté de technologie département Electronique, 2017/2018.

[23] <https://www.analog.com/media/en/technical-documentation/data-sheets/AD622.pdf> consulter le 05/07/2024

[24] EA uniTFTs035-ATC | Ecran LCD TFT Display Visions, 3.5pouce, 480 x 320pixels écran tactile | RS. <https://fr.rs-online.com/web/p/ecrans-tftlcd/2211853>, consulter le 05/07/2024.

[25] Écran TFT LCD 1.8 Pouces 128x160 compatible ARDUINO. ElectroProto. <https://electro-proto.fr/ecrans-tft/66-ecran-tft-lcd-18-pouces-128x160-compatible-arduino-3760373490064.html>, consulter le 05/07/2024.

[26] : Chandrasekhar A, Yavarimanesh M, Hahn J-O, Sung S-H, Chen C-H, Cheng H-M and Mukkamala R (2019) Formulas to Explain Popular Oscillometric Blood Pressure Estimation Algorithms. *Front. Physiol.* 10:1415. doi: 10.3389/fphys.2019.01415

[30] : Chandrasekhar A, Yavarimanesh M, Hahn JO, Sung SH, Chen CH, Cheng HM, Mukkamala R. Formulas to Explain Popular Oscillometric Blood Pressure Estimation Algorithms. *Front Physiol.* 2019 Nov 21;10:1415. doi: 10.3389/fphys.2019.01415. PMID: 31824333; PMCID: PMC6881246.

[31] : M.S., & Fukushima, T. (2005). Mesure oscillométrique de la pression artérielle : méthodologie, quelques observations et suggestions. *Biomed Instrum Technol*, 39(3), 237–241. [https://doi.org/10.2345/0899-8205\(2005\)39\[237:OBPMTM\]2.0.CO;2](https://doi.org/10.2345/0899-8205(2005)39[237:OBPMTM]2.0.CO;2)

[32] : Sharman, JE, Tan, I., Stergiou, GS *et al.* Appareils de mesure automatique de la pression artérielle « oscillométrique » : comment ils fonctionnent et ce qu'ils mesurent. *J Hum Hypertens* **37** , 93–100 (2023). <https://doi.org/10.1038/s41371-022-00693-x>

[33] : Liu J, Cheng HM, Chen CH, Sung SH, Moslehpour M, Hahn JO, Mukkamala R. Patient-Specific Oscillometric Blood Pressure Measurement. *IEEE Trans Biomed Eng.* 2016 Jun;63(6):1220-1228. doi: 10.1109/TBME.2015.2491270. Epub 2015 Oct 15. PMID: 26485351; PMCID: PMC4907878.

[34]: Qu'est ce que la carte ESP32 ?, <https://www.robotique.tech/blog/quest-ce-que-la-carte-esp32/>, visité le 10/09/2024